

UNIVERSITE TOULOUSE III – PAUL SABATIER
FACULTE DE SANTE – DEPARTEMENT D'ODONTOLOGIE

ANNEE 2022

2022 TOU3 3035

THESE

POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement

par

Lina BOUSSELHAM

Le 06 Juillet 2022

**CRATERISATIONS PERI-IMPLANTAIRES PRECOCES :
QUAND L'INDUSTRIE SE HEURTE A LA BIOLOGIE.**

Directeurs de thèse : Dr. Joffrey DURAN et Dr Antoine TRIGALOU

JURY

Président : Pr Philippe KEMOUN

1er assesseur : Dr Rémi ESCLASSAN

2ème assesseur : Dr Mathieu MARTY

3ème assesseur : Dr Joffrey DURAN

4ème assesseur : Dr Antoine TRIGALOU



**UNIVERSITÉ
TOULOUSE III**
PAUL SABATIER



Université
de Toulouse



Faculté de santé
Département d'Odontologie

➔ **DIRECTION**

Doyen de la Faculté de Santé

M. Philippe POMAR

Vice Doyenne de la Faculté de Santé

Directrice du Département d'Odontologie

Mme Sara DALICIEUX-LAURENCIN

Directeurs Adjointes

Mme Sarah COUSTY

M. Florent DESTRUHAUT

Directrice Administrative

Mme Muriel VERDAGUER

Présidente du Comité Scientifique

Mme Cathy NABET

➔ **HONORARIAT**

Doyens honoraires

M. Jean LAGARRIGUE +

M. Jean-Philippe LODTER +

M. Gérard PALOUDIER

M. Michel SIXOU

M. Henri SOULET

Chargés de mission

M. Karim NASR (*Innovation Pédagogique*)

M. Olivier HAMEL (*Maillage Territorial*)

M. Franck DIEMER (*Formation Continue*)

M. Philippe KEMOUN (*Stratégie Immobilière*)

M. Paul MONSARRAT (*Intelligence Artificielle*)

➔ **PERSONNEL ENSEIGNANT**

Section CNU 56 : Développement, Croissance et Prévention

56.01 ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE et ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE (Mme Isabelle BAILLEUL-FORESTIER)

ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE

Professeurs d'Université : Mme Isabelle BAILLEUL-FORESTIER, M. Frédéric VAYSSE

Maîtres de Conférences : Mme Emmanuelle NOIRRI-ESCLASSAN, Mme Marie- Cécile VALERA, M. Mathieu MARTY

Assistants : Mme Marion GUY-VERGER, Mme Alice BROUTIN (*associée*)

Adjointes d'Enseignement : M. Sébastien DOMINE, M. Robin BENETAH, M. Mathieu TESTE,

ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE

Maîtres de Conférences : M. Pascal BARON, Mme Christiane LODTER, M. Maxime ROTENBERG

Assistants : M. Vincent VIDAL-ROSSET, Mme Carole VARGAS

Adjointes d'Enseignement : Mme. Isabelle ARAGON

56.02 PREVENTION, ÉPIDÉMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ, ODONTOLOGIE LÉGALE (Mme NABET Catherine)

Professeurs d'Université : M. Michel SIXOU, Mme Catherine NABET, M. Olivier HAMEL, M. Jean-Noël VERGNES

Assistante : Mme Géromine FOURNIER

Adjointes d'Enseignement : M. Alain DURAND, Mlle. Sacha BARON, M. Romain LAGARD, M. Jean-Philippe GATIGNOL

Mme Carole KANJ, Mme Mylène VINCENT-BERTHOUMIEUX, M. Christophe BEDOS

Section CNU 57 : Chirurgie Orale, Parodontologie, Biologie Orale

57.01 CHIRURGIE ORALE, PARODONTOLOGIE, BIOLOGIE ORALE (M. Philippe KEMOUN)

PARODONTOLOGIE

Maîtres de Conférences : Mme Sara DALICIEUX-LAURENCIN, Mme Alexia VINEL

Assistants : Mme. Charlotte THOMAS, M. Joffrey DURAN

Adjointes d'Enseignement : M. Loïc CALVO, M. Christophe LAFFORGUE, M. Antoine SANCIER, M. Ronan BARRE ,

Mme Myriam KADDECH, M. Matthieu RIMBERT,

CHIRURGIE ORALE

Professeur d'Université : Mme Sarah COUSTY
Maîtres de Conférences : M. Philippe CAMPAN, M. Bruno COURTOIS
Assistants : M. Clément CAMBRONNE
Adjoints d'Enseignement : M. Gabriel FAUXPOINT, M. Arnaud L'HOMME, Mme Marie-Pierre LABADIE, M. Luc RAYNALDY, M. Jérôme SALEFRANQUE,

BIOLOGIE ORALE

Professeur d'Université : M. Philippe KEMOUN
Maîtres de Conférences : M. Pierre-Pascal POULET, M. Vincent BLASCO-BAQUE
Assistants : Mme Chiara CECCHIN-ALBERTONI, M. Maxime LUIS, Mme Valentine BAYLET GALY-CASSIT
M. Matthieu MINTY (Associé),
Adjoints d'Enseignement : M. Mathieu FRANCK, M. Hugo BARRAGUE, M. Olivier DENY

Section CNU 58 : Réhabilitation Orale

58.01 DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE, PROTHESES, FONCTIONS-DYSFONCTIONS, IMAGERIE, BIOMATERIAUX (M. Franck DIEMER)

DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE

Professeur d'Université : M. Franck DIEMER
Maîtres de Conférences : M. Philippe GUIGNES, Mme Marie GURGEL-GEORGELIN, Mme Delphine MARET-COMTESSE
Assistants : M. Sylvain GAILLAC, Mme Sophie BARRERE, Mme. Manon SAUCOURT, M. Ludovic PELLETIER
M. Nicolas ALAUX, M. Vincent SUAREZ
Adjoints d'Enseignement : M. Eric BALGUERIE, M. Jean- Philippe MALLET, M. Rami HAMDAN, M. Romain DUCASSE, Mme Lucie RAPP

PROTHÈSES

Professeurs d'Université : M. Philippe POMAR
Maîtres de Conférences : M. Jean CHAMPION, M. Rémi ESCLASSAN, M. Florent DESTRUHAUT, M. Antoine GALIBOURG,
Assistants : Mme Margaux BROUTIN, Mme Coralie BATAILLE, Mme Mathilde HOURSET, Mme Constance CUNY
M. Julien GRIFFE
Adjoints d'Enseignement : M. Christophe GHRENASSIA, Mme Marie-Hélène LACOSTE-FERRE, M. Olivier LE GAC, M. Jean-Claude COMBADAZOU, M. Bertrand ARCAUTE, M. Fabien LEMAGNER, M. Eric SOLYOM, M. Michel KNAFO, M. Alexandre HEGO DEVEZA, M. Victor EMONET-DENAND M. Thierry DENIS, M. Thibault YAGUE

FONCTIONS-DYSFONCTIONS , IMAGERIE, BIOMATERIAUX

Maîtres de Conférences : Mme Sabine JONJOT, M. Karim NASR, M. Paul MONSARRAT, M. Thibault CANCEILL
Assistants : M. Julien DELRIEU, M. Paul PAGES, Mme. Julie FRANKEL
Adjoints d'Enseignement : Mme Sylvie MAGNE, M. Thierry VERGÉ, M. Damien OSTROWSKI

Mise à jour pour le 25 Mai 2022

REMERCIEMENTS

A **mes parents**, difficile de résumer en quelques mots tout l'amour, la reconnaissance et la fierté que je vous porte. Je vous dédie ce travail, qui je l'espère, vous rendra fiers. Si j'en suis arrivée là aujourd'hui, c'est grâce à vous, merci pour tout ce que vous avez fait pour moi, je vous aime.

A **ma mère**, qui s'est dévouée à notre éducation et m'a appris à toujours persévérer. Tu m'as donnée le goût du travail bien fait. Merci pour tes délicieux repas et de me supporter au quotidien.

A **mon père**, qui a toujours travaillé dur pour nous offrir le meilleur cadre de vie et la meilleure éducation. Merci pour ton soutien et pour les valeurs que tu nous as transmises.

A mon frère, **Walid**, qui a toujours été d'une motivation et d'un soutien sans faille. Allié du quotidien, la voix de la sagesse, je suis fière d'être ta GRANDE sœur.

A ma sœur, **Soukayna**, qui est toujours partante pour me suivre dans mes voyages « organisés ». Avec qui la vie consiste en un jour, une péripétie ; le quotidien ne serait pas aussi amusant sans toi.

A mes petites sœurs, **Basma et Nasma**, merci pour tous ces moments de joies et bonheurs au quotidien. J'espère être à la hauteur de mon statut de grande sœur, je serai toujours là pour vous.

A l'ensemble de **ma famille**, grands-parents, tantes, oncles, cousines, cousins, d'ici et d'ailleurs, merci de tous ces heureux moments partagés ensemble.

A **Mely**, ma binôme, avec qui j'ai passé de merveilleuses années d'études, qui a toujours été là dans les bons comme les mauvais moments. Merci pour ton soutien et ton amitié.

A **Kamelia**, merci pour ton amitié, à tous ces moments partagés, ces rires et longues conversations et d'être là quand il le faut.

A **Mounir**, merci pour cette amitié de longue date dont on a arrêté de compter les années, tes encouragements et ta confiance sont très chers à mes yeux.

A **Kevin**, qui a été d'un soutien exceptionnel durant la rédaction de cette thèse, tu as su me redonner courage et espoir quand je n'en avais plus. Je t'en suis profondément reconnaissante, merci.

Au **Dr. ANDUZE-ACHER Guillaume**, je te remercie pour ta confiance et ta bienveillance, durant mes années de clinique et mon stage actif. Merci de m'avoir ouvert les portes de ton bloc opératoire et d'avoir partagé avec moi ton savoir. Merci à toute l'équipe du cabinet qui m'a accueilli avec énormément de gentillesse.

Au **Dr. RAYNALDY Luc**, qui m'a donné goût à l'implantologie et à la réhabilitation prothétique. Je vous remercie d'avoir cru en moi et en mes capacités, pour votre enseignement et votre gentillesse à mon égard, ce fût un réel plaisir de travailler avec vous.

Aux différents praticiens et praticiennes qui ont su me faire confiance, me donner ma chance et m'accueillir au sein de leurs cabinets avec bienveillance.

A tous ceux que je n'ai pas cité mais qui ont partagé un bout de chemin avec moi, merci.

A notre Président du jury,

Monsieur le Professeur Philippe KEMOUN,

- Professeur des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Docteur de l'Université Paul Sabatier,
- Habilitation à diriger les recherches (HDR),
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier,
- Responsable de la Section CNU 57 : Chirurgie Orale, Parodontologie, Biologie Orale.

Vous nous avez fait l'honneur de présider notre jury de thèse.

Nous vous remercions pour la gentillesse et la bienveillance dont vous avez toujours fait preuve à notre égard, ainsi que pour votre dévouement envers les étudiants de la faculté.

Veillez voir ici l'expression de notre admiration la plus sincère.

A notre Jury de thèse,

Monsieur le Docteur Rémi ESCLASSAN,

- Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Habilitation à diriger des recherches (H.D.R.),
- Praticien qualifié en Médecine Bucco-Dentaire (MBD),
- Docteur de l'Université de Toulouse (Anthropobiologie),
- D.E.A. d'Anthropobiologie,
- Ancien Interne des Hôpitaux,
- Chargé de cours aux Facultés de Médecine de Toulouse-Purpan, Toulouse-Rangueil et Pharmacie (L1),
- Enseignant-chercheur au Laboratoire d'Anthropologie Moléculaire et Imagerie de Synthèse (AMIS – UMR 5288 – CNRS),
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier,
- Vice-Président de la commission des relations internationales UFR Santé.

Nous vous remercions d'avoir accepté notre invitation à siéger dans ce jury.

*Nous vous remercions également pour votre enseignement et votre gentillesse
tout au long de ces études universitaires.*

Veillez trouver ici le témoignage de notre plus grand respect.

A notre Jury de thèse,

Monsieur le Docteur Mathieu MARTY,

- Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- CES de Chirurgie Dentaire Odontologie Pédiatrique et Prévention,
- CES de Physiopathologie et diagnostic des dysmorphies cranio-faciales,
- Master 2 Sciences de l'éducation Université Paul VALERY Montpellier 3,
- Doctorat en Sciences de l'éducation Université Paul VALERY Montpellier 3

Nous vous remercions de nous faire l'honneur de siéger dans ce jury de thèse.

Nous vous remercions pour votre implication dans notre formation, pour la confiance que vous avez sue nous accorder, et également pour votre gentillesse et votre bienveillance.

Nous vous prions de trouver dans ce travail toute l'expression de notre gratitude.

A notre Jury de thèse,

Monsieur le Docteur Joffrey DURAN,

- Assistant Hospitalo-Universitaire d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Diplôme d'Université de Parodontologie.

Vous nous avez fait l'honneur d'accepter de siéger dans ce jury.

Nous vous remercions pour la confiance que vous nous avez donnée quant à la réalisation de ce travail.

Nous vous témoignons, au travers de ce travail, notre profonde reconnaissance et notre plus profond respect.

A notre Jury de thèse,

Monsieur le Docteur Antoine TRIGALOU,

- Ancien Assistant Hospitalo-Universitaire d'Odontologie,
- Diplôme d'état de docteur en chirurgie dentaire (Toulouse III),
- Diplôme Universitaire de Prothèse Complète (Toulouse III),
- Diplôme Inter Universitaire Européen d'Implantologie Orale - Université de Corté
- Maitrise science, technologie, santé, mention Biosanté (Toulouse III).

Nous vous remercions de nous avoir fait l'honneur de bien vouloir diriger cette thèse, marquant la fin de nos années d'études et, nous l'espérons, le début d'une belle et enrichissante carrière.

Nous vous sommes très reconnaissant pour l'enseignement clinique dispensé et votre encadrement lors de la rédaction de cette thèse.

Veillez trouver ici le témoignage de notre profond respect.

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION	13
I. L'OSTEOINTEGRATION : ELEMENT CLE EN IMPLANTOLOGIE DENTAIRE	14
A. NOTION D'OSTEOINTEGRATION.....	14
1. Historique.....	14
2. Processus d'ostéointégration.....	14
a) Stabilité primaire.....	15
b) Stabilité secondaire et cicatrisation osseuse.....	16
B. PERTE OSSEUSE PERI-IMPLANTAIRE PRECOCE.....	17
1. Modèle caduc.....	17
2. Problématique de la perte osseuse péri-implantaire précoce.....	17
3. Différentes étiologies évoquées.....	18
4. Importance de la stabilité osseuse.....	21
C. CONCEPTS IMPLANTAIRES.....	23
II. FACTEURS BIOLOGIQUES IMPACTANT LA STABILITE OSSEUSE PERI-IMPLANTAIRE	25
A. RAPPEL SUR L'ATTACHE SUPRA-CRESTALE.....	25
B. ÉPAISSEUR VERTICALE DES TISSUS MOUS.....	27
1. Placement sous-crestal de l'implant.....	29
2. Régularisation de la crête alvéolaire.....	31
3. Technique du piquet de tente ou « Tent-pole » technique.....	32
4. Greffe tissulaire.....	34
C. PROFONDEUR DE PLACEMENT IMPLANTAIRE.....	39
1. Implant juxta-osseux ou bone-level avec platform-switching.....	39
a) Principe du platform-switching.....	39
b) Placement sous-crestal des implants avec platform-switching.....	40
2. Implant trans-muqueux ou Tissue-Level.....	41
D. IMPORTANCE DES TISSUS ATTACHES PERI-IMPLANTAIRES ET KERATINISATION.....	43
1. Influence du tissu kératinisé sur la stabilité des tissus durs.....	43
2. Méthodes de reconstitution de tissus attachés adéquats.....	45
E. PRESERVATION DE L'ARCHITECTURE GINGIVALE ET UTILISATION D'UN PILIER DE FERMETURE ALVEOLAIRE (PILIER SSA : SEALING SOCKET ABUTMENT).....	48
1. Principes.....	48
2. Intérêts.....	48
III. FACTEURS PROTHETIQUES A PRENDRE EN CONSIDERATION POUR LE CHOIX DE L'IMPLANT ET DU PILIER	50
A. DESIGN IMPLANTAIRE.....	50
1. Forme et diamètre de l'implant.....	50
a) Forme du corps.....	50
b) Diamètre.....	52
2. Module de crête.....	54

3. Traitement de surface des implants	58
a) Surfaces usinées	58
b) Traitements par addition	58
c) Traitements par soustraction	59
d) Innovations récentes.....	60
e) Données de la littérature.....	61
4. Matériau	63
a) Titane et ses alliages	63
b) Zircone.....	65
B. CONNEXION IMPLANT-PILIER	66
1. Type de connexion.....	66
2. Choix de la connexion et perte osseuse marginale	68
a) Étanchéité et fuite bactérienne	68
b) Stabilité et contraintes occlusales.....	70
C. CHOIX DU PILIER PROTHETIQUE.....	72
1. Matériau	72
2. Profil transmuqueux.....	75
3. Hauteur	77
4. Connexions/déconnexions du pilier	78
D. SYNTHÈSE : L'IMPLANT IDEAL EXISTE-T-IL ?.....	81
CONCLUSION	83
BIBLIOGRAPHIE.....	84
TABLES DES FIGURES ET TABLEAUX	93

Introduction

Depuis l'avènement de l'implantologie par Brånemark, l'implantologie n'a cessé de se développer. Aujourd'hui, la thérapeutique implantaire fait partie intégrante de l'arsenal thérapeutique pour le remplacement des dents absentes dans le cadre d'un édentement unitaire, partiel ou complet.

La perte osseuse précoce autour des implants a pendant longtemps été considérée comme un processus physiologique qui fait suite à la mise en fonction de l'implant et donc inévitable. L'évaluation du succès de la thérapeutique implantaire reposait sur le seul critère d'ostéointégration. En effet, dès 1986, Albrektsson et al. ont déterminé que malgré une perte osseuse verticale autour des implants d'environ 1,5 mm au cours de la première année de mise en charge, le succès de la thérapeutique implantaire était atteint.

La présence d'une certaine quantité de perte osseuse autour des implants était donc tolérée. Cependant, par la suite, avec le développement de nouveaux modèles d'implants, certaines recherches cliniques rapportaient une perte moindre d'os péri-implantaire. Cela remet en cause la fatalité de cette perte d'os crestal autour des implants, les cliniciens ont commencé à s'intéresser aux moyens à mettre en place afin de préserver l'os péri-implantaire. Effectivement, une fois l'implant restauré et mis en fonction, la présence d'un os marginal adéquat est l'un des facteurs majeurs qui assure le succès à long terme de la thérapeutique implantaire.

Mais alors comment maintenir une stabilité de l'os péri-implantaire sur le long terme ? Deux aspects entrent en jeu : l'aspect biologique par l'intermédiaire des tissus mous et durs péri-implantaires d'une part, et d'autre part l'aspect prothétique par les caractéristiques structurales de l'implant et du pilier. Cette perte osseuse étant multifactorielle, tous les facteurs sont essentiels à prendre en compte afin d'obtenir un résultat optimal et pérenne, et d'assurer la stabilité de l'os péri-implantaire. En effet, un implant placé de manière idéale mais réhabilité avec une prothèse mal réalisée sera exposé à une perte osseuse ; et inversement, une restauration prothétique parfaitement conçue installée sur un implant ne respectant pas les principes chirurgicaux ne parviendra pas à le préserver d'une résorption de l'os marginal.

L'objectif de cette thèse, au travers d'une analyse de la littérature scientifique, est de présenter les différents paramètres biologiques et prothétiques pouvant influencer la perte osseuse précoce autour des implants. Après quelques généralités sur l'ostéointégration, il sera abordé, dans un premier temps, les éléments biologiques à considérer lors des étapes chirurgicales afin de garantir l'intégration optimale de l'implant et de la réhabilitation prothétique au sein des tissus environnants ; puis dans un second temps, il sera exposé les différentes caractéristiques à rechercher pour le choix du type d'implant et du pilier prothétique de manière à prévenir la résorption osseuse.

I. L'ostéointégration : élément clé en implantologie dentaire

A. Notion d'ostéointégration

L'ostéointégration est un concept largement reconnu et accepté aujourd'hui en implantologie. Elle constitue le prérequis à tout traitement prothétique supra-implantaire. Elle permet la mise en charge de l'implant (fonctionnalité) et une pérennité du traitement implantaire dans le temps. Mais il s'agit d'un concept assez récent dans la pratique de l'implantologie.

1. Historique

L'implantologie dentaire débute dès l'Antiquité mais il faut attendre la fin des années 1970, avec la période Brånemark, pour voir émerger le concept d'ostéointégration avec les publications de ses études sur la cicatrisation osseuse qui débutèrent dès 1952. Le premier protocole clinique fut mis au point chez le chien en 1969, afin de restaurer un édentement partiel par prothèse fixée implanto-portée avec une chirurgie en deux temps : mise en nourrice des implants 3 à 4 mois durant la cicatrisation osseuse. Puis en 1977, un premier patient a été traité avec l'utilisation du concept d'ostéointégration (en opposition à la fibro-intégration). Ceci conduit à un changement complet de paradigme avec un maintien du taux de succès sur le long terme important. C'est le début de l'implantologie contemporaine (1).

L'ostéointégration a été définie par Brånemark et son équipe en 1985 comme « une jonction anatomique et fonctionnelle directe entre l'os vivant remanié et la surface de l'implant mis en charge ». Cette définition est toujours d'actualité mais a été améliorée par différents auteurs au fur et à mesure des progrès de l'implantologie orale. Ils ont apporté des précisions sur les facteurs qui entrent en jeu et qui sont donc à prendre en compte pour obtenir et conserver l'ostéointégration des implants dentaires.

2. Processus d'ostéointégration

Le processus d'ostéointégration se déroule en deux phases :

- 1^{ère} phase : la stabilité primaire ou mécanique, qui débute au moment de la pose de l'implant.
- 2^{ème} phase : la stabilité secondaire ou biologique, mise en place par cicatrisation d'un remodelage osseux et aboutissant à une connexion biologique entre la surface implantaire et le tissu osseux (2).

a) Stabilité primaire

Dès lors que l'on visse un implant dans l'os, il y a un engagement mécanique de l'implant avec l'os environnant par le biais des spires de l'implant. Des surfaces de contact entre l'implant et l'os s'établissent permettant ainsi un ancrage de l'implant dans l'os. Ce contact est appelé stabilité primaire ou mécanique. Elle a été largement citée dans la littérature comme une condition nécessaire à l'ostéointégration d'un implant dentaire et à son succès à long terme (3).

Le type d'os disponible est un facteur essentiel à prendre en compte afin d'obtenir l'ostéointégration des implants, notamment pour la stabilité primaire. En effet, en fonction de l'os dans lequel on implante, la cicatrisation osseuse sera plus ou moins rapide et plus ou moins efficace. Il est donc important de caractériser l'os auquel on a affaire, de manière à planifier la séquence chirurgicale et prothétique. La classification la plus couramment utilisée est celle de Lekholm et Zarb (1985) (4), qui divise l'os résiduel en 4 classes en fonction de sa qualité. Elle prend en considération la densité de l'os cortical et spongieux, et de leur rapport.

Les micromouvements sont considérés comme l'un des principaux risques pour l'ostéointégration des implants. Bien que certains auteurs décrivent la stabilité implantaire comme une « absence de mobilité clinique », il existe un seuil de micromouvements tolérés par l'os environnant. Ils ne doivent pas excéder 150 μm sinon cela compromet l'ostéointégration : au-delà de 150 μm , c'est la fibrointégration qui l'emporte sur l'ostéointégration (5). Ivanoff et al. ont mis en évidence une influence négative de la mobilité latérale des implant comme sur le potentiel d'ostéointégration (6).

La stabilité primaire permet de prévenir les micromouvements de l'implant par rapport à l'os environnant et favorise ainsi son ostéointégration, il s'agit d'un élément fondamental (3). Néanmoins, si la stabilité primaire n'est pas satisfaisante lors de la mise en place de l'implant à cause de la faible densité osseuse, la solution sera d'enfouir l'implant. Le temps nécessaire pour obtenir l'ostéointégration va être plus long ; mais à 6 mois, l'ostéointégration sera la même que dans un os dense et permettra d'assurer la pérennité des résultats sur le long terme.

Cette "stabilité mécanique" diminue progressivement au cours des premiers stades de la cicatrisation en raison des phénomènes de régénération et remodelage osseux. Au fur et à mesure que de l'os nouveau se forme à la surface de l'implant, une stabilité secondaire ou biologique s'établit, qui est le résultat direct de l'ostéointégration. Lorsque l'on a une bonne stabilité primaire cela conduit à une bonne stabilité secondaire (7).

b) Stabilité secondaire et cicatrisation osseuse

La stabilité secondaire correspond à une stabilité biologique permise grâce à la régénération et au remodelage osseux, elle détermine le moment de la mise en charge fonctionnelle. Elle se définit comme « la séquence de réactions biologiques conduisant à l'angiogenèse, la différenciation des cellules mésenchymateuses, le dépôt de matrice ostéoïde extracellulaire, la minéralisation de cette matrice et sa maturation à travers un processus de remodelage » (8).

L'ostéointégration est le résultat d'une réaction commune de réparation osseuse en réponse à une effraction du tissu osseux (forage et mise en place de l'implant). La réponse biologique du tissu osseux s'organise en 4 étapes (1):

- 1) Formation du caillot (J0) :** Les espaces entre les surfaces implantaire et osseuses, laissés par le forage, sont colonisés par un caillot sanguin.
- 2) Formation d'un réseau de fibrine (J+3) :** mise en place d'un réseau tridimensionnel de fibrine, suivi d'une angiogenèse locale avec une arrivée et différenciation sur site des cellules mésenchymateuses indifférenciées qui se dirigeront vers la lignée ostéoblastique.
- 3) Apposition osseuse :** Différenciation des cellules en ostéoblastes qui sécrètent une matrice protéique non collagénique qui va se minéraliser et produire os tissé. Cet os tissé est destiné à se remodeler en os lamellaire puis haversien. L'apposition osseuse se continue de manière centrifuge (de la surface de l'implant en direction de l'os originel) et centripète (de l'os originel en direction de la surface implantaire), afin d'assurer une immobilisation de l'implant dans la structure osseuse.
- 4) Ostéointégration et remodelage osseux :** Après l'amorçage de l'apposition osseuse, l'os tissé passe par toutes les phases de maturation et de remodelage. Au fur et à mesure des étapes de maturation, les propriétés mécaniques de l'os augmentent.

B. Perte osseuse péri-implantaire précoce

La thérapeutique implantaire est utilisée dans le but d'aboutir à une réhabilitation prothétique fonctionnelle et pérenne. L'implant acquiert sa stabilité par le processus d'ostéointégration ; il est donc primordial de maintenir au mieux le niveau de l'os péri-implantaire, afin de maintenir le succès de notre thérapeutique dans le temps. La perte osseuse marginale autour des implants peut représenter une menace pour la longévité des implants ; on cherche donc à obtenir une stabilité osseuse autour de nos implants.

1. Modèle caduc

En 1986, Albrektsson et son équipe ont défini des critères de succès implantaire lors d'études pour déterminer les taux d'échec et de succès implantaires en fonction de l'ostéointégration. Ces critères sont devenus la norme et sont toujours reconnus par une bonne partie de la profession à l'heure actuelle.

