

AVERTISSEMENT

Cette thèse d'exercice est le fruit d'un travail approuvé par le jury de soutenance et réalisé dans le but d'obtenir le diplôme d'État de docteur en chirurgie dentaire. Ce document est mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

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

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

UNIVERSITÉ PARIS CITÉ

FACULTÉ DE SANTÉ

UFR D'ODONTOLOGIE

Année 2023

N° D115

THÈSE

POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le :

Par

Reina Ilana GABAÏ

**Implant de nouvelle génération : comment le design implantaire
influence la cicatrisation osseuse ?**

Dirigée par M. Docteur Hervé Tarragano

JURY

Mme le Professeur Marie-Violaine Berteretche

Président

M. le Professeur Jean-François Nguyen

Assesseur

M. le Docteur le Docteur Hervé Tarragano

Assesseur

Mme le Docteur Gorin Caroline

Assesseur



L'auteur s'engage à respecter les droits des tiers, et notamment les droits de propriété intellectuelle. Dans l'hypothèse où la thèse d'exercice comporterait des éléments protégés par un droit quelconque, l'auteur doit solliciter les autorisations nécessaires à leur utilisation, leur reproduction et leur représentation, auprès du ou des titulaires des droits. Le droit de citations doit s'exercer avec rigueur et discernement. Certaines citations peuvent comporter un extrait textuel de la source. Cet extrait textuel doit être relativement court (une quinzaine de lignes tout au plus), mis entre guillemets ou clairement séparé du corps du texte et bien évidemment référencé en citation. En ce qui concerne la citation sans extrait textuel (mention d'idées ou concepts originaux, données chiffrées, figures, etc.), il faut également en citer la source. Toute figure, tableau, graphique reproduit doit également être accompagné de la citation de la source. L'auteur est responsable du contenu de sa thèse d'exercice. Il garantit l'Université contre tout recours. Elle ne pourra en aucun cas être tenue responsable de l'atteinte aux droits d'un tiers.

Reina Ilana GABAÏ

Tableau des enseignants de l'UFR d'Odontologie

DÉPARTEMENTS	DISCIPLINES	PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS	MAÎTRES DE CONFÉRENCES
1. DÉVELOPPEMENT, CROISSANCE ET PRÉVENTION	ODONTOLOGIE PÉDIATRIQUE	Mme M. AUJAY DE LA DURE-MOLLA Mme É. DURSUN Mme S. VITAL	M. P.-J. BERAT (MCU associé) Mme A.-L. BONNET M. F. COURSON Mme M. RIOU (MCU associé) Mme A. VANDERZWALM
	ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE	Mme E. LE NORCY	M. C. DUNGLAS M. P. GARREC Mme A. KAMOUN Mme B. VI-FANE
	PRÉVENTION, ÉPIDÉMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ ET ODONTOLOGIE LÉGALE	Mme S. AZOGUI-LEVY M. P. PIRNAY	Mme A.-C. BAS Mme A. GERMA Mme V. SMAIL-FAUGERON Mme A. TENENBAUM
2. CHIRURGIE ORALE, PARODONTOLOGIE, BIOLOGIE ORALE	PARODONTOLOGIE	Mme F. ANAGNOSTOU M. M. BIOSSE DUPLAN Mme M.-C. CARRA Mme M.-L. COLOMBIER Mme M. GOSSET	M. A. BRUN M. D. GUEZ M. S. JUNGO (MCU associé) M. S. KERNER
	CHIRURGIE ORALE	Mme G. LESCAILLE M. L. MAMAN Mme L. RADOŃ M. Y. ROCHE	Mme V. BAAROUN M. B. COURRIER Mme A.-L. EJEIL M. F. GAULTIER M. N. MOREAU M. T. NGUYEN Mme J. ROCHEFORT Mme I. TAÏHI M. H. TARRAGANO
	BIOLOGIE ORALE	Mme A. C. AZEVEDO (PU associée) Mme C. BARDET (PR) Mme A. BERDAL Mme C. CHAUSSAIN M. V. DESCROIX M. B. FOURNIER M. B. GOGLY Mme R. KOZYRAKI Mme S. SÉGUIER	Mme C. ANDRIQUE (MCU associée) M. C.-D. ARRETO M. J. BOUCHET (MCF) Mme H. CHARDIN M. P. COLLIN Mme M.-H. COTTET Mme A. COUDERT (MCF) M. F. FERRÉ Mme C. GORIN Mme S. HOUARI-MEJRI Mme J. ISAAC (MCF) M. O. LE MAY M. G. LIGNON (MCU associé) Mme N NOWWAROTE (MCU associé) M. B. PAIVA (MCF)
3. RÉHABILITATION ORALE (DÉBUT)	DENTISTERIE RESTAURATRICE ENDODONTIE	Mme T. BOUKPESSI M. P. COLON Mme C. GAUCHER	Mme F. BERÈS Mme C. BESNAULT M. É. BONTE Mme A.-M. COLLIGNON M. F. DECUP Mme A. HARTMANN M. G. KUHN Mme C. MESGOUZ-MENEZ Mme C. MOCQUOT Mme N. PRADELLE PLASSE Mme M. ZANINI

DÉPARTEMENTS	DISCIPLINES	PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS	MAÎTRES DE CONFÉRENCES
3. RÉHABILITATION ORALE (SUITE)	PROTHÈSES	Mme M.-V. BERTERETCHE Mme A. BRAUD M. O. FROMENTIN M. C. RIGNON-BRET M. B. TAVERNIER Mme C. WULFMAN	M. J.-M. CHEYLAN Mme H. CITTERIO Mme M.-J. CRENN M. M. DAAS M. D. DOT M. L. DUPAGNE (MCU associé) M. N. EID M. S. ESCURE Mme I. FOUILLOUX Mme L. FRIEDLANDER M. P. GATEAU M. D. MAURICE M. P. MOULIN M. P. RENAULT Mme É. SARFATI M. J.-E. SOFFER M. P. TRAMBA
	FONCTION-DYSFONCTION, IMAGERIE, BIOMATÉRIAUX	M. Y. BOUCHER Mme L. JORDAN M. J.-F. N'GUYEN M. B. SALMON	M. J.-P. ATTAL M. C. AZEVEDO Mme R. BENBELAÏD Mme A. BENOÎT A LA GUILLAUME (MCF) Mme J. BOSCO M. D. BOUTER M. J.-L. CHARRIER M. M. CHERRUAU M. H. DIAKONOFF (MCU associé) M. R. FELIZARDO M. B. FLEITER M. P. FRANÇOIS Mme F. MANGIONE M. A. PORPORATI (MCU associé) Mme F. TILOTTA
PROFESSEURS ÉMÉRITES		M. C. BÉRENHOLC M. P. BOUCHARD Mme M.-L. BOY-LEFÈVRE Mme M. FOLLIGUET Mme M. WOLIKOW M. R. GARCIA M. J.-J. LASFARGUES M. A. LAUTROU M. G. LEVY	M. B. PELLAT Mme A. POLIARD M. J.-L. SAFFAR

Liste mise à jour le 28 septembre 2022

Remerciements

À Mme le Professeur Marie-Violaine Berteretche ; Docteur en Chirurgie dentaire ; Docteur de l'Université Paris Diderot ; Habilitée à Diriger des Recherches ; Professeur des Universités, UFR d'Odontologie - Université Paris Cité ; Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris ;

Je vous remercie de m'avoir fait l'honneur de présider ce jury de thèse d'exercice. Je vous prie également de recevoir, pour la qualité de votre enseignement tout au long de ma formation, l'expression de ma profonde reconnaissance.

À M. le Professeur Jean François Nguyen ; Docteur en Chirurgie dentaire ; Ancien Interne des Hôpitaux ; Docteur de l'Université Paris 13 ; Habilité à Diriger des Recherches ; Professeur des Universités, UFR d'Odontologie - Université Paris Cité ; Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris ;

Je vous remercie de l'honneur que vous me faites de participer au jury de cette thèse. Je vous remercie également pour votre enseignement théorique ainsi que pour votre encadrement lors des vacances cliniques. Merci d'avoir partagé avec nous votre sens clinique et votre savoir.

À M. le Docteur Hervé Tarragano ; Docteur en Chirurgie dentaire ; Spécialiste qualifié en Chirurgie orale ; Maître de Conférences des Universités, UFR d'Odontologie - Université Paris Cité ; Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris ; Lauréat de l'Académie Nationale de Chirurgie dentaire ;

Je vous remercie de m'avoir fait l'honneur d'accepter la direction de cette thèse. Merci également de m'avoir accordé votre confiance, votre soutien et votre patience tout au long de l'élaboration de ce travail.

À Mme le Docteur Caroline Gorin ; Docteur en Chirurgie dentaire ; Praticien Hospitalier, Assistance-Publique, Hôpitaux de Paris ;

Je vous remercie de l'honneur que vous me faites de participer au jury de cette thèse, veuillez trouver ici l'expression de ma sincère gratitude.

Résumé et indexation en français et anglais

Résumé :

Le développement de l'implantologie moderne a permis l'intégration de cette thérapeutique dans les traitements de l'édentement. Elle est basée sur le principe de l'ostéo-intégration de Branemark dans le but d'assurer la stabilité mécanique et biologique de cette racine en titane. Nous reverrons dans un premier temps les phénomènes de remodelage osseux et de cicatrisation, dont les enjeux influencent le succès clinique. Le tissu osseux est dynamique et en constante évolution et il en va de la responsabilité de chaque praticien d'en comprendre la physiologie afin d'adapter au mieux sa pratique clinique. Ensuite nous verrons comment à partir d'un modèle unique de nombreuses innovations ont émergé modifiant d'abord la morphologie, puis le revêtement et l'état de surface. Nous nous intéresserons à la façon dont ces modifications influencent la cicatrisation osseuse. Enfin nous verrons les particularités des designs implantaires actuellement commercialisés et nous nous attacherons à comprendre les facteurs qui participent à potentialiser la cicatrisation osseuse et donc la survie à long terme de nos solutions implantaires.

Discipline ou spécialité :

Implantologie

Mots clés français (fMeSH et Rameau) :

fMeSH : Ostéo-intégration ; Implants dentaires

Rameau : Biomatériaux ; Cicatrisation

Forme ou Genre :

fMeSH : Dissertation universitaire

Rameau : Thèses et écrits académiques

Abstract :

Branemark's principle on osseointegration has led the way to what is now considered the biggest evolution in dentistry over the last decade. Implantology has become a standard practice in oral surgery. We'll first review the basic phenomenon of bone healing and remodeling that are the backbone of implant dentistry. Bone tissue is ever evolving in response to its environment constraints. It is our responsibility as dental surgeon to ensure we fully comprehend all its physiology to adjust our clinical practice. We'll see how from a unique proven model of implant many innovations have emerged. In a common purpose of improving bone healing thus bettering long term clinical results, engineers have changed body, collar, and apex design, they have added coatings and altered surface condition. Finally we'll review implant design that are commonly distributed nowadays and object how each figure of their design improves bone healing.

Branch or specialty:

Oral Implantology

English keywords Implantology, bone healing:

Osseointegration ; Dental Implants

Publication type :

Academic Dissertation

Liste des abréviations

- BMU : basic multicellular unit
- HA: Hydroxy apatite
- M-CSFQ: macrophage colony-stimulating factor

Table des matières

INTRODUCTION.....	3
1 : LA CICATRISATION OSSEUSE ET OSTEO-INTEGRATION IMPLANTAIRE.....	5
1.1 PHENOMENES DE CICATRISATION ET REMODELAGE OSSEUX	5
1.1.1 <i>Os alvéolaire : structure, cellules</i>	5
1.1.2 <i>Le remaniement osseux</i>	6
1.1.3 <i>La cicatrisation : réparation d'une fracture et réparation autour d'un implant</i>	8
1.2 LIAISON OS-IMPLANT : OSTEO-INTEGRATION	10
1.2.1 <i>Les principes de l'ostéo-intégration : adhésion implantaire au titane</i>	10
1.2.2 <i>L'énergie de surface de l'implant</i>	13
1.2.3 <i>L'importance de l'ostéo-conduction et de l'ostéo-induction dans la cicatrisation osseuse.....</i>	14
1.2.4 <i>Critères de succès implantaire</i>	16
1.3 L'OSTEO-INTEGRATION D'IMPLANT ORTHOPEDIQUE : COMPARAISON AUX IMPLANTS DENTAIRE.....	16
2 : NOUVELLE GENERATION D'IMPLANTS ET INNOVATIONS DU DESIGN	18
2.1 DIFFERENTS PARAMETRES DU DESIGN IMPLANTAIRE ET LEUR IMPORTANCE DANS L'OSTEO-INTEGRATION	18
2.1.1 <i>Morphologie macroscopique</i>	18
2.1.2 <i>Morphologie microscopique</i>	27
2.2 INNOVATIONS RECENTES PARTICIPANT A LA CICATRISATION OSSEUSE	34
2.2.1 <i>Les revêtements ostéo-conducteur : phosphate de calcium, couche anti-bactérienne et facteurs de croissances (PRP,BMP).....</i>	34
2.2.2 <i>Méthodes de modification physicochimique de l'état de surface des implants en titane (macroscopique : traitement par addition ou soustraction ; nanoscopique).....</i>	36
2.2.3 <i>Optimisation topologique</i>	39
2.3 LES POCHES DE CICATRISATION IMPLANTAIRE ; FACTEUR DE SUCCES D'OSTEO-INTEGRATION	40
2.3.1 <i>Définition et principes des poches.....</i>	40
2.3.2 <i>Implication dans l'ostéo-intégration</i>	41
3 : COMPARAISON DU DESIGN IMPLANTAIRE DE DIFFERENTES MARQUES D'IMPLANT ACTUELLEMENT COMMERCIALISEES	44
3.1 ETAT DE SURFACE ET BIOMATERIAUX	44
3.1.1 <i>Comparaison d'implants</i>	44
3.1.2 <i>Implication clinique</i>	45
3.2 MORPHOLOGIE DU CORPS	46
3.2.1 <i>Comparaison</i>	46

3.2.2 Implications cliniques.....	51
CONCLUSION	54
BIBLIOGRAPHIE.....	55
TABLE DES FIGURES.....	59
TABLE DES TABLEAUX	ERREUR ! SIGNET NON DEFINI.
ANNEXES	ERREUR ! SIGNET NON DEFINI.

Introduction

Les prémices de ce qui deviendra l'implantologie naissent dans les années 1950 grâce à un Suédois le professeur Ingvar Branemark. En effet c'est au travers d'une expérience sur l'implantation de cage en titane sur des souris qu'il découvre pour la première fois ce qui est reconnu aujourd'hui comme le principe d'ostéo-intégration. Étudiant alors la circulation sanguine et la réparation osseuse il projette d'implanter une chambre optique revêtû de titane dans un os long de lapin. L'expérimentation achevée il se rend compte que les cages sont inséparables de l'os. Ses recherches prirent alors une direction différente afin d'évaluer la tolérance du titane par l'organisme. C'est en 1965 que le Pr Branemark pose son premier implant dinaire et révolutionne la prise en charge de l'édentement. Il faudra attendre les années 1980 pour qu'il présente le détail de ses travaux et les résultats qu'il a obtenus sur ces patients. « Dix ans, c'est insuffisant, nous attendrons d'avoir quinze années de recul pour enseigner notre méthode. » Cette réponse du professeur Brånemark à Paul Tessier lui demandant en 1977 de l'initier à la technique d'ostéo-intégration témoigne de l'état d'esprit dans lequel a travaillé le Professeur Brånemark pour mettre au point sa méthode et l'appliquer sur des patients. Ce n'est donc qu'en 1981, qu'une société suédoise exploite pour la première fois cette nouvelle technologie des implants dentaires pour la proposer au patient.

L'ostéo-intégration est la connexion structurelle et fonctionnelle directe entre l'os vivant et la surface d'un implant artificiel formant ainsi une liaison stable et durable entre l'implant et l'os environnant. Cela permet de fixer solidement l'implant dans l'os et de fournir une base solide pour la restauration dentaire ou l'implantation de prothèses orthopédiques. On comprendra plus tard que tous les matériaux ne sont pas capables de la même ostéo-intégration, plus encore que toutes les anatomies ne permettent pas le même taux d'ostéo-intégration. C'est le début de l'implantologie moderne, en quête d'un implant optimal.

Le développement de l'implantologie moderne a permis l'intégration de cette thérapeutique dans les traitements de l'édentement. Elle consiste en le remplacement de la racine dentaire absente par un artifice prothétique mis en place dans l'axe de la crête alvéolaire, complété dans un second temps, par un dispositif de remplacement de la ou des dents.

Afin de permettre la formation d'os autour d'une surface métallique, un implant spiral en acier inoxydable a d'abord été développé il a ensuite évolué vers un implant en spirale à double hélice. C'est le Dr Brånemark qui introduit un implant fileté en forme de racine en titane sur patient pour la

première fois en 1965. Il s'agit du premier implant dentaire stable à être bien documenté. Depuis lors le design implantaire a progressivement évolué dans un objectif commun de potentialiser la cicatrisation osseuse et la pérennité implantaire. C'est à partir des années 1980 que l'état de surface a été identifié comme l'un des facteurs important pour l'ostéo-intégration et que les fournisseurs n'ont cessé de faire évoluer la morphologie de l'implant.

Ainsi le praticien doit décider parmi un large choix de systèmes implantaires aux morphologies variées celui qui conviendra le mieux à son patient. Nous nous intéresserons ici aux effets du design implantaire sur la cicatrisation osseuse.

1 : La cicatrisation osseuse et ostéo-intégration implantaire

1.1 Phénomènes de cicatrisation et remodelage osseux

La cicatrisation osseuse est un des objectifs recherchés à long terme en chirurgie orale. En implantologie elle constitue l'objectif à atteindre pour le succès clinique. Ainsi, il est nécessaire de comprendre les grands principes de la cicatrisation osseuse afin d'appréhender au mieux ces enjeux dans nos pratiques cliniques.

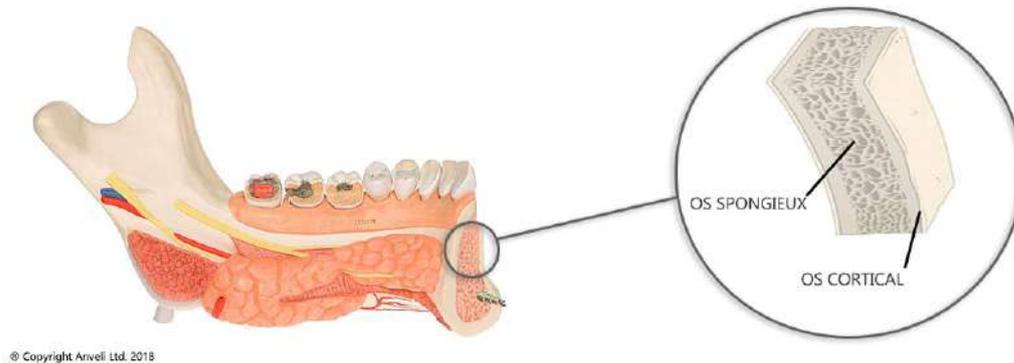
1.1.1 Os alvéolaire : structure, cellules

Le tissu osseux est composé d'une matrice organique minéralisée, cellules et canaux vasculaires. La matrice organique constitue 33% du poids de l'os et est composée principalement de 95% de collagène de type I et de 5% de protéoglycanes et de protéines autres que le collagène. Cette matrice non calcifiée est appelée ostéoïde et sa minéralisation se produit par la formation de cristaux d'hydroxyapatite qui sont déposés sous contrôle cellulaire le long des fibres de collagène (1). En plus de cette matrice organique minéralisée, l'os contient quatre types de cellules : les ostéoblastes, les ostéoclastes, les ostéocytes et les cellules bordantes (ostéoblastes quiescents) (2).

L'os alvéolaire est situé dans le prolongement de l'os basal sans démarcation anatomique ou histologique précise, il forme les alvéoles dentaires. L'os alvéolaire est une enveloppe d'os compact à la périphérie entourant au centre un os spongieux parsemé d'espaces médullaires. On distingue le périoste, la cortical externe, la couche intermédiaire, la corticale interne.

Le tissu osseux est dynamique et constamment en train de s'adapter à son environnement en réponse aux charges qu'il subit. Cette adaptation se produit en deux phases successives : la première est la résorption osseuse, qui est principalement causée par l'activité des ostéoclastes et des macrophages, qui agissent comme les "éboueurs" de l'organisme, et la deuxième est la formation osseuse, qui est causée par l'activité des ostéoblastes.

Figure 1 : Constitution de l'os maxillaire



Source : Anvelli Dental, « Constitution de l'os maxillaire », 2018.

1.1.2 Le remaniement osseux

Le remaniement osseux physiologique procède de l'alternance d'une phase de résorption soutenue par les cellules ostéoclastiques et d'une phase de formation osseuse due à l'activité des cellules ostéoblastiques (3). Il est actuellement admis qu'une commande centrale, issue du système nerveux autonome, coordonne l'ensemble de ce remaniement (Karsenty, 2001). Ce processus est indispensable au maintien de l'intégrité du squelette et de l'homéostasie phosphocalcique (4).

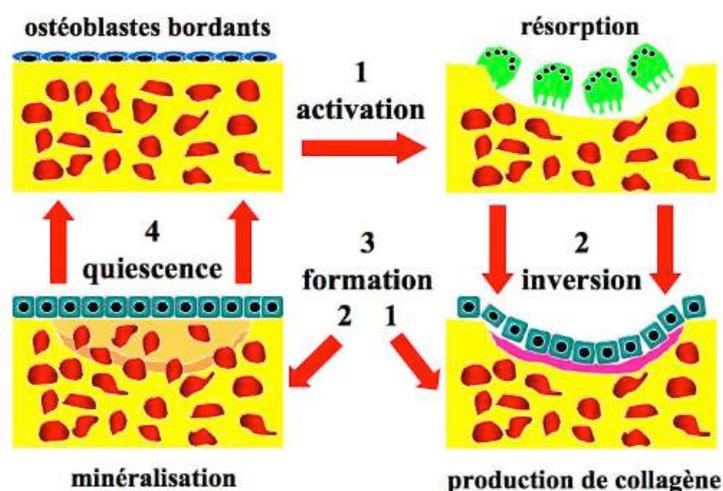
Le remaniement osseux est un processus qui se produit dans un os mature et qui implique la formation d'ostéons ou de BMU (basic multicellular unit). Ces ostéons ont pour rôle de remplacer l'os ancien par de l'os néoformé pour mieux s'adapter aux charges qu'il reçoit. On estime qu'il y a entre 1 et 2 millions d'ostéons actifs simultanément, et que chacun d'entre eux érode et synthétise environ 0,05 mm³ d'os. (Chappard, 1999, 2015).

Un cycle de remodelage dure environ 4 mois chez l'adulte. La phase de résorption est relativement courte (2 à 4 semaines) alors que la phase de formation est nettement plus longue (4 à 6 mois). Ce remodelage s'effectue en 4 phases distinctes :

- **La phase d'activation** : les ostéoblastes bordants empêchent l'accès des ostéoclastes à la surface osseuse. Les facteurs ostéorésorbants, tels que l'hormone parathyroïdienne, rétractent ces cellules bordantes, permettant ainsi aux ostéoclastes d'adhérer à la matrice osseuse. Simultanément les ostéoblastes synthétisent des molécules telles que le M-CSFQ (*macrophage colony-stimulating factor*), qui favorisent la différenciation des précurseurs hématopoïétiques des ostéoclastes et leur afflux sur le site.

- **La phase de résorption** : les ostéoclastes se fixent sur la surface osseuse en formant une zone cémentante avec des protéines telles que les intégrines, qui établissent une jonction étanche entre la cellule et l'os. Cette zone centrale, appelée "bordure en brosse", sécrète des enzymes lysosomales qui abaissent considérablement le pH, entraînant la dissolution des cristaux d'hydroxyapatite et la formation d'une "chambre de résorption".
- **La phase d'inversion** : Après avoir solubilisé les cristaux d'hydroxyapatite, l'ostéoclaste cesse finalement son action et quitte la surface osseuse soit par migration soit par apoptose, une autodestruction programmée de la cellule en réponse à un signal. Les macrophages, qui sont les "éboueurs" de l'organisme, interviennent ensuite pour lisser le fond de la lacune.
- **La phase de formation osseuse** : est composée de deux étapes consécutives, induites par les ostéoblastes : la production de fibres de collagène qui forment la matrice osseuse, suivie de la minéralisation de cette matrice. Une fois la formation osseuse achevée, les ostéoblastes perdent leur activité, prennent une forme aplatie et se transforment en ostéoblastes bordants.

Figure 2 : Le remaniement osseux



Source : Bert, *Implantologie : bases fondamentales, conséquences cliniques*, 2021.

Le remodelage osseux est donc un processus physiologique et continu de régénération osseuse qui se produit tout au long de la vie en réponse à des contraintes de l'environnement notamment dans notre domaine lors de l'éruption dentaire, ou de déplacements dentaires (orthodontie, egression,

déchaussement ...). Dans un effort d'obtenir une compréhension globale du tissu osseux nous verrons maintenant les différents principes de guérisons (5).

1.1.3 La cicatrisation : réparation d'une fracture et réparation autour d'un implant

Les processus de cicatrisation osseuse sont différents selon qu'il s'agit de la réparation d'une fracture ou de la réparation osseuse autour d'un implant (4).

La **réparation d'une fracture** se déroule en plusieurs phases, toujours de la périphérie vers le centre (6).

- Phase 1 : L'hématome fracturaire ou cal hémateux (J1-J10) se forme immédiatement après la fracture, recrutant des cellules précurseurs qui se différencient en ostéoblastes, fibroblastes et ostéoclastes en présence de facteurs de croissance comme le bone morphogenetic protein (BMP), le fibroblast growth factor (FGF) ou le platelet derived growth factor (PDGF). Ces cellules migrent vers le foyer de fracture grâce à des facteurs chimiotactiques libérés par les cellules nécrotiques du foyer de fracture. Des macrophages du tissu conjonctif vont détruire les débris stimulés par l'inflammation locale. Les capillaires et cellules mésenchymateuses puis des fibroblastes apparaissent à partir du 5e jour et transforment le cal hémateux en tissu conjonctif immature dit tissu de granulation. Les capillaires qui se forment à la surface du tissu paraissent granuleux à ce stade la fracture est encore mobile. A la suite d'un forage osseux cortical grâce à l'innervation et à la vascularisation apparaissent les ostéoblastes en charge de la reconstruction osseuse.
- Phase 2 : Le cal mou ou cal de granulation (J2-J15) ; elle est caractérisée par la formation d'un cal mou et semi-rigide qui assure une stabilité mécanique provisoire grâce à la présence de deux phases, le cal cartilagineux central et le cal périosté de chaque côté de la fracture. Le tissu de granulation, très vascularisé, permet la différenciation cellulaire avec prolifération de fibroblastes, de chondroblastes à l'origine du cartilage puis d'ostéoblastes à partir des cellules mésenchymateuses initiales. Les ostéoblastes produisent un tissu osseux immature appelé "woven bone" non lamellaire, peu ordonné, irrégulièrement minéralisé et de faible résistance qui sera rapidement remodelé en un os lamellaire.

- Phase 3 : Le cal provisoire ou cal primaire (J15 à J21) ce cal apparait sur les fragments osseux au niveau du périoste et permet la stabilisation de la fracture. A ce stade il existe deux lignées de cellules :
 - La lignée ostéoblastique qui forme une matrice ostéoïde formée de collagène de type I qui se minéralisera par la suite, à distance du foyer.
 - La lignée chondroblastique, au plus proche du foyer de fracture qui forme un anneau cartilagineux autour de ce foyer qui se minéralisera progressivement.
- Phase 4 : le cal dur ou définitif (J22 à J60) la cicatrisation se poursuit par formation de tissu osseux entre les parois corticales ; les chondrocytes vont s'hypertrophier, minéraliser la substance cartilagineuse transformant ainsi progressivement le cartilage en os lamellaire.
- Phase 5 : Le remaniement osseux (à partir de J60) ; une fois reconstruit, l'os se transforme en fonction des contraintes mécaniques qu'il subit sous l'action d'ostéons qui vont le remodeler et réduire progressivement le cal. L'os ne retrouvera son aspect antérieur qu'au bout de 18 à 24 mois.

Le processus de **guérison d'une fracture autour d'un implant** est quant à lui différent du fait de la présence de l'implant limitant la cicatrisation à la zone de contact avec l'os. Ce processus diffère également en fonction du type d'os en contact avec l'implant : l'os spongieux trabéculaire, très vascularisé, ou l'os cortical, faiblement vascularisé.

Dans **l'os spongieux**, d'après Marco et al. (2005), l'implantation osseuse entraîne une vascularisation de la zone de fracture, le sang entre alors en contact direct avec la surface implantaire. Les ions de calcium et de phosphore (Ca et PO₄) contenus dans le sang se retrouvent adsorbés à la surface de l'implant dans sa couche d'oxyde. C'est cette adsorption qui potentialise l'adhérence biologique de l'os au titane en formant une couche afibrillaire calcifiée qui permet l'adhésion des cellules mésenchymateuses, des pré ostéoblastes et des ostéoblastes qui vont à leur tour produire les fibres de collagène du "woven bone". Le woven bone évoluera vers un tissu ostéoïde puis après quelques jours en un os lamellaire riche en vaisseaux et en cellules mésenchymateuse et ostéoblastiques.

Au niveau de **l'os cortical** la différence réside dans la vascularisation. Cet os étant peu vascularisé sa réaction au forage est plus complexe et sa cicatrisation est précédée d'une nécrose et d'une résorption. Le plus souvent les implants courts mis en place uniquement dans la corticale présentent

une fibro intégration totale traduisant l'échec de l'ostéo-intégration. Le forage de l'implant entraîne détérioration du collagène osseux formant un tissu hyalin (tissu vitreux dépourvu de collagène). En présence d'une vascularisation importante les macrophages et les ostéoclastes du sang résorbent cette couche hyaline (7). L'os cortical n'étant que très peu vascularisé le tissu hyalin persiste voire augmente d'épaisseur avec le temps entraîne une fibro intégration et donc une mobilité implantaire. De plus, en l'absence de vascularisation, les ions Ca et PO₄ ne seront pas mis en contact avec la couche d'oxyde de titane qui absorbe alors les molécules issues de la dégradation des fibres de collagène (protéines, peptides, dérivés d'acides gras comme le dialdéhyde malonique), qui polluent cette couche et perturbant l'adsorption ultérieure éventuelle des ions Ca et PO₄.

1.2 Liaison os-implant : ostéo-intégration

Comme nous venons de le voir la relation entre l'implant et l'os ne se limite pas à un simple contact intime entre deux structures, l'os cicatrise autour de l'implant, on parle de collage biologique de l'os sur l'implant.

1.2.1 Les principes de l'ostéo-intégration : adhésion implantaire au titane

Dans les années 1970-1980, l'interface souhaitée entre un os et un implant était fibreuse ; appelé depuis fibro-intégration. On cherchait à obtenir un tissu fibreux conjonctif entre l'implant et l'os que certains appelaient "ligament péri-implantaire" censé amortir les contraintes occlusales semblables à celui d'un parodonte. Les études histologiques ultérieures ont par la suite montré que le tissu fibreux péri-implantaire était très distinct d'un ligament et s'apparentait davantage à un tissu d'encapsulation du fait de son orientation. Bien qu'un faible nombre d'implants fibro-intégrés furent corrects les résultats sur 15 ans montrent que les échecs sont inéluctables dans le temps (Bert, 1987) et la survie à long terme aléatoire avec une chronologie imprévisible (8).

Cette technique a donc laissé place à un autre type de contact os-implant ; un contact direct que l'on doit aux travaux du Pr Branemark, c'est le début l'ostéo-intégration. Il parle d'un contact direct entre un os vivant et la surface d'un implant support de charges mécaniques, décrit comme une ankylose fonctionnelle adaptative (Schroeder et coll., 1976). Elle est caractérisée par une coaptation directe structurale et fonctionnelle entre l'os vivant et la surface implantaire (Listgarten et coll., 1991). Les études sur 15 ans montrent des résultats nettement supérieurs à long terme et parfaitement stables. 3 facteurs sont nécessaires afin de permettre une cicatrisation osseuse : des cellules adéquates à savoir les ostéoblastes, les ostéocytes et les ostéoclastes ; un stimulus tel que le forage d'un site osseux qui transmet un message au système nerveux autonome et qui coordonne par le système nerveux

sympathique la reconstruction osseuse par activation de la réaction haversienne ; et une bonne vascularisation. Finalement l'ostéo-intégration est une compétition entre des bactéries qui visent à coloniser, contaminer et former un biofilm à la surface implantaire et des cellules endogènes qui cherchent à former de nouvelles cellules osseuses autour des implants.