En ce qui concerne la perte osseuse, ces critères admettent une lyse osseuse verticale de 1,5 mm au cours de la première année de mise en charge peut être considérée comme une réussite si la perte osseuse ultérieure ne dépasse pas 0,2 mm par an (9) ; après plusieurs années, on doit donc s'attendre à une perte osseuse de plusieurs millimètres. Les résultats d'anciennes études cliniques sur les implants ont confirmé que la perte d'os marginal était plus importante au cours de la première année de fonctionnement que pendant les années suivantes (Adell et al. 1986, Lindquist et al. 1988, 1996) (10).

Cette perte osseuse est donc considérée comme une réaction physiologique et non pathologique, une adaptation de l'os péri-implantaire à la charge appliquée aux implants pendant la fonction ; et à la mise en place de l'attache supra-crestale autour de l'implant, anciennement appelée « espace biologique ». Pour rappel, cette attache est composée d'un épithélium jonctionnel et d'un tissu conjonctif supra-crestal, formant ainsi une unité structurelle dont les dimensions (au moins 3 mm) et la composition restent stables dans le temps.

2. Problématique de la perte osseuse péri-implantaire précoce

La perte osseuse péri-implantaire a accompagné le traitement implantaire pendant si longtemps, qu'elle était devenue la norme et a été classée en différents types. Par exemple, la perte osseuse crestale précoce est définie comme la résorption osseuse autour du col de l'implant dentaire, de sa mise en place à sa 1^{ère} année de mise en charge (11).

Le constat d'une perte osseuse péri-implantaire a été introduit à partir d'observations sur les implants Bränemark originaux. Cependant, dès la fin du XXème siècle, des études ont commencé à remettre en cause cette perte osseuse et émettre l'hypothèse qu'elle pourrait être moindre. En 1996, Lindquist et al. ont publié une étude prospective s'intéressant à la perte osseuse marginale autour d'implants supportant des prothèses fixées plurales à la mandibule, avec un suivi sur 15 ans. Ils rapportent une perte osseuse marginale d'environ 0,5 mm durant la première année et une perte annuelle de moins de 0,05 mm les années suivantes (12). Ce type de perte qui a historiquement été considéré comme un résultat naturel et inévitable du remodelage biologique et d'une différence de rigidité osseuse, doit donc être remis en question et réévalué par rapport aux progrès et innovations des implants actuels. Des études ont donc émis la possibilité que les implants présentent une perte osseuse plus faible après un an de fonctionnement, tels que le montre les résultats de l'étude de Lindquist et al. ou de Norton en 1998.

De surcroît, les systèmes implantaires utilisés à l'époque n'avaient pas les mêmes caractéristiques que les implants actuels (connectique externe avec *microgap* situé au niveau de l'os, instabilité de la connectique, ...). Les implants utilisés dans la dentisterie contemporaine ont des conceptions et des surfaces avec des propriétés mécaniques et biologiques supérieures. En effet, l'implantologie a connu beaucoup de progrès et d'améliorations techniques avec des systèmes de plus en plus performants et des connectiques très stables ; se traduisant par plus de succès et de stabilité osseuse avec une perte osseuse minimale, voire aucune perte osseuse autour des implants.

Néanmoins, il est important de différencier la perte osseuse du remodelage osseux, qui peuvent tous deux avoir lieu après la mise en place de l'implant. La perte osseuse correspond à la distance entre le col de l'implant et le premier contact os-implant radiographiquement visible, cela signifie donc que la perte osseuse est le processus de résorption osseuse, qui expose le col implantaire. Quant au remodelage osseux, il s'agit de la quantité de résorption osseuse qui se situe entre la crête osseuse et le col de l'implant (uniquement pour les implants sous-crestaux) (13). Bien que ces deux processus impliquent des remaniements osseux, leur conséquence sur le succès de l'implantation est différente. Nous aborderons plus tard dans quelles conditions un remodelage osseux est recherché.

3. Différentes étiologies évoquées

Cette perte osseuse qui a lieu pendant la cicatrisation et la première année de fonctionnement, souvent plus importante que la perte osseuse survenant les années suivantes, est généralement observée quel que soit le type d'implant mais à des degrés différents.

En 1997, la littérature proposait 3 principaux mécanismes possibles expliquant cette perte osseuse péri-implantaire précoce : la colonisation bactérienne du *microgap*, les micromouvements du pilier ou une interruption de l'approvisionnement en sang.

A la fin des années 90, Hermann et al. (14) ont constaté dans leur étude que l'écart entre l'implant et le pilier et son emplacement par rapport à la crête alvéolaire, qu'il soit placé dans un protocole non enfoui ou enfoui, a également une profonde influence sur l'os environnant. Ils expliquent que les changements radiographiques observés sont dus à position de la limite rugueux/lisse de la surface implantaire pour les implants en une partie, et à l'emplacement du *microgap* dans les implants en deux parties.

Les explications suggérées dans le passé se sont concentrées sur les procédures de fraisage et les contraintes exercées sur l'os par la restauration. Les données de cette étude, dans laquelle aucune restauration n'a été placée, proposent que la perte osseuse est le résultat de la présence d'un *microgap* entre l'implant et le pilier et à la préservation de l'espace biologique. Ils ont qualifié cette réaction de perte osseuse comme obéissant au principe de conservation de la distance biologique. Ainsi, toutes agressions ou perturbations de la structure d'attache se traduit par sa transposition en direction apicale ; permettant ainsi de rétablir les dimensions des structures épithéliales et conjonctives. Afin de respecter l'organisation dimensionnelle, cette fuite apicale des tissus s'accompagne d'une lyse osseuse sur toute la circonférence de l'implant, prenant la forme d'une cratérisation autour du col implantaire (15).

Deux facteurs pouvaient expliquer cette perte osseuse crestale : les micromouvements entre l'implant et le pilier, et/ou la taille du *microgap*. En 2001, Hermann et al. (16) ont donc réalisé une étude expérimentale afin de comparer la perte osseuse crestale entre deux groupes d'implants : un groupe avec des implants en 2 pièces liées entre elles par une vis et un groupe où les piliers ont été soudés par laser à l'implant pour éviter les mouvements entre les composants. Dans chacun de ces groupes, 3 sous-groupes avec des *microgap* de taille croissante (<10 µm, 50 µm et 100 µm) ont été réalisés afin de déterminer l'influence de la taille du *microgap* sur la perte osseuse marginale. Dans le groupe des implants soudés au laser, tous les implants présentaient des signes indétectables ou minimes de perte osseuse crestale, et ce quelle que soit la taille du *microgap*. Tandis que les implants avec des piliers vissés présentaient des quantités significativement plus importantes de résorption osseuse péri-implantaire, même avec le plus petit *microgap* (<10 µm). Il a donc été conclu que le remaniement osseux autour des implants en 2 pièces est significativement influencé par les micromouvements entre l'implant et le pilier ; mais pas par la taille du *microgap*.

A l'interface entre l'implant et le pilier prothétique, on retrouve donc la présence d'un hiatus appelé *microgap* (Figure 1), empêchant l'étanchéité parfaite de la connexion. Il est largement reconnu que ce *microgap* est associé avec une perte osseuse crestale lorsqu'il est au niveau de l'os, car il est source de

contamination bactérienne. Il mesure au mieux 10 μm (dans les connectiques avec l'ajustement le plus précis entre l'implant et le pilier), or les bactéries ont un diamètre qui varie entre 1 et 5 μm donc cet espace constitue un réservoir bactérien. Les micromouvements présents au niveau du *microgap*, dus à un manque de stabilité de la connectique (ouverture/fermeture de la connexion), entraînent un mouvement des fluides entre l'intérieur et l'extérieur de l'implant, il y a donc un phénomène de micro-pompage des fluides buccaux chargés en bactéries, une propulsion des bactéries vers les tissus péri-implantaires et une diffusion d'un infiltrat inflammatoire.

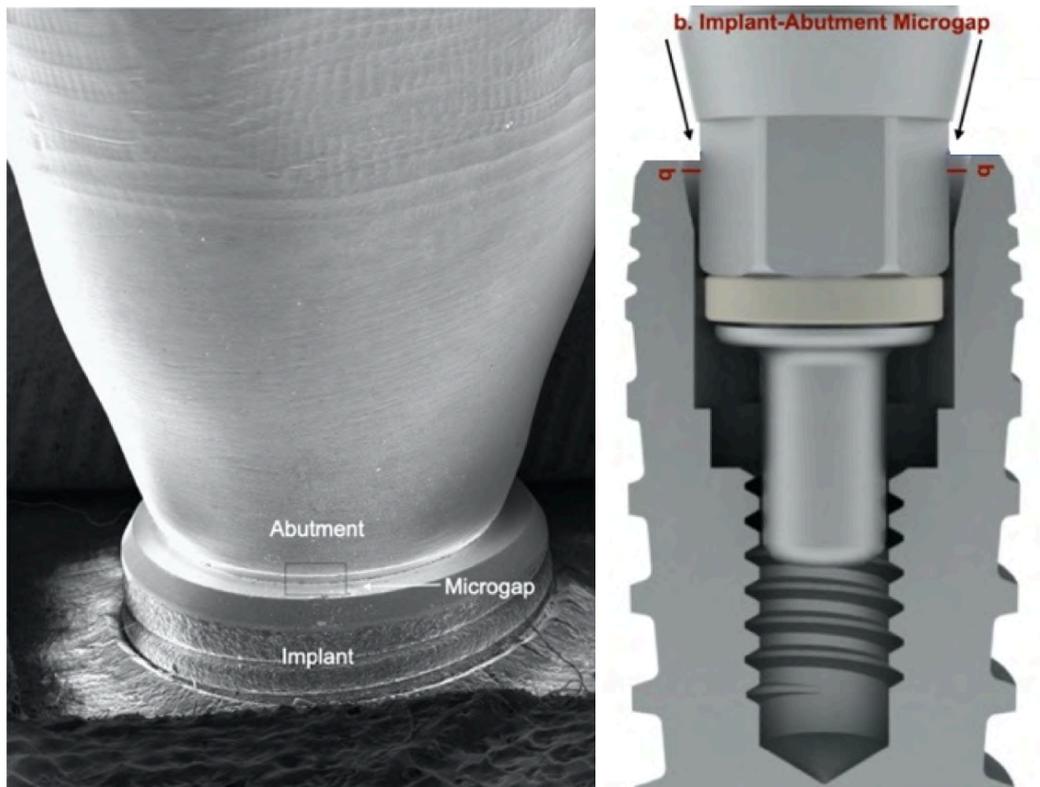


Figure 1 : Représentation de l'interface entre le pilier et l'implant : le *microgap* (17).

Il est important de limiter au maximum les micromouvements entre les composants implantaires pour maintenir le niveau osseux, il est donc essentiel de choisir une connectique d'une grande stabilité. Il faut accorder une attention particulière au choix de l'implant et de la connectique utilisés afin de ne pas nuire à l'équilibre de l'os péri-implantaire.

Néanmoins, malgré les innovations constantes et le développement de nouvelles techniques et de nouveaux matériaux efficaces, les cliniciens sont toujours confrontés au problème de la perte osseuse. En réalité, le phénomène de cratérisation péri-implantaire possède une étiologie multifactorielle. La perte osseuse crestale observée pendant la première année de fonctionnement de l'implant est une conséquence du remodelage osseux consécutif aux procédures chirurgicales et restauratrices (18).

En 2002, dans une revue de la littérature, Oh et al. ont abordé les principales causes de perte osseuse précoce autour des implants qui ont été démontrées dans la littérature scientifique. Cette perte osseuse peut être influencée par un certain nombre de paramètres tels que les traumatismes chirurgicaux, une occlusion inadéquate, le *microgap*, l'espace biologique et le module de crête de l'implant. Il semblerait que, parmi tous ces facteurs possibles, l'épaisseur des tissus mous et son influence lors de la formation de l'espace biologique, le type de connexion, le *microgap* et la présence d'un col lisse au niveau de l'implant soient les causes les plus probables du phénomène de perte osseuse précoce de l'implant (19). Les études de photoélasticité et d'analyse par éléments finis (FEA) montrent que la contrainte se concentre autour de la région crestale lorsque deux matériaux (titane-os) ayant des modules d'élasticité différents sont placés ensemble. Ceci explique que la perte osseuse péri-implantaire débute au niveau du col implantaire.

Ces facteurs combinés de perte osseuse ont été revus et complétés par Quin et al. en 2012, dans une revue de la littérature ; ils y ajoutaient les différences de design entre les systèmes implantaires (10), ainsi que les procédures sans lambeau ou avec lambeau (20).

En 2019, Puisys et al. ont estimé que les facteurs influençant le plus la perte osseuse précoce au niveau des implants sont le *platform-switching*, la présence d'un col lisse, une connexion stable et une épaisseur verticale suffisante des tissus mous autour du col implantaire (21).

Les principaux facteurs de résorption précoce de l'os péri-implantaire sont à l'heure actuelle la présence d'un biotype fin et la présence d'un *microgap*.

4. Importance de la stabilité osseuse

Bien que l'importance de la stabilité osseuse paraisse évidente, le raisonnement qui en est à la base mérite d'être examiné : la stabilité de l'os crestal est essentielle car elle garantit la fonction de l'implant en premier lieu. L'os marginal autour de la région crestale de l'implant est généralement un indicateur significatif de la santé de l'environnement péri-implantaire. De ce fait, l'objectif devrait toujours être la prévention de la perte de l'os péri-implantaire. La perte osseuse péri-implantaire précoce peut être qualifiée de remodelage stable d'après Linkevicius. En effet, le remodelage stable indique la présence d'une perte osseuse qui s'interrompt après un certain temps et ne se poursuit pas. Des facteurs biologiques ou mécaniques peuvent en être à l'origine. Malgré la perte osseuse, ces implants sont généralement stables, leur fonction n'est pas menacée par la lyse osseuse.

Néanmoins, il vaut mieux si possible éviter ce degré de perte osseuse ; l'os stable peut être stable pendant un certain temps, mais si le patient souffre par la suite d'une infection parodontale ou si ses capacités d'hygiène buccale sont réduites, un implant avec un remodelage stable est plus susceptible de provoquer une résorption osseuse supplémentaire qu'un implant sans perte osseuse.

Autrement dit, l'os autour des implants à remodelage stable est plus susceptible de se résorber inopinément dans le futur. Cette résorption ne peut pas être stoppée sans intervention et présente donc une menace pour la pérennité du traitement (11).

Lorsque le remodelage osseux stable se poursuit et qu'on est en présence d'une perte osseuse continue, elle est qualifiée de perte osseuse progressive. Cette résorption est dangereuse pour le tissu osseux péri-implantaire ; en effet, cela affecte les résultats fonctionnels et esthétiques du traitement. Il n'est pas possible de prédire si le remodelage s'arrêtera ou continuera. Mais si la perte osseuse n'est pas arrêtée, elle peut entraîner d'importants problèmes, notamment une péri-implantite ou peut même conduire à la perte de l'implant et donc l'échec de la thérapeutique (11). Il est prouvé que les patients présentant une perte osseuse initiale risquent de développer des complications biologiques à long terme (22).

La littérature révèle donc que la perte osseuse crestale précoce ne menace généralement pas l'ostéointégration de l'implant ; toutefois, dans certains cas spécifiques, comme la présence d'un os cortical péri-implantaire mince, l'utilisation d'implants courts ou une demande esthétique importante, la présence ou l'absence d'os crestal pourrait affecter de manière significative la survie et le succès de l'implant. Lorsque l'implant est restauré et mis en fonction, la présence d'un os crestal adéquat est l'un des facteurs majeurs pour garantir le succès à long terme (23).

Le consensus de Pise conseille que l'évaluation clinique pour chaque implant examine la perte osseuse marginale par incréments de 1,0 mm. La méthode la plus courante pour évaluer la perte osseuse marginale est la radiographie rétro-alvéolaire par technique du parallélisme (utilisation d'un angulateur), du fait de sa simplicité d'usage, sa précision et sa reproductibilité. La mesure de la perte osseuse doit être comparée au niveau d'os marginal d'origine lors de la pose de l'implant, plutôt qu'à une mesure antérieure (par exemple, 1 an auparavant) (24).

Afin de limiter la perte osseuse précoce autour des implants, le praticien a la possibilité d'agir sur deux aspects de sa thérapeutique. Tout d'abord, par la maîtrise de l'acte chirurgical et des paramètres biologiques qui y sont associés. Et, par le choix de l'implant et des concepts prothétiques mis en œuvre pour la réhabilitation supra-implantaire. Nous nous proposons donc de développer ces différents aspects et paramètres à prendre en compte lors du choix et de la mise en place d'un implant.

C. Concepts implantaires

Depuis le développement de l'implantologie moderne, l'ensemble des implants développés se répartissent entre deux concepts implantaires : *bone-level* et *tissue-level*. La distinction entre les deux est faite par rapport à la localisation de l'interface implant-pilier.

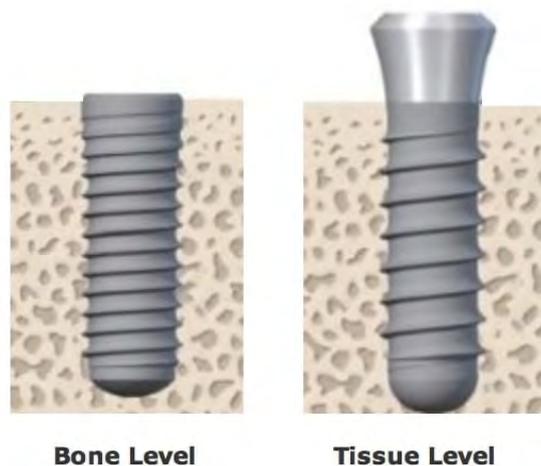


Figure 2 : Représentations d'un implant *bone-level* et d'un implant *tissue-level* de la marque Straumann®.

Le premier type d'implants à être introduit par Bränemark, dans les années 1960, est l'implant *bone-level*. En effet, il est conçu de manière à ce que la plateforme de l'implant soit au niveau crestal ; ils sont également nommés implants en 2 pièces, du fait du protocole chirurgical en deux temps avec la mise en nourrice de l'implant durant plusieurs mois. Le col implantaire se trouve donc en position juxta-osseuse, cela implique l'utilisation par la suite d'un pilier transmuqueux (vis de cicatrisation, puis pilier prothétique) permettant la cicatrisation muqueuse et la mise en fonction de l'implant. Cependant, ceci crée une interface implant/pilier (*microgap*) située au niveau de l'os péri-implantaire, ce qui comporte un certain nombre d'inconvénients.

Le deuxième concept correspond aux implants en 1 pièce, c'est-à-dire les implants *tissue-level* introduit en 1976 par Schroeder. En effet, selon lui, la mise en nourrice de l'implant n'est pas indispensable à la bonne ostéointégration, ce qui permet une réduction du temps du traitement implantaire. Il est placé au-dessus du niveau osseux (approche non enfouie), donc au contact des tissus mous. Ce type d'implant prévoit une surface endo-osseuse rugueuse et un col transgingival caractérisé par sa texture lisse et sa forme évasée. Le col lisse est disponible en différentes largeurs de plateforme et hauteurs, à adapter en fonction de l'épaisseur de la gencive marginale. L'avantage de ce concept est que le *microgap* entre l'implant et la partie secondaire se retrouve au niveau muqueux.

Il est important que le col lisse de l'implant soit positionné complètement en supra-crestal au risque d'engendrer une perte osseuse non souhaitée.

Le principal avantage de ce type d'implant est la simplification du protocole chirurgical car ne nécessitent qu'une seule chirurgie, ce qui est plus confortable pour le patient. Un autre élément important à noter est l'importante stabilité des tissus péri-implantaires (durs et mous), permise par la mise à distance de l'interface pilier-implant, absence de *microgap* au niveau de la crête osseuse (25).

Toutefois, les indications cliniques de ce type d'implant restent limitées. S'il y a une demande esthétique, les implants avec une partie lisse doivent être évités ; en effet, ils ne permettent pas d'aboutir à une esthétique optimale, en particulier au niveau du secteur antérieur (le col lisse donne un aspect grisâtre à la gencive par transparence).

A l'époque, espérer une cicatrisation transmuqueuse en un seul temps chirurgical était très audacieux et risqué car les composants prothétiques et les connectiques avaient très peu de précision et d'étanchéité ; cela n'était envisageable qu'avec un implant en 1 pièce. Il a fallu un certain temps pour que ce concept soit accepté par les praticiens qui se sont divisés en deux groupes en fonction du paradigme choisi par chacun.

Des taux de succès d'ostéointégration similaires entre ces deux types de designs implantaires ont été constatés ; mais en termes de réponse inflammatoire au niveau des tissus mous, les deux concepts n'entraînent pas la même réaction tissulaire.

Les tissus mous péri-implantaires autour des implants *bone-level* est composé d'un important infiltrat inflammatoire qui se concentre rapidement dans la partie coronaire de la jonction implant-pilier, puis diminue progressivement. Au contraire, autour des implants *tissue-level*, les cellules inflammatoires se font rares (26,27).

Broggini et al. (26) ont démontré que dès lors que l'interface implant-pilier se situe au niveau crestal cela est associé à une inflammation dans les tissus péri-implantaires. La quantité de cellules inflammatoires (neutrophiles) est corrélée à la profondeur du *microgap*, un *microgap* en position sous-crestale favorise une concentration beaucoup plus élevée de cellules inflammatoires qu'une position supra-crestale. Cette accumulation de neutrophiles au sein du tissu osseux entraîne une perte osseuse crestale significative.

Toutefois, ces observations ont été faites sur des implants *bone-level* qui n'intégraient pas de *platform-switching* dans leur connexion implant-pilier. Depuis, les connexions implantaires ont évolué, en particulier avec l'avènement du *platform-switching*.

II. Facteurs biologiques impactant la stabilité osseuse péri-implantaire

Remarque : Nous allons considérer que nous avons suffisamment de tissus osseux et donc focaliser notre attention sur l'importance des tissus mous dans le maintien de la stabilité osseuse péri-implantaire.

La présence d'une quantité suffisante d'os est largement inscrite dans la pratique implantaire ; néanmoins, l'importance du biotype gingival est souvent négligée et passée au second plan, mais il est tout aussi essentiel. Il n'est pas possible de préserver la stabilité de l'os péri-implantaire si l'ensemble des éléments biologiques n'est pas pris en compte ; des tissus mous sains et de qualité favorisent la stabilité des tissus durs sous-jacents, l'un ne va pas sans l'autre.

La pérennité osseuse est donc dépendante de la qualité des tissus mous verticaux, de leur épaisseur ainsi que la kératinisation de la muqueuse péri-implantaire. L'insuffisance de l'un de ces paramètres entraîne des effets à court, moyen et long terme sur la bonne santé des tissus péri-implantaires.

Lorsque les tissus muqueux ne sont pas satisfaisants, leur épaissement est préférable ; mais sinon, il reste la solution de l'enfouissement implantaire. L'idéal reste encore la conservation de l'architecture initiale des tissus mous à l'aide de techniques spécifiques lorsque cela est possible.

A. Rappel sur l'attache supra-crestale

Le terme d' « attache supra-crestale » remplace celui d' « espace biologique » dans la nouvelle classification des maladies parodontales. L'attache supra-crestale autour des implants est différente de celle autour des dents naturelles. Ainsi, comme la gencive, la muqueuse péri-implantaire, qui mesure environ 3 mm, forme un manchon de protection qui sert de barrière adhérente à la surface du pilier implantaire. Elle se compose d'une attache épithéliale, avec un épithélium de jonction de 2 mm, ainsi que d'une attache conjonctive d'au moins 1 mm (Figure 3). Le joint de tissus mous protège la zone d'ostéointégration des agressions de l'environnement buccal.

Les études menées chez le chien par Berglundh et son équipe ont montré que la muqueuse péri-implantaire qui se forme autour des implants en titane à la suite de la connexion du pilier implantaire partagent de nombreux points communs avec le tissu gingival autour des dents naturelles, tout en présentant certaines spécificités. Elle en diffère pour ce qui est de la composition du tissu conjonctif, l'agencement des fibres de collagène ainsi que la vascularisation.

Au sein de la muqueuse péri-implantaire, les fibres de collagène possèdent une organisation différente : elles débutent à partir de la crête osseuse marginale et sont orientées parallèlement à la surface de la suprastructure implantaire (Figure 4).

En effet, les tissus mous péri-implantaires ont pour origine la muqueuse masticatoire de la crête édentée. La composition de la muqueuse péri-implantaire diffère de celle du tissu gingival par rapport au volume occupé par le collagène et les fibroblastes : elle contient significativement plus de collagène et moins de fibroblastes, le turn-over de la muqueuse péri-implantaire est donc moins rapide que celui de la gencive (28). On peut également noter une différence en termes de vascularisation, avec un faible apport vasculaire au niveau des tissus péri-implantaires. Ceci est dû à la perte de la vascularisation desmodontale, du fait de l'absence de desmodonte autour des implants. La seule source de vascularisation de la muqueuse péri-implantaire provient du périoste, qui est une vascularisation terminale (29). La muqueuse péri-implantaire a les caractéristiques d'un tissu cicatriciel, en effet, elle est le résultat d'une réaction de cicatrisation, ce qui entraîne une capacité de défense moindre contre les agressions extérieures.

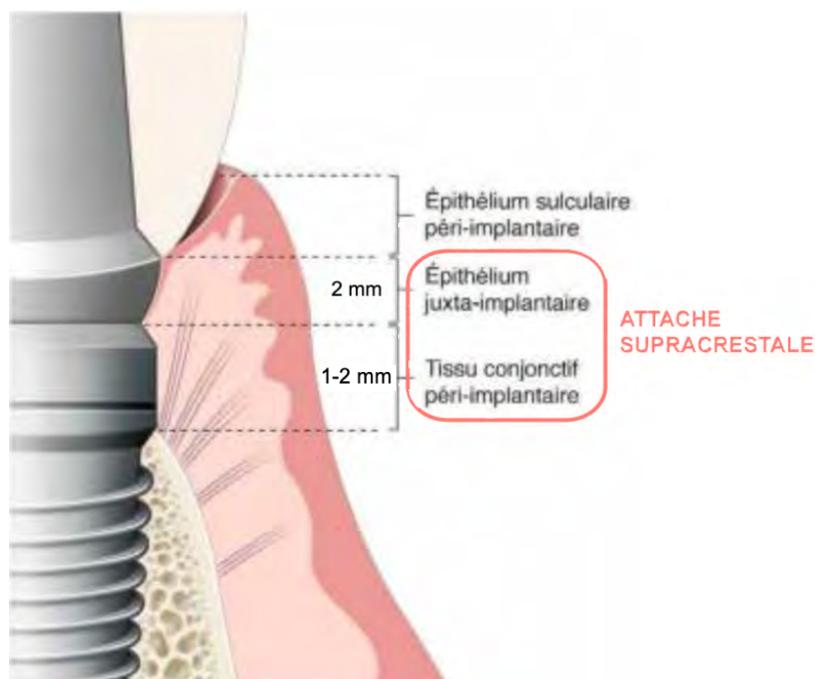


Figure 3 : Représentation schématique de l'attache supra-crestale autour des implants (30).

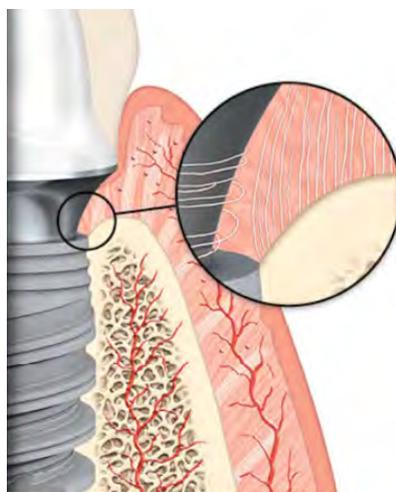


Figure 4 : Illustration de l'orientation des fibres de collagène péri-implantaires.

B. Épaisseur verticale des tissus mous

Historiquement, une grande partie de la recherche clinique s'est concentrée sur l'augmentation horizontale des tissus mous ; en effet, ils jouent un rôle important dans l'élaboration du profil d'émergence aboutissant à une réhabilitation esthétique. L'épaisseur des tissus mous en tant que facteur de perte osseuse crestale n'a pas été fréquemment abordée dans la littérature. En fait, un certain nombre d'études traitant de la perte osseuse crestale n'évaluent pas l'épaisseur initiale des tissus mous au moment de la pose de l'implant. Il y a donc un manque de précision des informations fournies sur la perte osseuse par ces études. Par exemple, on remarque que les études concernant l'influence de la hauteur de la vis de cicatrisation sur la perte osseuse ne mesurent pas systématiquement l'épaisseur des tissus avant chirurgie ; pourtant, ils réalisent le choix de la hauteur de la vis en fonction de la hauteur de tissus disponibles : tissus fins/vis courte, tissus épais/vis longue.

Cependant, dès 1996, Berglundh et Lindhe ont abordé, dans une étude animale, le fait qu'une certaine épaisseur de muqueuse est nécessaire pour établir l'espace biologique autour des implants. En effet, une fois la vis de cicatrisation mise en place, l'établissement de l'espace biologique va débuter, qui pour rappel est d'au moins 3 mm autour des implants (Broggini et al., 2006). Ils ont observé une résorption osseuse systématique lors de la cicatrisation au niveau des sites où la muqueuse était mince (≤ 2 mm). Ils en ont donc déduit qu'une certaine épaisseur minimale de muqueuse péri-implantaire est indispensable, et qu'en son absence une résorption osseuse peut avoir lieu pour permettre la formation d'une attache muqueuse stable (30).

Ces deux dernières décennies, de nombreuses études se sont intéressées au sujet et suggèrent que l'épaisseur verticale de muqueuse autour des implants doit être supérieure à 2 mm afin d'éviter la perte osseuse péri-implantaire (Linkevicius, Apse, Grybauskas, & Puisys, 2009; Suárez-López Del Amo, Lin, Monje, Galindo-Moreno, & Wang, 2016).

Les travaux de Puisys & Linkevicius (2015), ont montré l'influence de l'épaisseur des tissus mous sur la perte osseuse péri-implantaire. En effet, ils ont observé significativement moins de perte osseuse autour d'implants « *bone-level* » (avec ou sans *platform-switching*) placés dans des tissus muqueux naturellement épais par rapport à un biotype fin ; en effet, si les tissus mous sont ≤ 2 mm, une perte osseuse significative peut être attendue.

Ils ont également abouti à la conclusion que l'utilisation du *platform-switching* n'empêche pas la perte d'os crestal si au moment de la pose de l'implant la muqueuse est fine. Au cours de la dernière décennie, la plupart des articles publiés sur l'intérêt du *platform-switching*, à quelques exceptions près, n'ont pas évalué l'épaisseur des tissus au moment de la pose des implants.

On peut donc en conclure que l'épaisseur verticale des tissus muqueux est un facteur important dans l'étiologie de la perte osseuse crestale précoce (31–33).

Il est couramment admis que le seuil entre les biotypes épais et fin est 2 mm donc les études distinguent 2 groupes d'études : le groupe des tissus qui sont ≤ 2 mm (biotype fin) et le groupe des tissus > 2 mm (biotype épais). Cependant, certains chercheurs ont remarqué que les tissus gingivaux d'épaisseur moyenne sont assez répandus dans la population (Fischer, Kunzlberger, Donos, Fickl, & Friedmann, 2018 ; Fischer, Richter, Kebschull, Petersen, & Fickl, 2017). En effet, dans les études précédentes, les tissus de 2,5 mm d'épaisseur étaient considérés comme épais, les tissus d'épaisseur moyenne ne faisaient pas parti d'un groupe distinct.

Une étude sur l'influence de l'épaisseur verticale des tissus mous sur la stabilité osseuse autour d'implants de forme triangulaire a été réalisée par Linkevicius (2018). Les patients ont été répartis dans 3 groupes en fonction de l'épaisseur verticale de la muqueuse : 1 (fine, 2 mm ou moins), 2 (moyenne, 2,5 mm) et 3 (épaisse, 3 mm ou plus). Les résultats de l'essai clinique ont démontré que la perte osseuse augmente lorsque l'épaisseur des tissus mous diminue. En effet, la perte osseuse la moins importante est de 0,43 mm et a été relevée dans le groupe des tissus épais (≥ 3 mm). Le groupe des tissus fins présente une perte osseuse de 1,25 mm, tandis que les tissus de moyenne épaisseur observent une perte osseuse crestale de 0,98 mm, la différence n'étant pas statistiquement significative entre ces deux derniers groupes.

Les muqueuses d'épaisseur moyenne ont montré une perte osseuse significativement plus importante par rapport aux tissus épais ; par conséquent, cela remet en question la division entre tissus fins et épais. 3 mm devraient donc être considérés comme le seuil entre les tissus fins et épais, il s'agit donc de l'épaisseur minimale et suffisante de tissus verticaux permettant que l'établissement de l'attache supra-crestale se fasse sans résorption osseuse autour de l'implant (34).

Une étude histologique de Tomasi et al., qui a pour but d'évaluer la morphogénèse de l'attache de la muqueuse aux implants sur un nouveau modèle humain, a rapporté une épaisseur verticale totale de tissus mous de 3,6 mm, comprenant une barrière épithéliale de 1,9 mm et un tissu conjonctif de 1,7 mm (35).

Les résultats d'un récent essai clinique randomisé de Linkevicius et al. (13) vont dans le même sens. Cette étude vise à comparer deux techniques, le placement sous-crestal de l'implant et la « *tent-pole* » technique, utilisées pour pallier un manque d'épaisseur verticale des tissus mous. Ils ont observé une augmentation statistiquement significative des tissus mous verticaux après l'utilisation d'une vis de cicatrisation de 2 mm (« *tent-pole* » technique) ; l'épaisseur verticale des tissus est passée de 1,85 à 3,65 mm à la suite de l'intervention.

D'après les résultats de ces études, on peut supposer que l'épaisseur optimale de tissu se situe dans un intervalle entre 3 et 4 mm.

Que faire en présence de tissus mous verticaux fins ?

Par conséquent, si l'épaisseur verticale des tissus mous est insuffisante, le praticien se doit d'augmenter l'épaisseur verticale de la muqueuse pendant la pose ou au moment du 2^{ème} temps chirurgical (technique enfouie) pour éviter ce type de perte osseuse. Plusieurs méthodes ont été proposées pour s'adapter à une épaisseur verticale réduite des tissus mous.

On distingue 4 techniques pour optimiser des tissus verticaux fins que l'on sépare en 2 groupes en fonction de la situation osseuse par rapport aux structures anatomiques :

- Quantité d'os suffisante : Placement sous-crestal de l'implant ou Régularisation de la crête alvéolaire ;
- Quantité d'os insuffisante pour un placement sous-crestal : «*Tent-pole*» technique ou Greffe tissulaire.

1. Placement sous-crestal de l'implant

Le placement sous-crestal de l'implant est un moyen efficace et scientifiquement prouvé pour augmenter l'épaisseur verticale des tissus mous ; si l'épaisseur de muqueuse est suffisante, aucun besoin d'un placement sous-crestal. Il peut être réalisé avec les différents systèmes implantaires, du moment qu'ils possèdent une connectique étanche, c'est une condition *sine qua non*. Cela revient à positionner l'implant sous le niveau osseux de quelques millimètres, ménageant ainsi de l'espace pour l'établissement de l'attache supra-crestale par un remodelage osseux contrôlé. En effet, une résorption osseuse se produit à la suite de la mise en place de la vis de cicatrisation mais le col implantaire ne s'en trouve pas exposé (Figure 5).

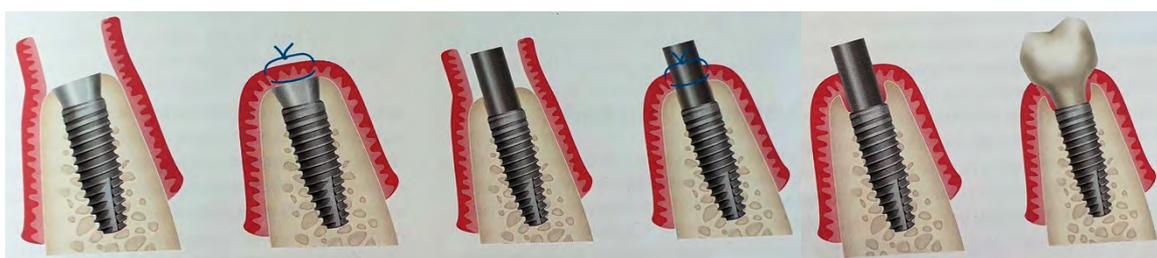


Figure 5 : Protocole de placement sous-crestal d'un implant *bone-level* (11).

Cependant, cela nécessite que l'accès à l'implant soit suffisamment large pour que les piliers viennent se visser sans problème. Si l'accès est trop étroit, il est recommandé d'utiliser une tréphine (Figure 6) après la pose de l'implant en sous-crestal afin de ménager un espace suffisant pour le placement du pilier sans contrainte osseuse, permettant ainsi le remodelage osseux contrôlé et la croissance des tissus mous. Ce remodelage osseux n'est pas délétère pour les implants sous-crestaux, il s'agit d'un processus biologique permettant l'épaississement vertical des tissus mous aux dépens de l'os.

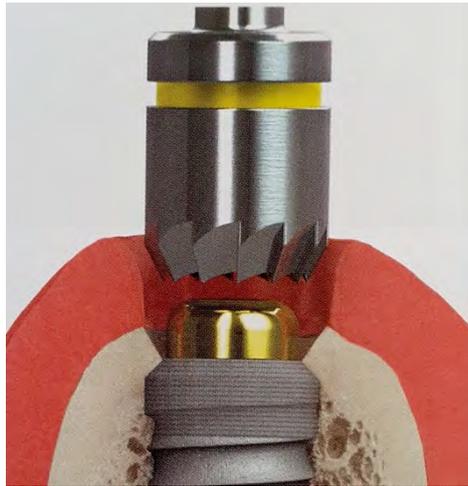


Figure 6 : Illustration d'une tréphine : un cylindre spécifique est vissé sur l'implant afin guider l'élimination de l'os en surplomb sans risque d'endommager le col implantaire (11).

Dans une étude clinique de 2018, Vervaeke et al. (22) ont étudié l'influence de l'épaisseur des tissus mous sur le remodelage osseux péri-implantaire, ainsi que la possibilité d'éviter l'exposition précoce de la surface de l'implant en adaptant la position verticale de l'implant en fonction de l'épaisseur des tissus mous.

L'étude consiste à la mise en place de 2 implants non enfouis qui vont supporter des prothèses amovibles complètes chez 25 patients. Le premier implant est placé selon les recommandations du fabricant (au niveau crestal) ; et le second en fonction de l'épaisseur des tissus mous verticaux (position sous-crestal). Donc pour une muqueuse de 2 mm d'épaisseur, l'implant sera placé au moins 1 mm sous le niveau osseux laissant ainsi un espace d'au moins 3 mm pour l'établissement de l'attache supra-crestale (Vervaeke et al. 2014). Un suivi clinique s'en suit à 1 semaine, 1, 3, 6 mois, 1 an et 2 ans ; ainsi qu'un contrôle radiologique à 1 jour, 3, 6 mois, 1 an et 2 ans.

Une relation directe entre l'épaisseur des tissus mous et les altérations du niveau osseux a été observée ; des niveaux osseux inférieurs ont été relevés pour les implants placés au niveau crestal lorsque des tissus fins sont présents. Ils ont montré que le placement sous-crestal d'implants à connexion conique est une technique performante pour éviter l'exposition de la surface implantaire en présence de tissus mous verticaux fins, car les implants placés en position sous-crestale affichaient significativement un meilleur niveau osseux. Ils ne présentaient que 0,03 mm de perte osseuse, contre 0,77 mm pour les implants positionnés en juxta-crestale.

Ils en ont conclu que le remodelage osseux initial a été affecté par l'épaisseur des tissus mous et qu'en adaptant la position verticale de l'implant, on parvient à éviter l'exposition de la surface de l'implant.

Bien entendu, la pose d'un implant en position sous-crestale nécessite une hauteur d'os suffisante pour loger un implant positionné profondément, ce qui n'est pas toujours possible en raison de la mise en danger des structures anatomiques

(notamment, le nerf alvéolaire inférieur à la mandibule). Trois critères sont nécessaires pour pouvoir placer un implant en position sous-crestale :

- moins de 3 mm d'épaisseur des tissus mous ;
- au moins 2 mm d'os entre l'apex de l'implant et le nerf alvéolaire inférieur (zone de sécurité) ;
- au moins 1 mm d'os en vestibulaire et en lingual après le placement de l'implant.

Il est important à retenir que cette technique est réservée aux implants *bone-level* présentant un platform-switching et une connexion conique stable (jusqu'à 7° si connexion profonde et jusqu'à 20° si connexion courte) ; et l'implant ne doit pas présenter de col lisse car cela entraînerait inévitablement une importante perte osseuse.

Remarque : Lorsque l'on réalise une technique enfouie avec un implant positionné en sous-crestal, Linkevicius propose d'utiliser une vis de cicatrisation de 2 mm au lieu d'une vis de couverture pour éviter que l'os ne recouvre l'implant, ce qui permet de faciliter la localisation de l'implant lors du 2^e temps chirurgical. De plus, cela permet de conserver un espace vertical entre le lambeau et l'os, essentiel à la formation du caillot sanguin, qui se réorganisera par la suite en tissu conjonctif afin d'aboutir à l'épaississement de la muqueuse verticale (11).

2. Régularisation de la crête alvéolaire

Cette technique consiste à redéfinir les contours osseux crestaux au moment de la préparation du site implantaire, du volume osseux est retiré. Il s'agit d'une technique d'augmentation de l'épaisseur verticale des tissus mous pour des implants ne pouvant pas être placés en position sous-crestale, c'est-à-dire les implants avec une connexion classique : *bone-level* sans *platform-switching* et les implants *tissue-level*. Toutefois, cela est possible seulement si la situation osseuse par rapports aux éléments anatomiques est satisfaisante.

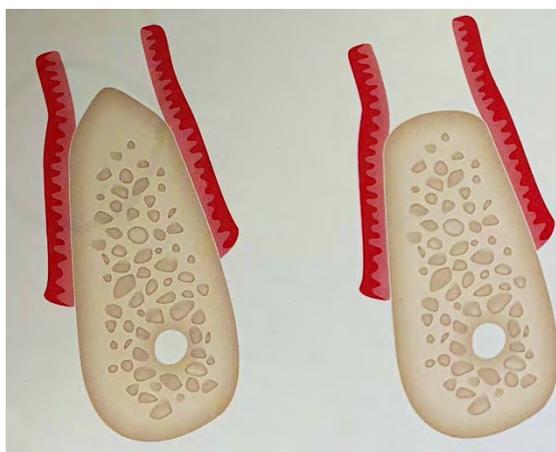


Figure 7 : Illustration de l'ostéotomie verticale (11).

C'est une méthode qui donne des résultats prédictibles, elle est très utile quand le sommet de la crête est étroit mais que la base est large (Figure 7), conséquence de la cicatrisation post-extractionnelle. Une ostéotomie verticale de la crête est réalisée permettant ainsi le placement de l'implant dans une meilleure situation osseuse et d'augmenter l'épaisseur verticale de la muqueuse par la même occasion. Ceci conduit donc à un environnement favorable pour la stabilité osseuse par corticalisation de l'os, le rendant ainsi plus résistant avec le temps.

Cette procédure est d'autant plus indiquée en présence d'un faible espace prothétique disponible qui donne une couronne d'aspect court, elle permet donc d'améliorer l'esthétisme de la restauration par l'obtention d'un meilleur profil d'émergence.

3. Technique du piquet de tente ou « *Tent-pole* » technique

Cette technique est employée pour accroître l'épaisseur verticale de la muqueuse péri-implantaire dans les cas où la quantité d'os est insuffisante pour réaliser les techniques décrites précédemment. Toutefois, il y a une limite à l'utilisation de cette technique, l'épaisseur initiale des tissus mous. En effet, cette procédure est contre-indiquée pour des tissus extrêmement fins ($\leq 1\text{mm}$) car la vis risque de faire saillie et de conduire à la perforation de la muqueuse, ce qui entraînerait l'échec de l'intervention.

La « *tent-pole* » technique consiste à placer un implant en position juxta-crestale, puis de mettre en place une vis de cicatrisation de 2 mm de hauteur sur l'implant en guise de vis de couverture, afin de servir de support vertical à la formation du tissu conjonctif, et le tout est enfoui sous le lambeau avec des sutures hermétiques et sans tension (Figure 8). Un caillot de sang va se former entre l'os et la muqueuse et aboutir à la formation de tissu conjonctif, et subséquentement aboutit à l'épaississement des tissus mous verticaux. Après la phase de cicatrisation place au 2^e temps chirurgical, à la mise en place d'une vis de cicatrisation plus large et à l'établissement de l'attache supra-crestale. Cette méthode simplifie le 2^e temps chirurgical en facilitant la localisation de la tête de l'implant et ne nécessite qu'une petite incision, ce qui facilite également les suites opératoires.

Tous les types d'implants peuvent être utilisés avec cette technique, mais le positionnement vertical variera en fonction des différents types d'implants :

- *bone-level* avec *platform-switching* → au niveau de la crête osseuse ;
- *bone-level* sans *platform-switching* → 0,5 à 1 mm au-dessus du niveau osseux ;
- *tissue-level* → col lisse au-dessus du niveau osseux, pas de contact avec l'os.

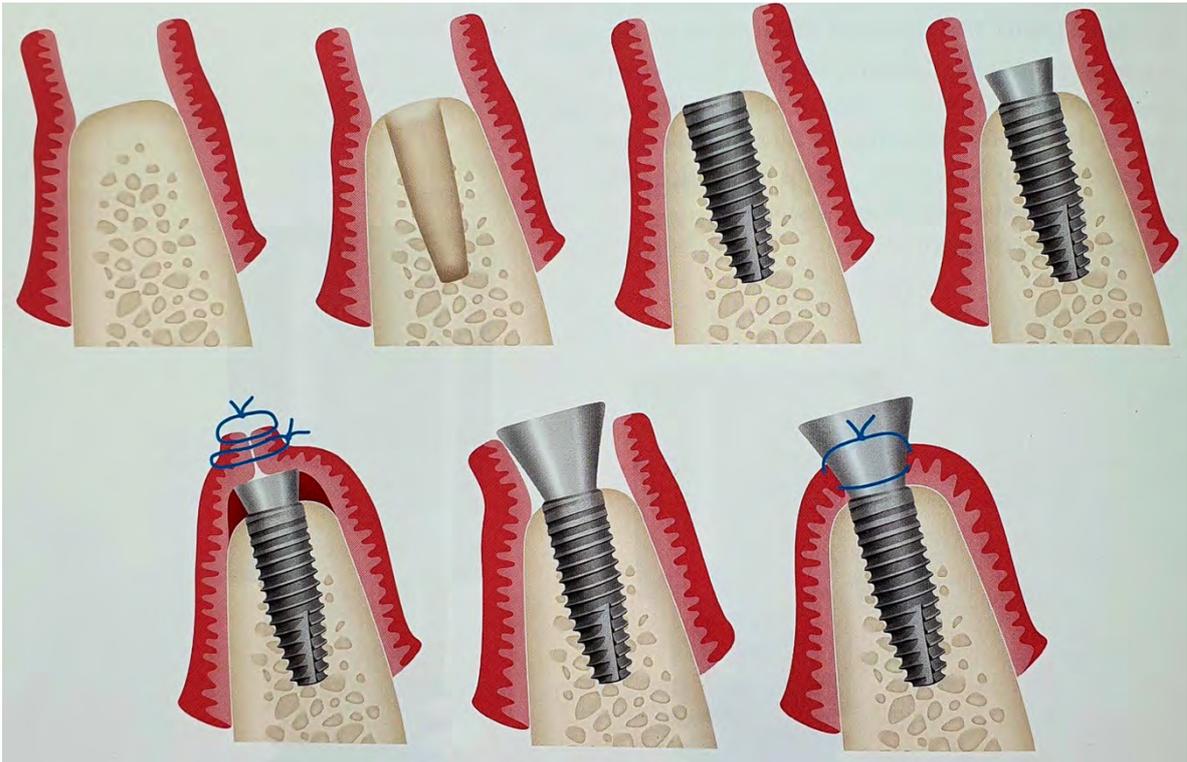


Figure 8 : Illustration du protocole de la technique du piquet de tente (11).

Une récente étude clinique comparative de Linkevicius et al. (13), cherchant à quantifier l'augmentation des tissus mous verticaux après la mise en œuvre de la technique du piquet de tente, a démontré un épaissement statistiquement significatif de la muqueuse. En effet, l'épaisseur verticale des tissus mous avant l'intervention était de $1,85 \pm 0,26$, et de $3,65 \pm 0,41$ mm après l'utilisation d'un pilier de cicatrisation de 2 mm.

Malgré tout, le positionnement sous-crestal de l'implant, également expérimenté dans cette étude, donne des résultats significativement meilleurs et entraîne une perte osseuse moindre.

Le repositionnement des lambeaux et la réalisation des sutures sont les clés de la réussite de cette technique, ce qui peut être complexe pour des praticiens peu expérimentés. Cette technique reste donc à utiliser avec prudence et à réserver aux situations cliniques où les autres techniques ne sont pas envisageables. Il y a un manque de preuves scientifiques dans la littérature, plus d'études cliniques doivent être réalisés sur le sujet pour aboutir à des recommandations sur l'emploi de cette technique.

4. Greffe tissulaire

L'épaississement vertical des tissus mous est une considération assez récente et peu d'études s'y sont intéressées, on retrouve surtout des études du groupe de travail de Linkevicius & Puisys sur ce sujet. La majorité des études abordant l'augmentation de l'épaisseur des tissus mous au moyen de greffe tissulaire concernent l'épaisseur horizontale ou la gencive kératinisée ou encore le recouvrement des récessions.

L'augmentation des tissus mous au moyen d'un greffon est une méthode très utilisée pour répondre à diverses problématiques et est utilisable avec tous les types d'implants. Ainsi, l'épaississement vertical des tissus mous est nécessaire si l'on souhaite parvenir à la stabilité de l'os péri-implantaire chez les patients avec un biotype fin. Avant de procéder à l'intervention, il convient donc de déterminer le type de greffons à utiliser. Il existe 3 types de greffons : autogéniques, allogéniques et xénogéniques ; nous allons développer les avantages, inconvénients de chacun des types.

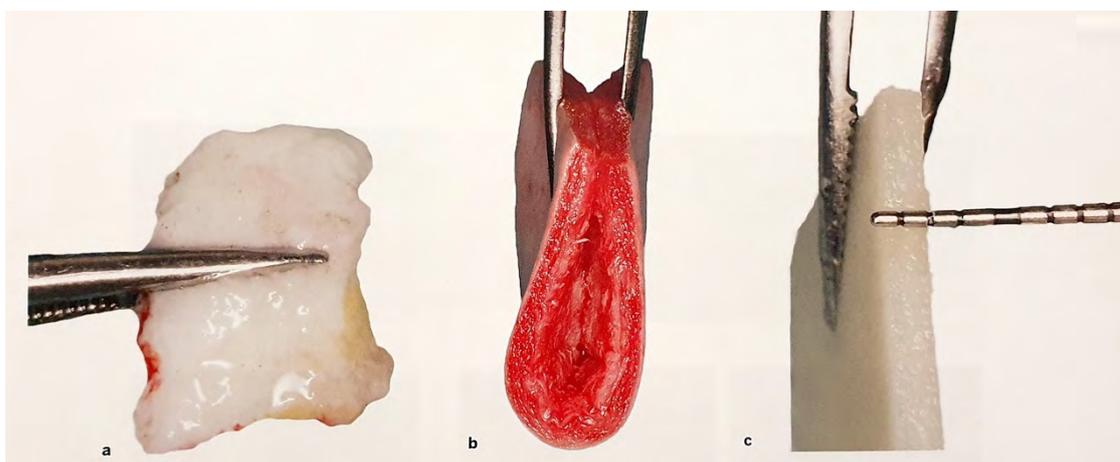


Figure 9 : Différents types de greffons : (a) autogénique, (b) allogénique, (c) xénogénique (11).

- Greffe autogène : Ce fut le premier type de greffon tester pour l'augmentation verticale des tissus mous. Il s'agit du *gold standard* en termes de greffe tissulaire, c'est la technique qui donne la meilleure satisfaction clinique. En général, il s'agit d'un prélèvement de tissu conjonctif au niveau de la muqueuse palatine ou de la région rétro-tubérositaire. Ce type de greffon est plus facilement accepté par les patients du fait de son origine, et cela diminue également le coût, élément important pour les patients au vu du coût des traitements implantaire.

Toutefois, cette alternative présente des inconvénients non négligeables du point de vue du patient. Le greffon étant prélevé dans la bouche du patient, il y a donc 2 sites chirurgicaux, ce qui augmente le risque de complications post-opératoires telle que la douleur (36), du fait du second site chirurgical et le temps opératoire s'en trouve allongé.

a) Greffon palatin

L'épaisseur et la composition du tissu conjonctif au palais est très variable entre les individus et selon les zones chez un même individu (tissus glandulaires en antérieur et cellules adipeuses en postérieur) ; une rétraction du greffon plus ou moins importante est à prévoir, notamment si le tissu est riche en tissu adipeux. En revanche, un prélèvement avec une importante quantité de lamina propria permettrait une meilleure stabilité dimensionnelle dans le temps du greffon de tissu conjonctif (37). Ce type de greffon donne de très bons résultats, il s'agit d'une zone qui est facile d'accès et qui offre une bonne visibilité au praticien, il y a un bon recul clinique. Mais elle présente un risque hémorragique non négligeable en cas de lésion de l'artère grande palatine. De plus, des douleurs post-opératoires et un inconfort sont rapportés par les patients ; il y a également un risque de nécrose, en cas de mauvaise gestion du site.

b) Greffon rétro-tubérositaire

C'est une alternative au prélèvement palatin qui a été décrite pour la première fois en 2001. La zone tubérositaire offre une épaisseur de tissu conjonctif plus importante et plus constante, et son efficacité a été confirmée à la fois histologiquement et cliniquement (38). Le tissu conjonctif présent à ce niveau est un tissu plus dense en raison de sa teneur plus élevée en fibres de collagène et contient peu ou pas de tissu adipeux, ce qui entraîne moins de rétraction post-opératoire et améliore la qualité du site greffé (expression génétique différente de celle du tissu conjonctif palatin), il donne une prolifération tissulaire dans le temps qui est remarquable (39). Il est donc de meilleure qualité qu'au palais mais cela peut le rendre plus difficile à manipuler.