Le titane majoritairement utilisé en implantologie est un métal avide d'oxygène, ainsi il se recouvre instantanément d'une couche d'oxyde très adhérente au métal et peut y intégrer de nombreux ions dont le calcium et le phosphate composants essentiels de l'os lui conférant ainsi ses qualités biologiques. Liedberg (1985) a montré que les ions phosphates et calcium sont adsorbés à la surface du titane. Dès sa mise en place la surface implantaire est en contact direct avec le sang riche en calcium et en phosphore (9).

Lors de sa mise en place par vissage l'implant est immobilisé initialement par un blocage mécanique essentiellement à l'extrémité des spires, on parle de stabilité primaire. Cette immobilisation entraîne des zones de surpressions physiologiquement acceptables qui selon les lois de Wolff vont entraîner une lyse osseuse. Après quelques semaines la résorption osseuse et son remplacement assurent la stabilité secondaire durable. Selon ce même principe un serrage excessif de l'implant entraîne une résorption accélérée osseuse ne permettant pas la cicatrisation secondaire et entraînant mobilité et échec implantaire. Le processus de cicatrisation crée une relation étroite entre l'os et l'implant, on parle de collage biologique qui se renforce avec le temps. Sundgren et al. (1986) indiquent que « la couche d'oxyde qui se forme sur le titane implanté augmentait en épaisseur et se chargeait en minéraux avec le temps ». Ce processus prend plusieurs semaines et justifie souvent la mise en nourrice de l'implant, ainsi à l'abri de toute charge risquant d'altérer le processus par l'interposition d'un tissu fibreux généré par les charges mécaniques.

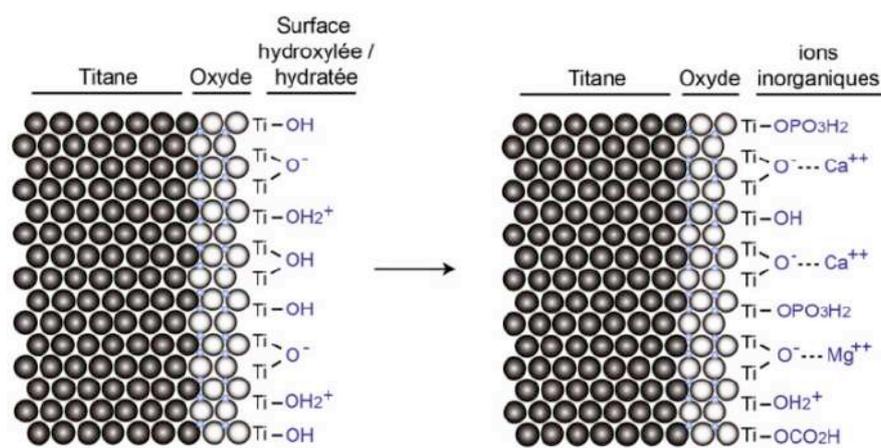
Sundell *et al.* (2017), par une étude humaine combinant un microscope électronique en transmission (MET, TEM) et une sonde atomique tomographique (SAT, APT), ont montré une zone riche en calcium à proximité immédiate de la surface implantaire et une épaisseur d'oxyde (TiO₂) de 5 nm sur cette surface. L'adsorption de calcium au sein la couche d'oxyde semble évidente.

Steflik *et al.* (1998) notent qu'une matrice de fibres de collagène non minéralisée est d'abord déposée directement à la surface de l'implant et que cette matrice est ensuite minéralisée. Les ostéoblastes interagissent avec cette matrice et deviennent des ostéocytes au fur et à mesure de sa minéralisation. En microscopie électronique à transmission, la zone de contact entre l'os minéralisé et l'implant, composée de fibres minéralisées et non minéralisées, a une épaisseur de 20 à 50 nanomètres.

Colnot *et al.* (2007), en comparant sur une souris la cicatrisation d'une alvéole vide à celle de la même alvéole munie d'un implant, ont montré que la différenciation cellulaire des ostéoblastes et la formation osseuse étaient beaucoup plus tardives pour l'alvéole sans implant que pour celle qui en est munie, suggérant que la surface de l'implant et son micro-environnement pouvaient favoriser l'ostéogénèse.

McQueen, s'il indiquait dès 1982 que « l'oxyde de titane pouvait incorporer des ions neutres comme le Ca et le P », précisait plus loin : « Cette couche peut également incorporer des fluorures, des chlorures, du carbone et des métaux qui la dénaturent. ». Les fabricants proposent des implants à l'état de surface parfaitement vierge afin d'optimiser l'adsorption ionique osseuse. Le praticien doit impérativement limiter toute pollution par des ions étrangers, cette couche essentielle, qui risquerait d'être saturée perturbant ainsi l'intégration osseuse implantaire. Ainsi l'irrigation implantaire au sérum physiologique souvent préconisée pour limiter l'élévation thermique constitue selon ce principe une ineptie biologique car ce sont les ions Na Cl qui seront adsorbés par la couche d'oxyde (et une ineptie thermique car arroser le sommet de l'implant ne refroidira pas son apex). Les ions Ca et PO4 étant présents dans le sang, c'est le sang du patient qui doit en premier recouvrir la surface de l'implant, ce que confirment Büsing *et al.* dès 1983 : « Pour l'intégration correcte d'un implant endo-osseux, la formation rapide d'un recouvrement par du sang est nécessaire pour permettre l'incorporation et finalement l'intégration osseuse. »

Figure 3 : Schéma d'une surface de titane oxydée dans un milieu aqueux biologique.



Source : Mekki et Durual, « L'ostéointégration – optimisation de la surface de l'implant », 2018.

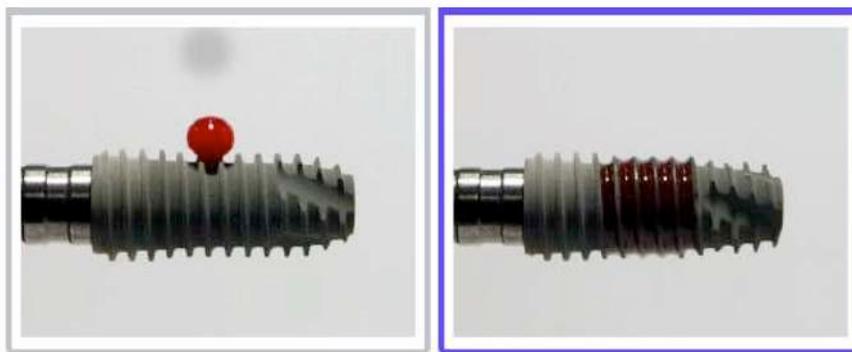
Pour cela il est nécessaire que le sang s'étale rapidement le long de la surface implantaire c'est le principe de l'énergie de surface de l'implant.

1.2.2 L'énergie de surface de l'implant

C'est Albrektsson dès 1983 qui s'intéresse à l'énergie de surface dans une revue de littérature Wennerberg et Albrektsson (2009) montrent l'influence de ce facteur sur la réponse osseuse. « En présence d'une faible énergie de surface les cellules mésenchymateuses vont se transformer en fibroblastes, à l'origine de la fibro-intégration de l'implant ».

L'énergie de surface ou tension superficielle est un phénomène physico-chimique lié à certaines interactions moléculaires. Il s'agit d'une force qui existe au niveau de toute interface entre deux milieux différents (solide, liquide). Baier et al. (1986, 1988) indiquent que « l'énergie de surface d'un matériau détermine son angle de tension superficielle et sa mouillabilité. Une faible énergie de surface donne un matériau hydrophobe. Lorsqu'elle est élevée, les cellules s'étalent et ont un développement rapide ». On comprend donc que le matériau à faible énergie de surface est hydrophobe, imperméable ; les matériaux à haute énergie de surface seront hydrophiles. Erikson et al. démontrent qu'une surface hydrophile permet une accélération des premières étapes cicatricielles autour d'un implant (10). Cette mouillabilité est déterminée par l'angle θ formé par la surface fluide avec la surface, un angle faible témoigne d'une haute mouillabilité (11).

Figure 4 : Mouillabilité d'une surface implantaire



Source : DIO, « Mouillabilité d'une surface implantaire », 2019.

Finalement on remarque que l'état de surface d'un matériau influence davantage l'intégration osseuse que le matériau lui-même, on comprend l'attrait pour les modifications de surfaces par sablage ou mordantage très en vogue ces dernières années dont nous parlerons plus en détails par la suite.

Olmsteadt (1983) indiquait encore : « Une surface poreuse donnera une meilleure intégration qu'une surface lisse et il n'y a pas d'ostéo-intégration si la porosité est inférieure à 30 μm ». Plus récemment, Marinucci et al. (2006) ont montré, avec des cultures in vitro de fibroblastes humains sur 3 surfaces : usinée, microsablée (5 μm) et macrosablée (30 μm) que « les ostéoblastes humains cultivés sur une surface usinée sont peu développés et plats. Les ostéoblastes humains développés sur une surface sablée montrent une plus grande synthèse de l'ADN. L'expression des gènes était meilleure sur les surfaces sablées, principalement sur celles macrosablées ». La parfaite biocompatibilité des surfaces, qu'elles soient sablées (Gotfredsen et al., 1992, 2000) ou mordancées (Ban, 2006 ; Iwaya, 2008), a été démontré. Une revue de la littérature (Jemat et al., 2015) n'a pas mis en évidence l'avantage d'un procédé par rapport à l'autre. Une autre revue (Le Guéhennec et al., 2007) indique que ces états de surface ont prouvé leur utilité clinique (> 95 % succès à 5 ans), mais qu'il n'existe aucune étude clinique prospective comparant ces différents états.

Ces résultats posent la question de la rugosité implantaire optimale, en effet cette rugosité essentielle au corps favorise l'adhérence bactérienne au col et avec elle le risque de péri-implantite et une rugosité élevée de l'extrémité auto taraudante risquerait d'augmenter l'échauffement et donc les risques d'échecs. La rugosité implantaire idéal se limiterait donc au corps implantaire (12).

1.2.3 L'importance de l'ostéo-conduction et de l'ostéo-induction dans la cicatrisation osseuse

Enfin l'ostéo-intégration ne peut s'envisager sans l'ostéoinduction et l'ostéoconduction qui sont trois phénomènes interdépendants qui sont indispensables à la cicatrisation osseuse implantaire (1). L'interaction des cellules sanguines avec l'implant influence la formation du caillot. Le réseau de fibrine formé sert d'échafaudage à la migration des cellules ostéogéniques (ostéoconduction) et à la différenciation de ces cellules (ostéoinduction) (13).

L'ostéoinduction désigne le processus par lequel des cellules primitives, indifférenciées et pluripotentes sont stimulées pour se développer en une lignée de cellules formant de l'os. Certains parlent de processus d'induction de l'ostéogénèse (13).

Comme vu ultérieurement l'os contient un nombre important de cellules différenciées tels que les ostéoblastes, les ostéocytes et les ostéoclastes, mais l'os et les tissus adjacents sont aussi pourvus de

cellules indifférenciées, elles sont essentielles à l'ancrage implantaire et à la cicatrisation osseuse elles constituent un stock disponible de cellules capables de se différencier influencé par des stimulus appropriés. Pour mettre en évidence l'ostéoinduction l'expérience la plus significative consiste à former du tissu osseux sur un site hétérotopique comme un site musculaire. C'est l'expérience d'Urist et al. qui a permis de mettre en lumière un agent inducteur majeur, une glycoprotéine appelée BMP de la famille des facteurs de croissances. Il existe 15 types différents de BMP (BMP-7 et BMP-2 seraient particulièrement intéressants). Les stimulations physiques comme le stress mécanique ou les signaux électriques semblent exercer également une influence directe ou indirecte sur l'induction osseuse. Certains ostéoblastes déjà existants peuvent également être recrutés pour la formation osseuse, leur contribution reste minoritaire par rapport à l'action des cellules indifférenciées stimulée par les facteurs de croissances.

Cette expérience témoigne des études d'Albrektsson sur la conduction et le remodelage osseux qui conclut que la vascularisation complète est nécessaire à la formation osseuse. Les facteurs de croissances indispensables étant apportés par la vascularisation.

C'est un mécanisme biologique qui se produit régulièrement lors d'une fracture ou de l'intégration implantaire, simultanément la "lésion" libère des messagers biochimiques et biophysiques locaux qui agissent sur les cellules. Certains de ces messagers guident la différenciation et l'organisation des cellules, tandis que d'autres fournissent des mitogènes, substance chimique qui encourage une cellule à commencer la division cellulaire déclenchant une mitose. L'ostéoinduction est donc une première étape nécessaire à la cicatrisation qui débute immédiatement après l'apparition de la lésion et qui perdure pendant la semaine qui suit.

L'ostéoconduction, signifie que l'os peut se développer à la surface, une surface ostéoconductive permet la genèse osseuse. Dans le cas de l'implantation dentaire, la conduction osseuse dépend du biomatériau choisi. Le cuivre et l'argent par exemple sont de mauvais ostéoconduc-teurs. Il existe une ostéoconduction moyenne avec l'acier inoxydable. Enfin le titane pur est un matériau à haute conduction. Il existe des différences significatives dans la quantité de formation osseuse sur des matériaux similaires tels que le titane pur par rapport au titane 6-aluminium 4-vanadium. Les implications cliniques de ces différences restent cependant inconnues.

Finalement l'ostéointégration dépend de l'ostéoinduction de cellules indifférenciées par des stimulus appropriés sur un matériau ostéoconduc-teur. C'est trois principes sont essentiels au succès implantaire à long terme.

1.2.4 Critères de succès implantaire

En 1986 Albrektsson définit des critères d'évaluation du succès d'ostéointégration (14) :

- Test de mobilité négative ; l'implant doit être immobile lorsqu'il est testé cliniquement, ce qui exclut toute fibrointégration autrefois considérée comme succès aujourd'hui avérée comme un échec d'implantation.
- Pas de radio clarté péri-implantaire décrite après rétro-alvéolaire, ce qui témoigne d'une condensation osseuse à l'interface os-implant.
- Pas de signes infectieux ou de neuropathie liés à la pose de l'implant, absence de symptomologie relatée par le patient.
- Une perte osseuse annuelle verticale inférieure ou égale à 0,2 mm, objectivée sur des radiographies standardisées prises tous les ans.

Ces critères toujours d'actualité seront complétés par un test à la percussion : un implant ostéointégré produira un son métallique, un implant fibrointégré aura un son plutôt sourd. La radiographie rétro-alvéolaire orthogonale permet de contrôler l'apposition osseuse et la stabilité crestale péri-implantaire. L'analyse par fréquence de résonance permet la mesure combinée du « bone to implant contact » soit la surface de contact os-implant et de la densité osseuse péri-implantaire. Pour un implant ostéointégré nous attendrons des valeurs d'ISQ > 70 (15).

1.3 L'ostéo-intégration d'implant orthopédique : comparaison aux implants dentaires

Les implants en titane sont largement utilisés en chirurgie dentaire et orthopédique et leur stabilité à long terme repose sur une ostéo-intégration réussie pendant la période de cicatrisation. L'ostéointégration est un processus biologique qui se produit lorsqu'un implant est placé dans l'os et que l'os fusionne avec la surface de l'implant, formant ainsi une connexion structurelle stable et durable. Cela est vrai pour les implants dentaires et orthopédiques (16).

Dans les deux cas, l'ostéointégration dépend de facteurs tels que la qualité de l'os de l'hôte, la conception et la surface de l'implant, la stabilité primaire de l'implant et les conditions locales de l'environnement (17).

En outre, la période de cicatrisation nécessaire pour l'ostéointégration est similaire pour les deux types d'implants, soit en moyenne de trois à six mois. Pendant cette période, l'implant doit être protégé contre les forces de charge excessives pour permettre une cicatrisation adéquate et une ostéointégration réussie.

Bien que les principes de base de l'ostéointégration soient similaires pour les implants dentaires et orthopédiques, il y a des différences significatives dans les techniques chirurgicales, les types d'implants utilisés et les exigences de charge.

Les implants dentaires sont généralement plus petits et plus fins que les implants orthopédiques. Les implants dentaires sont également conçus pour une charge plus légère et intermittente, tandis que les implants orthopédiques doivent souvent supporter des charges plus lourdes et plus fréquentes.

De plus, la qualité et la densité de l'os hôte peuvent varier considérablement entre les sites d'implantation dentaires et orthopédiques, ce qui peut avoir une incidence sur la capacité de l'os à s'intégrer à l'implant. Les implants dentaires sont généralement insérés dans une zone avec une densité osseuse relativement faible, tandis que les dispositifs orthopédiques sont souvent plus gros et sont insérés dans des zones avec une densité osseuse plus élevée. Les implants dentaires sont souvent insérés dans des os de la mâchoire qui subissent une résorption continue au fil du temps, tandis que les dispositifs orthopédiques sont généralement insérés dans des os plus stables.

Enfin, les complications associées à l'ostéointégration peuvent différer entre les implants dentaires et orthopédiques. Par exemple, les implants dentaires peuvent être sujets à des infections péri-implantaires et à une perte osseuse péri-implantaire, tandis que les implants orthopédiques peuvent être sujets à des complications liées à la fixation de l'implant, telles que le descellement de l'implant ou la rupture de la fixation (18).

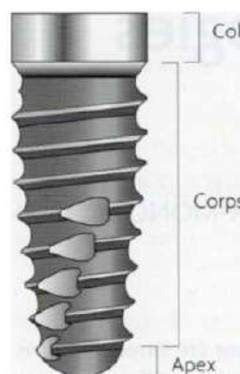
2 : Nouvelle génération d'implants et innovations du design

2.1 Différents paramètres du design implantaire et leur importance dans l'ostéo-intégration

Avec l'évolution de l'implantologie dentaire, diverses formes d'implants, telles que les lames, les cylindres ou les vis, ont été proposés, donnant naissance à plus de 1300 types d'implants différents. Cependant, c'est l'implant en forme de vis qui s'est démarqué et qui domine aujourd'hui le marché. Bien qu'il existe de nombreuses variantes d'implants vis, chacune étant censée apporter un avantage technique ou biologique, l'intérêt clinique de ces diverses morphologies n'est pas toujours évident. Par conséquent, il est crucial pour les praticiens de reconnaître et de comprendre les différentes variantes morphologiques d'implants disponibles, ainsi que leur intérêt clinique, afin de faire le bon choix en fonction de la situation thérapeutique.

L'implant peut être déconstruit en trois parties ; le corps, le col, et l'apex qui peuvent varier en dimensions, biomatériaux, état de surface et forme. Le succès implantaire est dépendant de nombreux facteurs. Parmi eux le design implantaire se révèle être d'une grande importance dans la pérennité des traitements. Il existe actuellement une multitude de designs différents qui ne cessent d'évoluer afin d'être les plus performants et les plus innovants. Nous nous intéresserons ici aux innovations qui jouent un rôle significatif sur la cicatrisation osseuse.

Figure 5 : Structure implantaire



Source : Sampiero Assalit, « Intérêt de l'implantoplastie dans le traitement de la périimplantite », 2021.

2.1.1 Morphologie macroscopique

2.1.1.1 Morphologie du col implantaire

Le col est une partie distincte du reste de l'implant. C'est la partie la plus coronaire de l'implant qui constitue une zone de jonction entre le pilier et l'implant. Il peut être enfoui dans l'os (bone level) ou émergeant en contact avec les tissus mous (tissue level) de la cavité buccale. Cette zone est exposée à l'environnement buccal, donc sa surface doit prévenir l'accumulation et la rétention de plaque bactérienne et permettre un accès facilité à l'hygiène. Le col implantaire a un rôle clé dans la stabilisation de l'implant du fait de sa position au niveau de la crête osseuse. Les variations au niveau de cette zone permettent de moduler les propriétés de stabilité primaire de l'implant. Classiquement, quand l'implant n'est pas excessivement enfoui, le col est à la fois au contact des tissus mous (la gencive), mais aussi des tissus durs (la crête alvéolaire). Cette partie a pour rôle de créer un profil d'émergence harmonieux.

Le col de l'implant est au centre des innovations des systèmes implantaires. En effet, il existe aujourd'hui une multitude de designs de cols implantaires : il peut être cylindrique ou conique, fileté ou lisse, droit ou évasé, large ou extra large ou encore à conicité inversée. L'enjeu principal de ces conceptions si différentes les unes des autres est la prévention de la perte osseuse et donc le maintien de l'os à un niveau constant dans le temps en garantissant une élimination maximale de la plaque dentaire et en contrôlant l'inflammation.

- **Le col droit** : tel qu'il a été conçu par Branemark et repris par de nombreux systèmes implantaires. Avec une hauteur de col variable de 0,75 à 1,5mm selon le fabricant mais un diamètre et une base du pilier qui ne varient pas. Ce col constitue la forme de référence.

Figure 6 : Col implantaire droit, Osseospeed Astra Tech



Source : Dentsply Sirona, « AstraTech implant », 2023.

- **Le col évasé** : Le design d'implant avec un col plus large que le corps présente un avantage pour la gestion des tissus mous et la création d'un profil d'émergence esthétique. Comparé à un implant à col droit, il offre une meilleure stabilité primaire et est particulièrement adapté aux cas d'os de faible densité ou de mise en charge immédiate. Il permet également d'obtenir un ancrage cortical plus large lors d'une extraction implantation immédiate ou d'élargir la base prothétique pour les restaurations postérieures. Enfin, il aide à fermer le site d'extraction.

Figure 7 : Col implantaire évasé



Source : EIDParis, « Prothèse sur implant », 2023.

- **Le col large type XP** : se caractérise par un élargissement du diamètre du col permettant une augmentation du diamètre de la base prothétique. Ainsi il est fréquemment utilisé dans le cas de prothèses de dents larges notamment les molaires. Il permet l'implantation dans un site où il est impossible d'utiliser un implant de large diamètre par exemple site molaire en présence d'une crête mince, dans un site osseux avec des concavités ou près d'une racine.
- **Le col à conicité inversée** : caractérisé par un diamètre de col légèrement inférieur à celui du corps de l'implant permettant de diminuer la pression au niveau de l'os crestal ce qui favorise la préservation des corticales en offrant un volume osseux supplémentaire à ce niveau. L'indication principale de ce col implantaire est la crête alvéolaire étroite.

Figure 8 : Col implantaire à conicité inversée



Source : IDWeb blog, « Col implantaire », 2023.

- **Le col avec microspire** : ces cols ont des diamètres et des pas de vis variables, cette anatomie implantaire semble diminuer la résorption osseuse marginale, aussi les microspires garantissent une meilleure répartition des contraintes au niveau de la crête osseuse.

Figure 9 : Col implantaire droit à microspires, Osseospeed TX AstraTech



Source : Dentsply Sirona, « AstraTech Implant », 2023.

- **Le col transgingival** : la particularité de ce col est qu'il ne s'arrête pas au niveau de la crête osseuse mais continue à travers les tissus mous. Il est indiqué dans les implants posés en seul temps chirurgical. L'avantage d'un tel implant est qu'il permet d'éliminer le gap présent sur les implants deux pièces (connexion implant-pilier) et ceci afin de réduire l'inflammation et la perte osseuse. Par ailleurs, ce concept augmente l'ancrage quand il est situé au niveau de la corticale, et permet une meilleure diffusion des forces occlusales le long du col implantaire. Cependant même si l'absence de hiatus au niveau de la connexion diminue le potentiel de colonisation par des bactéries responsables de la péri-implantite, la gestion d'un bon

positionnement de la jonction lisse-rugueux reste toujours difficile dont les effets sont semblables à la présence du gap.

Figure 10 : Col implantaire transgingival usiné, Ibone G



Source : Lyra ETK, « Ibone G », 2023.

- **Le col intégrant le platform-switching** : consiste à utiliser un pilier d'un diamètre plus petit que celui de la plate-forme de l'implant, créant ainsi un décalage horizontal entre le pilier et le col de l'implant. Des cas cliniques ont montré que ce système offrait une meilleure réponse osseuse et une meilleure gestion des tissus mous par rapport au système conventionnel.

2.1.1.2 Dimensions implantaires en diamètre et longueur

Les dimensions de l'implant sont également à prendre en considération. Nous verrons comment les implants de nouvelle génération adoptent des dimensions toujours plus optimales (19).

Les **diamètres** implantaires :

- **Mini implants <3mm** : utilisé en orthodontie, comme implant provisoire ou en chirurgie osseuse.
- **Implants de diamètre réduit 3 mm à 3,5 mm** : L'introduction sur le marché des implants de diamètre réduit s'est effectuée dès que les édentements partiels et unitaires ont commencé à être traités de manière courante car dans de nombreux cas, les implants standard n'étaient plus appropriés pour obtenir le résultat esthétique escompté. Ces implants trouvent leurs indications quand :

- L'espace mésio-distal est insuffisant pour recevoir un implant respectant les intervalles à garder avec les éléments adjacents ;
 - Crête alvéolaire fine
 - Implant provisoire, un compromis chirurgical est nécessaire car la dimension vestibulo-palatine/linguale de la crête est limitée, il faut faire face à une nécessité prothétique.
- **Implants standards 3,6mm à 4,5mm** : indiqué pour le remplacement d'incisives centrales et des prémolaires.
 - **Les implants de gros diamètre > 4,5 mm** : trouve leur indication la restauration des molaires maxillaires et mandibulaires ; la dépose et la repose immédiate d'un implant au même site ; l'implantation immédiate dans l'alvéole post extractionnelle ; l'os de faible densité osseuse ; le site de hauteur osseuse résiduelle insuffisante. L'utilisation d'un implant de gros diamètre permet de diminuer l'enfouissement rendu nécessaire pour harmoniser au mieux l'émergence prothétique ; de ménager des embrasures compatibles avec la maintenance ; d'améliorer la résistance mécanique de l'édifice implant pilier-couronne ; remplacement d'un implant non ostéointégré, molaire max et mand ; implantation immédiate après extraction.

Le choix de la **longueur** de l'implant se fait après étude radiographique. Il existe différentes longueurs de 6 mm à 17 mm. Longueur minimale 6-8 mm (implants courts) utilisée : dans les zones anatomiques postérieures ; alternative/complément aux greffes osseuses. Longueur maximale 15-17 mm utilisée : mise en charge immédiate ; implants ptérygoïdiens.

Figure 11 : Variations en diametres et longueur de l'implant OsseoSpeed Astra Tech



Source : AstraTech, « Implant System Osseospeed », 2023.

2.1.1.3 Les spires : taille, profondeur, pas de vis, angulation

L'un des premiers facteurs morphologiques favorisant l'ostéo-intégration est la présence de spires ; elles permettent la fixation par forage dans l'os induisant une intégration de l'implant selon Brånemark elles assurent non seulement une stabilité primaire de l'implant par compression osseuse entre les spires mais elle constitue également un lieu de dispersion des forces en répartissant mieux les contraintes dans l'os quand les implants sont en fonction. Aujourd'hui l'intérêt est porté sur la largeur, la profondeur et l'inclinaison de ses spires (20).

- **Le pas de vis** constitue un élément clé de la cicatrisation, il est défini par la distance en translation parcourue par une spire lors d'un tour complet. Cette spire peut être doublée, ou triplée, on parle alors d'un double ou triple filetage. Un faible pas de vis, en d'autres termes

plus de spires par unité de longueur, permet de réduire la distribution individuelle de stress. De plus, la réduction du pas augmente la surface de contact os-implant, ce qui contribue davantage à une répartition favorable des charges et à une meilleure réalisation de la stabilité primaire. Il n'y a pas de consensus sur la distance optimale du pas de vis. Ce dernier varie de 0,6 à 1,25 mm au niveau du corps de l'implant et de 0,2 à 0,3 mm au niveau du micro-filetage cervical. Le pas de vis peut être différent pour certains implants en fonction de la qualité de l'os, il s'élargit quand la densité osseuse est plus faible. Le filetage multiple permet d'aider l'insertion de l'implant en accélérant la pénétration du filetage tout en produisant moins de chaleur pendant la mise en place. Cela est bénéfique pour la stabilité primaire et ces implants sont finalement en contact plus étroit avec l'os. La vitesse d'insertion de l'implant dépendra de la longueur du pas de vis. En effet, le pas de vis est inversement proportionnel au temps nécessaire au vissage. L'utilisation de simple double ou triple filetage varie entre les fabricants et même au sein d'une même marque.

Figure 12 : Implant Spline® Zimmer : simple filetage



Source : Zimmer Dental, « Implant Spline », 2023.

Figure 13 : Implant Nobel Active® : double filetage avec rainures d'incision



Source : Nobel Biocare, « Implant Nobel Active », 2023.

Figure 14 : Implant AstraTech OsseoSpeed® : triple filetage avec micro filetage au col



Source : Dentsply Sirona AstraTech « Implant system », 2023.

- Concernant le **design des spires** L'article *Collagen Fibres Orientation in the Bone Matrix around Dental Implants : Does the Implant's Thread Design Play a Role* démontre que la morphologie des spires est un facteur important pour l'organisation spatiale des fibres collagéniques osseuses autour des implants dentaires ce qui influe sur la cicatrisation osseuse (21). Les spires en forme de "V" et de forme "concave" ont été associées à une plus grande quantité de fibres de collagène transversales, ce qui peut être considéré comme un indicateur positif pour le succès clinique à long terme de l'implant. Ces résultats suggèrent donc que la morphologie des spires doit être prise en compte lors de la planification et de la conception des implants dentaires pour assurer une ostéointégration efficace. Ils suggèrent également l'importance de la profondeur et de la distance inter spires sur l'organisation spatiale des fibres mais des études approfondies sont encore nécessaires pour émettre des conclusions.

D'après l'article *Three-Dimensional Finite Element Investigation into Effects of Implant Thread Design and Loading Rate on Stress Distribution in Dental Implants and Anisotropic Bone*. Bien qu'aucune différence significative n'existe pour une contrainte statique ou quasi statique, la réponse aux contraintes est modifiée pour des contraintes dynamiques (22). L'adoption de flancs de spires concaves améliore grandement la contrainte de compression et réduit considérablement la contrainte maximale. Aussi les implants à spires carrées présentaient une répartition des contraintes plus favorable, ce qui peut améliorer le processus de remodelage osseux. Nous en déduisons également que le comportement anisotrope de l'os qui est dépendant de l'orientation des fibres collagéniques osseuses, a une conséquence inévitable sur la distribution des contraintes et des déformations.

- **L'angle** formé entre la face d'une spire et le plan perpendiculaire à l'axe le long d'un implant est appelé "angle de face", et représente une caractéristique spécifique du filetage régissant la force de cisaillement. Plus l'angle de face diminue, plus la force de cisaillement diminue. L'angle peut être droit, en forme de V, à butée et à contre-butée, les angles en V obtiennent la plus grande stabilité et la moindre quantité de stress. Dans l'étude de Yoko Yamaguchi et al. dans *Effects of implant thread design on primary stability—a comparison between single- and double-threaded implants in an artificial bone model* (2020), ils affirment que l'augmentation de l'angle de face entraîne une diminution de la stabilité primaire.

Enfin, Bermejo et al. ont reconnu que les micro colonies de biofilm se déposent principalement sur les surfaces latérales et les sommets des spires d'implant, avec peu de dépôts dans la zone entre les spires, révélant que la structure du filet a un impact sur la formation de biofilm. Ainsi, les études futures devraient également prendre en compte la conception optimale du filetage pour limiter la formation de biofilm.

2.1.2 Morphologie microscopique

D'après la bibliographie scientifique, la microstructure et nanostructure de la surface implantaire semblent jouer un rôle plus important que la macrostructure implantaire dans l'ostéo-intégration. Nous allons maintenant nous intéresser à la morphologie microscopique du design implantaire.

2.1.2.1 Biomatérial : titane pur, alliage de titane, zirconium

Les matériaux biologiques utilisés dans le domaine de l'ingénierie tissulaire osseuse doivent être biocompatibles, osteo-inducteurs, osteo-conducteurs, poreux et mécaniquement compatibles avec l'os de l'hôte afin de pouvoir réaliser leur objectif fonctionnel (23).

En effet l'ostéo-intégration n'est pas envisageable sur n'importe quel matériau. En réalité aucun matériau (titane pur, ses alliages ou la zircone) n'est capable à ce jour de former une adhésion osseuse complète. Albrektsson et ses collègues ont rapporté que le pourcentage moyen d'adhésion os-implant se trouve entre 70% et 80%. Et 60% de contact os-implant suffisent à assurer un succès implantaire (24). Le titane pur, les alliages de titane et la zircone sont de nos jours les matériaux de choix en implantologie.