Ce type de prélèvement demande une certaine expérience, l'accès chirurgical est plus compliqué du fait de sa localisation postérieure mais la fermeture du site à l'aide de sutures est toujours possible, permettant ainsi une cicatrisation de 1^{ère} intention plus confortable pour le patient. Les suites opératoires sont plus favorables qu'avec un prélèvement palatin. Néanmoins, un greffon de tissu conjonctif tubérositaire ne doit pas être exposé à la cavité buccale, il est recommandé qu'il soit toujours intégralement recouvert par un lambeau fermé (cicatrisation de 1^{ère} intention) (40,41) ; l'exposition du tissu conjonctif entraînera la nécrose de celui-ci.

Pour pallier les difficultés qui peuvent être rencontrées avec les greffes autogènes, des matériaux alternatifs ont été développés :

- Grefe allogène : L'un des matériaux le plus utilisé et sur lequel on dispose du plus d'études est la matrice dermique acellulaire (MDA), notamment l'AlloDerm® (BioHorizons). L'AlloDerm® est issu de tissus mous humains qui ont été traités

pour détruire toutes les cellules dermiques (donc non immunogène), aboutissant à une matrice de collagène aux propriétés régénératrices. Effectivement, elle contient tous les composants nécessaires pour permettre à l'organisme de l'hôte de restaurer l'intégrité des tissus mous, avec comme avantages une cicatrisation rapide et une excellente esthétique. Ce matériau possède une polarité : une face présente une lame basale, pour la migration des cellules épithéliales ; et l'autre face, une matrice dermique poreuse sous-jacente, qui permet la croissance des fibroblastes et des cellules angiogéniques.

Le principe biologique de ce type de matrices collagéniques est le suivant : après le placement de la matrice, le sang va s'infiltrer à l'intérieur du greffon via le réseau vasculaire, attirant ainsi des cellules souches de l'hôte qui vont adhérer aux protéines de la matrice. Ces cellules vont répondre aux stimuli de leur environnement, et la matrice va être remodelée en un tissu propre au patient. Un essai clinique a montré qu'au bout de 6 mois de cicatrisation, les similitudes d'un point de vue histologique étaient très importantes entre le tissu conjonctif et ces matrices collagéniques (42).

Des preuves cliniques émergent en faveur de l'épaississement vertical des tissus mous avec des membranes allogéniques. En 2015, Linkevicius et Puisys avec leur groupe de travail ont réalisé plusieurs études sur l'influence de l'augmentation verticale des tissus mous sur la perte osseuse péri-implantaire et ont choisi d'utiliser comme substitut des matrices collagéniques d'origine allogénique.

Dans l'une de leurs études, ils ont placé 103 implants sans *platform-switching* chez cent trois patients différents. En fonction de l'épaisseur verticale de la muqueuse, les patients ont été répartis en trois groupes : A = biotype fin, B = biotype fin mais greffé avec une membrane allogénique pliée en deux et C = biotype naturellement épais. Pour les groupes A et C, les implants n'ont pas été enfouis ; en revanche, pour le groupe B, les implants sont enfouis pendant 2 mois. Un examen radiologique est réalisé après la pose des implants, 2 mois après la cicatrisation, après la restauration et après un an de suivi. Ils ont constaté un gain d'épaisseur statistiquement significatif dans le groupe B, après la mise en place d'une membrane allogénique AlloDerm® ; l'épaisseur de la muqueuse est passée de $1,51 \pm 0,09$ mm à $3,83 \pm 1,013$ mm. Au niveau de la perte osseuse péri-implantaire, aucune différence significative n'a pu être relevée entre le groupe B qui a subi une greffe tissulaire et le groupe C avec un biotype naturellement épais (32).

Puisys a publié une série de cas qui vise à évaluer l'efficacité de la MDA (AlloDerm®) pour augmenter l'épaisseur verticale des tissus mous péri-implantaires lors de la pose d'un implant sans *platform-switching* en technique enfouie. Le protocole consistait à augmenter l'épaisseur verticale des muqueuses mesurant 2 mm ou moins au moment de la mise en place de l'implant à l'aide de MDA en double épaisseur. Les implants étaient enfouis ; puis 3 mois après, la vis de cicatrisation est placée et une mesure du gain d'épaisseur verticale des tissus mous est réalisée. Trois mois après la greffe tissulaire allogénique, l'épaisseur verticale moyenne des tissus mous est passée de $1,54 \pm 0,51$ mm à $3,75 \pm 0,54$ mm ; on constate donc un gain d'épaisseur verticale statistiquement significatif de $2,21 \pm 0,85$ mm.

À la vue de ces résultats, l'équipe de recherche en a donc conclu que les membranes de matrice dermique acellulaire permettent l'augmentation verticale des tissus mous en technique enfouie, avec une bonne intégration clinique et esthétique du matériau à 3 mois post-opératoires (43).

Étant donné que les conclusions des études précédentes concernent l'utilisation d'une technique enfouie, Puisys et Linkevicius ont réalisé un essai clinique afin d'évaluer comment les implants *bone-level* maintiennent la stabilité de l'os péri-implantaire après épaissement des tissus mous fins avec une membrane d'origine allogénique, en technique non enfouie. Ils ont 97 implants avec *platform-switching* avec un seul temps chirurgical. Les patients sont répartis en 3 groupes en fonction de l'épaisseur verticale des tissus mous comme dans l'une des études précédentes (32). Pour le groupe test T2, avec un biotype fin, un épaissement de la muqueuse est réalisé simultanément à la mise en place de la vis de cicatrisation à l'aide d'une membrane allogénique (Puros Dermis[®], Zimmer). Un examen radiologique a été réalisé après la pose des implants, 2 mois après la cicatrisation, après la restauration prothétique et après un an de suivi. Du point de vue de la perte osseuse péri-implantaire, les résultats ont confirmé que l'épaisseur verticale initiale de la muqueuse est un facteur étiologique important. En effet, la différence de perte osseuse est statistiquement significative entre biotype fin/biotype fin épaissi avec une membrane allogénique et entre biotype fin/biotype épais ; toutefois, la différence entre biotype fin épaissi/biotype épais n'est pas significative. L'épaissement vertical des tissus mous fins avec une membrane collagénique allogénique pendant la pose de l'implant est donc un bon moyen pour réduire la perte osseuse crestale (31).

Ce type greffon donne de très bons résultats peu importe la technique chirurgicale choisie. Toutefois, le fait que les greffons allogènes soient issus de dons d'autres êtres humains est un inconvénient majeur pour certains patients. Il est à noter que des complications post-opératoires sont possibles, telles qu'une exposition ou une infection du greffon, bien qu'elles soient assez rares.

- Grefte xénogène : Les greffons xénogènes sont des matrices collagéniques issu de tissu conjonctif sous-cutané de porcs, donc d'origine animale. La production de ces matrices se déroule en plusieurs étapes aboutissant ainsi à la purification du tissu initial, de manière à le rendre non immunogène. Enfin, il est lyophilisé et stérilisé par rayonnements gamma ; on obtient une matrice tridimensionnelle stable d'environ 2 mm d'épaisseur. On les retrouve commercialisées sous le nom de Mucograft[®], Mucoderm[®] ou encore Xénogain[®].



Figure 10 : Membrane collagénique d'origine porcine (Mucoderm®)

Une étude a été entreprise par Puisys et al. (44) avec 3 objectifs : l'évaluation de l'intégration clinique de la matrice de collagène d'origine porcine dans l'épaississement vertical de la muqueuse, la mesure du gain d'épaisseur des tissus mous suite à l'intervention, et enfin, établir une analyse histologique humaine de la xéno greffe. Les tissus sont passés de 1,65 mm à 3,45 mm deux mois après la procédure d'augmentation. Ils ont relevé un gain moyen d'épaisseur des tissus mous de 1,8 mm, ce qui est relativement similaire à l'épaisseur initiale du greffon xénogène. Histologiquement, la matrice collagénique s'est complètement intégrée aux muqueuses de tous les patients, sans signes de processus inflammatoire et une vascularisation similaire au tissu conjonctif a été observée. Selon, les résultats de cette étude, on peut en conclure que l'utilisation de membranes collagéniques porcines semblent aboutir avec succès à l'augmentation verticale des tissus mous.

Dans une étude de 2020, Verardi et al. (45) ont constaté un gain vertical moyen de $1,33 \pm 0,71$ mm après augmentation de l'épaisseur verticale de la muqueuse à l'aide d'une matrice dermique d'origine porcine. Ils ont conclu que l'utilisation d'une matrice collagénique porcine au moment de la pose de l'implant est efficace pour épaissir verticalement les tissus mous.

Néanmoins, il y a un manque de recul clinique, plus d'études avec un plus fort niveau de preuve sont nécessaires sur le sujet afin d'aboutir à des recommandations. Il a été rapporté dans certaines études que les greffons xénogéniques subissaient un rétrécissement non négligeable au fil du temps (46).

De plus, les industriels ne cessent d'améliorer les propriétés des biomatériaux, des études sont nécessaires avec les nouveaux biomatériaux développés afin d'évaluer leurs capacités en situation clinique.

C. Profondeur de placement implantaire

La profondeur de placement des implants va dépendre du concept implantaire utilisé : *bone-level* avec *platform-switching* ou *tissue-level* ; ainsi que des recommandations du fabricant.

Les implants *tissue-level* ont été développés de manière à ce que le col lisse soit positionné au-dessus de l'os et que seulement la partie rugueuse se retrouve submergée dans l'os pour aboutir à l'ostéointégration. Théoriquement, les implants *bone-level* ont été prévus pour être placés au niveau de la crête osseuse ; mais deux options de placement sont possibles : 1) au niveau crétal ou 2) en sous-crétaux (un positionnement supra-crétaux n'est pas envisageable car on se retrouve avec une surface rugueuse exposée au niveau des tissus mous entraînant un risque plus élevé de péri-implantites)

1. Implant juxta-osseux ou *bone-level* avec *platform-switching*

a) Principe du *platform-switching*

Il est largement admis qu'un *microgap* placé au niveau de la crête osseuse entraîne très rapidement une résorption osseuse marginale (fuite bactérienne). Pour pallier ces problèmes de résorption osseuse indésirable liée à la proximité du *microgap*, un nouveau concept a vu le jour dans les années 1990. Le principe est qu'en réduisant le diamètre du pilier par rapport à celui de l'implant, on obtient un décalage horizontal au niveau de la zone de connexion (Figure 11), réduisant ainsi l'angle de diffusion de l'infiltrat inflammatoire logé au sein du *microgap* de l'implant, ce qui permet de réduire la perte osseuse marginale.

C'est ainsi qu'est né le concept du *platform-switching* (commutation de plateforme), développé par Lazzara et Porter en 2006 (47), qui est basé sur une différence de taille entre le col implantaire et le pilier prothétique : le diamètre du pilier prothétique est inférieur au diamètre du col. Ce concept possède plusieurs avantages biologiques et mécaniques :

- Diminution de la perte osseuse marginale par éloignement du *microgap*,
- Réduction du niveau de contraintes dans l'os environnant (biomécanique),
- Augmentation de la quantité de tissu conjonctif présent autour du col de l'implant, manchon muqueux plus stable donc meilleure étanchéité muqueuse.

La dimension du *platform-switching* est capitale à prendre en compte. En effet, il a été prouvé dans une méta-analyse de Atieh et al. (48) qu'un écart d'au moins 0,4 mm entre l'implant et le pilier est nécessaire afin d'avoir un effet significatif du *platform-switching* sur le maintien du niveau osseux péri-implantaire. De plus, Canullo et al. (49) ont montré que plus la dimension du *platform-switching* est importante, moins il y aura de perte osseuse marginale autour de l'implant.



Figure 11 : Principe du *platform-switching*.

Néanmoins, comme dit précédemment, le *platform-switching* préserve le niveau osseux péri-implantaire seulement en présence de tissus mous épais (22,33). Les facteurs biologiques sont donc tout aussi important que les facteurs structurels de l'implant afin d'aboutir à une stabilité osseuse péri-implantaire pérenne.

b) Placement sous-crestal des implants avec *platform-switching*

Ce type d'implant est conçu pour fonctionner au niveau de l'os ou en-dessous, ainsi 2 positionnements sont envisageables :

- au niveau crestal : acceptable seulement à certaines conditions. Il faut notamment une épaisseur verticale de tissus mous de 3 mm ou plus. Si l'environnement biologique n'est pas idéal, ce positionnement ne peut pas être envisagé.
- sous-crestal : tous les implants avec *platform-switching* ne peuvent pas être placés ainsi, certains critères sont nécessaires.

Le placement sous-crestal des implants est une méthode facile et rapide employée dans le but de s'adapter au manque d'épaisseur des tissus verticaux. Il est à noter que ce type de positionnement des implants n'a d'intérêt qu'en présence de tissus fins.

Lorsque cette méthode est envisagée pour augmenter l'épaisseur verticale des tissus mous, il est nécessaire de vérifier au préalable si l'on dispose de suffisamment de hauteur d'os afin de laisser une zone de sécurité de 2 mm au-dessus du nerf alvéolaire inférieur. La profondeur exacte de placement de l'implant doit être déterminée en fonction du système implantaire.

Pour rappel, seuls les implants avec une connexion conique stable (cône-morse jusqu'à 7° ou conique jusqu'à 20°) et un *platform-switching* peuvent être utilisés sereinement pour un placement sous-crestal ; cette combinaison est le meilleur moyen pour garantir la stabilité osseuse dans le cas d'un placement sous-crestal. Plus l'implant est enfoui profondément dans l'os, plus la stabilité de la connexion implant-pilier devient primordiale. Une profondeur de plus de 3 mm n'est pas recommandée ; un positionnement sous-crestal à 3 mm sous le niveau osseux est envisageable uniquement pour les implants avec une connexion de type cône-morse.

Lorsqu'en position sous-crestale, on se retrouve avec une surface d'implant exposée (non entourée de tissu osseux), la règle est qu'une augmentation osseuse n'est pas nécessaire si toutes les conditions suivantes sont retrouvées :

- Seulement une partie de l'implant est exposée : il s'agit habituellement de la surface vestibulaire. Du fait du modèle de résorption osseuse, il y a généralement un manque osseux au niveau du côté vestibulaire ; mais l'implant doit être entouré d'os en mésio-distal et en lingual,
- Seulement 1 mm de l'implant est exposé : si l'exposition est supérieure, il a une chance pour que l'implant soit exposé à l'environnement oral, augmentant ainsi le risque de péri-implantite,
- L'épaisseur des tissus mous doit être suffisante : verticalement au moins 3 mm, présence d'une gencive attachée kératinisée d'au moins 4 mm et une épaisseur horizontale de gencive attachée de 2 mm.

Si tous ces critères ne sont pas présents, les tissus mous doivent être greffés pour éliminer tout risque d'infection, mais une augmentation osseuse n'est pas nécessaire (11,50).

Une autre raison peut nous amener à positionner un implant en position sous-crestale : lorsque que cliniquement les couronnes sont courtes, l'implant doit être positionné en position sous-crestale de manière à éviter un profil d'émergence trop raide et large. Ce profil, en plus de ne pas être très esthétique, peut possiblement causer une perte osseuse.

2. Implant trans-muqueux ou *Tissue-Level*

Les implants *tissue-level* sont définis par la hauteur du col lisse de l'implant, il faut qu'il mesure 1,8 mm ou plus pour que l'implant soit considéré comme un implant *tissue-level*.

La différence majeure avec un implant *bone-level* est que le *microgap* se situe au-dessus de l'os. De plus, le contact avec les tissus mous se situent sur la portion lisse et donc la cicatrisation des tissus mous n'est pas perturbée lors du retrait de la vis de cicatrisation. En revanche, l'inconvénient est que la surface plane du col est visible lors de la restauration.

Il est primordial de veiller au positionnement correct de l'implant, c'est-dire que la portion lisse soit maintenue en dehors de l'os. Si l'implant est placé trop en profondeur, le col lisse se retrouve au contact de l'os conduisant à un remodelage osseux qui aboutit à une perte osseuse ; ou bien on peut se retrouver avec un excès de tissus mous qui peut empiéter sur la surface plane du col, lors du vissage ou du scellement de la restauration. Les tissus mous peuvent donc empêcher l'assise complète de la restauration sur la pente du col implantaire.

Un implant *tissue-level* mal positionné est donc à l'origine d'une perte osseuse par mise en contact de la portion lisse avec l'os, par compression de l'os si le col évasé appuie contre l'os, ou encore par difficultés de restauration (restes de ciment ou envahissement de tissus mous).

Les implants avec *platform-switching* peuvent être placés au niveau de l'os ou en dessous ; la profondeur dépendra de la stabilité de la connectique.

Les implants *tissue-level* doivent être placés de manière à ce que le col lisse soit complètement en dehors du tissu osseux.

Remarque : La pose d'implants bone-level sans platform-switching (matching-connection) n'est plus recommandée car la littérature scientifique a largement démontré que ce type d'implants ne permet pas de conserver un niveau d'os stable. En effet, avec ces implants le migrogap se trouve situé au niveau de l'os, on a donc une fuite bactérienne possible depuis l'intrados de l'implant (plus ou moins importante en fonction du type de connexion et de sa stabilité) conduisant à une lyse osseuse inéluctable. Un positionnement supra-crestal n'est pas envisageable non plus car cela exposerait une partie rugueuse de la surface implantaire, avec un risque d'adhérence et colonisation bactérienne, donc de péri-implantite (difficultés de nettoyage et désinfection de ce type de surface).

Il semble sage, avec les progrès et la diversité des gammes implantaires proposées de nos jours, d'éviter l'emploi de ce type d'implants, au risque de s'exposer à des complications dans le moyen ou long terme. Il conviendra de mettre en place soit un implant tissue-level, soit un implant bone-level avec platform-switching en fonction de la situation clinique.

D. Importance des tissus attachés péri-implantaires et kératinisation

Dès les années 60, de nombreux auteurs ont évoqué que le manque de tissus kératinisés prédisposait à une altération du parodonte autour des dents ; en effet, ils considéraient que la gencive kératinisée était plus résistante à la destruction parodontale que la muqueuse alvéolaire.

Lang et Løe, en 1972, ont publié le premier essai clinique contrôlé qui a étudié la corrélation entre la largeur de gencive kératinisée et la santé gingivale autour des dents. Ainsi, selon les résultats de leur étude, ils en ont conclu que la quantité nécessaire de gencive kératinisée pour maintenir la santé gingivale est définie comme ≥ 2 mm de gencive masticatoire avec ≥ 1 mm de gencive attachée (51).

En ce qui concerne les implants, la méta-analyse de Suarez-Lopez et al. (52) révèle qu'il faut une épaisseur muqueuse supérieure à 2 mm ; en présence d'un tissu plus fin, une résorption osseuse peut être observée.

La muqueuse péri-implantaire est originaire du tissu qui est présent au niveau de la crête édentée avant la mise en place de l'implant. Ainsi, le type de muqueuse qui se trouve au niveau du site implantaire lors de l'intervention déterminera le type de muqueuse péri-implantaire : il faudra donc différencier la muqueuse masticatoire (kératinisée) et la muqueuse alvéolaire (non kératinisée). De plus, les tissus mous péri-implantaires sont issus d'un processus de cicatrisation d'une plaie, suite à l'intervention chirurgicale, afin d'assurer la continuité tissulaire ; ces tissus sont donc moins résistants et plus sensibles aux agressions extérieures.

La stabilité de l'implant est assurée par le phénomène d'ostéointégration mais le maintien de cette stabilité dépend de la barrière fonctionnelle établie par les tissus mous péri-implantaires au niveau de la composante transmuqueuse de l'implant. Si il y a atteinte à l'intégrité de la muqueuse, le tissu osseux péri-implantaire est plus vulnérable face à l'agression bactérienne et peut donc se résorber (53).

1. Influence du tissu kératinisé sur la stabilité des tissus durs

Lorsqu'un implant est placé et réhabilité, les tissus mous doivent idéalement adhérer aux composants prothétiques et prévenir l'afflux bactérien dans le sulcus péri-implantaire, préservant ainsi l'ostéointégration de l'implant ; et apportant une satisfaction des critères esthétiques (« *pink esthetic score* »).

Mais la nécessité d'une muqueuse kératinisée pour le maintien de la stabilité osseuse péri-implantaire est controversée. La majorité des études traitent de l'influence du manque de tissus kératinisés sur la santé des tissus mous péri-implantaires (notamment des récessions gingivales) ; il y a très peu d'études qui se sont intéressées à l'effet d'un manque ou d'une absence de muqueuse kératinisée sur l'os péri-implantaire.

Certaines études concluent que l'absence de muqueuse kératinisée est associée à une augmentation statistiquement significative de la perte osseuse lorsque des sites avec et sans muqueuse kératinisée sont comparés (54,55). Par exemple, dans l'étude prospective de Kim et al. (55), dans le groupe "muqueuse kératinisée insuffisante", ils ont observé une augmentation significative de la récession gingivale et la perte osseuse crestale par rapport au groupe "muqueuse kératinisée suffisante". Il a été considéré que la raison de cette différence est liée au fait qu'une quantité fonctionnellement appropriée de muqueuse kératinisée empêche la traction de la muqueuse par les muscles ou les freins.

Block et Kent (56) ont affirmé que la présence de tissus kératinisés est fortement corrélée avec le maintien du niveau osseux en secteur postérieur mandibulaire ; en présence d'une inflammation liée à la plaque, les tissus kératinisés préviennent la lyse osseuse.

Néanmoins, les résultats des études de Chung et al. (57), Wennström et Derks (58), et de Ladwein et al. (59) ne corroborent pas les résultats de ces études ; en effet, ils ont conclu que l'absence d'une hauteur adéquate de muqueuse kératinisée autour des implants dentaires n'était pas associée à une perte osseuse plus importante, elle n'a pas d'influence sur le niveau de l'os péri-implantaire. Toutefois, elle était associée à un inconfort au brossage, un dépôt de plaque et une inflammation gingivale (57,60).

Cependant, il existe des preuves cliniques de l'importance d'une hauteur de muqueuse kératinisée ≥ 2 mm pour le maintien de la santé péri-implantaire (61–64). Il est démontré que l'absence d'une muqueuse kératinisée adéquate autour des implants est associée à plus d'accumulation de plaque, d'inflammation des tissus, de récessions de la muqueuse et de perte d'attache (62).

Si un manque de hauteur de muqueuse kératinisée ne semble pas causer des changements de niveau osseux ; l'épaisseur de la muqueuse au moment de la pose de l'implant semble néanmoins influencer la stabilité de l'os. En effet, une perte osseuse précoce plus importante a été observée au niveau d'implants placés sur une crête recouverte de muqueuse alvéolaire par rapport à une crête recouverte de muqueuse kératinisée (58) ; car la muqueuse alvéolaire est généralement beaucoup plus fine que la muqueuse kératinisée.

Malgré un faible niveau de preuves scientifiques et l'absence de consensus, les praticiens tendent à s'entendre sur le fait que le manque de tissus kératinisés entraînera tôt ou tard des complications au niveau des tissus mous, voire de l'os. De manière générale, si le patient est suffisamment capable de maintenir une hygiène buccale correcte, l'influence des tissus kératinisés est minime. Cependant, si l'étendue des tissus kératinisés est insuffisante, le contrôle de plaque est généralement plus difficile pour le patient car ces sites seront plus sensibles lors du brossage donc le patient aura tendance à les éviter. Le processus de perte osseuse qui résulte d'un manque de tissus kératinisés est donc différent de celui dû à des tissus mous verticaux fins ; en effet, il semble lié à une accumulation de plaque et une inflammation gingivale qui conduisent par la suite à une lyse osseuse et une

récession muqueuse. La présence de tissus kératinisés a donc une importance pour la performance à long terme des implants.

Les revues systématiques et les méta-analyses sur le sujet révèlent une importante hétérogénéité des études. En effet, certaines mesurent la hauteur de gencive kératinisée, d'autres l'épaisseur de la muqueuse ; de plus, très peu étudie l'effet de la présence ou non de tissus kératinisés péri-implantaires sur la perte osseuse marginale. D'avantages d'études étudiant l'influence de la présence ou non d'une muqueuse kératinisée sur l'os péri-implantaire lors de l'établissement de l'attache supra-crestale sont requises.

2. Méthodes de reconstitution de tissus attachés adéquats

La gencive, à la différence de la muqueuse alvéolaire, est attachée et kératinisée afin de résister aux agressions de l'environnement buccal. La muqueuse péri-implantaire devrait idéalement être également kératinisée et attachée, mais il faut au minimum qu'elle soit immobile. L'immobilité des tissus permet l'adhérence avec la pièce prothétique et ainsi le développement d'un joint étanche entre les tissus péri-implantaires et la restauration.

Lorsque les tissus péri-implantaires sont mobiles, au moment de la mastication ou toute autre activité qui mobilise les tissus buccaux, le sulcus péri-implantaire subit un effet « de pompe » et une pénétration bactérienne. Ce mécanisme favorise un milieu propice à la perte osseuse et au développement de péri-implantites.

- Quelle quantité de tissus attachés est satisfaisante ? :

Il y a besoin d'une zone de muqueuse kératinisée « adéquate » autour des implants pour prévenir la récession des tissus mous et faciliter les mesures d'hygiène buccale. En présence d'une inflammation liée à la plaque, les tissus kératinisés préviennent la résorption osseuse (56). Une dimension « adéquate » est généralement définie comme 2 mm de muqueuse kératinisée, soit au moins 4 mm de tissus attachés en vestibulo-lingual pour maintenir une stabilité de l'os crestal.

- Méthodes de reconstitution de tissus attachés adéquats :

S'ils ne sont pas présents en quantité suffisante, des tissus kératinisés doivent être créés avec une technique de chirurgie muco-gingivale préalablement au placement de l'implant. Selon la littérature, 4 techniques sont envisageables (11,65) :

- (1) Lambeau positionné apicalement (LPA) : donne des résultats prédictibles.
- (2) LPA combiné avec une greffe de tissus autogènes : il s'agit du *gold standard*, les résultats sont améliorés par rapport à un LPA seul. L'inconvénient principal est la présence d'un second site chirurgical et donc de suites opératoires plus importantes.
- (3) LPA combiné avec une greffe de tissus allogéniques ou xénogéniques (substituts collagéniques) : technique prometteuse. Les récentes études montrent des résultats équivalents en termes d'amélioration de la largeur de muqueuse kératinisée, tout en permettant une intervention plus rapide (absence de second site chirurgical) et moins de suites opératoires.
- (4) Technique du *strip* d'Urban ou technique de la greffe combinée (66) (Figure 12) : C'est une approche chirurgicale qui combine la technique de la greffe gingivale en bande (greffon épithélio-conjonctif) avec l'utilisation d'une matrice de collagène xénogénique. Elle consiste en la levée d'un lambeau en demi-épaisseur (il faut emporter une petite quantité de tissus kératinisés lors de la réalisation des incisions en dépassant la ligne de jonction muco-gingivale afin de permettre l'induction épithéliale). Le lambeau est déplacé et suturé apicalement (LPA) à l'aide de sutures périostées. Prélèvement d'une bandelette (*strip*) épithélio-conjonctive au niveau du palais (photo a) (dimension en fonction de l'étendue de la surface muqueuse à kératiniser) qui sera suturée apicalement (photo b). Puis, mise en place d'une membrane collagénique xénogénique (type Mucograft®) (photo c), préalablement ajusté à l'aide d'un patron, afin de couvrir le tissu conjonctif laissé à nu (photo d). Les cellules épithéliales du LPA et du *strip* vont coloniser la membrane, et ainsi former un « jardin de kératine », qui par la suite conduira à l'obtention de tissus kératinisés sur toute la surface de la membrane, ainsi qu'un approfondissement du vestibule. Il s'agit d'une technique bien acceptée par les patients avec peu de morbidité (peu de douleur et de prise d'antalgique) et un gain significatif de tissus kératinisés.