D'après la revue "The Impact of Dental Implant Surface Modifications on Osseointegration and Biofilm Formation" l'**acier inoxydable** est connu pour sa ductilité et sa haute résistance mécanique. Cependant, il est apparu que ces implants favorisent la colonisation bactérienne lorsqu'une capsule fibro-liquidienne se forme à l'interface implant-os, augmentant le risque d'infection et d'échec (25). Ne trouvant pas la propriété essentielle d'ostéo-intégration ils sont maintenant surtout utilisés dans les dispositifs de fixation de fracture ou pour des implants temporaires qui seront plus tard retirés du corps. Les **alliages à base de cobalt** eux ont des propriétés justifiant leur utilisation en tant qu'implant définitif. Ce matériau présente une haute résistance à la corrosion et une dureté/résistance élevée. Mais du fait de ces propriétés de sa faible ductilité et de la difficulté de l'usiner mécaniquement il est plus couramment utilisé dans les prothèses de joint ou de hanche qui nécessitent une grande résistance à l'usure. Ainsi, bien que les matériaux en acier inoxydable et les alliages à base de cobalt aient été utilisés au début des années 1900, ils ont été délaissés laissant place au titane qui s'est largement imposé en dentisterie implantaire, en raison de ses propriétés mécaniques et physiques supérieures. En dehors du titane, la zircone et le polyéther-éther-cétone (PEEK) sont également considérés comme des matériaux d'implant dentaire dans certains contextes cliniques aujourd'hui.

Aujourd'hui le **titane** est donc devenu le matériau de référence du fait de sa biocompatibilité élevée ; Concernant sa chimie de surface, elle est formée d'une couche d'oxyde (essentiellement TiO_2) de 2 à 6 nm d'épaisseur qui a la capacité de s'hydrater. La charge anionique et cationique qui en résulte permet le recrutement d'ions inorganiques à partir du liquide physiologique, tout particulièrement calcium et phosphates formant une couche afibrillaire calcifiée permettant l'adhésion d'ostéoblaste produisant un os immature (*the woven bone*) rapidement remplacé par de l'os lamellaire. Une manipulation artificielle ou accidentelle des oxydes de surface influe négativement sur la prise de l'implant (24). Ainsi plus l'énergie de surface est élevée, meilleures sont les capacités de liaison de l'implant. Et il est important de rappeler que le destin à long terme d'un implant dentaire dépend, en partie ou totalement, des premières protéines qui y adhèrent, dans la seconde qui suit son insertion.

Le titane se démarque par sa biocompatibilité élevée et une haute résistance à la corrosion en raison de la formation spontanée d'un film d'oxyde de titane (TiO_2) à sa surface qui sépare le métal de son environnement. On sait que cette couche d'oxyde protectrice et stable favorise l'ostéo-intégration. Le titane et ses alliages sont les matériaux les plus utilisés en implantologie. Aussi, le titane présente un module d'élasticité plus faible (110 GPa) par rapport à l'acier inoxydable (210 GPa). Il est préférable pour un matériau d'avoir un module d'élasticité de Young égal ou proche de celui de l'os cortical (30 GPa). De plus, le titane a une grande résistance aux charges répétées et est moins rigide, ce qui permet de réduire les stress sur l'os. Ses propriétés mécaniques en font également un matériau idéal pour les

implants chirurgicaux orthopédiques. En outre, des études récentes ont indiqué que, par rapport au cobalt, au vanadium, à l'aluminium, au chrome et au fer, le titane a un potentiel antibactérien plus important contre *Porphyromonas gingivalis*, *Prevotella intermedia* et *Actinobacillus actinomycetemcomitans*, entre autres.

Le titane dit commercialement pur (cp) comporte des impuretés ou éléments sous la forme de traces, de l'ordre de 1% (N, C, H, Fe et O). Il existe 4 grades de titane cp qui se distinguent par leur teneur en impuretés classé de 1 à 4. Le titane 1 étant le plus pur et le plus résistant à la corrosion mais avec la ténacité la moins élevée le grade 4 présente donc une ténacité élevée mais une teneur en oxygène plus élevée donc une pureté plus faible et une résistance à la corrosion moindre.

L'alliage de titane spécialement conçu pour les implants dentaires est un alliage de titane de grade 5, qui a une limite d'élasticité et des propriétés de fatigue supérieures à celles du titane pur. L'alliage de grade 5, généralement connu sous Ti6Al4V, (a une composition chimique de 6 % d'aluminium, 4 % de vanadium, 0,25 % de fer, 0,2 % d'oxygène et 90 % de titane). Les avantages du Ti6Al4V sont sa résistance supérieure à la corrosion, sa haute résistance à la fatigue et son faible module élastique, ce qui réduit la pression des contraintes

Le titane présente des avantages par rapport aux matériaux utilisés précédemment en implantologie, mais son utilisation comporte également certains inconvénients. Tout d'abord, en raison d'un module d'élasticité supérieur à celui de l'os, le titane présente le risque d'engendrer des résorptions osseuses voir une fracture de l'implant. De plus, le titane peut entraîner une légère irradiation diffusée, une dégradation de surface et, occasionnellement, des allergies, ce qui est néfaste pour les tissus environnants. En particulier, une réaction allergique de type IV de l'implant en titane peut survenir lorsque la charge cyclique et l'environnement oral acide entraînent une rupture de la couche d'oxyde de surface et la libération d'ions métalliques. Enfin le titane de couleur gris foncé, peut également présenter un souci esthétique, en particulier dans les remplacements aux secteurs antérieurs, chez des patients avec une gencive fine, des récessions gingivales ou si une couronne céramique translucide est utilisée et qu'une visibilité métallique se produit. C'est ainsi que d'autres matériaux, tels que la zircone et PEEK, sont actuellement étudiés pour améliorer en continuellement la réussite implantaire (26).

En raison des soucis esthétiques qui peuvent survenir lors des récessions des tissus mous avec l'utilisation d'implants en titane gris foncé, **la zircone** a été introduite en implantologie dentaire en 2005. En effet c'est pour ces raisons principalement esthétiques les matériaux non métalliques

deviennent de plus en plus populaires en dentisterie, parfois même au dépend de leurs propriétés mécaniques. Ce matériau de couleur similaire à celle des dents a permis d'améliorer les résultats esthétiques pour les patients, tant au niveau des tissus mous que des restaurations. De plus et de la même façon que le titane, la zircone est ostéo-conductrice et biocompatible, tout en causant moins de réaction tissulaire et de libération d'ions toxiques pour les tissus environnants (24). En particulier, l'alliage de zirconium avec de l'yttrium, qui forme une structure stable de zircone tétragonal à polycristaux d'yttrium (Y-TZP) à température ambiante, qui a montré des propriétés biologiques et mécaniques avantageuses dans la prolifération des cellules ostéogéniques lors de l'ostéo-intégration, du fait d'une résistance élevée à la fatigue, une résistance à la fracture, une résistance à la flexion, une résistance à la corrosion et une dégradation à basse température. Les études sur les animaux et sur les humains montrent le dépôt d'os nouvellement formé mature à proximité de la surface de l'implant en zircone, une inflammation minimale et de nombreux ostéoblastes sécrétant activement. De plus, les implants en zircone affichent une valeur de contact os-implant comparable à celle des implants en titane même si le nombre d'études réalisées sur les comparaisons d'ostéo-intégration semble encore insuffisant. Ainsi, les implants en zircone présentent une ostéo-intégration similaire à leurs homologues en titane, du moins dans la phase de cicatrisation précoce. De plus, les implants en zircone possèdent une activité antibactérienne et présentent une moindre formation de biofilm que les implants en titane réduisant ainsi le risque de peri-implantite. Cependant, il convient de noter l'inconvénient d'une dégradation à basse température de la zircone lors du choix du matériau implantaire (26).

D'après *The development and future of dental implants* dans le journal *Dental Material Journal*, « Les modifications d'alliage de titane par d'autres métaux, comme le zirconium entraînent la conception d'implants plus résistants mécaniquement, ces améliorations semblent être davantage orientées dans l'intérêt de pouvoir implanter des implants plus courts et de diamètre moins important que dans celui de potentialiser l'ostéo-intégration. De la même façon les implants en zircone présentent un avantage esthétique plus que biologique »

Finalement la morphologie de surface semble exercer une influence plus forte sur la cicatrisation osseuse que les biomatériaux.

2.1.2.2 État de surface : usiné (lisse), rugueux, hybride

Enfin l'état de surface constitue un élément fondamental ; d'abord conçu usiné (lisse) on s'est aperçu qu'une surface rugueuse du corps implantaire favorise le développement cellulaire au contact de l'implant.

L'implant fut initialement conçu **lisse (usiné)** par Branemark, en réalité ces implants usinés ne sont pas parfaitement lisses mais présentent des rugosités allant de $0,53 \mu\text{m}$ à $0,84 \mu\text{m}$ selon les conditions d'usinage. En effet d'après Van Steenberghe (2006), une surface implantaire parfaitement lisse ne permet pas d'obtenir une ostéo-intégration (Wenneberg et coll., 1995). Dans les années 1960 et 1980 cet implant à surface usinée largement commercialisé a été le plus utilisé en clinique implantaire et de très bons résultats ont été obtenus en présence de conditions osseuses favorables. Cependant un taux d'échec supérieur a été rapporté en présence d'une faible densité osseuse (Jaffin, 1991 ; Johns et coll., 1992).

Figure 15 : Implant à surface usinée Nobel Biocare® et vue microscopique de cette surface usinée



Source : Abitbol, Chefrane, « États de surface et péri-implantite », 2013.

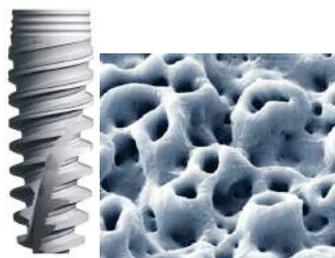
C'est ainsi que furent conduites de nombreuses études pour obtenir une surface implantaire avec une meilleure ostéo-intégration. C'est le début du développement des **surfaces implantaires rugueuses**. Lors de la phase initiale, si l'implant est lisse le caillot de fibrine aura du mal à adhérer à la surface de l'implant contrairement aux implants texturés. Ainsi la rugosité de surface permet d'augmenter la surface implantaire et optimise l'étendue de la surface de l'interface os-implant avec plus de contact ceci conduit à la formation plus rapide d'un ancrage osseux plus stable (27). Cette amélioration clinique participe dans les premières phases de l'ostéo-intégration et constitue un atout indéniable dans les os peu denses comme les os de type III ou IV mais participe aussi à la stabilité mécanique à long terme. Pour les implants lisses, une majorité d'ostéo-intégration sera observée à distance de l'implant. Tandis que pour les implants à surface rugueuse, l'ostéo-intégration se fera en majorité au contact de

l'implant. Cependant l'un des risques de la surface implantaire rugueuse serait l'augmentation du risque de peri implantite il faudrait alors envisager une rugosité modérée de 1-2 micromètre pour pallier ce problème.

La morphologie implantaire à échelle nanométrique (28) joue elle aussi un rôle important dans l'adsorption des protéines (29) et l'adhésion des cellules ostéoblastiques et donc optimise l'ostéo-intégration. Cependant, une rugosité de surface reproductible de l'ordre du nanomètre est difficile à obtenir avec des traitements chimiques (30). De plus, la nano topographie de surface optimale pour l'adsorption sélective des protéines conduisant à l'adhésion des cellules ostéoblastiques et à une apposition osseuse rapide est inconnue (31). Certaines études antérieures suggèrent que les implants avec des surfaces modifiées nanométriquement permettent d'augmenter le contact os-implants et la mouillabilité de surface pour la matrice osseuse et les dépôts de facteurs de croissance par rapport aux modifications à l'échelle micrométrique. D'un autre côté, d'autres études suggèrent que la topographie à l'échelle nanométrique seule peut ne pas être suffisante pour garantir une plus forte ostéo-intégration, et une rugosité à l'échelle micrométrique supplémentaire peut être nécessaire. Il est important de noter que les modifications à l'échelle nanométrique réduisent l'adhésion bactérienne et donc le risque d'infection, jusqu'au seuil de rugosité de surface de 0,2 μm , au-dessous duquel on ne s'attendrait plus à une réduction de formation de biofilm.

Kasemo et Lausmaa, dans le chapitre « Sélection du métal et caractéristiques de surface » du livre de Brånemark et coll (1985) énoncent : « la rugosité de surface des implants aura des conséquences différentes selon la dimension géométrique impliquée. Une surface rugueuse ou poreuse peut être avantageuse, car d'un point de vue mécanique, elle permet la bonne répartition des forces. La rugosité peut influencer la biologie de l'interface, car à partir du moment où la valeur de la courbe des rugosités correspond à la taille des cellules et des grosses macromolécules, ces dernières peuvent pénétrer dans la zone concernée. »

Figure 16 : Implant à surface rugueuse/poreuse Nobel Active® et vue microscopique de la surface TiUnite usinée



Source : Abitbol, Chefrane, « États de surface et péri-implantite », 2013.

Depuis les années 2000 sont apparus les implants hybrides, ils associent une surface lisse au niveau du col implantaire et surface au corps rugueuse. Ceci permet une meilleure gestion de la rétention de plaque bactérienne au niveau du col limitant le risque de péri-implantites tout en maintenant l'effort croissant d'augmenter l'énergie de surface implantaire dans un but d'optimiser l'intégration osseuse (32). C'est Biomet 3i qui met sur le marché l'Osseote qui présente une surface lisse au col implantaire et une surface mordancée à partir de la troisième spire de l'implant. En 1999, Lazzara et Testori présentent les résultats cliniques à 6 mois d'implants Osseotite et d'implants usinés placés dans la partie postérieure du maxillaire. Avec les implants Osseotite, un taux de succès de 73 % est obtenu, tandis que pour les implants à surface lisse, celui-ci est de 34 %.

Figure 17 : Implant à état de surface hybride Ibone G® : col usiné et corps rugueux



Source : Lyra ETK, « Ibone G », 2023.

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

Il est aujourd'hui clairement admis que les surfaces rugueuses présentent de nombreux avantages par rapport aux surfaces usinées : la formation de tissu osseux est plus précoce, le remodelage osseux plus rapide et le pourcentage de contact os/implant plus importante. Nous verrons comment les surfaces sont traitées pour obtenir des états de surfaces optimales.

2.2 Innovations récentes participant à la cicatrisation osseuse

L'implantologie connaît un essor considérable et de grandes innovations techniques ont vu le jour ces dernières années, dans un effort commun de continuer de potentialiser le succès implantaire.

2.2.1 Les revêtements ostéo-conducteur : phosphate de calcium, couche anti-bactérienne et facteurs de croissances (PRP,BMP)

- **Revêtement d'hydroxyapatite** : L'hydroxyde de calcium est un composant minéral des os et des dents. Il est utilisé comme revêtement de surface de l'implant dans le but de fournir au titane et à ses alliages une meilleure adhésion os-implant (33). L'HA confère une excellente biocompatibilité et de bonnes propriétés mécaniques (34). Il a été démontré que le revêtement HA améliore l'ostéo-intégration, étant de nature ostéo-conductrice, un dépôt osseux plus important a été noté ce qui augmente la stabilité initiale de l'implant et de réduire les temps de cicatrisation (31).

Ce revêtement augmente également la rugosité de la surface. Il présente une épaisseur moyenne de 30 à 50 µm. Des études ont montré une bonne stabilité primaire des implants dentaires revêtus d'hydroxyapatite avec une meilleure fixation osseuse des implants. Cependant les résultats à moyen terme sont très peu encourageant Block *et al.* (1996) 40 % d'échecs à 10 ans, Watson *et al.* (1999) 38 % d'échecs à 4 ans, Johnson (1992) 72 % d'échecs à 5 ans, Bert (2006) 70 % d'échecs à 10 ans. Alors que les études initiales affirmaient que le revêtement HA n'était pas résorbable, Donath indiquait (1990): « [...] contrairement à certaines idées reçues, il n'existe aucune céramique d'hydroxyapatite non résorbable. Elles diffèrent seulement entre elles par leur taux et leur vitesse de résorption. » Cette résorption à moyen terme mettait au contact de l'os la surface du titane sur laquelle ce revêtement avait été déposé à l'aide d'une torche à plasma, à 10 000 °C, carbonisant cette surface, ce que les analyses ont montré. Une telle pollution ne permet pas à l'os d'adhérer sur le titane après la résorption de l'HA, entraînant sa lyse et la perte de l'implant. Les études réalisées sur des implants neufs et déposés montrent la baisse du calcium et du phosphate, les 2 constituants de l'HA.