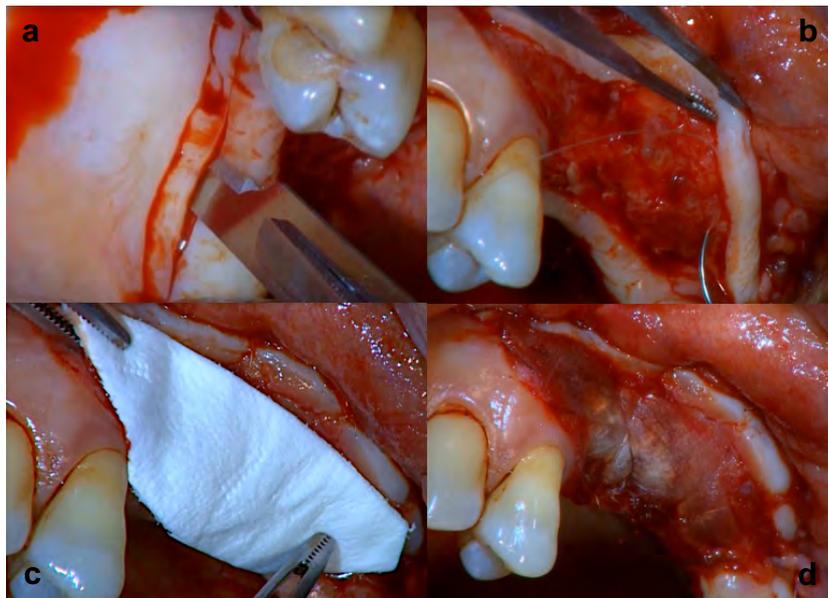


Figure 12 : Technique du *strip* d'Urban.

Le type de matériau utilisé pour créer des tissus attachés est important. Le tissu conjonctif a toujours été le *gold standard* pour cette démarche ; en effet, le tissu conjonctif est intéressant car il crée des tissus qui sont à la fois attachés et kératinisés, ce qui est l'objectif recherché. Une xéno greffe peut être employée pour créer une muqueuse attachée immobile, mais les tissus ne seront pas kératinisés. Il n'est toujours pas clair si le manque de tissus kératinisés apporte un désavantage. Toutefois, il est établi que la présence de tissus kératinisés n'a pas d'influence sur l'ostéointégration mais favorise son maintien dans le temps.

En conséquence, la muqueuse gingivale attachée et les tissus mous verticaux sont importants, ceux sont des facteurs distincts dans le maintien de la stabilité de l'os péri-implantaire. Au moins 2 mm de tissus attachés devraient être présents sur les faces vestibulaires et linguales de l'implant. Linkevicius et son équipe ont en fait un des critères d'inclusion de toutes leurs études. Les greffes de tissu conjonctif, tout comme les xéno greffes avec des dérivés porcins, sont des solutions qui donnent de bons résultats pour rétablir l'immobilité de la muqueuse.

E. Préservation de l'architecture gingivale et utilisation d'un pilier de fermeture alvéolaire (pilier SSA : Sealing Socket Abutment)

1. Principes

Le SSA (*Sealing Socket Abutment* ou pilier de fermeture alvéolaire) est une technique de gestion de l'alvéole et du profil d'émergence pour l'extraction-implantation immédiate en secteur postérieur à l'aide d'un dispositif de cicatrisation supra-implantaire anatomique. Il permet de conserver l'architecture initiale des tissus mous par la mise en place d'un pilier de cicatrisation anatomique et personnalisable réalisé sur mesure au moment de l'implantation afin de fermer l'alvéole post-extractionnelle. Il sert de barrière mécanique entre le site chirurgical et la cavité orale et a pour vocation de stabiliser l'architecture gingivale initiale de la dent naturelle durant la phase de cicatrisation.

Dans les secteurs antérieurs, la gestion de l'alvéole se fait par mise en esthétique immédiate au moyen d'une couronne provisoire, permettant ainsi la conservation du profil d'émergence. En secteur postérieur, les forces masticatoires sont très importantes, la mise en esthétique immédiate n'est donc pas recommandée en postérieur au risque de nuire à la bonne ostéointégration de l'implant. Donc pour les secteurs postérieurs, le moyen de préserver l'architecture gingivale est le pilier de fermeture alvéolaire anatomique ; et ainsi, l'ostéointégration peut se dérouler dans les meilleures conditions muqueuses préservant l'implant du phénomène de perte osseuse précoce (67).

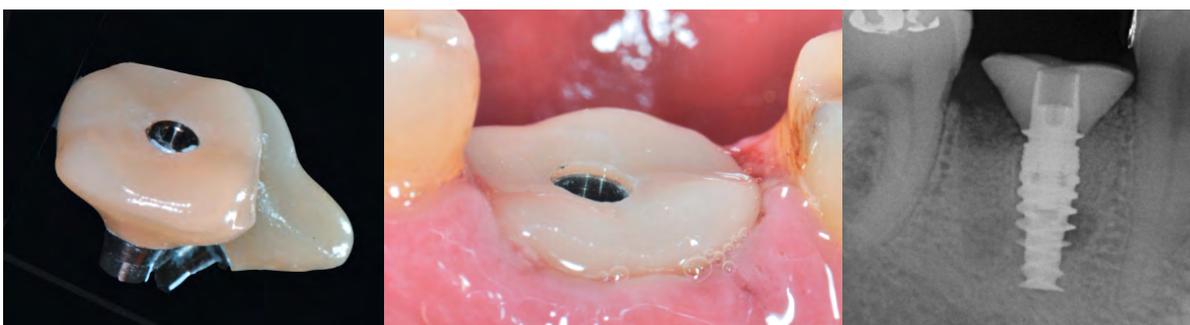


Figure 13 : à gauche : pilier de fermeture alvéolaire (SSA) réalisé par CFAO, au centre : pilier SSA mis en place sur l'implant, à droite : radiographie rétro-alvéolaire post-opératoire (62).

2. Intérêts

Les piliers de fermeture alvéolaire servent de support aux tissus gingivaux durant la phase d'ostéointégration, ils permettent également d'éliminer les inconvénients potentiels de la pose d'une couronne provisoire dans cette région et de faciliter l'accès à l'implant pendant la phase prothétique.

Une fois l'ostéointégration achevée, on obtient des contours muqueux qui imitent le profil d'émergence des dents naturelles, ce qui offre la possibilité au prothésiste de le reproduire précisément sur le pilier définitif.

Cette méthode vise à solutionner de nombreux problèmes rencontrés par les praticiens lors de la chirurgie implantaire et de la réhabilitation des implants. En effet, les piliers SSA fournissent plusieurs avantages, qui sont les suivants (68) :

- Stabilisation de l'architecture gingivale après l'extraction/implantation en secteur postérieur,
- Fermeture étanche de l'alvéole d'extraction et assurer ainsi la protection des particules de biomatériau osseux et du caillot sanguin du milieu extérieur,
- Assurer le maintien du profil d'émergence naturel de telle manière à obtenir des contours prothétiques optimaux,
- Éliminer l'approximation du profil d'émergence au laboratoire lors de la fabrication de la restauration définitive, préservant ainsi les tissus mous du phénomène de compression le jour de la pose,
- Réduire le temps du traitement implantaire en accélérant les étapes prothétiques et la pose du pilier d'usage grâce à la préservation de l'architecture des contours gingivaux.

En résumé, le pilier SSA permet de guider la cicatrisation muqueuse en permettant la conservation du contour gingival. Il joue un rôle fonctionnel en participant au maintien de la bonne santé des tissus mous péri-implantaires ; et esthétique car favorise le biomimétisme de la restauration définitive et permet de satisfaire au mieux aux critères du PES (*Pink Esthetic Score*) et du FIPS (*Functional Implant Prosthodontic Score*). Enfin, cela participe à l'amélioration du ressenti du patient avec moins de suites post-opératoires et des étapes prothétiques moins longues ; de plus, cela simplifie le travail du prothésiste et du praticien.

Néanmoins, cette technique possède certaines exigences qui dépendent des principes de l'extraction/implantation immédiate. Ces conditions sont liées à la nécessité d'une avulsion atraumatique, au positionnement de l'implant et l'obtention de la stabilité primaire, à la biocompatibilité du composite fluide utilisé, et surtout à la situation initiale des tissus mous. En effet, avant de programmer ce type d'intervention, il faut auparavant réaliser une évaluation de la qualité et de la quantité des tissus mous autour de la dent à extraire. Si les conditions muqueuses ne sont pas optimales, par exemple présence d'une récession ou d'un biotype fin, il faudra les renforcer à l'aide d'une greffe tissulaire en per-implantaire de façon à éviter une rétraction des tissus lors de la cicatrisation.

Cette méthode de fermeture alvéolaire est donc très intéressante pour préserver l'architecture initiale des tissus mous péri-implantaires ; par ailleurs, elle semble également préserver le tissu osseux de la résorption. Certaines récentes études ont montré son efficacité pour réduire la perte osseuse autour des implants, seuls des changements minimes sont observés (69,70). Il s'agit d'une technique prometteuse ; cependant, des études complémentaires avec un suivi sur le long terme concernant la stabilité des tissus sont nécessaires.

III. Facteurs prothétiques à prendre en considération pour le choix de l'implant et du pilier

A. Design implantaire

1. Forme et diamètre de l'implant

a) Forme du corps

Un grand nombre de géométries d'implants ont été conçues pour différents types d'os et situations cliniques ; mais à l'heure actuelle, les plus couramment utilisées peuvent être classées comme cylindriques, coniques et cylindro-coniques (ou hybrides : corps cylindrique avec géométrie conique au niveau de l'apex de l'implant).

- Implant cylindrique : Les parois sont parallèles et le filetage externe couvre toute la hauteur de son corps jusqu'au niveau du col. L'avantage de ce type d'implants est la possibilité de moduler aisément l'enfoncement corono-apical sans nuire à la stabilité primaire. Ils sont indiqués pour les sites guéris avec une bonne densité osseuse. En revanche, leur utilisation n'est pas recommandée pour les sites de faible densité osseuse et pour les alvéoles post-extractionnelles (extraction-implantation immédiate).
- Implant conique : Aussi appelé implant anatomique, son diamètre décroît du col vers l'apex. Il trouve son application dans toutes les situations cliniques au maxillaire comme à la mandibule. Sa forme lui confère une stabilité primaire élevée. Cependant, il y a très peu de marge de manœuvre dans le positionnement corono-apical, un léger dévissage lui fait perdre de sa stabilité primaire.
 - Implant conique auto-forant : Il est considéré comme un implant polyvalent. Les spires vont en s'élargissant en direction apicale permettant ainsi une double condensation osseuse (horizontale et verticale). La pose de l'implant s'effectue progressivement par une suite de mouvements de vissage et dévissage. Auto-forant, la profondeur de forage peut être adaptée facilement ; il offre également la possibilité de changer d'axe d'insertion en cours de pose, intéressant dans les situations d'extraction-implantation immédiate en secteur antérieur. Cela nécessite une certaine expérience du praticien car l'axe d'insertion peut s'en trouver fortement perturbé par la progression le long des zones de moindre résistance (2).

- Implant cylindro-conique : Il possède une partie conique et une partie cylindrique, la conicité peut être coronaire ou apicale. L'implant à conicité apicale permet d'augmenter la stabilité primaire par compression de l'os spongieux sans compression corticale, notamment dans les cas d'extraction-implantation immédiate.

La grande diversité de forme implantaire a pour but de répondre aux nombreuses situations cliniques rencontrées dans notre pratique. La forme du corps de l'implant joue un rôle primordial dans la stabilité primaire. Il est reproché aux formes cylindriques de manquer de stabilité primaire, et aux formes cylindro-coniques une compression excessive exercée sur l'os. Les formes coniques semblent représenter un bon compromis en termes de stabilité primaire et de compression osseuse.

Une étude par analyse d'éléments finis a comparé la répartition des contraintes au niveau de l'os entre des implants coniques et cylindriques. Les formes cylindrique et conique présentent une distribution différente des déformations : la forme conique augmente les déformations dans l'os spongieux ; au contraire, l'implant cylindrique induit plus de déformations dans l'os cortical. Les résultats soulignent l'importance de la géométrie de l'implant dentaire dans la distribution de la déformation dans l'interface implant-os (71).

Toutefois, il semble que la forme du corps de l'implant a peu d'influence sur la perte osseuse péri-implantaire. En effet, une récente revue systématique (72), ayant pour but d'évaluer l'influence de différentes géométries d'implants sur le maintien du tissu osseux marginal, a relevé un comportement similaire en termes de perte osseuse crestale entre les géométries conique et cylindrique.

Il semblerait que ce soit l'effet du diamètre implantaire qui influence réellement le choix du corps de l'implant en termes de préservation de l'os péri-implantaire.

b) Diamètre

Il existe 3 catégories de diamètres implantaire :

- implants de diamètre standard (de 3,75 à 4,5 mm) pour les incisives maxillaires, prémolaires et canines ;
- implants de diamètre réduit (de 3 à 3,5 mm) pour les incisives mandibulaires et certaines incisives latérales maxillaires ;
- implants de gros diamètre (de 4,8 à 7 mm) pour les molaires.

Le choix du diamètre du corps de l'implant répond à des impératifs chirurgicaux et prothétiques. Au niveau chirurgical, l'optimisation du volume osseux disponible et la stabilité primaire de l'implant sont primordiales. Concernant l'aspect prothétique, un profil d'émergence prothétique adapté à la dent remplacée et une répartition adéquate des contraintes sont souhaités.

Les paramètres cliniques suivants interviennent de manière générale dans le choix du diamètre implantaire : le profil d'émergence prothétique (fonction de l'anatomie de la dent à remplacer), l'espace disponible (mésio-distal et vestibulo-lingual), le volume osseuse résiduel et les facteurs biomécaniques (1).

La sélection du diamètre de l'implant intervient dans la préservation de l'os péri-implantaire. Tout d'abord, le diamètre sélectionné doit être compatible avec le volume osseux disponible, de manière à respecter les distances nécessaires entre l'implant et les dents (1,5 mm entre implant-dent et 3 mm entre implant-implant), et entre les parois osseuses et la surface implantaire (2 mm en vestibulaire et 1 mm en palatin) pour éviter une lyse osseuse par manque de vascularisation.

Selon l'hypothèse de Carter et al. (73) une contrainte excessive est problématique pour le tissu osseux, provoquant une surcharge locale, ce qui peut entraîner une résorption osseuse aux endroits où s'exerce la force. Le risque de surcharge osseuse concerne essentiellement les régions autour du col de l'implant.

De nombreuses études par analyse d'éléments finis (Petrie et al. 2005 ; Baggi et al. 2008 ; Ding et al. 2009 ; Anitua et al. 2010 ; Eazhil et al. 2016 ; Jafarian et al. 2019) ont donc étudié l'influence du diamètre implantaire sur la répartition du stress et des contraintes au sein de l'os péri-implantaire. Elles ont toutes abouti aux mêmes conclusions, l'augmentation du diamètre de l'implant réduit l'amplitude des contraintes dans l'os cortical. Petrie et al. (74) ont conclu que l'augmentation du diamètre de l'implant a entraîné une réduction de la déformation de l'os crestal de 3,5 fois.

Lorsque le diamètre de l'implant est augmenté, la surface de contact entre l'implant et l'os est accrue, ce qui offre une plus grande résistance à la fracture et une plus grande stabilité à l'implant, créant ainsi moins de stress dans l'os (75). Sur la base de ces études, l'utilisation d'implants plus larges semble être préférable pour

dissiper les contraintes et ainsi réduire la déformation de l'os environnant. Le diamètre optimal de l'implant correspondrait au plus grand diamètre possible, compte tenu de la topographie de la crête alvéolaire. Cependant, dans le contexte clinique, l'utilisation d'implants larges est limitée par l'épaisseur de la crête alvéolaire résiduelle, notamment pour les crêtes osseuses étroites. Yu et al. ont (76) suggéré que le diamètre de l'implant soit au moins égal à la moitié de la largeur de la crête.

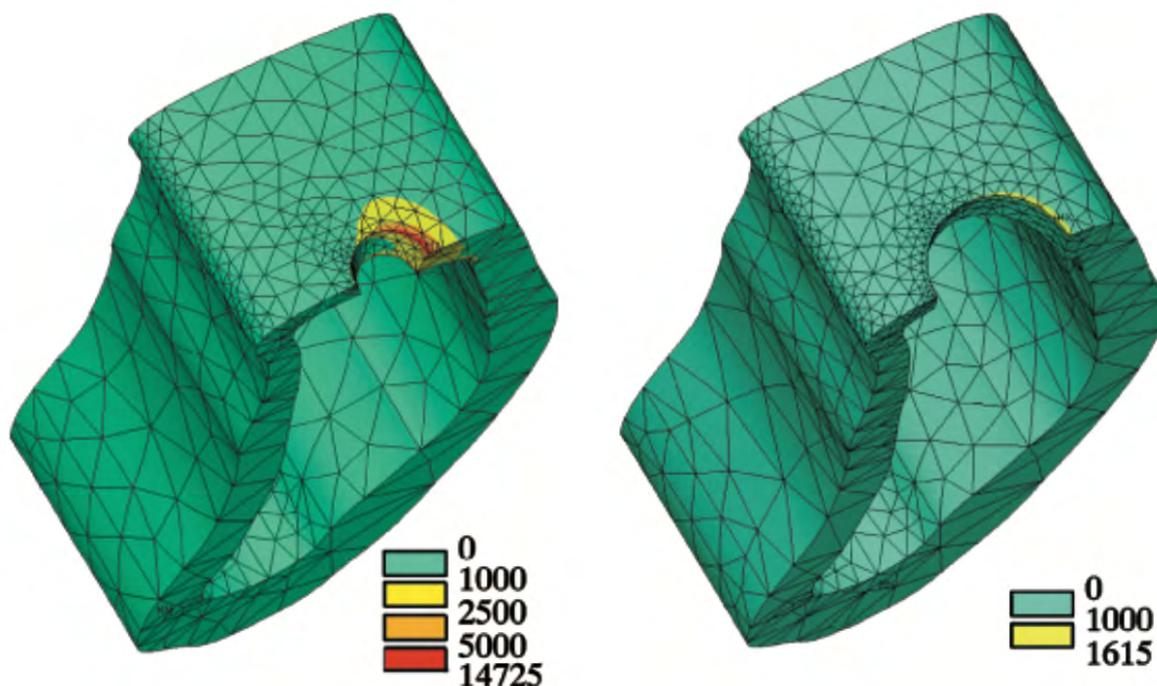


Figure 14 : Tracé des niveaux de contraintes de cisaillement maximale dans l'os crestal pour un implant étroit (à gauche) et un implant de gros diamètre (à droite) (74).

À la lumière des résultats de ces études, il semble que l'augmentation du diamètre de l'implant assure une réduction des contraintes et déformations crestales en offrant une plus grande surface de contact avec l'os pour la dissipation des contraintes, ce qui conduit à une perte d'os crestal réduite pour les implants de large diamètre.

Toutefois, un autre paramètre entre en jeu dans le choix du diamètre implantaire : la vascularisation de l'os péri-implantaire. Le choix du diamètre implantaire est donc une somme pondérée entre un diamètre suffisamment large pour assurer une répartition optimale des contraintes mais qui ménage une quantité suffisante d'os autour de l'implant afin d'assurer un apport vasculaire adéquat. Le diamètre de l'implant ne doit pas entraver la vascularisation de l'os péri-implantaire au risque de causer une résorption osseuse.

2. Module de crête

Le col de l'implant, également appelé module de crête, correspond à une zone de transition entre le tissu osseux et les tissus muqueux péri-implantaires. Il s'agit de la zone la plus coronaire de l'implant qui reçoit le pilier implantaire pour les implants *bone-level* et la restauration prothétique pour les implants *tissue-level*. Il peut être enfoui dans le tissu osseux ou émergent en contact avec les tissus mous.

Le col implantaire joue un rôle important dans la stabilisation de l'implant, les changements apportés à ce niveau par les fabricants permettent de faire varier la stabilité primaire de l'implant. Il possède également un rôle dans la définition du profil d'émergence de la future prothèse supra-implantaire.

La problématique réside dans le fait qu'il s'agit de la zone où se concentre les contraintes mécaniques et donc où généralement la perte osseuse se produit en raison de la surcharge ou au contraire de l'absence de stimulations, ou à cause de la contamination microbienne. Il est donc primordial d'accorder une importance toute particulière au choix du type de col implantaire afin de favoriser la préservation de la stabilité osseuse. La distinction entre les différents cols est réalisée par rapport à leur macrostructure (forme, hauteur, diamètre) et leur microstructure (état de surface, microtexture).

- Macrostructure (Tableau 1) :

Les analyses par éléments finis ont démontré que la conception du col implantaire influence la distribution et la concentration des contraintes et déformations au sein de l'os cortical. Elles ont révélé que les contraintes et les déformations au niveau du tissu osseux les plus faibles étaient retrouvées avec des cols divergents, suivis par les cols droits et enfin les cols convergents. (77–80).

Un module de crête légèrement divergent augmenterait la surface de contact, permettant ainsi de dissiper les contraintes présentes autour du col implantaire et de stimuler physiologiquement le tissu osseux par des forces de compression favorisant le maintien de tissus péri-implantaires sains (79).

Aucun consensus n'est établi dans la littérature scientifique sur la forme de col implantaire à employer. Toutefois, il semblerait que la majorité des études convergent vers la même conclusion : les cols légèrement divergents assurent une plus importante surface de contact avec l'os et une meilleure répartition du stress et des contraintes au sein du tissu osseux. Un col divergent semble donc être un choix favorable pour le maintien osseux à long terme.

Types de col	Description	Indications
 <p data-bbox="400 629 539 663"><u>Col droit</u></p>	<p data-bbox="727 309 1034 416">Diamètre du col et du corps de l'implant identique.</p> <p data-bbox="735 456 1026 564">Hauteur variable : entre 0,75 à 1,5 mm selon le fabricant.</p>	<p data-bbox="1077 309 1383 416">1^{er} type de col mis au point (implants Bränemark).</p> <p data-bbox="1123 456 1337 528">Important recul clinique (1).</p>
 <p data-bbox="365 1263 576 1296"><u>Col divergent</u></p>	<p data-bbox="732 920 1029 1028">Diamètre du col plus grand que celui du corps de l'implant.</p>	<p data-bbox="1066 703 1394 882">Meilleure stabilité primaire (os de faible densité ou pour les cas de mise en charge immédiate).</p> <p data-bbox="1077 922 1383 1137">Ancrage cortical plus large, intéressant dans le cadre des extractions-implantations immédiates.</p> <p data-bbox="1070 1178 1390 1285">Profil d'émergence élargi : indication en secteur postérieur (2).</p>
 <p data-bbox="352 1839 592 1872"><u>Col convergent</u></p>	<p data-bbox="724 1518 1038 1666">Inverse du col évasé : diamètre du col plus petit que celui du corps de l'implant.</p>	<p data-bbox="1075 1337 1386 1444">Réduction des contraintes au niveau du tissu osseux.</p> <p data-bbox="1082 1485 1380 1664">Augmentation du périmètre osseux au niveau de la crête et optimisation du volume sous-crestal.</p> <p data-bbox="1077 1704 1385 1852">Intégration du <i>platform-switching</i> dans le design du col (1).</p>

Tableau 1 : Les différents types de cols implantaires : description et indications.

- Microstructure :
 - État de surface du col : usiné ou rugueux

Messias et al. ont réalisé une revue systématique afin d'étudier si la modification de la macro et de la micro-géométrie du col implantaire contribue à l'amélioration du taux de survie et au maintien des niveaux du tissu osseux péri-implantaire. Ils ont pu observer que les implants à col rugueux présentent un taux de survie très élevé et qu'ils limitent la perte osseuse marginale de manière supérieure aux autres types de cols pour les réhabilitations de petite à moyenne étendue ; en revanche, lorsqu'il s'agit du support de prothèses amovibles, les résultats sont équivalents. Ils ont également pu noter des tendances opposées entre les différents sous-groupes d'implants *bone-level* : ceux avec un col usiné semblent conduire à une perte osseuse plus importante que les implants *tissue-level* ; cependant, les implants possédant un col rugueux entraînent moins de perte osseuse marginale que les implants *tissue-level*. En résumé, les implants à col rugueux limitent la résorption osseuse marginale par rapport aux implants avec un col usiné (81).

Une récente revue systématique de Zhang et al. (82) vient corroborer ces résultats. Cette revue avait pour but d'évaluer l'effet des implants à col fileté rugueux sur la perte osseuse marginale, par rapport aux implants à col lisse usiné. Les résultats obtenus suggèrent que les implants à col rugueux fileté participent à la préservation de la quantité osseuse crestale péri-implantaire, d'autant plus lorsqu'ils sont associés à une connexion intégrant le concept de *platform-switching*. Les implants avec un col rugueux fileté sont donc associés à une perte osseuse marginale moins importante que les implants à col lisse usiné, qu'ils intègrent ou non un *platform-switching*.

Toutefois, des études avec des échantillons de plus grande taille et des essais contrôlés randomisés sont nécessaires afin de valider les résultats précédemment obtenus.

- Design : lisse ou microfileté ou microtexturé

Koodaryan et al. (83) ont mené une revue systématique et une méta-analyse afin d'évaluer la perte osseuse marginale autour d'implants présentant différents types de surfaces au niveau du col implantaire. Les résultats ont révélé que la résorption de l'os marginal autour des implants à col rugueux et microfileté était significativement plus faible que celle autour des implants à col poli. Les implants avec un col rugueux et ceux rugueux/microfileté sont considérés comme un design prévisible pour prévenir la perte osseuse marginale précoce. Les analyses par éléments finis ont révélé que les contraintes se concentraient principalement dans l'os péri-cervical pour les implants à col poli, sous-tendant donc que la perte osseuse marginale serait en partie attribuée à l'absence de répartition favorable des contraintes dans la partie cervicale des implants. Quant aux implants à col rugueux, ils améliorent de manière importante la surface de contact os-implant réduisant ainsi la résorption osseuse péri-implantaire.

Ces résultats viennent confirmer ceux obtenus dans une précédente étude de Shin et al. (84). En outre, ils ont montré qu'une surface rugueuse associée à un microfiletage au niveau du col implantaire réduit non seulement la perte osseuse marginale mais participe également à l'adaptation biomécanique contre la charge précoce par rapport à la conception d'un col usiné. Ils ont donc conclu qu'une surface rugueuse avec un microfiletage au niveau du col de l'implant est la conception la plus efficace pour maintenir la stabilité de l'os péri-implantaire sous une charge fonctionnelle. Les microspires permettent une meilleure répartition des contraintes au sein du tissu osseux et augmentent l'ancrage de l'implant à l'os cortical.

Il semblerait donc que la résorption osseuse marginale autour des implants à col rugueux microfileté est significativement plus faible qu'autour des implants à col lisse (85). L'os crestal résiste faiblement aux forces de cisaillement, contrairement aux forces de compression qui peuvent lui être favorables dans une certaine mesure. La résorption osseuse qui est observée autour des cols droits lisses semble résulter de l'absence de stimulation mécanique dans cette zone, en effet, ce type de col implantaire entraîne des forces de cisaillement au niveau de l'os crestal. Mais un module de crête avec une texture de surface augmentant la surface de contact osseux, produit des forces de compression qui se dissipent au sein de l'os cortical adjacent, stimulant ainsi ce dernier ce qui réduit ainsi la perte osseuse.

En ce qui concerne la microtexture de la surface du col implantaire, différents procédés de texturisation sont proposés par les fabricants : traitement laser, sablage/mordancage, ...

Hermann et al. (86) ont mené une étude afin d'évaluer les modifications de l'os crestal autour des cols implantaires usinés en comparaison aux cols à surface sablée/mordancée ; ils ont constaté qu'un col avec une surface sablée/mordancée peut réduire la quantité de perte osseuse crestale péri-implantaire par rapport à un col usiné.

Une méta-analyse menée par Chen et al. (87) a montré qu'un col avec une surface microtexturée par laser permet de réduire significativement la perte osseuse marginale par rapport à un col à surface usinée.

Il est largement reconnu que le design du col de l'implant influence la perte osseuse crestale autour des implants. Néanmoins, la littérature scientifique présente des limites concernant l'évaluation de certaines spécificités des cols implantaires : soit peu d'études sont disponibles, tel que pour l'effet des microspires ; soit les résultats des différentes études sont très hétérogènes, comme pour les implants microtexturés à l'aide d'un laser comparés aux implants non microtexturés (81) ; les résultats doivent donc être interprétés avec précaution. De plus, dans la majorité des études aucune information n'est donnée sur le placement de la limite lisse/rugueux par rapport au niveau osseux pour les implants à col lisse ; toutefois, à l'heure actuelle il est largement reconnu que la partie lisse du col doit être placée au-dessus du niveau osseux.

3. Traitement de surface des implants

L'état de surface de l'implant est une caractéristique essentielle car cela joue un rôle fondamental dans l'ostéointégration. Ces dernières décennies, les industriels n'ont cessé de développer de nouveaux traitements de surface implantaire qui induisent une ostéointégration de meilleure qualité et plus rapide que la surface usinée. Un traitement de surface consiste à modifier la surface obtenue au terme de l'usinage. Les traitements sont variés, ils mettent en jeu des procédés physiques ou chimiques, parfois les deux, conduisant à des surfaces de rugosités différentes. Ces états de surface rugueux permettent d'augmenter la surface de contact os-implant de manière à obtenir une ostéointégration plus rapide et un ancrage osseux plus stable (1).

Deux grands types de traitements de surface implantaires existent pour obtenir l'état de surface rugueux recherché :

- Par addition (ajout de substances sur le titane usiné) ;
- Par soustraction (altération de la surface lisse).

a) Surfaces usinées

Ces implants ont été utilisés pendant longtemps avec des taux de succès très satisfaisants mais variables selon la qualité et le volume osseux. Elle présente une surface relativement lisse avec de légères rugosités (R_a) variant entre 0,53 et 0,84 μm (Wennerberg et Alberktsson, 2000) selon les conditions d'usinage. Ce type de surfaces conduit à une bonne prolifération cellulaire mais insuffisant par rapport aux surfaces plus rugueuses du point de vue de l'adhésion et la différenciation cellulaires. La principale conséquence est une ostéointégration moins rapide ainsi qu'une stabilité primaire inférieure à celle des implants à surface rugueuse.

b) Traitements par addition

- o Projetât par la torche à plasma / *Plasma-spray* (titane ou hydroxyapatite) :

Ces surfaces rugueuses sont le résultat d'un revêtement obtenu par *plasma-spray* de titane ou d'hydroxyapatite, les grains ramollies à forte température se déposent et s'imbriquent sur la surface de l'implant, préalablement sablée, formant ainsi une couche de grains en refroidissant. La rugosité du *plasma-spray* de titane varie entre 2,1 (Wennerberg et al. 1993) et 3,1 μm (Buser et al. 1998). Pour le *plasma-spray* d'hydroxyapatite, le R_a varie entre 1,59-2,94 μm (Wennerberg et al. 1993), selon les conditions de traitement.

Ce traitement a été en vogue durant les années 1980-2000, mais il a cédé le pas au procédé par soustraction chimique de mordantage à l'acide.

c) Traitements par soustraction

○ Sablage (soustraction physique) :

Le sablage consiste à bombarder la surface du titane à l'aide de particules très dures, créant ainsi des rugosités en impactant la surface. Le sablage est classiquement réalisé à l'alumine, mais il peut aussi être réalisé à l'oxyde de titane ou à partir de particules de céramique telles que le phosphate tricalcique.

La rugosité de surface dépend du matériau et de la taille des particules. Le Ra des surfaces sablées à l'oxyde de titane varie de 1,05 (Godfredsen, 2000) à 1,09 μm (Wennerberg, 2000). Celui des surfaces sablées au phosphate tricalcique est de 0,9 μm (Sanz et al. 2001). Ex : Nanotite (Biomet 3i[®]) : sablage au phosphate tricalcique, OsseoSpeed (Astra Tech[®]) : sablage à l'oxyde de titane et traitement chimique à l'acide fluorhydrique.

○ Mordançage à l'acide (soustraction chimique) :

Le mordançage consiste à corroder violemment la surface du titane à l'aide d'acides forts. L'implant est trempé dans un ou plusieurs bains acides de compositions différentes selon l'alliage de la surface de l'implant. Ces acides sont principalement le chlorure d'hydrogène (HCl), l'acide fluorhydrique (HF) et l'acide sulfurique (H₂SO₄). L'attaque du titane ne progresse pas uniformément, elle crée des pores irréguliers, propices à la croissance osseuse et à l'ancrage micromécanique. L'attaque chimique peut être précédée ou non d'un sablage qui entraîne des macrorugosités.

La rugosité de surface est différente selon qu'un sablage préalable a eu lieu ou non. Sans sablage, le Ra des surfaces mordancées est de 0,4 à 1,09 μm . Avec sablage, il varie de 1,44 à 2 μm (Wenneberg et Albrektsson, 2000, Buser et al. 1998). Ex : SLA (Straumann[®]) : sablage-mordançage (*sandblasted acid-etched*).

○ Oxydation anodique (électrochimique) :

Le principe est d'oxyder fortement la surface des implants en titane, ce qui 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. 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. Le Ra des surfaces soumises à l'oxydation anodique varie entre 1,35-2,0 μm (Sul et al. 2006, Albrektsson et Wennerberg, 2004). La surface TiUnite de Nobel Biocare[®] met en jeu ce type de procédé.

d) Innovations récentes

Afin d'augmenter la réactivité des surfaces implantaires, de nouvelles surfaces ont été mises au point. Elles ont pour objectif de lutter contre l'effet de l'absorption de contaminants contenus dans l'air sur la couche d'oxyde de titane, tels que l'azote et le carbone, qui forment une couche intermédiaire entre les fluides biologiques et la couche d'oxyde de titane. Pour atteindre cet objectif, trois stratégies différentes ont été mises en œuvre :

- Éviter la contamination *ab initio* de la surface préparée pour préserver la réactivité de surface de la couche d'oxyde de titane nouvellement formée à la suite d'un mordantage à l'acide. Cela est obtenu en protégeant la surface implantaire de tout contact avec l'air et ses contaminants naturels. Les implants sont emballés dans un contenant hermétique rempli de sérum physiologique à 0,9 % NaCl, ce qui permet de préserver la mouillabilité initiale de l'oxyde de titane néoformé et d'accélérer les réactions avec l'environnement biologique. En effet, il a été constaté que lors des premières semaines de cicatrisation le taux d'apposition de tissus osseux est supérieur par rapport à la même surface laissée en contact avec l'air.

Chez Straumann®, on retrouve la surface SLActive qui, après sablage-mordantage, est en plus séchée dans une atmosphère azotée pour prévenir l'exposition à l'air, puis conservée hermétiquement dans une solution de NaCl isotonique.

- Réactiver la surface polluée par les contaminants de l'air à l'aide d'un traitement chimique (acide fluorhydrique) *a posteriori*. L'acide fluorhydrique laisserait des radicaux fluorés en surface qui réagiraient avec les ions phosphates de l'environnement physiologique et induiraient la précipitation de phosphates de calcium. Il se peut également que les nanostructures créées par le traitement chimique contribuent aussi à la meilleure ostéoconduction constatée par ce type de traitement de surface.

C'est la stratégie adoptée par la surface OsseoSpeed d'Astra Tech®, créée par sablage à l'oxyde de titane, suivi par une modification chimique de la surface par un traitement à l'acide fluorhydrique, provoquant un changement topographique à l'échelle nanométrique.

- Effectuer un dépôt bioactif pour obtenir une bioréactivité de la surface implantaire. Ce nouveau type de surface bioactive, à la différence de la méthode du projetât par plasma, est obtenue par dépôt de cristaux discrets de phosphate de calcium de 10-100 nm à partir d'une solution sol-gel. Il s'agit de nanograins individualisés ne formant pas une couche continue, ils couvrent environ 50 % de la surface rugueuse de l'implant. L'aspect de la surface reste inchangé à l'œil nu, ce n'est qu'à fort grossissement que ces cristaux nanométriques deviennent observables.

La surface NanoTite commercialisée par la firme Biomet 3i®, est préparée à l'aide de ce type de revêtement bioactif.

e) Données de la littérature

Ces différents états de surface jouent un rôle dans l'ostéointégration des implants, car les implants rugueux ou poreux présentent une réaction osseuse de type trabéculisation, ce qui favorise l'ostéointégration par rapport aux surfaces usinées. Cependant, les rugosités deviennent un inconvénient en cas d'exposition de cette surface (cratérisation, perte osseuse) et favorise alors le développement des péri-implantites par la présence de défauts microscopiques qui empêchent l'élimination correcte des bactéries lors d'un nettoyage professionnel.

Des surfaces implantaires hybrides, alliant une surface lisse au niveau du 1/3 supérieur et une surface rugueuse au niveau du corps, ont vu le jour afin de combiner les avantages des différents types de surface ; toutefois, il y a un manque de recul clinique sur ce type d'implant et donc une nécessité d'études cliniques sur le long terme.

Un groupe de travail s'est intéressé aux études prospectives contrôlées évaluant l'effet de la surface et du design des implants sur les modifications du niveau de l'os marginal. Il n'y a pas d'éléments dans la littérature scientifique qui prouve que les surfaces modifiées soient supérieures aux surfaces implantaires non modifiées pour la préservation de l'os marginal. Les comparaisons entre les implants de différents systèmes impliquent des évaluations de combinaisons de surfaces et de conceptions, il est donc difficile de déterminer l'influence précise des modifications de surface car il existe des facteurs de confusion. Aucun système implantaire ne s'est avéré supérieur aux autres en termes de préservation de l'os péri-implantaire (89).

Une récente revue systématique a évalué le taux de survie et la perte d'os marginal rapportés pour des implants présentant différents traitements de surface et suivis pendant 10 ans ou plus. Pour la majorité des 62 études cliniques incluses, aucune comparaison directe entre les différentes surfaces n'a été faite, ainsi l'analyse est principalement basée sur les données rapportées individuellement. Si l'on considère la perte osseuse marginale, la plupart des implants à surface améliorée (plasma-spray de titane, sablées, anodisées, sablées et mordancées à l'acide) ont présenté un pronostic plus défavorable que les implants usinés. Cette différence peut être liée à des tailles d'échantillon différentes, étant donné qu'il y avait beaucoup plus d'études évaluant la perte osseuse marginale autour des implants à surface usinée que d'études évaluant les implants à surface améliorée. Ainsi, des études supplémentaires à long terme évaluant la perte osseuse marginale autour d'implants à surface améliorée sont nécessaires pour obtenir un échantillon de plus grande taille et fournir une comparaison statistiquement plus fiable avec les implants usinés. Toutefois, la surface traitée par plasma-spray de titane, la plus rugueuse, présentait la plus forte probabilité d'échec implantaire, tandis que la surface anodisée présentait la plus faible probabilité. Cette revue systématique a conclu qu'il est possible d'obtenir de très bons résultats à long terme avec tous les types de surfaces (90).

En conclusion, il n'existe pas de différence significative en termes de perte osseuse marginale entre les différents types de surfaces implantaires. Ces nouveaux traitements de surface permettent d'optimiser l'ostéointégration ; notamment, lors des premières phases de la cicatrisation osseuse, en améliorant la stabilisation initiale de l'implant mais aucune preuve n'a été faite sur un possible rôle dans la préservation de l'os marginal.

4. Matériau

Un matériau idéal pour la fabrication d'un implant doit être biocompatible et avoir une ténacité, une solidité, une résistance à la corrosion, à l'usure et à la rupture adaptées aux contraintes de la cavité buccale. Les principes de conception de l'implant et les propriétés physiques du matériau doivent être compatibles entre eux. D'un point de vue chimique, les implants dentaires peuvent être fabriqués à partir de métaux ou de céramiques. Les matériaux les plus couramment utilisés sont les suivants :

- Titane commercialement pur (Ti-Cp) de grade 4,
- Alliages de titane : Ti4Al6V (grade 5), Ti-Zr (Roxolid®),
- Zircon.

Tous ces différents matériaux ont fait leurs preuves en termes d'ostéointégration et de taux de survie ; mais quand est-il de leur influence sur la perte osseuse péri-implantaire ?

a) Titane et ses alliages

- o Ti-Cp grade 4 vs. TiAl6V (ou Ti grade 5) :

Les implants commercialisés en odontologie sont majoritairement des implants en titane de grade 4, il est considéré comme le *gold standard*. Il est également appelé titane « commercialement pur » (Ti-Cp), mais il contient toutefois des impuretés (oxygène, hydrogène, carbone, fer et azote). L'alliage Ti6Al4V, dit titane de grade 5, est arrivé plus tard sur le marché avec une amélioration des propriétés mécaniques des implants. Il est composé de 90% de titane, 6% d'aluminium et 4% de vanadium. Bien que la supériorité du Ti6Al4V par rapport au Ti-Cp de grade 4 existe en termes de propriétés mécaniques, il n'y a pas de preuves scientifiques qui soutiennent le remplacement total par ce matériau in vivo (91).

La différence de perte osseuse marginale entre les différents types de titane est peu documentée par la littérature ; la majorité des études traitent des différences d'ostéointégration ou ne réalisent pas de comparaison de la perte osseuse entre les différents types de titane.

En termes de perte osseuse péri-implantaire, on ne peut pas relever de différence significative entre les différents types de titane. Néanmoins, en cas de complications biologiques telle que la péri-implantite, le type de matériau a son importance. La résistance élevée à la corrosion de ces métaux au contact des fluides physiologiques provient de la couche d'oxydes dense et stable qui les recouvre, ce qui fait leur biocompatibilité. Il a été montré que la résistance à la corrosion du titane peut être réduite par des conditions inflammatoires intenses ; en effet, le microenvironnement auquel l'implant est exposé pendant l'inflammation péri-implantaire est très agressif et peut conduire à l'attaque de la couche passive

de TiO₂ (92). L'usure et la corrosion, associées à des facteurs environnementaux, entraînent une dégradation du titane dans un processus appelé tribocorrosion ; ce processus conduit à la libération de particules de titane à l'échelle micro et nanoscopique dans les tissus environnants. Par leur potentiel cytotoxique, ces particules stimulent la réaction inflammatoire et activent l'activité des ostéoclastes, et la résorption osseuse se met en place. La quantité et les propriétés physico-chimiques des produits de dégradation déterminent l'ampleur de l'effet néfaste sur les tissus péri-implantaires. Des changements dégénératifs et des mutations sont apparus dans les cellules ayant phagocytées des nanoparticules de TiO₂. Les particules d'Al et de V et les ions libérés des structures de Ti6Al4V possèdent un potentiel génotoxique. Ainsi, Les débris libérés par la dégradation des implants dentaires ont un potentiel cytotoxique et génotoxique pour les tissus péri-implantaires. Ces ions libérés pourraient participer, entretenir et aggraver le déséquilibre. De plus, une dissémination systémique des particules de titane a été constatée dans les ganglions lymphatiques, la rate, les poumons et le foie (93).

- Roxolid® (Ti-Zr) :

Il s'agit du premier alliage métallique binaire de titane et zirconie développé pour les implants dentaires par l'entreprise Straumann®, il est composé de ~15 % de zirconie et ~85 % de titane. L'association de ces deux métaux conduit à un matériau possédant une résistance à la traction et à la fatigue élevée par rapport aux implants en titane.

Dans l'essai clinique randomisé de Quirynen et al. (94), des implants *bone-level* en Ti-Zr ont été comparés à des implants *bone-level* en titane grade 4. Les résultats de l'étude à 12 mois ont montré des valeurs de perte osseuse marginale similaires dans les deux groupes avec une perte moyenne de $0,34 \pm 0,54$ et $0,31 \pm 0,56$ mm respectivement pour les implants Ti-Zr et Ti grade 4, il n'y avait pas de différence significative entre les deux types d'implants. Ces résultats ont confirmé ceux de l'étude de Al-Nawas et al. (95) qui ont montré une perte osseuse péri-implantaire similaire entre les implants Ti-Zr et Ti grade 4.

La couche d'oxyde native sur la surface du titane confère à l'implant un comportement protecteur contre la corrosion, tant que l'intégrité de cette couche est maintenue. La couche d'oxydation du Ti-Cp peut être facilement détruite en raison de la faible résistance à l'usure intrinsèque du Ti. Les éléments d'alliage modifient la microstructure de l'alliage et améliorent les propriétés mécaniques de l'alliage.

La résistance à la corrosion est corrélée à la durée de vie de l'implant. La meilleure résistance à la corrosion constatée pour les alliages Ti-Zr peut être attribuée au fait que les alliages avec Zr produisent des oxydes anodiques beaucoup plus stables, ce qui améliore la résistance à la corrosion du biomatériau. Ainsi, l'amélioration du comportement à la corrosion observée pour les alliages Ti-Zr pourrait prévenir la détérioration de la couche de passivité par les sollicitations mécaniques, ce qui peut assurer le succès à long terme de la réhabilitation en diminuant à la fois la probabilité de corrosion dans l'environnement biologique et la probabilité que l'ostéointégration soit endommagée (96).

b) Zircone

Actuellement, les implants dentaires en céramique de dioxyde de zirconium (ZrO_2), ou autrement appelée zircone, apparaissent comme une alternative au titane, principalement en raison de la meilleure cicatrisation des tissus mous. Les avantages des implants en zircone sont leur couleur blanche, une réduction de la formation du biofilm et un nombre réduit de cellules inflammatoires dans les tissus mous péri-implantaires autour des vis et piliers prothétiques. La zircone tétragonale polycristalline stabilisée à l'yttrium (Y-TZP) est le matériau de choix pour les implants dentaires en céramique en raison de sa résistance à la rupture et de sa solidité qui sont supérieures.

Les implants en zircone d'une seule pièce ont montré des taux de survie moyens à 1 et 2 ans, et une perte osseuse marginale après 1 an similaires à ceux des données publiées pour les implants en titane (97).

Néanmoins, l'ensemble des méta-analyses sur le sujet (Vohra et al., 2015 ; Adánez et al., 2018 ; Roehling et al., 2018) n'ont pas pu aboutir à un consensus concernant l'efficacité des implants en zircone pour maintenir le niveau osseux péri-implantaire, en raison des variations dans la conception et la méthodologie des études. D'un point de vue clinique, il n'existe pas de données scientifiques valables dans la littérature pour recommander l'utilisation clinique de routine des implants en zircone, ni de comparaison avec l'utilisation des implants en titane. De plus, il y a un manque de recul clinique sur ce type d'implants, d'autres études cliniques prospectives sont nécessaires pour confirmer les résultats prometteurs actuels à court terme, et déterminer l'ampleur de l'effet de la zircone sur la perte osseuse. Mais, cela reste tout de même une alternative prometteuse.

Il semble que les implants en Roxolid® sont plus résistants face aux phénomènes de corrosion ; et ceux en Zircone ne sont pas soumis à la corrosion car c'est un matériau non métallique. Donc en présence de complications biologiques, ces types d'implants peuvent éviter de stimuler le système immunitaire et d'entretenir la réaction inflammatoire. Mais plus d'études sont nécessaires pour comprendre l'importance et le rôle des particules métalliques dans le processus de destruction osseuse lors des péri-implantites.

Ces données renforcent la recherche et le développement de nouveaux matériaux pour la fabrication des implants dentaires, avec comme direction le choix de matériaux inertes d'un point de vue biologique pour se préserver de la toxicité des matériaux métalliques en cas de complications. Cela rappelle le rôle fondamental du praticien pour prévenir ce type de complications biologiques en éduquant le patient à l'importance de la maintenance parodontale et implantaire.

B. Connexion implant-pilier

1. Type de connexion

La connexion implantaire ou connectique correspond à l'emboîtement entre une pièce mâle et une pièce femelle reliant le pilier et l'implant. Plusieurs types de connexions implantaires sont disponibles sur le marché, elles se divisent en 3 grandes catégories : externes, internes et mixtes. Elles peuvent être soit passive, soit active, et inclure ou non un système anti-rotationnel. Les connexions passives sont constituées d'un dispositif géométrique et d'une vis ; ainsi, l'assemblage et le maintien des composants sont assurés uniquement par la vis, aucune force n'est développée à l'interface implant-pilier. Au contraire, les connexions actives font intervenir un mécanisme d'interférences ; l'union des deux pièces est assurée par la pression et la friction développées entre elles à leur interface c'est le principe du cône-morse.

Les connexions externes possèdent une partie mâle située sur l'implant et une partie femelle sur le pilier prothétique ; elles comprennent des connectiques hexagonales et hexagonales crénelées. La connexion hexagonale est la plus ancienne des connexions utilisées, c'est celle que l'on retrouve au niveau des implants de Bränemark ; elle est constituée d'un plateau surmonté en son centre d'un hexagone associé à un pas de vis central. Il s'agit d'un système de connexion passif où l'hexagone du col implantaire assure une fonction anti-rotationnelle. L'herméticité de cette connexion est insuffisante, il existe un hiatus important entre l'implant et le pilier ; les micromouvements sont à l'origine d'une fuite bactérienne au niveau de l'os marginal depuis l'intérieur du fût implantaire, entraînant inévitablement une instabilité des tissus péri-implantaires puis une résorption osseuse.

La cratérisation péri-implantaire entraînée par ces connexions à plat, bien que longtemps présentée comme physiologique, a poussé les industriels à chercher de nouvelles connexions afin de la minimiser.

Les connexions internes ont une partie femelle qui se situe au niveau de l'implant et une partie mâle au niveau du pilier prothétique. Le pilier vient s'emboîter dans l'implant et comme pour la connexion externe, une vis maintient le système. La connexion interne minimise les micromouvements existants entre implant et pilier par rapport à une connexion externe. Divers types de connexions internes existent, voici les plus répandues :

- Coniques : Il existe diverses connexions coniques, en fonction de la sophistication de la partie interne du col implantaire. Certaines présentent une indexation, c'est-à-dire un système mécanique qui permet le positionnement précis et reproductible du pilier prothétique dans l'implant, il s'agit d'un système anti-rotationnel. Elle peut être octogonale, hexagonale, rainurée, trilobée, à 6 héli-cylindres...

- ⇒ Polygone interne : le polygone joue un rôle de verrouillage de la position du pilier dans l'implant, il joue le rôle de système anti-rotationnel : plus il y a de faces, plus le nombre de positionnements est modulable, et plus la manipulation prothétique est facilitée. Néanmoins, plus le polygone possède de faces, plus le jeu en rotation est important ; par conséquent, il n'est pas conseillé d'utiliser un polygone à plus de six côtés (Videt et al., 1998). Il est à noter également qu'en pénétrant profondément dans l'implant, le polygone augmente la surface de contact implant-pilier, ce qui assure une plus grande stabilité de la connectique par rapport à la connexion externe en minimisant les micromouvements existants entre implant et pilier.
- ⇒ Trilobée : pour ce type de système, la stabilité anti-rotationnelle est assurée par 3 rainures verticales semi-circulaires. Ce type de connectique dispose donc de 3 positionnements possibles du pilier au niveau de l'implant, l'implant doit être positionné précisément lors la chirurgie, de sorte que l'un des lobes se trouve orienté du côté vestibulaire.



Figure 15 : Différents types de connexions implantaires.

- Cône-morse : c'est un système fondé sur l'emboîtement strictement par friction de deux pièces de conicité adéquate ($< 5^\circ$ en moyenne) ; les cônes-morse purs ne présentent pas de vis, on parle de «soudure à froid». Toutefois, dans le domaine de l'implantologie dentaire, elle est sécurisée par une vis de serrage. Elle présente une importante herméticité à la colonisation bactérienne, notamment par rapport à la connexion externe. En effet, ce type de connectique réduirait significativement la taille du *microgap* et les micromouvements à l'interface pilier-implant, ce qui limiterait la contamination bactérienne et l'inflammation en favorisant la stabilité des tissus péri-implantaires (Schmitt et al., 2014).

Enfin, on retrouve des connexions mixtes associant par exemple à la fois une connexion interne et externe, mais ce type de connexions est peu répandu et reste anecdotique.

2. Choix de la connexion et perte osseuse marginale

Comme il a été vu précédemment, afin de préserver la stabilité de l'os péri-implantaire, il est nécessaire d'éviter des contraintes importantes sur le tissu osseux, ainsi que l'exposition aux bactéries et leurs toxines pour éviter tout phénomène de résorption osseuse. Cela passe par le choix d'une connexion étanche, permettant d'éviter la fuite bactérienne depuis l'intrados implantaire contaminé ; et par la stabilité de cette même connexion, limitant les micromouvements et les contraintes au niveau de l'os marginal.

Nous allons donc chercher à privilégier une connexion étanche, stable et qui permette de mettre à distance le *microgap* (*platform-switching*).

a) Étanchéité et fuite bactérienne

L'étanchéité d'une connexion est définie par sa capacité à empêcher le passage des fluides et des bactéries entre le fût de l'implant et le milieu extérieur. Les systèmes implantaires en 2 pièces sont actuellement les plus couramment utilisés, et implique forcément la présence d'un hiatus (*microgap*) entre l'implant et le pilier, qui joue le rôle de réservoir bactérien avec des conséquences biologiques à plus ou moins long terme sur les tissus péri-implantaires. L'infiltration bactérienne des connexions implantaires est bidirectionnelle : de l'extérieur vers l'intérieur de l'implant, et inversement. En effet, de nombreuses études ont prouvé cette fuite entrante et sortante et ce relativement tôt, avec les connexions de référence de l'époque : hexagonales externes. Les industriels ont développé de nouveaux systèmes de connexions internes, permettant de réduire la taille de ce *microgap*.

Un certain nombre d'études se sont intéressées à l'étanchéité in vitro des différents systèmes de connexions implantaire mis sur le marché. Jansen et al. (98) a démontré une fuite bactérienne de l'intérieur de la connexion vers l'extérieur en condition statique pour les hexagones externes et internes, ainsi que pour les connexions internes crénelées et les octogones internes. Steinebrunner et al. (99) sont arrivés aux mêmes conclusions pour des connexions hexagonales externes, internes et des connexions internes trilobées et tri-rainurées. Le temps de survenue de cette migration bactérienne est d'autant plus rapide que les systèmes implantaires sont soumis à des charges car un phénomène de micro-pompage se produit au niveau du *microgap* qui accentue la dissémination des bactéries. Les études s'accordent sur l'augmentation de la perméabilité du joint implant-pilier lors de l'application de contraintes mécaniques et ce pour tous les types de connexions. Aloise et al. (100) n'ont trouvé aucune différence significative d'étanchéité entre un cône-morse pur et un cône-morse vissé ; toutefois, ils ont conclu qu'une fuite bactérienne est présente, bien que relativement faible comparé aux autres types de connexions.