- De plus, le développement de nouvelles stratégies de **revêtement médicamenteux** existe (35) ;
 - o Les **revêtements antibactériens** : ont été traditionnellement conçus sur les implants pour empêcher l'adhésion initiale bactérienne. Il existe des études d'incorporation

d'agents antibactériens à la surface du titane. Cependant l'apparition émergente de la résistance aux antibiotiques encourage également la recherche de nouveaux agents antibactériens efficaces (31). Ainsi, bien que certains résultats prometteurs aient été obtenus, le manque d'activité antibactérienne à long terme et l'émergence de bactéries résistantes aux médicaments nécessitent de nouveaux systèmes de revêtement antibactérien pour implants. On peut conclure qu'il s'agit d'une stratégie potentielle et prometteuse à appliquer sur les implants dentaires pour la prévention des maladies péri-implantaires (36).

- Parmi les revêtements médicaments l'utilisation d'anti-résorbeurs osseux, le plus souvent, les biphosphonates, (très pertinent dans les cas où le support osseux est faible tel que les crêtes alvéolaires résorbées) ; le ranélate de strontium et les statines permettent de promouvoir l'ostéo-intégration des implants dans l'os ostéoporotique. Techniquement, ces médicaments sont incorporés à la surface implantaire à l'aide de différentes méthodes de dépôt. Il a récemment été démontré qu'un biphosphonate incorporé sur des implants en titane augmente la densité osseuse localement dans la région péri-implantaire. L'effet du médicament antirésorbeur semble être limité à la proximité de l'implant. Des études expérimentales in vivo ont montré l'absence d'effets négatifs mais seulement une légère augmentation de l'ostéo-intégration de l'implant dentaire. D'autres études expérimentales utilisant des implants dentaires recouverts d'hydroxyapatite pulvérisé par plasma immergés dans du pamidronate ou du zoledronate ont montré une augmentation significative de la zone de contact osseux. Le principal problème réside dans la greffe et la libération durable des médicaments antirésorbeurs sur la surface de l'implant en titane. En raison de l'affinité chimique élevée des biphosphonates pour les surfaces de phosphate de calcium, l'incorporation du médicament antirésorbant sur les implants dentaires peut être obtenue en utilisant la méthode de revêtement biomimétique à des températures ambiantes. Cependant, la dose idéale de médicament anti résorbant devra être déterminée car l'augmentation de la densité osseuse péri-implantaire dépend de la concentration en biphosphonates.
- D'après la revue *Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration*, **les revêtements biologiques (35)**, permettent de recouvrir la surface implantaire d'agents stimulant la croissance osseuse tels que des facteurs de croissance pour améliorer le processus de guérison osseuse localement. Les protéines morphogénétiques osseuses (BMP), les

facteurs de croissance transformant TGF-1, le facteur de croissance dérivé des plaquettes (PDGF) et les facteurs de croissance similaires à l'insuline (IGF-1 et 2) sont parmi les candidats les plus prometteurs (33).

Concernant le plasma riche en plaquettes (PRP) qui est utilisé comme source de facteurs de croissance pour stimuler et accélérer la formation osseuse et la cicatrisation des tissus mous. Un plus grand volume d'os péri-implantaire a été observé lorsque le PRP est utilisé dans le modèle test d'implant laminaire (23). L'utilisation de plaquettes concentrées influence la cicatrisation osseuse en augmentant la stabilité implantaire et réduisant la perte d'os marginale à court terme, les effets à long terme nécessitent d'avantages de recherches cliniques (37).

Dans le cas du BMP le facteur limitant est que le produit actif doit être libéré progressivement et non en une seule fois. Une autre possibilité peut être l'adjonction d'un plasmide contenant le gène codant pour une BMP. Cette possibilité est limitée en raison de l'inefficacité de l'insertion de plasmides dans les cellules et de l'expression de la protéine. De plus, la surproduction de BMP par les cellules pourrait ne pas être souhaitable après le processus de guérison osseuse.

2.2.2 Méthodes de modification physicochimique de l'état de surface des implants en titane (macroscopique : traitement par addition ou soustraction ; nanoscopique)

Comme nous l'avons vu l'ostéo-intégration des implants dentaires en titane est largement influencé par leur rugosité de surface. Les implants à surface rugueuse favorisent à la fois l'ancrage osseux et la stabilité biomécanique, ainsi nous verrons les différentes méthodes utilisées pour augmenter cette rugosité de surface.

La rugosité de surface s'évalue à trois échelles : macro, micro et nano métrique. Le niveau macroscopique est défini pour les caractéristiques topographiques se situant dans la gamme du millimètre aux dizaines de μm . Cette échelle est directement liée à la géométrie de l'implant, avec des traitements de surface filetés et macroporeux donnant une rugosité de surface de plus de 10 μm s. L'échelle microscopique des surfaces implantaire dentaires est définie pour la rugosité de surface se situant dans la gamme de 1 à 10 μm s. Cette échelle maximise l'interverrouillage entre l'os minéralisé

et la surface de l'implant. Une approche théorique suggère que la surface idéale devrait être recouverte de puits hémisphériques d'environ 1,5 μm de profondeur et 4 μm de diamètre. La modification nanométrique du design comprend des modifications de l'ordre de 1-100nm.

- Les surfaces traitées par addition : parmi les différentes méthodes la pulvérisation plasma de titane (TPS) ou d'hydroxyapatite a été utilisée pour produire des surfaces rugueuses d'implants micrométriques (entre 2,1 μm et 3,1 μm). Cette méthode consiste à injecter de la poudre de titane dans une torche plasma à haute température. Les particules de titane sont projetées sur la surface des implants où elles se condensent et se fondent ensemble, formant une rugosité de 2,1 à 3,1 μm d'épaisseur pour le titane et de 1,59 à 2,94 μm pour l'hydroxyapatite (33).

- Les surfaces traitées par soustraction :
 - Le sablage aux particules de céramiques dures. Les particules céramiques sont projetées à grande vitesse à l'aide d'air comprimé. Selon la taille des particules céramiques, différentes rugosités de surface peuvent être produites par impaction sur les implants en titane. Le matériau de sablage doit être chimiquement stable, biocompatible et ne doit pas entraver l'ostéo-intégration des implants en titane. Diverses particules céramiques ont été utilisées, le plus souvent des particules d'alumine, mais aussi d'oxyde de titane et de phosphate de calcium. Le Ra des surfaces sablées à l'oxyde de titane varie de 1,05 (Godfredsen, 2000) à 1,09 μm (Wennerberg, 2000). Le sablage associé au mordantage présenterait un meilleur résultat de cicatrisation osseuse que le sablage seul (38).

 - Le mordantage : consiste en une corrosion aux acides forts tels que HCl, H₂SO₄, HNO₃ et HF est une autre méthode pour augmenter la rugosité implantaire. Les acides corrodent le métal produisant des micro-puits sur les surfaces de titane avec des tailles allant de 0,5 à 2 μm de diamètre. La corrosion acide a démontré améliorer considérablement l'ostéo-intégration. Cette technique se fait par immersion d'implants en titane pendant plusieurs minutes dans un mélange de HCl concentré et de H₂SO₄ chauffé au-dessus de 100°C (double attaque acide) et est utilisée pour produire une surface microrugueuse. Ce type de surface favorise une ostéo-intégration rapide tout en maintenant un succès à long terme sur plus de 3 ans. Les surfaces traitées par double attaque acide améliorent le processus ostéoconducteur

grâce à la fixation de fibrine et de cellules ostéogéniques, ce qui conduit à la formation osseuse directement sur la surface de l'implant (33).

- L'oxydation anodique : Le principe est d'oxyder fortement la surface des implants en titane. Cela fait croître une couche épaisse d'oxyde TiO₂. Au-delà d'une certaine épaisseur, la couche d'oxyde croît de manière irrégulière, une rugosité se développe sous la forme de cratères de 1 à 2 μm de hauteur sur quelques microns de largeur (39). La croissance de la couche est réalisée en immergeant les implants dans un bain oxydant et en les soumettant à un courant où ils peuvent jouer le rôle d'anode (33). Le Ra des surfaces soumises à l'oxydation anodique varie entre 1,35-2,0 μm (Sul et al. 2006, Albrektsson et Wennerberg, 2004). Le processus d'anodisation est plutôt complexe et dépend de divers paramètres tels que la densité de courant, la concentration d'acides, la composition et la température de l'électrolyte (40).
- Parmi les modifications nanométriques du design nous retiendrons **l'ablation laser**, ces modifications de surface entraînent une adsorption de protéines et une adhésion d'ostéoblastes sur la surface de l'implant, améliorant ainsi l'ostéo-intégration à la fois au niveau cellulaire et protéique.

L'ablation laser est un processus avantageux par rapport aux autres techniques de modification de la surface mentionnées ci-dessus, car il a la capacité de générer une géométrie de surface complexe et précise à haute résolution (40). On remarque que cette technique induit un contact os-implant considérablement plus important et des valeurs de résistance au retrait plus élevées par rapport aux implants à surface usinée. De plus, les fibres du tissu conjonctif s'étendent perpendiculairement à la surface de l'implant modifié au laser, ce qui est unique par rapport à l'orientation habituelle parallèle des fibres autour d'une surface d'implant. Des canaux créés sur l'implant semblent agir en tant que scellement biologique en encourageant la fixation du tissu conjonctif et de l'os et en empêchant la régression épithéliale. De plus, une étude in vitro a suggéré que le titane modifié au laser génère une formation de biofilm considérablement moins importante que les autres implants. En particulier, dans une étude clinique, l'effet maximal de réduction de la formation de biofilm s'est produit lorsque le faisceau laser a été orienté de manière orthogonale. Ainsi, l'orientation du faisceau laser semble être pertinente concernant l'interaction biologique avec les biofilms, mais les mécanismes sous-jacents restent inconnus. En somme, l'ablation

laser non seulement entraîne une ostéo-intégration rapide associée à une attache renforcée du tissu conjonctif, mais elle a également le potentiel d'inhiber la biocontamination.

En modifiant l'état de surface à échelle nanométrique on facilite l'adjonction des différents revêtements évoqués ultérieurement ce qui permet grâce à la rugosité de surface, l'adsorption des protéines et l'adhésion des cellules, grâce aux revêtements biomimétiques de phosphate de calcium d'améliorer l'ostéoconductivité et l'incorporation de médicaments biologiques pour accélérer le processus de guérison osseuse dans la région péri-implantaire.

2.2.3 Optimisation topologique

L'optimisation topologique est un outil très utile pour optimiser la distribution des matériaux dans un espace donné en fonction de conditions prédéfinies. On sait que les contraintes mécaniques représentent un facteur critique dans la conception structurale. Une conception idéale devrait assurer une répartition uniforme des contraintes dans les corps de la structure jusqu'à sa limite admissible. Bien que difficile à réaliser en pratique on parvient aujourd'hui à retirer du matériel dans certaines zone de l'implant tout en gardant la stabilité et la fonction inchangée. La réduction de matériel permet une meilleure distribution des contraintes et favorise ainsi la cicatrisation osseuse (41).

D'après l'article *Finite element analysis of the dental implant using a topology optimization method* (Chih-Ling Chang et al 2012) dans une étude portant sur un nouvel implant dentaire dont la topologie avait été optimisée, les résultats ont montré que le volume de cet implant avait été réduit de près de 17,9 % par rapport à un implant traditionnel, tout en maintenant la même stabilité et rigidité du complexe implant-os (42). De plus, les paramètres biomécaniques du nouvel implant ont généré des performances quasi similaires de contrainte par rapport au complexe implant-os. Cette nouvelle conception d'implant présente l'avantage d'avoir une grande concavité permettant d'optimiser la croissance osseuse et d'aider à la fusion des greffons osseux tout en maintenant la stabilité implantaire, en réduisant les coûts matériels et en produisant moins de déplacements que l'implant existant. Cependant, l'inconvénient de cette conception est qu'elle peut entraîner une augmentation des coûts d'usinage pendant la fabrication et une augmentation des contraintes à proximité du tiers apical de l'implant, bien que ces contraintes restent bien inférieures à la limite d'élasticité de l'implant.

2.3 Les poches de cicatrisation implantaire ; facteur de succès d'ostéo-intégration

2.3.1 Définition et principes des poches

D'après la revue *Impact of Dental Implant Surface Modifications on Osseointegration* « (...) Cependant, une géométrie macroscopique appropriée associée à une préparation adéquate du site implantaire obtenue par forage de l'os alvéolaire est la base fondamentale du succès clinique en implantologie dentaire. En théorie, il existe trois concepts de base des voies de cicatrisation osseuse en fonction de la proximité de l'interface os-implant.

Tout d'abord, le cas où le diamètre au corps de l'implant est égal aux dimensions du site implantaire, ce qui entraîne un ajustement serré de l'implant et des microfissures potentielles de l'os environnant. Ainsi un niveau élevé de stabilité primaire est initialement atteint par frottement. Cependant, la stabilité décline au cours des premières semaines de cicatrisation osseuse en raison de la nécrose par compression de l'os voisin et du remodelage osseux qui s'ensuit. Finalement, de l'os nouveau se forme, conduisant à une stabilité secondaire.

Dans un deuxième scénario, le diamètre aux spires est le même que le diamètre du site implantaire. L'espace vide entre les filetages de l'implant a été appelé chambres de cicatrisation. Ces compartiments s'ossifient via la formation de tissu de granulation et contribuent à une forte stabilité secondaire, donc à une ostéo-intégration importante (20).

Enfin dans le cas où les dimensions du site implantaire se situe entre le diamètre au corps et le diamètre aux spires, il coexiste des régions de remodelage induit par la compression et des chambres de cicatrisation. La formation de la chambre de cicatrisation pourrait être d'une importance significative pour les concepts ultérieurs de micro et nanotopographie, discutés ci-après, car la migration des cellules ostéogéniques nécessite un espace vide. »

Nous nous attarderons donc sur les poches de cicatrisation qui résultent de la formation d'espace vide entre les spires et le corps implantaire lors du forage. Ce vide à l'interface os/implant sera comblé par la vascularisation en contact direct avec l'implant. Ce contact permet aux ions calciums et phosphores présents dans le sang d'être adsorbés par cette surface constituée d'un oxyde, ce processus aboutit à terme au collage biologique de l'os sur le titane. Cette couche afibrillaire calcifiée, observée in vitro et

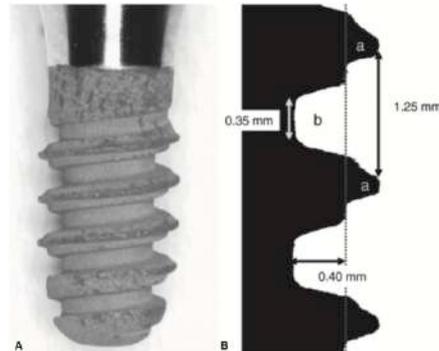
in vivo va permettre l'adhérence de cellules mésenchymateuses des pré ostéoblastes et des ostéoblastes qui vont initier la cicatrisation osseuse.

D'après la revue *Osseointegration of titanium, titanium alloy and zirconia dental implants : current knowledge and open questions Periodontology* : « Les implants en titane avec une surface sablée et attaquée par l'acide et la présence de chambre de cicatrisation, similaire à celle utilisée à l'origine par Berglundh et ses collègues, ont démontré une ostéo-intégration significativement plus élevée 2 et 4 semaines après la pose dans la mâchoire de cochons miniatures. »

2.3.2 Implication dans l'ostéo-intégration

Les implants de nouvelle génération utilisent le principe des poches d'ostéo-intégration en proposant un nouveau design implantaire. L'ostéo-intégration est favorisée par une absence de friction entre le corps de l'implant et la surface osseuse. Et la dimension alvéolaire optimale se veut plus profonde que large (prémolaire). Ainsi quand les dimensions alvéolaires sont défavorables la compensation suggère de positionner des implants de plus grand diamètre afin d'assurer une meilleure rétention. Or en augmentant les diamètres implantaires on augmente les frictions et l'on compromet l'ostéo-intégration. C'est donc à partir de cette réflexion que de nouveaux implants ont vu le jour ; des implants dont les dimensions au le corps ne varient pas seule la dimension aux spires augmente. De cette façon on assure une stabilité primaire et une rétention optimale grâce à la présence de spires et on parvient à maintenir un taux de friction os-corps implantaire faible (43). On participe ainsi doublement à l'optimisation de l'ostéo-intégration.

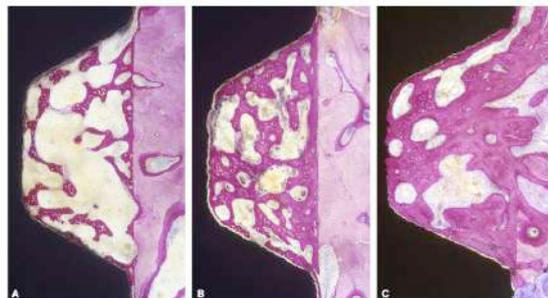
Figure 18 : (A) Chambre de cicatrisation sur implant en titane de 4,1 mm de diamètre et 10 mm de longueur, avec un creux circonférentiel dans la partie endo-osseuse. (B) Coupe transversale de la chambre : a, emplacements engageant les parois du tissu osseux ; et b, chambre de plaie intérieure en forme de U proprement dite. La ligne pointillée indique la paroi latérale de la chambre.



Source: Bosshartdt, «Osseointegration of titanium, titanium alloy and zirconia dental implants : current knowledge and open questions», 2016.

Figure 19 : Formation et apposition osseuse dans les chambres de cicatrisation sur des implants en titane avec une surface modifiée sablée et mordancée à l'acide à (A) 2, (B) 4 et (C) 8 semaines.

(A) À 2 semaines, l'os est déposé sur la paroi osseuse de la chambre tissulaire et sur la surface de l'implant. Un échafaudage de minuscules trabécules, constitué d'os tissé, relie les surfaces de l'os et de l'implant. (B) À 4 semaines, la densité volumique de cet échafaudage a augmenté à la fois par la formation de nouvelles trabécules et par le dépôt d'os à fibres parallèles plus matures sur l'échafaudage primaire. L'os tissé est principalement reconnu par les nombreuses grandes lacunes des ostéocytes. L'espace entre l'os et la surface de l'implant est un artefact. (C) À 8 semaines, la croissance et le renforcement entraînent une augmentation supplémentaire de la densité osseuse et un revêtement presque parfait de la surface de l'implant avec de l'os. Le remodelage a commencé, remplaçant l'os primaire par des ostéons secondaires.



Source : Bosshartdt, «Osseointegration of titanium, titanium alloy and zirconia dental implants : current knowledge and open questions», 2016.

Figure 20 : Implant en titane mesurant 6 mm de longueur avec deux anneaux formant deux chambres osseuses avec un diamètre intérieur de 2,7 mm et un diamètre extérieur de 4,2 mm. Chaque chambre a une profondeur de 0,75 mm et une hauteur verticale extérieure de 1,8 mm avec chambres de cicatrisation par Buser et al.



Source : Bosshartdt, «Osseointegration of titanium, titanium alloy and zirconia dental implants : current knowledge and open questions», 2016.

3 : Comparaison du design implantaire de différentes marques d'implant actuellement commercialisées

3.1 État de surface et biomatériaux

3.1.1 Comparaison d'implants

Pour Albrektsson et al., les implants disponibles sur le marché sont classés en fonction de la valeur de leur rugosité en quatre groupes : lisses (R_a 2,0 μm) ; peu rugueux (R_a =0.5- 1,0 μm) ; modérément rugueux (R_a = 1,0- 2,0 μm) et rugueux (R_a > 2,0 μm).

Les implants Astra Tech® utilisent la technologie OsseoSpeed®, qui est une surface de titane moyennement rugueux obtenu par sablage de billes d'oxyde de titane, puis traitement chimique à l'acide fluorhydrique. Le R_a des surfaces sablées à l'oxyde de titane varie de 1,05 à 1,09 μm . Cette surface de titane modifiée par le fluor, permettrait de renforcer l'ancrage biomécanique de l'implant dans l'os (Ellingsen et al. 1995 et 2004), De plus la création d'un état de surface nanométrique, renforce l'action des ostéoblastes et l'expression de gènes de l'ostéointégration (Ivanoff et al. 2003) permettant une diminution de temps d'ostéosynthèse.

Les implants Nobel Biocare® utilisent deux systèmes :

- Le système TiUnite®, qui est une surface implantaire en titane moyennement rugueuse en oxyde de titane obtenue par oxydation anodique (44). Le R_a des surfaces soumises à l'oxydation anodique varie entre 1,35 à 2,0 μm . Il existe un gradient de rugosité croissant est créé du col à l'apex. C'est une surface ostéoconductive, permettant une ostéointégration rapide, direct et à distance, dès la phase précoce de cicatrisation (Glauser et al. 2001).
- Le système Xeal® et TiUltra® sont une version modifiée du TiUnite® présentant une meilleure hydrophilie grâce au gradient de rugosité (45). Ils'agit d'une surface implantaire en titane anodisée et ultra-hydrophile présentant une topographie progressive du col à l'apex conçue pour favoriser la stabilité osseuse (46). Cette surface se caractérise donc par une modification progressive de la topographie et devient modérément rugueuse et poreuse vers l'apex de l'implant (40).

Les implants Zimmer® :

- Utilise le processus MTX[®] qui consiste à faire subir à l'implant un sablage avec des particules d'hydroxyapatite, puis à le laver à l'aide d'un acide non mordant et de l'eau distillée afin de supprimer les résidus de sablage. Créant une microtexture uniforme à pores très serrés. Le contact os/implant élevé, importante capacité d'ostéo-conductivité (Todisco et al. 2006). Ces surfaces implantaires sont en tantale ou en titane on parle de « matériau métallique trabéculaire » elles présentent une structure tridimensionnelle proche de l'os spongieux avec une porosité de 80% ce qui permet une ostéointégration intra implantaire grâce au réseau de pores interconnectés. Le procédé MTX n'arrondit pas le tranchant des arrêtes des spires ainsi les gorges coupantes restent intactes et facilitent l'autotaraudage. La rugosité de surface Ra = 1-2 µm.
- Le revêtement MP-1 à l'hydroxyapatite avec une rugosité de surface Ra = 4,9 µm favorise une structure ostéo-conductrice pour la croissance osseuse

Les implants Straumann[®] utilisent la technologie SLA[®] modifiée en SLActive[®] dont l'hydrophilie est augmentée dans le but d'accélérer la cicatrisation osseuse (40). Il s'agit d'une structure nanostructurée hydrophile chimiquement modifiée cliniquement prouvée pour accélérer la cicatrisation osseuse (47). La surface est traitée par sablage à gros grains et mordançage. La surface implantaire est sablée à gros grains (250–500 µm), ce qui produit une macro-rugosité entre pics d'environ 20 à 40 µm, suivie d'une microrugosité d'environ 2 à 4 µm produite par l'attaque à l'acide du rinçage dans une solution sous protection azotée. Les surfaces micro-rugueuses augmentent le taux de propagation cellulaire et le nombre de cellules fixées à la surface (De Sanctis et al. 2009).

Les implants Ibone[®] ont une surface traitée par micro-sablage à l'oxyde de titane et un mordançage aux acides nitriques et fluorhydriques conférant un état de surface à double rugosité ; macrorugosité obtenue par sablage et microrugosité obtenue par mordançage. Ils présentent un profil de rugosité Ra=1,4 µm au corps et une rugosité réduite au col Ra < 0,6 µm.

3.1.2 Implication clinique

Toutes ces marques ont démontré des taux de réussite proches de 100 %. Bien qu'il y ait un nombre insuffisant d'études pour une comparaison objective entre ces différentes marques. Selon l'étude de la revue systématique de Wenneberg et al. sur les résultats à long terme de différents états de surface, les techniques d'obtention d'état de surface modérément rugueux par sablage, mordançage ou anodisation obtiennent toutes un taux de survie implantaire à long terme satisfaisant et une faible résorption osseuse à plus de 10 ans de 0,809 mm avec sablage (975 implants) 1,597 mm avec

anodisation (261 implants) et de 1,356 mm avec sablage et mordançage (834 implants). Il semble que l'état de surface rugueux se soit avéré supérieur sur le plan clinique.

3.2 Morphologie du corps

3.2.1 Comparaison

Les implants Astra Tech® :

- Les implants Astra Tech® Osseospeed EV sont cylindriques ou droits. Leur col est évasé et présente un micro-filetage (Micro Thread®) qui permet une distribution optimale des charges et réduit la valeur des contraintes. Ils présentent un triple filetage au corps. Leur apex est conique avec rainures.
- Les Astra Tech® OsseoSpeed TX est cylindro-conique. Son col est évasé et présente un micro-filetage. Le corps possède un triple filetage. L'apex est conique avec des spires de l'Astra Tech Implant System facilite l'installation de l'implant dans toutes les situations, mais particulièrement dans l'os de faible densité si un sous-forage est requis.

Figure 21 : Implant Astra Tech® OsseoSpeed TX



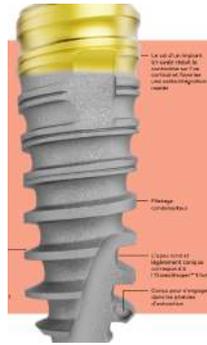
Source : Astra Tech, « Implant system », 2023.

- Les Astra Tech® OsseoSpeed TX S à un corps cylindrique. Son col est droit avec triple filetage et switching plateforme. Il possède un triple filetage au niveau du corps. L'apex est conique avec des spires.

Les implants Nobel Biocare® :

- Les implants Nobel Biocare N1® avec sa surface TiUltra®. Le col de l'implant est tri oval ce qui réduit le stress sur l'os cortical et favorise une ostéointégration rapide (48). Le corps possède un filetage condensateur. L'apex est rond et légèrement conique.

Figure 22 : Implant Nobel Biocare N1® TiUltra®



Source : Nobel Biocare, «Implant Nobel Biocare N1 TiUltra», 2023.

- Les implants Nobel Active® TiUltra® ont un corps conique à expansion. Leur col est à conicité inversée, transfert de plateforme intégré. Le corps possède un double filetage à expansion et des rainures d'incisions inversées. Le filetage et les lames de forages apicales permettent d'obtenir une stabilité primaire élevée dans des conditions osseuses défavorables. Spécialement conçus pour les situations à espaces étroits, telles que les incisives inférieures (Nobel Active 3.0).

Figure 23 : Implant Nobel Active® TiUltra®



Source : Nobel Biocare, «Implant Nobel Biocare Active TiUltra», 2023.

- Les implants Nobel Replace® TiUnite® sont coniques. Leur col est droit. Ils possèdent un double filetage au corps. Ce double filetage peut être doublé de la technologie Groovy® qui consiste en l'ajout de rainures le long du filetage censé augmenter la croissance osseuse, elle est présente sur les gammes Speedy®. L'apex est arrondi, lisse, sans spires sans réservoirs (49).

Figure 24 : Implant Nobel Replace® TiUnite®

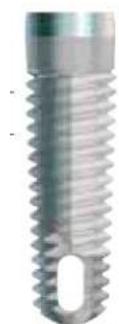


Source : Nobel Biocare, «Implant Nobel Replace TiUnite», 2023.

Les implants Zimmer® :

- Les implants Zimmer Screw Vent® et AdVent® ; sont des implants coniques facilitant l'expansion osseuse et améliorant la stabilité primaire. Le corps présente un triple filetage à spires autotaraudantes pour une insertion trois fois plus rapide. Ils présentent une surface MP-1 à revêtement d'hydroxyapatite ou titane microtexturé MTX. Le col est fait de titane usiné lisse sur 1,5mm et l'apex est fait de titane lisse sur 3 mm combinant ainsi différentes caractéristiques de surfaces différentes le long du corps implantaire.

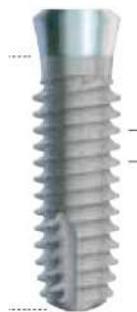
Figure 25 : Implant Zimmer Screw Vent®



Source : Zimer dental, «Implant Screw Vent», 2023.

- Swiss Plus® est un implant conique. Le col est droit ou évasé usiné avec biseau. Les corps présentent un double filetage pour une insertion plus rapide aux spires autotaraudantes et une surface microtexturée MTX. L'apex est conique, présentant des spires.

Figure 26 : Implant Zimmer Swiss Plus®



Source : Zimer dental, «Implant Swiss Plus», 2023.

- Les implants Zimmer Spline® sont cylindriques. Le col est droit ou évasé et lisse sans switching plateforme. Le corps présente un pas de vis simple. Apex conique présentant spires.

Figure 27 : Implant Zimmer Spline®



Source : Zimer dental, «Implant Spline, 2023.

Les implants Ibone®:

Les implants Ibone® sont coniques condensant l'os latéralement afin d'augmenter la stabilité primaire de l'implant. Lames au plus proche de l'apex atraumatique. Le corps possède des spires simples larges pour laisser la place au vivant. Diminution du corps de l'implant tout en conservant la stabilité primaire

optimale pour préserver l'os. Une goujure plus proche de l'apex pour améliorer l'effet auto-taroudant des spires. Un départ des filets dès l'apex pour une grande capacité autotaraudante de l'implant et pour une meilleure accroche apicale. Apex atraumatique pour une utilisation en toute sécurité dans les secteurs à risque (la zone sinusienne).

- L'Ibone E (bone level) possède un col tugeux enfoui dans l'os crestal (bone level) de 0 à 0,5mm sous crestal.

Figure 28 : Implant Lyra Ibone E®



Source : Lyra ETK, « Ibone E », 2023.

- Les implants Ibone S et G ont un état de surface hybride avec un col lisse usiné ; l'Ibone S (bone level) est enfoui dans l'os crestal de 0 à 0,5mm avec une zone usinée de 1,2mm de rugosité de surface $R_a = 0,6 \mu\text{m}$. L'Ibone G (tissue level) possède un col conique usiné lisse avec une rugosité de surface $R_a = 0,4 \mu\text{m}$ et une hauteur de col de 1,3mm.

Figure 29 : Implant Lyra Ibone S et G® (de gauche à droite)



Source : Lyra ETK, « Ibone S et G », 2023.

Implant Straumann®:

- Straumann Tissue Level TL®, TLX® : les implants sont coniques et possèdent un état de surface hybride avec un col transmuqueux, évasé et usiné. Ils possèdent un filetage simple qui augmente la stabilité primaire. L'apex est lisse, arrondi, compressif et sans spire.

Figure 30 : Straumann Tissue Level TL®, TLX®



Source : Straumann, « Implant TL, TLX », 2022/2023.

- Straumann Bone Level BL®, BLT®, BLX®: les implants sont cylindro-coniques et possèdent avec un col évasé rugueux. Ils possèdent un filetage simple avec un pas de vis plus serré 0,8mm au lieu de 1,2mm qui augmente la surface de contact. L'apex est lisse, arrondi, compressif et sans spire.

3.2.2 Implications cliniques

Le col :

Concernant les micro-spires cervicales, les données de littératures actuelles semblent admettre qu'elles confèrent une meilleure stabilité péri-implantaire et une meilleure dissipation des contraintes.

Selon la méta analyse dirigée par Niu sur la stabilité crestale implantaire des micro-spires cervicales conclut que la présence de micro-spires au niveau du col de l'implant peut significativement réduire la perte osseuse peri-implantaire. Hansson et Werk ont également étudié l'influence de ces cols sur la distribution des contraintes osseuses et confirme que le micro-filetage du col optimise la distribution de ces contraintes. Ce qui sera confirmé par l'étude D'Almas et al. qui ajoute que les micros-spires améliorent significativement le contact implant-os et augmentent la stabilité primaire (37).

Cependant Ana Messias et al. en 2017 dans son article *Titanium dental implants with different collar design and surface modifications: A systematic review on survival rates and marginal bone levels* réfutait l'idée que les micro-spires apportent un avantage quelconque au niveau de l'os marginal.

Le col implantaire représente un enjeu important pour la stabilité primaire, la préservation osseuse cervicale et la répartition des contraintes osseuses.

Le corps :

Les morphologies les plus commercialisées sont les corps coniques, cylindriques ou cylindro coniques. Il n'existe pas à ce jour de preuves scientifiques sur la morphologie optimale.

On notera malgré tout l'étude d'Hernandez Alfaro et al. les implants coniques (représentés dans l'étude par les implants Mis Seven®) confèrent un torque d'insertion plus élevé que les cylindriques (représentés par les implants Astra OsseoSpeed®). Aussi l'essai prospectif de Vianna Dos Santos conclut qu'indépendamment de l'état de surface le torque d'insertion est significativement supérieur pour les implants coniques. De la même façon il est difficile d'évaluer la quantité de torque optimale pour un système implantaire.

D'autre part d'après l'étude de Sivrikaya le design implantaire cylindrique permet une meilleure distribution du stress péri-implantaire par augmentation de l'adsorption des contraintes au sein de l'implant.