Quelques études ont étudié la pénétration bactérienne depuis le milieu extérieur vers l'intérieur de l'implant. Cette fuite a été mise en évidence pour les connexions hexagonales externe et interne, les cônes-morse et les connexions internes trilobées ou crénelées ; ce qui montre bien le caractère bidirectionnel de la fuite bactérienne.

La littérature s'accorde à dire qu'aucun des systèmes de connexions implantaires disponibles sur le marché n'est totalement étanche, tous les implants sont sujets à la contamination de leur fût. Néanmoins, de nombreuses études ont cherché à comparer ces connexions entre elles afin de déterminer laquelle semble être la plus étanche pour les restaurations implantaires. Ainsi, il a été établi que la connexion de type cône-morse semble présenter une perméabilité plus faible que la connexion conique interne, puis vient l'hexagone interne qui est elle-même plus étanche que la connexion interne trilobée et crénelée (101–103). Les auteurs s'entendent à dire que la connexion hexagonale externe est la moins étanche de tous les types de connectiques. Ces observations ont été confirmées par une récente revue systématique (104). En effet, les connexions hexagonales externes ne permettent pas de prévenir les fuites bactériennes dans les conditions de charge statique et dynamique des implants. En revanche, les connexions coniques internes, notamment les connexions type cône-morse, sont très intéressantes en cas de charge statique et présentent également moins de fuites dans des conditions de charge dynamique. De plus, afin d'obtenir une meilleure étanchéité à l'interface implant-pilier, le couple de serrage recommandé par le fabricant doit être strictement respecté.

Cependant, aucun consensus n'a été établi concernant la supériorité d'une connexion interne par rapport à une autre, malgré un léger avantage aux connexions à conicités faibles.

Il semble néanmoins que d'autres facteurs entrent en jeu tels que le couple de serrage de la vis du pilier, les connexions/déconnexions successifs, la stabilité de la connexion, ainsi que les forces occlusales (105).

b) Stabilité et contraintes occlusales

Il faut également envisager les conséquences mécaniques de ce *microgap*. En effet, l'implant idéal d'un point de vue mécanique serait un implant où le pilier et le corps implantaire ne formerait qu'une seule et même pièce, permettant ainsi l'élimination des micromouvements parasites lors de l'application des forces occlusales. Il est donc primordial d'avoir une répartition harmonieuse des contraintes dans l'os péri-implantaire car les charges occlusales appliquées sur les prothèses sont transmises à l'os par l'intermédiaire de l'implant, ce qui peut entraîner une résorption osseuse autour de l'implant.

Le type de connexion joue un rôle important dans le transfert uniforme du stress à l'os ; à la fois, en limitant l'ouverture du *microgap* lors d'une charge inégalement répartie, et en permettant une répartition harmonieuse des contraintes au sein du système implantaire.

Chun et al. (106) ont réalisé une étude afin d'étudier la distribution des contraintes dans l'os avec des charges inclinées pour des connexions de type hexagonale interne et externe, à l'aide d'analyses par éléments finis. Il a été observé que le système d'implants à hexagone interne génère les contraintes de Von Mises les plus faibles pour toutes les conditions de charge. Ils ont donc conclu que le type de pilier a une influence significative sur la distribution des contraintes dans l'os en raison des différents mécanismes de transfert de charge et des différences de taille de la zone de contact entre le pilier et l'implant.

Asvanund et al. (107) considèrent que l'utilisation d'une connexion interne diminue significativement les contraintes exercées sur l'os marginal par rapport à une connexion externe. Il découle des résultats de ces études une supériorité des connexions internes dans la répartition des forces occlusales en permettant une diminution de la transmission des contraintes à l'os. Du fait de la plus grande surface de contact entre l'implant et le pilier, les contraintes biomécaniques sont mieux réparties au sein du fût implantaire et donc mieux redistribuées au sein du tissu osseux dans le cas des connexions internes, offrant ainsi une meilleure stabilité à ce type de connectiques.

Les connexions internes sont donc supérieures d'un point de vue mécanique aux connexions externes, ce qui s'explique par la dimension importante de l'hexagone et un plus haut centre de rotation des connexions externes, ce qui induit une plus grande sensibilité aux forces latérales et à la rotation. Mais entre les différents types de connexions internes, il faut se demander si l'une présente une meilleure stabilité que les autres.

Quaresma et al. (108) ont comparé la répartition des contraintes pour un système à connexion hexagonale interne et un autre système à connexion interne conique de type cône-morse. Dans les deux systèmes, la zone de concentration de contraintes maximales se situe au niveau de l'os compact marginal ; mais quantitativement, les contraintes sur l'os sont plus importantes pour la connexion hexagonale interne que la connexion cône-morse (respectivement : $99,5 \text{ N/mm}^2 \times 55 \text{ N/mm}^2$ et $55 \text{ N/mm}^2 \times 24,5 \text{ N/mm}^2$), avec donc une meilleure répartition des

forces occlusales pour les implants présentant une connexion cône-morse. Ils en ont conclu une supériorité de la connexion cône-morse en termes de répartition des contraintes occlusales comparé à la connexion hexagonale interne.

Zipprich et al. (109) considèrent que les propriétés mécaniques supérieures des connexions coniques en matière de micromouvements s'expliquent par un effet qu'il nomme Conical Self Locking ou autoblocage conique, lié à la soudure à froid que peut présenter la connexion cône-morse. Ce concept considère que la rétention de la connexion conique est essentiellement assurée par la force de friction générée par les murs implantaire en réponse à l'enfoncement du cône avec un effet de coin.

L'utilisation d'une connexion intégrant un *platform-switching*, en plus d'éloigner le *microgap* de la crête osseuse, permet également selon Paul et al. (110) de réduire les contraintes sur l'os périphérique, en autorisant un épaissement des parois implantaire.

C. Choix du pilier prothétique

Le matériau, le profil et la hauteur du pilier prothétique sont essentiels pour préserver la stabilité osseuse. Par exemple, un profil gingival trop large et trop court peut comprimer l'os et entraîner une résorption. Le matériau du pilier peut notamment influencer l'adaptation des tissus mous.

1. Matériau

Différents matériaux ont été utilisés pour la fabrication de piliers prothétiques, se pose donc la question de savoir s'il existe un matériau qui peut préserver la stabilité osseuse péri-implantaire sur le long terme ? Un matériau qui permet de réduire l'accumulation de plaque, et de développer une adhérence importante des tissus mous péri-implantaires, et donc permettre la protection de l'os ?

Les premiers matériaux à avoir été largement utilisés pour réalisés des piliers personnalisés sont les alliages précieux, tel que l'or. Cependant, ils ont été délaissés au fil du temps du fait de leur manque de biocompatibilité et de leur coût élevé. De plus, il a été montré qu'avec des piliers en alliages précieux, les tissus mous péri-implantaires offraient une étanchéité insuffisante, ce qui laissait craindre une récession gingivale accompagnée d'une résorption osseuse (Abrahamsson et al., 1998 ; Welander et al., 2008). Ils ont également tendance à se corroder, entraînant des altérations de l'état de surface ; l'utilisation de ce type de pilier n'est donc plus recommandée.

Puis, les résines composites ont été envisagées comme alternative, car in vitro elles possèdent une résistance similaire à la zircone. Toutefois, la réaction des tissus mous péri-implantaires aux composites n'est pas satisfaisante sur le long terme. Un essai clinique randomisé de Kanao et al. (111) a montré que les surfaces en résine composite présentent une accumulation importante de plaque, entraînant une inflammation accrue de la muqueuse par rapport au titane. Donc l'utilisation des piliers en résine composite reste limitée car ces piliers semblent manquer de biocompatible à long terme.

En ce qui concerne les céramiques, il a été établi que les céramiques feldspathiques sont trop rugueuses pour favoriser une bonne adhésion des tissus mous, ce qui peut être une raison de perte osseuse, elles sont donc à éviter en sous-gingival. Quant au disilicate de lithium, ses propriétés montrent un potentiel d'utilisation pour les restaurations implantaires, mais il ne doit pas être glacé car le glaçage rendra la surface rugueuse ; seul le disilicate de lithium poli doit être utilisé pour les zones sous-gingivales. Toutefois, il reste moins biocompatible que la zircone et le titane.

Au regard des résultats des différentes études sur le sujet et des progrès de la CFAO, deux matériaux se démarquent et sont recommandés pour la fabrication des piliers : le titane et la zircone.

Le titane a été le matériau de choix pendant très longtemps en raison de sa rigidité et de sa résistance à la déformation ainsi que de la possibilité qu'il offrait de fabriquer un pilier monobloc. Des revues systématiques ont montré la fiabilité des piliers en titane. Néanmoins, le principal inconvénient de ce matériau est la couleur sombre qui transparaît à travers les tissus mous péri-implantaires, donnant un aspect grisâtre à la gencive, selon la position du joint et l'épaisseur des tissus mous. Les piliers en zircone offrent de bien meilleurs résultats esthétiques selon le PES (*Pink Esthetic Score*), en particulier en présence d'un biotype tissulaire fin.

Selon une récente méta-analyse de Sanz-Sánchez et al. (112), le matériau du pilier n'a pas d'impact significatif sur la perte osseuse péri-implantaire, lorsqu'une comparaison entre la zircone et le titane est réalisée. Des résultats similaires ont également été rapportés dans une revue systématique publiée en 2015 (Linkevicius & Vaitelis) ainsi que dans des études expérimentales in vivo, où différents matériaux de pilier ont fourni des résultats histologiques similaires au niveau des tissus durs péri-implantaires (Blanco et al., 2016 ; Mehl et al., 2016). Mais Scarano et al. (113) ont démontré significativement moins d'accumulation de plaque et des quantités de bactéries significativement moins élevées au niveau des piliers en zircone par rapport à ceux en titane. Les piliers en zircone semblent être moins sujets à l'inflammation de la muqueuse péri-implantaire, du fait de leur plus faible énergie de surface, comparée aux autres matériaux, limitant ainsi l'adhésion bactérienne.

Bien que le matériau du pilier n'ait pas d'influence directe sur la perte osseuse marginale ; la zircone conduit à une meilleure esthétique et santé des tissus mous péri-implantaires, en permettant l'établissement d'un joint muqueux au-dessus de l'os, le protégeant des agressions chimiques et physiques. De très bons résultats tissulaires ont été observés au contact de la zircone polie. De récentes études in vitro ont montré que la rugosité de surface de la zircone ou du titane est un facteur influant fortement sur le comportement des cellules à leur contact. Les surfaces en zircone polie offrent une meilleure adhérence des cellules épithéliales par rapport aux surfaces en titane ainsi qu'une très bonne réponse des tissus mous à court et à long terme.

La première barrière de défense contre les bactéries est l'épithélium, et non les fibroblastes, qui ont tendance à être plus proches de l'os et plus distants de la partie sous-gingivale de la restauration. Il n'y a pas de contact direct entre la zircone et les fibroblastes car ils sont séparés par une mince couche d'épithélium. Il est largement démontré que les matériaux rugueux sont peu propices à l'adhérence des cellules épithéliales, elles se plaisent sur les surfaces lisses ; en effet, plus la surface est lisse, plus elles adhèrent et prolifèrent. La zircone est le matériau ayant la surface la plus lisse pouvant être utilisé pour les restaurations implantaires. Cela explique pourquoi la zircone polie induit une aussi bonne réaction des tissus mous péri-implantaires. Les cellules épithéliales adhèrent à la zircone par l'intermédiaire d'hémidesmosomes ; la jonction épithéliale forme ainsi une barrière biomécanique à la surface du pilier, résistante à la contamination bactérienne et aux traumatismes. Kawahara et al. (114,115) ont montré que l'attache de l'épithélium à la zircone pouvait être si forte qu'elle provoquerait son détachement du tissu conjonctif sous-jacent lors de la déconnexion, se traduisant par un saignement.

Les propriétés de polissage de la zircone sont une caractéristique importante de ce matériau. En effet, comme dit précédemment, il a été démontré que les cellules des tissus mous se comportent différemment si elles se trouvent sur des substrats lisses ou sur des substrats rugueux. Cependant il n'existe pas de consensus sur l'état de surface de la zircone, aucune règle n'a été établie sur le polissage de la zircone, des valeurs optimales précises doivent être déterminées. Alkimavicius et al. (116) ont mené une étude expérimentale consistant à évaluer la rugosité de surface d'échantillons d'oxyde de zirconium soumis à différentes séquences de polissage progressif. La rugosité de surface moyenne (Ra) a été mesurée, il a été conclu que plus il y a d'instruments utilisés, plus la surface devient lisse. Selon ce protocole, la zircone peut être polie jusqu'à 48 nm à l'aide de l'utilisation d'une séquence de plusieurs instruments de polissage à granulométrie décroissante.

Toutefois, la zircone du fait de sa dureté élevée entraîne une usure des surfaces en titane. Pour pallier ce phénomène, le concept de restauration hybride a été développé avec une base métallique (embase titane) qui sera en contact avec l'implant et une couronne en zircone monobloc. Ainsi, seule l'embase titane entrera en contact avec les fibroblastes ; le reste de la restauration en zircone sera en contact avec les cellules épithéliales (Figure 16). Ce montage permet d'éviter les frottements et l'usure des surfaces métalliques et les complications mécaniques ultérieures. La couronne en zircone est collée sur l'embase titane sur le modèle puis transvissée en bouche : c'est une combinaison des caractéristiques des restaurations scellées et des restaurations transvissées.

Le titane reste donc le matériau de choix pour le pilier prothétique car il offre une meilleure résistance dans le temps, et associé à une couronne en zircone : le *gold standard* est donc la restauration hybride. Elle peut être utilisée aussi bien pour les réhabilitations unitaires que pour les prothèses plurales de faible étendue.

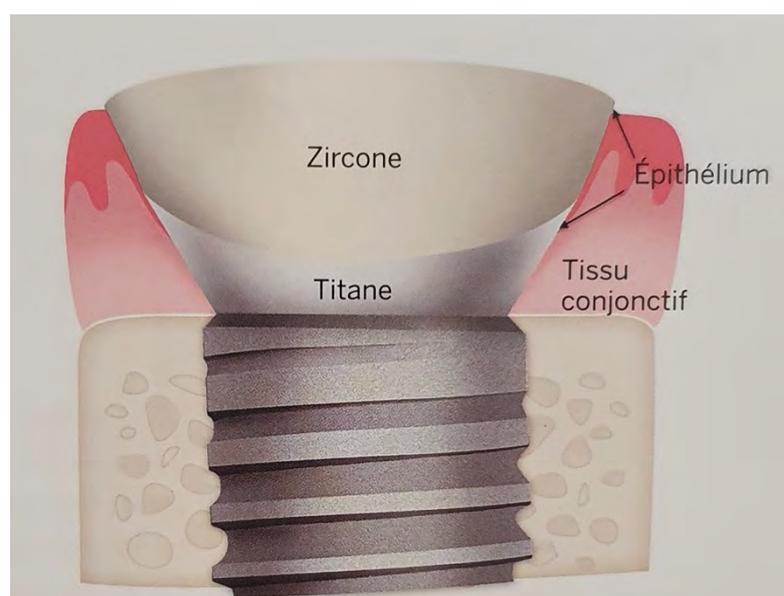


Figure 16 : Illustration du contact entre les tissus péri-implantaires et une restauration en zircone transvissée sur une embase titane (11).

2. Profil transmuqueux

Ce profil est défini par le profil d'émergence du pilier implantaire pour les implants *bone-level*. Il est donc localisé au niveau de l'attache supra-crestale de l'implant et contribue à son établissement et son maintien dans le temps, permettant ainsi la préservation du tissu osseux péri-implantaire.

Il est reconnu que la forme de la restauration peut influencer sur la stabilité de l'os marginal. Ceci est plus probant pour les implants en position sous-crestale, pour lesquels la forme et la hauteur de la base du pilier et de la restauration ont encore plus d'importance.

La corrélation entre le profil d'émergence et la perte osseuse péri-implantaire est un sujet assez récent dans la littérature scientifique, très peu d'articles sont disponibles. Souza et al. (117) ont observé que la forme du composant transmuqueux exerce une influence sur l'établissement de l'espace biologique péri-implantaire. En effet, ils ont déterminé que les implants connectés à des piliers de cicatrisation plus larges (avec un angle supérieur à 45°) présentaient une perte osseuse plus importante que les implants avec des piliers plus étroits ayant un profil d'émergence de 15° (Figure 17) ; un profil d'émergence plat et large induit un déplacement apical de l'attache supra-crestale et une perte osseuse plus importante. En outre, il est important de choisir un pilier de cicatrisation avec un profil transmuqueux étroit et de conserver le même diamètre pour le pilier prothétique, de manière à favoriser l'établissement de l'attache supra-crestale sans remodelage osseux.

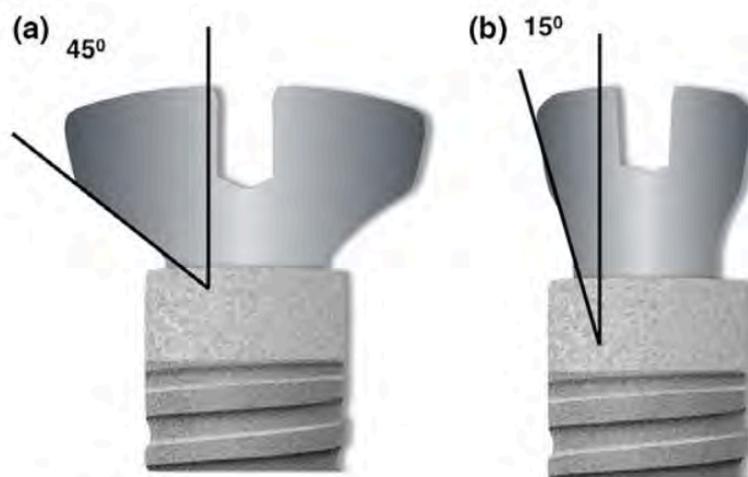


Figure 17 : Illustration représentant les deux groupes étudiés (117) : (a) un profil d'émergence large avec une angulation de 45° et (b) un profil d'émergence étroit avec une angulation de 15° .

Une récente revue systématique avec méta-analyse de Valente et al. (118) a suggéré que les éléments transmuqueux concaves ou convergents des implants

entraînent une perte d'os marginal moindre ; cependant, seulement 5 études avec des méthodologies hétérogènes ont été incluses.

A l'heure actuelle, il n'y a pas de consensus au niveau des preuves scientifiques : les données existantes proviennent uniquement d'études sur les animaux, les données sont contradictoires, et aucune étude clinique n'est actuellement disponible.

Selon le degré d'enfouissement de l'implant, les principes de restauration sont différents, le profil d'émergence doit donc être adapté en fonction de la profondeur de l'implant. C'est la hauteur gingivale qui dicte la position de l'émergence de la restauration et l'influence de celle-ci sur les tissus environnants. Différentes hauteurs sont disponibles chez les fabricants, afin d'éviter d'exercer une pression sur l'os pouvant causer une perte osseuse. Ainsi, la hauteur adéquate peut être choisie pour chaque situation clinique, en fonction du degré d'enfouissement de l'implant et de l'épaisseur des tissus mous environnants.

La règle générale à suivre pour les implants sous-crestaux est que leur profondeur doit déterminer la hauteur gingivale du pilier : lorsque les implants sont placés sous la crête, la hauteur gingivale de la base en titane doit correspondre au moins à cette profondeur sous-crestale (11).

Pour ce qui est de l'angulation du profil d'émergence, les données provenant des études animales (117,119) suggèrent qu'un angle de 15 à 25° n'a pas d'incidence sur la stabilité osseuse. Cette angulation permet d'obtenir un évasement progressif, évitant ainsi tout sur-contour et surpression au niveau des tissus péri-implantaires, qui pourraient entraîner un défaut muqueux ou une résorption osseuse. Il est donc préconisé, dans l'idéal, que l'angle d'émergence d'une restauration ne dépasse pas 25°.

En conclusion, l'émergence des restaurations ne doit pas être trop larges, trop raides et trop proche de l'os. Il faut une base qui s'évase progressivement, pas d'évasement trop direct ; ainsi qu'une hauteur suffisante pour être à distance de l'os. Donc comme décrit plus haut, en présence d'un biotype fin, il sera nécessaire d'enfouir les implants *bone-level* afin d'obtenir un profil d'émergence adéquat.

Remarque : Pour les implants tissue-level, la limite périphérique de la couronne repose sur la tête implantaire. Le pilier implantaire est totalement recouvert par l'artifice prothétique, il n'est pas visible. De ce fait, aucun paramètre ne va influencer sur le choix du pilier. Il sera « standard » pour les prothèses scellées et il fera partie intégrante de la structure de la couronne dans les cas de prothèses vissées, ce qui simplifie la procédure prothétique.

3. Hauteur

L'influence de la hauteur du pilier prothétique a pendant longtemps été négligée. Lorsque l'on met en contact l'implant avec le milieu buccal, par l'intermédiaire d'une vis de cicatrisation ou du pilier prothétique, débute le processus d'établissement de l'espace biologique, qui constitue une barrière à l'infiltration inflammatoire. Théoriquement, l'utilisation de piliers plus longs permettrait d'offrir l'espace nécessaire à la création de ce joint biologique dans de bonnes conditions et avec une épaisseur optimale.

Dans la littérature scientifique, il est largement démontré que la hauteur du pilier implantaire possède une influence significative sur la perte osseuse péri-implantaire. Toutefois, en se penchant sur la méthodologie des études, il est possible de remarquer que dans la majorité des études le choix de la hauteur du pilier prothétique était déterminé par l'épaisseur verticale des tissus mous (ex : Vervaeke et al., 2014) ; ou bien, aucune mesure de l'épaisseur verticale de la muqueuse n'était réalisée (ex : Galindo-Moreno et al., 2014). Comme il a été vu précédemment, l'épaisseur verticale de muqueuse autour des implants doit être supérieure à 2 mm afin d'éviter une perte osseuse, donc l'influence de l'épaisseur des tissus mous et de la hauteur du pilier prothétique s'en retrouve entremêlée.

Blanco et al. (120) ont réalisé un essai clinique randomisé afin d'évaluer l'effet de la hauteur du pilier sur la perte osseuse péri-implantaire précoce. Ils n'ont sélectionné que des sujets avec des tissus mous épais ($\geq 3\text{mm}$) afin d'éliminer l'influence de l'épaisseur des tissus mous sur la perte osseuse et voir ainsi le rôle que joue la hauteur du pilier. Ils ont démontré que la hauteur du pilier a un effet significatif sur la perte osseuse marginale : l'utilisation de pilier court conduit à une résorption osseuse plus importante en comparaison à l'utilisation de pilier plus long. Une récente revue systématique et méta-analyse de Chen et al. (121) a montré que la hauteur du pilier influence la perte osseuse marginale précoce autour des implants *bone-level* ; ainsi, l'utilisation d'un pilier long favorise la stabilité du niveau de l'os.

Ceci peut s'expliquer par le fait que l'utilisation de piliers courts positionne l'interface pilier-restauration à proximité de l'os. Comme tout *microgap*, il y a une colonisation bactérienne et la création d'un réservoir bactérien. Donc, plus il est proche de l'os, plus ce dernier est agressé par les bactéries et leurs toxines, et la réponse osseuse à l'agression est la résorption afin de s'en éloigner ; ceci même avec des tissus mous épais. Avec la mise en place du pilier prothétique, va débiter l'établissement de l'attache supra-crestale, qui pour rappel est d'au moins 3 mm autour des implants (Broggini et al., 2006) (26).

Lee et al. (122) ont déterminé que les piliers longs présentent moins de perte osseuse et ont déterminé un seuil. Afin de prévenir la perte osseuse, il est recommandé d'utiliser des piliers supérieurs à 2 mm ; en revanche il ne faut pas dépasser 4 mm de hauteur de manière à réduire la survenue de complications mécaniques. En effet, cette équipe a observé une augmentation de la prévalence du dévissage de la vis du pilier pour les piliers longs par rapport aux piliers courts.

4. Connexions/déconnexions du pilier

Lors de la réalisation des différentes étapes prothétiques, les connexion-déconnexion successives du pilier de cicatrisation peuvent engendrer une lésion de l'attache supra-crestale, par altération des héli-desmosomes, associée à un risque de contamination bactérienne pouvant engendrer une résorption osseuse péri-implantaire à court terme (123).

Il a été mis en évidence que les déconnexions et reconnexions répétées au niveau des systèmes implantaires en deux pièces perturbent l'intégration des tissus péri-implantaires. Abrahamsson et al. (124,125) ont observé que le remplacement de la vis de cicatrisation par un pilier définitif en une unique étape n'induit pas de remodelage de l'os marginal. En revanche, la répétition des cycles de connexion-déconnexion du pilier induit une résorption osseuse marginale, ainsi qu'un repositionnement apical des tissus mous péri-implantaires. En effet, l'attache supra-crestale a une mémoire dimensionnelle ; en cas d'agression, elle cherche à maintenir ses dimensions, ce qui est à l'origine de l'apparition d'une cratérisation péri-implantaire, le tout favorisé par la présence d'un *microgap*, et de micromouvements après la mise en charge de l'implant.

L'idéal est donc de mettre en place le pilier le plus tôt possible sur l'implant et de ne plus le déposer, pour préserver l'attache des héli-desmosomes sur le pilier, garantissant ainsi une meilleure protection de l'implant contre les agressions extérieures. Degidi et al. (126) ont développé un procédé dans ce but : le « *one abutment one time* » (OAOT). Ils ont démontré que le fait de placer directement un pilier définitif au moment de l'intervention chirurgicale, et de ne pas le retirer pour la réalisation des étapes prothétiques, entraîne une réduction statistiquement significative du remodelage osseux horizontal autour des implants. Toutefois, l'emploi du OAOT implique obligatoirement d'utiliser une restauration scellée, avec les inconvénients que cela comporte.

Atieh et al. (127) ont examiné, dans une revue systématique et méta-analyse, les modifications du niveau de l'os marginal et des tissus mous autour des implants associées à l'utilisation de piliers définitifs (OAOT) et de piliers provisoires. Il en est ressorti que l'utilisation de piliers définitifs semble être une alternative viable aux piliers provisoires au moment de la pose de l'implant. Wang et al. (128) avaient précédemment démontré que le protocole OAOT donnait de meilleurs résultats par rapport à des déconnexions répétées du pilier pour les implants avec *platform-switching* en raison d'une résorption osseuse et une migration des tissus mous moindres. Ces résultats ont été confirmés en 2019 par la revue systématique de Perotti et al. (129) : il semble que le protocole OAOT n'entraîne qu'une perturbation minimale de l'os marginal péri-implantaire et se traduisant par une résorption plus faible que l'utilisation de piliers de cicatrisation classiques, ainsi qu'une inflammation plus faible.

D'autres revues systématiques (130,131) analysant de manière générale l'influence des connexions/déconnexions du pilier, sont arrivées à la conclusion que la déconnexion et la reconnexion des piliers affecte de manière significative les

niveaux d'os marginal péri-implantaire. En effet, il a été observé que la réduction du nombre de changements de piliers contribue à une diminution statistiquement significative de la perte d'os marginal.

Cependant, ces résultats favorables du niveau de l'os marginal péri-implantaire associés à la technique OAOT sont à considérer avec prudence en raison du nombre limité d'études incluses et de leur variabilité méthodologique. Par exemple, Praça et al. (132) ont observé dans leur essai clinique randomisé que la connexion immédiate des piliers prothétiques n'a pas réduit la perte osseuse par rapport à trois déconnexions des piliers de cicatrisation ; le nombre de déconnexions successives semble entrer en jeu. De plus, Il semble que le joint initial est essentiel pour les implants sous-crestaux, car il empêche la fuite des bactéries qui sont inévitablement piégées à l'intérieur de l'implant après la pose de l'implant en position sous-crestale.