Les spires :

Les spires autotaraudantes sont unanimement utilisées dans le but de favoriser la stabilité primaire par compression osseuse autour des spires. On observe cependant une diversification des spires en nombre de filetage, profondeur des spires, distance inter spires et angulation des flancs de spires. Il n'existe à ce jour pas de consensus sur le pas de vis idéal simple, double ou triple. Cependant l'étude de Yoko Yamaguchi et al. dans la revue *Effects of implant thread design on primary stability—a comparison between single- and double-threaded implants in an artificial bone model*, (2020), semble tendre en faveur du simple filetage. Ils affirment que malgré la rapidité d'insertion apportée par le double filetage, ils causeraient une diminution de la stabilité primaire par augmentation des dommages tissulaires osseux (50). Ces résultats s'incrinvent dans la même lignée que ceux de 2016 dans l'étude de Jeffrey J. McCullough et al. *The effect of implant macro-thread design on implant stability in the early*

post-operative period: a randomized, controlled pilot study, qui prouve dans les limites de l'étude que les macro filetages semblent jouer un rôle dans la stabilité de l'implant lors de la première phase de cicatrisation telle qu'évaluer par fréquence de résonance.

Conclusion

L'implantologie a fait émerger de nouvelles possibilités de traitement de l'édentement. L'enjeu d'une telle solution est la survie à long terme de ces implants d'autant plus pour une population dont l'espérance de vie ne fait qu'augmenter. Cette survie est intimement liée au processus de cicatrisation osseuse qu'il est donc essentiel, pour tout chirurgien dentiste, de bien appréhender afin d'adapter sa pratique clinique quotidienne. Ce processus dynamique met en jeu une structure complexe riches en cellules ; l'os alvéolaire, dont le but est de s'adapter continuellement à son environnement et à ses contraintes.

C'est donc à partir d'un modèle d'implant vis validé et approuvé, que nous devons au Professeur Branemark, que de nouvelles modifications sont apparues. Parmi la diversité des morphologies implantaire nous avons vu comment se diversifient le col, le corps ; ses spires ; son état de surface et son apex. Puis plus tard c'est le revêtement de nos implants qui a fait l'objet de nouvelles découvertes dans le but de parfaire l'état de surface ou d'apporter des propriétés biologiques nouvelles à nos implants.

Finalement parmi un large panel d'implants actuellement commercialisés nous avons vu que les designs pouvaient être très différents, voire entre plusieurs gammes d'implants d'une même marque. Concernant notre problématique centrale de potentialiser la cicatrisation osseuse nous avons observé que le corps conique semble apporter de bons résultats, allié à un filetage simple qui augmente la stabilité primaire, distribue de façon plus optimale les contraintes et permet de libérer des espaces vides donnant lieu à des poches de cicatrisation osseuse.

Il incombe au chirurgien-dentiste, dans un but de répondre au mieux à une situation clinique, d'allier données acquises de la science associées à sa réflexion clinique afin d'optimiser le choix de son système implantaire.

Bibliographie

1. Kalfas IH. Principles of bone healing. *Neurosurg Focus*. 2001; 10(4):1-4.
2. Moizan H. Cicatrisation osseuse alvéolaire. [Internet]. 2020; Disponible sur: <https://www.mtc-rouen.com/wp-content/uploads/sites/26/2020/09/Cicatrisation-osseuse-alveolaire-Enregistrement-automatique.pdf>
3. Omi M, Mishina Y. Roles of osteoclasts in alveolar bone remodeling. *Genesis*. 2022;60(8-9).
4. Bert M. Partie I chapitre 2: L'os : remaniement et cicatrisation. In: *Implantologie : Bases fondamentales, Conséquences cliniques*.2021 [en ligne] *Dentaire 365*. 2021.Disponible sur : https://www.google.com/url?sa=i&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=&ved=0CAIQw7AJahcKEwigOLuJhrT_AhUAAAAAHQAAAAAQAw&url=https%3A%2F%2Fwww.dentaire365.fr%2Fwp-content%2Fuploads%2F2021%2F01%2FChapitre-2-V2.pdf&psig=AOvVaw1fXTl656Sq7Ne7gsHj9pZ4&ust=1686326549741125
5. Insua A, Monje A, Wang HL, Miron RJ. Basis of bone metabolism around dental implants during osseointegration and peri-implant bone loss : basis of bone metabolism around dental implants. *J Biomed Mater Res A*. 2017;105(7):2075-89.
6. Butler HC. Resume of Fracture Healing. *Vet Clin North Am*. 1975;5(2):147-56.
7. Prexi J. L'ostéointégration, mieux la comprendre pour mieux maîtriser le traitement implantaire. *I.D. Inf Dent*. 2019; (4).
8. Bert M.Partie I chapitre 6 : La liaison os-implant in: *Implantologie : Bases fondamentales, Conséquences cliniques*.2021. [En ligne]*Dentaire 365*.Disponible sur : https://www.google.com/url?sa=i&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=&cad=rja&uact=8&ved=0CAIQw7AJahcKEwjl__ndibT_AhUAAAAAHQAAAAAQAw&url=https%3A%2F%2Fwww.dentaire365.fr%2Fwp-content%2Fuploads%2F2021%2F03%2FChapitre-6.pdf&psig=AOvVaw3Eg_Q0ZhhJ0iOta2nPMv9S&ust=1686327532309806.
9. Kligman S, Ren Z, Chung CH, Perillo MA, Chang YC, Koo H, et al. The impact of dental implant surface modifications on osseointegration and biofilm formation. *J Clin Med*. 12, 2021;10(8):1641.
10. Sajjady SA, Lotfi M, Amini S, Toutouchi H, Bami AB. Improving the surface energy of titanium implants by the creation of hierarchical textures on the surface via three-dimensional elliptical vibration turning for enhanced osseointegration. *Proc Inst Mech Eng*. 2019;233(12):1226-36.
11. Eriksson C, Nygren H, Ohlson K. Implantation of hydrophilic and hydrophobic titanium discs in rat tibia: cellular reactions on the surfaces during the first 3 weeks in bone. *Biomaterials*. 2004;25(19):4759-66.

12. Albrektsson T, Wennerberg A. On osseointegration in relation to implant surfaces. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2019;21(S1):4-7.
13. Albrektsson T, Johansson C. Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration. *Eur Spine J.* 2001; Suppl 2(Suppl 2):S96-101.
14. Smith D, Zarb G. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *J Prosthet Dent.* 1989;62(5): 567-72.
15. Bert M, Missika M. Les clés du succès en implantologie : prévenir les complications et les échecs. Rueil Malmaison: CdP.; 2009. XIII-200 p.
16. Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants : requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop.* 1981;. 52(2):155-70
17. Overmann AL, Aparicio C, Richards JT, Mutreja I, Fischer NG, Wade SM, et al. Orthopaedic osseointegration: Implantology and future directions. *J Orthop Res.* 2020;38(7):1445-54.
18. Chanda S, Mukherjee K, Gupta S, Pratihari DK. A comparative assessment of two designs of hip stem using rule-based simulation of combined osseointegration and remodelling. *Proc Inst Mech Eng [H].* 2020;234(1):118-28.
19. Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs : influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest : a three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(4):486-94.
20. Moradi H, Beh Aein R, Youssef G. Multi-objective design optimization of dental implant geometrical parameters. *Int J Numer Methods Biomed Eng.* 2021;37(9): e3511.
21. Valente F, Scarano A, Murmura G, Varvara G, Sinjari B, Mandelli F, et al. Collagen fibres orientation in the bone matrix around dental implants : does the implant's thread design play a role ? *Int J Mol Sci.* 2021;22(15):7860.
22. Alemayehu DB, Jeng YR. Three-dimensional finite element investigation into effects of implant thread design and loading rate on stress distribution in dental implants and anisotropic bone. *Materials.* 2021;14(22):6974.
23. Guglielmotti MB, Olmedo DG, Cabrini RL. Research on implants and osseointegration. *Periodontol 2000.* 2019;79(1):178-89.
24. Ogle OE. Implant surface material, design, and osseointegration. *Dent Clin North Am.* 2015;59(2):505-20.
25. Kligman S, Ren Z, Chung CH, Perillo MA, Chang YC, Koo H, et al. The impact of dental implant surface modifications on osseointegration and biofilm formation. *J Clin Med.* 12 2021;10(8):1641.
26. Hanawa T. Zirconia versus titanium in dentistry : a review. *Dent Mater J.* 2020;39(1):24-36.
27. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface

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

28. Wennerberg A, Albrektsson T. Implant surfaces beyond micron roughness. Exeperimental and clincial knowledge of surface topography and surface chemistry. *Int Dent SA.* 2006; 8(6):14-8.

29. Deligianni DD, Katsala N, Ladas S, Sotiropoulou D, Amedee J, Missirlis YF. Effect of surface roughness of the titanium alloy on human bone marrow cell response and on protein adsorption. *Biomaterials.*2001;22(11):1241-51

30. Matos GRM. Surface roughness of dental implant and osseointegration. *J Maxillofac Oral Surg.* 2021;20(1):1-4.

31. Alghamdi HS, Jansen JA. The development and future of dental implants. *Dent Mater J.* 2020;39(2):167-72.

32. Herrmann H, Kern J, Kern T, Lautensack J, Conrads G, Wolfart S. Early and mature biofilm on four different dental implant materials : an in vivo human study. *Clin Oral Implants Res.* 2020;31(11):1094-104.

33. 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.

34. Jeong J, Kim JH, Shim JH, Hwang NS, Heo CY. Bioactive calcium phosphate materials and applications in bone regeneration. *Biomater Res.* 2019;23(1):4.

35. Alghamdi HS, Jansen JA. The development and future of dental implants. *Dent Mater J.* 2020;39(2):167-72.

36. Cheng Y, Mei S, Kong X, Liu X, Gao B, Chen B, et al. Long-term antibacterial activity of a composite coating on titanium for dental implant application. *J Biomater Appl.* 2021;35(6):643-54.

37. Qu C, Luo F, Hong G, Wan Q. Effects of platelet concentrates on implant stability and marginal bone loss: a systematic review and meta-analysis. *BMC Oral Health.* nov 2021;21(1):579.

38. Al-Sabbagh M, Eldomiaty W, Khabbaz Y. Can osseointegration be achieved without primary stability ? *Dent Clin North Am.* 2019;63(3):461-73.

39. Burgos PM, Rasmusson L, Meirelles L, Sennerby L. Early bone tissue responses to turned and oxidized implants in the rabbit tibia. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2008;10(3):181-90.

40. Smeets R, Stadlinger B, Schwarz F, Beck-Broichsitter B, Jung O, Precht C, et al. Impact of dental implant surface modifications on osseointegration. *BioMed Res Int.* 2016;2016:1-16.

41. Gupta Y, Iyer R, Dommeti VK, Nutu E, Rana M, Merdji A, et al. Design of dental implant using design of experiment and topology optimization : a finite element analysis study. *Proc Inst Mech Eng [H].* 2021;235(2):157-66.

42. Chang CL, Chen CS, Huang CH, Hsu ML. Finite element analysis of the dental implant using a topology optimization method. *Med Eng Phys.* 2012;34(7):999-1008.

43. Abrahamsson I, Carcuac O, Berglundh T. Influence of implant geometry and osteotomy design on early bone healing : a pre-clinical in vivo study. *Clin Oral Implants Res.* 2021;32(10):1190-9.
44. Choi JY, Lee HJ, Jang JU, Yeo IS. Comparison between bioactive fluoride modified and bioinert anodically oxidized implant surfaces in early bone response using rabbit tibia model. *Implant Dent.* 2012;21(2):124-8.
45. Susin C, Finger Stadler A, Fiorini T, Sousa Rabelo M, Ramos UD, Schüpbach P. Safety and efficacy of a novel anodized abutment on soft tissue healing in Yucatan mini-pigs. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2019;21(S1):34-43.
46. Roffel S, Wu G, Nedeljkovic I, Meyer M, Razafiarison T, Gibbs S. Evaluation of a novel oral mucosa in vitro implantation model for analysis of molecular interactions with dental abutment surfaces. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2019;21(S1):25-33.
47. Bornstein MM, Valderrama P, Jones AA, Wilson TG, Seibl R, Cochran DL. Bone apposition around two different sandblasted and acid-etched titanium implant surfaces : a histomorphometric study in canine mandibles. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19(3):233-41.
48. Velikov S, Camenzind M, Fabech J, Fuchs F. Stability of a new trioval implant in bone surrogate model. *Nobel Biocare.* 2019;(3052).
49. Pozzi A, Tallarico M, Moy PK. Immediate loading with a novel implant featured by variable-threaded geometry, internal conical connection and platform shifting: Three-year results from a prospective cohort study. *Eur J Oral Implant.* 2015;8(1):51-63.
50. Yamaguchi Y, Shiota M, Fujii M, Shimogishi M, Munakata M. Effects of implant thread design on primary stability : a comparison between single and double threaded implants in an artificial bone model. *Int J Implant Dent.* 2020;6(1):42.

Table des figures

Figure 1 : Constitution de l'os maxillaire	6
Figure 2 : Le remaniement osseux.....	7
Figure 3 : Schéma d'une surface de titane oxydée dans un milieu aqueux biologique.	12
Figure 4 : Mouillabilité d'une surface implantaire.....	13
Figure 5 : Structure implantaire.....	18
Figure 6 : Col implantaire droit, Osseospeed Astra Tech.....	19
Figure 7 : Col implantaire évasé.....	20
Figure 8 : Col implantaire à conicité inversée.....	21
Figure 9 : Col implantaire droit à microspires, Osseospeed TX AstraTech	21
Figure 10 : Col implantaire transgingival usiné, Ibone G	22
Figure 11 : Variations en diamètres et longueur de l'implant OsseoSpeed Astra Tech.....	24
Figure 12 : Implant Spline® Zimmer : simple filetage	25
Figure 13 : Implant Nobel Active® : double filetage avec rainures d'incision.....	25
Figure 14 : Implant AstraTech OsseoSpeed® : triple filetage avec micro filetage au col	26
Figure 15 : Implant à surface usinée Nobel Biocare® et vue microscopique de cette surface usinée..	31
Figure 16 : Implant à surface rugueuse/poreuse Nobel Active® et vue microscopique de la surface TiUnite usinée.....	32
Figure 17 : Implant à état de surface hybride Ibone G® : col usiné et corps rugueux	33
Figure 18 : (A) Chambre de cicatrisation sur implant en titane de 4,1 mm de diamètre et 10 mm de longueur, avec un creux circonférentiel dans la partie endo-osseuse. (B) Coupe transversale de la chambre : a, emplacements engageant les parois du tissu osseux ; et b, chambre de plaie intérieure en forme de U proprement dite. La ligne pointillée indique la paroi latérale de la chambre.	42
Figure 19 : Formation et apposition osseuse dans les chambres de cicatrisation sur des implants en titane avec une surface modifiée sablée et mordancée à l'acide à (A) 2, (B) 4 et (C) 8 semaines.....	42
Figure 20 : Implant en titane mesurant 6 mm de longueur avec deux anneaux formant deux chambres osseuses avec un diamètre intérieur de 2,7 mm et un diamètre extérieur de 4,2 mm.	43
Figure 21 : Implant Astra Tech® OsseoSpeed TX	46
Figure 22 : Implant Nobel Biocare N1® TiUltra®	47
Figure 23 Implant Nobel Active® TiUltra®	47
Figure 24 : Implant Nobel Replace® TiUnite®	48
Figure 25 : Implant Zimmer Screw Vent®	48

Figure 26 : Implant Zimmer Swiss Plus®	49
Figure 27 : Implant Zimmer Spline®	49
Figure 28 : Implant Lyra Ibone E®	50
Figure 29 : Implant Lyra Ibone S et G® (de gauche à droite)	50
Figure 30 : Straumann Tissue Level TL®, TLX®	51

Vu, le Directeur de thèse

Vu, le Doyen de l'UFR d'Odontologie

Docteur Hervé TARRAGANO

Professeur Vianney DESCROIX

Vu, le Président par intérim d'Université Paris Cité

Professeur Clarisse BERTHEZÈNE

Pour le Président par intérim et par délégation,

Le Doyen Vianney DESCROIX

Implant de nouvelle génération : comment le design implantaire influence la cicatrisation osseuse ?

Reina Ilana Gabai. Implant de nouvelle génération : comment le design implantaire influence la cicatrisation osseuse ?. 2023. 60 p.: ill., graph. Réf. bibliographiques p. 55-58.

Sous la direction de M. le Docteur Hervé Tarragano.

Université Paris Cité
UFR d'Odontologie
1, rue Maurice Arnoux - 92120 Montrouge
5, rue Garancière - 75006 Paris