Afin d'éviter ces étapes répétées de déconnexions et perturbation de l'attache muqueuse, la marque NobelBiocare®, par exemple, a développé le concept On1™ (133) : il s'agit d'un pilier trans-gingival. La méthode consiste à utiliser un pilier intermédiaire spécifique qui est connecté définitivement à l'implant juste après sa pose et auquel la prothèse sera ensuite connectée. La cicatrisation des tissus mous se met en place autour du pilier et l'attache de la muqueuse péri-implantaire est préservée tout au long des étapes de restauration prothétique. Le principe est de ne pas perturber la connexion implant-pilier, ce qui exercera une influence positive sur la stabilité de l'os crestal. Le concept On1™ préserve la structure des tissus tout en offrant une flexibilité prothétique et chirurgicale. Le concept simplifie le protocole prothétique en déplaçant la jonction prothétique au niveau du pilier, du niveau juxta-crestal au niveau supra-crestal (*tissue-level*). Ce concept permet de cumuler les avantages d'un implant juxta-crestal avec transfert de plate-forme intégré (*platform-switching*) et ceux d'une restauration au niveau supra-crestal, qui ne perturbe pas le joint muqueux. La base laissée in situ contribue à préserver l'os marginal et la santé des tissus mous (134).



Figure 18 : Concept On1™ (NobelBiocare®) : base On1™ mise en place au moment de la chirurgie et recouverte d'une vis de fermeture (à gauche) ; différentes hauteurs de base On1™ en fonction de l'épaisseur des tissus mous et positionnement de couronnes transvissées (à droite).

Cette approche est similaire à celle du pilier unique en prothèse plurale (MUA : *Multi-Unit Abutment*), pour laquelle le pilier prothétique définitif est placé au moment de la chirurgie implantaire, évitant ainsi les déconnexions ultérieures du pilier de cicatrisation.

Néanmoins, ce concept présente malgré tout quelques inconvénients : absence de puits d'accès à la vis angulé, forme de contour prédéfinie (pas de possibilité de personnalisation du contour gingival en fonction de la zone). De plus, le praticien doit prévoir la hauteur gingivale après cicatrisation ; une erreur d'anticipation entraînerait un pilier trop ou pas assez enfoui. Ce concept étant assez récent, mis sur le marché en 2016, il présente un faible recul clinique.

D. Synthèse : l'implant idéal existe-t-il ?

Les praticiens disposent d'un vaste choix d'implants et peuvent rencontrer des difficultés pour sélectionner une marque et une gamme implantaires. A travers ce travail, nous avons déterminé que certains facteurs structurels de l'implant influencent significativement l'apparition ou non de perte osseuse. Est-ce que parmi les implants commercialisés, un ou plusieurs répondent au cahier des charges de l'implant idéal ?

Nous avons dressé un portrait-robot idéal en fonction des connaissances de la littérature actuelle, et l'avons ensuite comparé aux implants phares des différentes marques implantaires les plus utilisées en France (car il n'aurait pas été possible d'analyser tous les implants commercialisés). Les critères alors mis en avant sont :

- Le type de titane ou alliages : nous favorisons le titane pur de grade 4,
- La présence ou non d'un *platform-switching*,
- Le type de connexion,
 - ⇒ Pour les connexions coniques : leur conicité,
- La forme de l'implant,
- Le traitement de surface,
- Le type de col.

Nous avons procédé par élimination en partant des facteurs qui ont prouvé un effet significatif dans la littérature (Tableau 2). Ainsi, nous avons éliminé les implants qui ne sont pas en titane de grade 4 (ex : ceux en grade 5 ou 2) (cf. case rouge du tableau 2). Puis, nous avons écarté ceux qui ne présentent pas de *platform-switching* ; et enfin, ceux ne présentant pas de connexion conique interne (ex : hexagone ou octogone internes) (cf. case orange du tableau 2). Parmi les connexions coniques, nous avons sélectionné seulement ceux avec une conicité inférieure à 20°.

Plusieurs marques ont modifié soit le grade du titane ou le type de connexion utilisés pour la fabrication de leurs implants afin d'être en accord avec les données acquises de la science. Par exemple, Biotech a remplacé l'alliage Ti6Al4V par un titane de grade 4 ; ou encore, TBR propose 2 types de connexions pour leurs implants, ils ont ajouté une connexion type cône-morse.

En fin de comparaison, il reste plusieurs marques qui proposent des implants rassemblant le plus de paramètres impactant positivement la stabilité osseuse (cf. case verte du tableau 2). Mais nous ne sommes pas parvenus à déterminer que l'un des implants de ces marques est meilleur que les autres. Ils différaient par leur traitement de surface, la forme et texture de leur col ; mais étant donné que les résultats des différentes études scientifiques sur ces paramètres ne montrent pas de différence significative, il n'est donc pas possible de conclure à la supériorité d'un implant par rapport aux autres.

Par conséquent, aucun implant ne s'est révélé correspondre parfaitement au cahier des charges de l'implant idéal pour préserver de manière infaillible la stabilité de l'os péri-implantaire ; bien que, certains implants se sont avéré être à éviter.

L'implant idéal n'existe pas, mais c'est au praticien d'adapter le choix de son implant à la situation clinique rencontrée. En effet, les implants commercialisés sont très variés, permettant ainsi de répondre à l'ensemble des cas cliniques : il y a un implant idéal pour chaque site implantaire.

	Type de titane	Concept implantaire	Type de connexion	Forme de l'implant	Traitement de surface	Type de col
ASTRA TECH Implant System EV (Dentsply Sirona)	Ti-Cp de grade 4	Bone-level intégrant un <i>platform-switching</i>	« Conical Seal Design » : Connexion conique à 11°	Cylindrique ou cylindro-conique	OsseoSpeed : Sablage à l'oxyde de titane et traitement chimique à l'acide fluorhydrique	Évasement de 0,6 mm par rapport au corps avec microfiletage
ANKYLOS (Dentsply Sirona)	Ti-Cp de grade 2	Bone-level intégrant un <i>platform-switching</i>	Connexion Tissue Care : Connexion conique interne à 5,7° (indexation en option)	Cylindrique par son filetage progressif et conique par son corps	Friadent plus : sablée et mordancée à haute température	Droit micro-texturé
XIVE S (Dentsply Sirona)	Ti-Cp de grade 4	Bone-level intégrant un <i>platform-switching</i>	Connexion hexagonale interne	Cylindrique	Friadent plus : sablée et mordancée à haute température	Évasement léger
Active (Nobel)	Ti-Cp de grade 4	Bone-level intégrant un <i>platform-switching</i>	Connexion conique interne de 12° (avec système anti-rotationnel hexagonal)	Cylindrique à corps interne conique avec apex active (autoforant)	TiUnité : anodisation dans une solution d'acide phosphorique (couche d'oxydes de titane)	Conicité inversée
ParallelCC (Nobel)	Ti-Cp de grade 4	Bone-level intégrant un <i>platform-switching</i>	Connexion conique interne de 12° (avec système anti-rotationnel hexagonal)	Cylindro-conique	TiUnité	Conicité inversée
Infinity (TBR)	Ti-Cp de grade 4	Bone-level intégrant un <i>platform-switching</i>	2 disponibles : octogonale interne ou cône-morse de 8° avec indexation hexagonale	Corps cylindrique & apex conique	Surface sablée et mordancée à l'acide fluorhydrique	Droit avec chanfrein lisse
Kontakt (Biotech)	Ti-Cp de grade 4	Bone-level intégrant un <i>platform-switching</i>	Connexion interne conique de 10° (avec indexation étoilée)	Kontakt S : cylindro-conique Kontakt S+ : corps conique et filetage cylindrique	Surface sablée et mordancée	Droit avec chanfrein micro-texturé
In kone (Global D)	Grade 5 (Alliage Ti6Al4V)	Bone-level intégrant un <i>platform-switching</i>	Conique interne type cône-morse de 8° avec indexation hexagonale	Cylindro-conique	Surface sablée et double mordançage	Droit avec chanfrein micro-texturé
BLT (Straumann)	Ti-Cp de grade 4 ou Alliage de titane-zirconium (Roxolid)	Bone-level intégrant un <i>platform-switching</i> (> 0,4mm)	CrossFit : Connexion interne conique de 15° avec indexation rainurée	Cylindro-conique	SLActive : sablage et double mordançage à l'acide chlorhydrique et à l'acide sulfurique	Droit avec chanfrein micro-texturé
T3 CONIQUE Certain (Zimmer)	Ti-Cp de grade 4	Bone-level avec ou sans <i>platform-switching</i>	Connexion interne avec zones d'engagement multi-niveaux (structure 6/12p)	Conique	Sablage au phosphate de calcium et double mordançage + Dépôt cristallin discret (DCD) de phosphate de calcium	Droit, diamètre plus large que le corps de l'implant
Tapered Screw-Vent (Zimmer)	Grade 5 (Alliage Ti6Al4V)	Bone-level Pas de <i>platform-switching</i>	Platform Plus : Connexion hexagonale interne à friction par conicité de 1°	Conique	MTX : Sablage à l'hydroxyapatite et rinçage non mordançant	Col usiné ou microtexturé
Acum BL (Anthogyy)	Grade 5 (Alliage Ti6Al4V)	Bone-level intégrant un <i>platform-switching</i>	Connexion conique interne de 12° avec indexation trilobée	Cylindro-conique (REG) et Conique (PX)	BCP : Hydroxyapatite et phosphate tricalcique bêta	REG : droit avec chanfrein texturé PX : rentrant

Tableau 2 : Tableau comparatif des caractéristiques des implants les plus posés en France.

Conclusion

La perte osseuse précoce autour des implants est multifactorielle, elle est à la fois liée à des facteurs biologiques et des facteurs prothétiques. Ils sont tous aussi importants les uns que les autres pour obtenir une stabilité osseuse à long terme autour des implants.

D'un point de vue biologique, l'importance de la qualité la muqueuse péri-implantaire a longtemps été négligée. La présence d'un biotype épais est une caractéristique essentielle à rechercher lors de l'analyse pré-implantaire. L'épaisseur verticale des tissus mous doit être d'au moins 3 mm afin que l'établissement de l'attache supra-crestale se fasse sans résorption osseuse. Si ce n'est pas le cas, le praticien se doit de recréer un biotype épais à l'aide des différentes techniques qui s'offrent à lui.

D'un point de vue prothétique, les implants *bone-level* offrent un degré de liberté plus important, notamment en termes de profondeur de placement. Il convient de privilégier les implants avec une connexion conique stable et intégrant un *platform-switching* afin de se préserver d'une perte osseuse péri-implantaire. Face à l'incidence croissante des péri-implantites et aux difficultés de traitements rencontrées, l'utilisation d'implant en titane de grade 5 est à éviter du fait de leur potentiel toxique.

Le traitement implantaire est donc une thérapeutique complexe qui allie différents domaines de la pratique odontologique. Chaque facteur a son importance et doit être analysé en amont ; cela souligne l'importance de l'analyse pré-implantaire et de la planification qui font partie intégrante de la thérapeutique implantaire. Il faut y consacrer du temps, il en découlera une simplification de l'acte chirurgical et une meilleure gestion des complications éventuelles.

Aucun implant ne répond parfaitement à l'ensemble des caractéristiques idéales. L'implant parfait n'existe pas, il y a un implant adapté à chaque situation clinique. C'est donc au praticien d'analyser et de juger quel implant répond le mieux aux exigences de la situation clinique du patient.

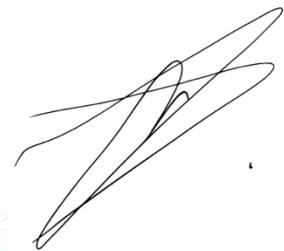
Le président du Jury,

le Pr Philippe KEMOUN :



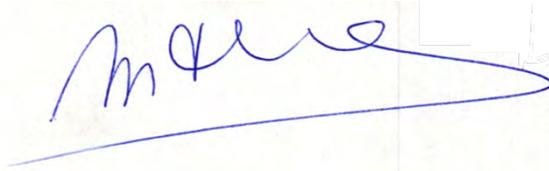
Le directeur de thèse,

le Dr Joffrey DURAN :



Le co-directeur de thèse,

le Dr TRIGALOU :



Bibliographie

1. Davarpanah M, Davarpanah M, Szmukler-Moncler S, Rajzbaum Ph, Davarpanah K, Demurashvili G. Manuel d'implantologie clinique. CdP. 2012. 658 p. (JPIO).
2. Davarpanah M, Szmukler-Moncler S, Rajzbaum P, Demurashvili G, Davarpanah K. Les implants en odontologie. Editions CdP. 2015. 200 p.
3. Javed F, Ahmed HB, Crespi R, Romanos GE. Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: Factors of influence and evaluation. *Interv Med Appl Sci.* déc 2013;5(4):162-7.
4. Lekholm U, Zarb GA, Albrektsson T. Patient selection and préparation. Tissue integrated prostheses. Quintessence Publ Co Inc. 1985;199-209.
5. Szmukler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH. Timing of loading and effect of micromotion on bone–dental implant interface: Review of experimental literature. :12.
6. Ivanoff CJ, Sennerby L, Lekholm U. Influence of initial implant mobility on the integration of titanium implants. An experimental study in rabbits. *Clin Oral Implants Res.* juin 1996;7(2):120-7.
7. Raghavendra S, Wood MC, Taylor TD. Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants.* juin 2005;20(3):425-31.
8. Rubin CT, Sommerfeldt DW, Judex S, Qin YX. Inhibition of osteopenia by low magnitude, high-frequency mechanical stimuli. *Drug Discov Today.* août 2001;6(16):848-58.
9. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1986;1(1):11-25.
10. Berglundh T, Abrahamsson I, Lindhe J. Bone reactions to longstanding functional load at implants: an experimental study in dogs. *J Clin Periodontol.* sept 2005;32(9):925-32.
11. Linkevicius T. Zero bone loss concept. Quintessence Publishing. 2019. 304 p.
12. Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. A prospective 15-year follow-up study of mandibular fixed prostheses supported by osseointegrated implants. Clinical results and marginal bone loss.: 15-year study of osseointegrated implants. *Clin Oral Implants Res.* déc 1996;7(4):329-36.
13. Linkevicius T, Puisys A, Linkevicius R, Alkimavicius J, Gineviciute E, Linkeviciene L. The influence of submerged healing abutment or subcrestal implant placement on soft tissue thickness and crestal bone stability. A 2-year randomized clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res.* août 2020;22(4):497-506.
14. Hermann JS, Cochran DL, Nummikoski PV, Buser D. Crestal Bone Changes Around Titanium Implants. A Radiographic Evaluation of Unloaded Nonsubmerged and Submerged Implants in the Canine Mandible. *J Periodontol.* nov 1997;68(11):1117-30.
15. Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Higginbottom FL, Cochran DL. Biologic width around titanium implants. A physiologically formed and stable dimension over time. *Clin Oral Implants Res.* févr 2000;11(1):1-11.
16. Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Influence of the Size of the Microgap on Crestal Bone Changes Around Titanium Implants. A Histometric Evaluation of Unloaded Non-Submerged Implants in the Canine Mandible. *J Periodontol.* oct 2001;72(10):1372-83.

17. Molinero-Mourelle P, Cascos-Sanchez R, Yilmaz B, Lam WYH, Pow EHN, Del Río Highsmith J, et al. Effect of Fabrication Technique on the Microgap of CAD/CAM Cobalt–Chrome and Zirconia Abutments on a Conical Connection Implant: An In Vitro Study. *Materials*. 30 avr 2021;14(9):2348.
18. Naveau A, Shinmyozu K, Moore C, Avivi-Arber L, Jokerst J, Koka S. Etiology and Measurement of Peri-Implant Crestal Bone Loss (CBL). *J Clin Med*. 1 févr 2019;8(2):166.
19. Oh TJ, Yoon J, Misch CE, Wang HL. The Causes of Early Implant Bone Loss: Myth or Science? *J Periodontol*. mars 2002;73(3):322-33.
20. Qian J, Wennerberg A, Albrektsson T. Reasons for Marginal Bone Loss around Oral Implants: Marginal Bone Loss around Oral Implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. déc 2012;14(6):792-807.
21. Puisys A, Auzbikaviciute V, Minkauskaite A, Simkunaite-Rizgeliene R, Razukevicius D, Linkevicius R, et al. Early crestal bone loss: Is it really loss? *Clin Case Rep*. oct 2019;7(10):1913-5.
22. Vervaeke S, Matthys C, Nassar R, Christiaens V, Cosyn J, De Bruyn H. Adapting the vertical position of implants with a conical connection in relation to soft tissue thickness prevents early implant surface exposure: A 2-year prospective intra-subject comparison. *J Clin Periodontol*. mai 2018;45(5):605-12.
23. Aparna IN, Dhanasekar B, Lingeshwar D, Gupta L. Implant crest module: A review of biomechanical considerations. *Indian J Dent Res*. 3 janv 2012;23(2):257.
24. Misch CE, Perel ML, Wang HL, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P, et al. Implant Success, Survival, and Failure: The International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference: *Implant Dent*. 2008;17(1):5-15.
25. Buser D, Mericske-Stern R, Dula K, Lang NP. Clinical Experience with One-Stage, Non-Submerged Dental Implants. *Adv Dent Res*. juin 1999;13(1):153-61.
26. Broggin N, McManus LM, Hermann JS, Medina R, Schenk RK, Buser D, et al. Peri-implant Inflammation Defined by the Implant-Abutment Interface. *J Dent Res*. mai 2006;85(5):473-8.
27. Broggin N, McManus LM, Hermann JS, Medina RU, Oates TW, Schenk RK, et al. Persistent Acute Inflammation at the Implant-Abutment Interface. *J Dent Res*. mars 2003;82(3):232-7.
28. Berglundh T, Lindhe J, Ericsson I, Marinello CP, Liljenberg B, Thomsen P. The soft tissue barrier at implants and teeth. *Clin Oral Implants Res*. juin 1991;2(2):81-90.
29. Berglundh T, Lindhe J, Jonsson K, Ericsson I. The topography of the vascular systems in the periodontal and peri-implant tissues in the dog. *J Clin Periodontol*. mars 1994;21(3):189-93.
30. Berglundh T, Lindhe J. Dimension of the periimplant mucosa: Biological width revisited. *J Clin Periodontol*. oct 1996;23(10):971-3.
31. Puisys A, Linkevicius T. The influence of mucosal tissue thickening on crestal bone stability around bone-level implants. A prospective controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res*. févr 2015;26(2):123-9.
32. Linkevicius T, Puisys A, Linkeviciene L, Peciuliene V, Schlee M. Crestal Bone Stability around Implants with Horizontally Matching Connection after Soft Tissue Thickening: A Prospective Clinical Trial: Thickened Soft Tissues Improve Bone Stability. *Clin Implant Dent Relat Res*. juin 2015;17(3):497-508.
33. Linkevicius T, Puisys A, Steigmann M, Vindasiute E, Linkeviciene L. Influence of Vertical Soft Tissue Thickness on Crestal Bone Changes Around Implants with Platform Switching: A Comparative Clinical Study: Platform Switching Does Not Reduce Bone Loss. *Clin Implant Dent Relat Res*. déc 2015;17(6):1228-36.
34. Linkevicius T, Linkevicius R, Alkimavicius J, Linkeviciene L, Andrijauskas P,

- Puisys A. Influence of titanium base, lithium disilicate restoration and vertical soft tissue thickness on bone stability around triangular-shaped implants: A prospective clinical trial. *Clin Oral Implants Res.* juill 2018;29(7):716-24.
35. Tomasi C, Tessarolo F, Caola I, Wennström J, Nollo G, Berglundh T. Morphogenesis of peri-implant mucosa revisited: an experimental study in humans. *Clin Oral Implants Res.* sept 2014;25(9):997-1003.
36. Griffin TJ, Cheung WS, Zavras AI, Damoulis PD. Postoperative Complications Following Gingival Augmentation Procedures. *J Periodontol.* déc 2006;77(12):2070-9.
37. Zucchelli G, Mele M, Stefanini M, Mazzotti C, Marzadori M, Montebugnoli L, et al. Patient morbidity and root coverage outcome after subepithelial connective tissue and de-epithelialized grafts: a comparative randomized-controlled clinical trial: Patient morbidity and root coverage outcome after grafts. *J Clin Periodontol.* 24 juin 2010;no-no.
38. Gamborena I, Sasaki Y, Blatz MB. Updated Clinical and Technical Protocols for Predictable Immediate Implant Placement. 2020;35(4):18.
39. Gamborena I, Sasaki Y, Blatz MB. Predictable immediate implant placement and restoration in the esthetic zone. *J Esthet Restor Dent.* janv 2021;33(1):158-72.
40. Zuhr O, Bäumer D, Hürzeler M. The addition of soft tissue replacement grafts in plastic periodontal and implant surgery: critical elements in design and execution. *J Clin Periodontol.* avr 2014;41:S123-42.
41. Gamborena I, Blatz MB, Parienté L. Évolution: protocoles actuels pour implants unitaires antérieurs. Paris Londres Berlin [etc.]: QI; 2015.
42. Cummings LC, Kaldahl WB, Allen EP. Histologic Evaluation of Autogenous Connective Tissue and Acellular Dermal Matrix Grafts in Humans. *J Periodontol.* févr 2005;76(2):178-86.
43. Puisys A, Vindasiute E, Linkeviciene L, Linkevicius T. The use of acellular dermal matrix membrane for vertical soft tissue augmentation during submerged implant placement: a case series. *Clin Oral Implants Res.* avr 2015;26(4):465-70.
44. Puisys A, Zukauskas S, Kubilius R, Barbeck M, Razukevicius D, Linkevicius L, et al. Clinical and Histologic Evaluations of Porcine-Derived Collagen Matrix Membrane Used for Vertical Soft Tissue Augmentation: A Case Series. *Restorative Dent.* 2019;39(3):8.
45. Verardi S, Orsini M, Lombardi T, Ausenda F, Testori T, Pulici A, et al. Comparison between two different techniques for peri-implant soft tissue augmentation: Porcine dermal matrix graft versus tenting screw. *J Periodontol.* août 2020;91(8):1011-7.
46. Schmitt CM, Moest T, Lutz R, Wehrhan F, Neukam FW, Schlegel KA. Long-term outcomes after vestibuloplasty with a porcine collagen matrix (Mucograft[®]) versus the free gingival graft: a comparative prospective clinical trial. *Clin Oral Implants Res.* nov 2016;27(11):e125-33.
47. Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent.* févr 2006;26(1):9-17.
48. Atieh MA, Ibrahim HM, Atieh AH. Platform Switching for Marginal Bone Preservation Around Dental Implants: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Periodontol.* oct 2010;81(10):1350-66.
49. Canullo L, Fedele GR, Iannello G, Jepsen S. Platform switching and marginal bone-level alterations: the results of a randomized-controlled trial: Platform switching. *Clin Oral Implants Res.* janv 2010;21(1):115-21.
50. Schwarz F, Sahm N, Becker J. Impact of the outcome of guided bone regeneration in dehiscence-type defects on the long-term stability of peri-implant

health: clinical observations at 4 years: Long-term stability of GBR. *Clin Oral Implants Res.* févr 2012;23(2):191-6.

51. Lang NP, Loe H. The Relationship Between the Width of Keratinized Gingiva and Gingival Health. *J Periodontol.* oct 1972;43(10):623-7.

52. Suárez-López del Amo F, Lin GH, Monje A, Galindo-Moreno P, Wang HL. Influence of Soft Tissue Thickness on Peri-Implant Marginal Bone Loss: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Periodontol.* juin 2016;87(6):690-9.

53. Claire C. Les facteurs muqueux peri implantaires leur impact sur l'intégration biologique et esthétique du complexe implantaire prothétique. :58.

54. Bouri A, Bissada N, Al-Zahrani MS, Faddoul F, Nouneh I. Width of keratinized gingiva and the health status of the supporting tissues around dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* avr 2008;23(2):323-6.

55. Kim BS, Kim YK, Yun PY, Yi YJ, Lee HJ, Kim SG, et al. Evaluation of peri-implant tissue response according to the presence of keratinized mucosa. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* mars 2009;107(3):e24-28.

56. Block MS, Kent JN. Factors associated with soft- and hard-tissue compromise of endosseous implants. *J Oral Maxillofac Surg.* nov 1990;48(11):1153-60.

57. Chung DM, Oh TJ, Shotwell JL, Misch CE, Wang HL. Significance of Keratinized Mucosa in Maintenance of Dental Implants With Different Surfaces. *J Periodontol.* août 2006;77(8):1410-20.

58. Wennström JL, Derks J. Is there a need for keratinized mucosa around implants to maintain health and tissue stability? *Clin Oral Implants Res.* oct 2012;23 Suppl 6:136-46.

59. Ladwein C, Schmelzeisen R, Nelson K, Fluegge TV, Fretwurst T. Is the presence of keratinized mucosa associated with periimplant tissue health? A clinical cross-sectional analysis. *Int J Implant Dent.* déc 2015;1(1):11.

60. Souza AB, Tormena M, Matarazzo F, Araújo MG. The influence of peri-implant keratinized mucosa on brushing discomfort and peri-implant tissue health. *Clin Oral Implants Res.* juin 2016;27(6):650-5.

61. Moraschini V, Luz D, Velloso G, Barboza E dS. P. Quality assessment of systematic reviews of the significance of keratinized mucosa on implant health. *Int J Oral Maxillofac Surg.* juin 2017;46(6):774-81.

62. Lin GH, Chan HL, Wang HL. The Significance of Keratinized Mucosa on Implant Health: A Systematic Review. *J Periodontol.* déc 2013;84(12):1755-67.

63. Gobbato L, Avila-Ortiz G, Sohrabi K, Wang CW, Karimbux N. The effect of keratinized mucosa width on peri-implant health: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* déc 2013;28(6):1536-45.

64. Brito C, Tenenbaum HC, Wong BKC, Schmitt C, Nogueira-Filho G. Is keratinized mucosa indispensable to maintain peri-implant health? A systematic review of the literature. 2014;102(3):8.

65. Thoma DS, Benić GI, Zwahlen M, Hämmerle CHF, Jung RE. A systematic review assessing soft tissue augmentation techniques. *Clin Oral Implants Res.* sept 2009;20:146-65.

66. Urban IA, Lozada JL, Nagy K, Sanz M. Treatment of severe mucogingival defects with a combination of strip gingival grafts and a xenogeneic collagen matrix: a prospective case series study. *Int J Periodontics Restorative Dent.* juin 2015;35(3):345-53.

67. Monneyron P. Pilier SSA `` Sealing Socket Abutment `` en technique directe dans les cas d'extraction-implantation immédiate en secteur postérieur: intérêts et limites. :83.

68. Akin R. A New Concept in Maintaining the Emergence Profile in Immediate

Posterior Implant Placement: The Anatomic Harmony Abutment. *J Oral Maxillofac Surg.* déc 2016;74(12):2385-92.

69. Alexopoulou MA. Effectiveness of Sealing Socket Abutment (SSA) technique for immediate implant placement in molars – Retrospective clinical trial. *Clin Oral Implants Res.* sept 2019;30(S19):300-300.

70. Finelle G, Popelut A, Knafo B, Martín IS. Sealing Socket Abutments (SSAs) in Molar Immediate Implants with a Digitalized CAD/CAM Protocol: Soft Tissue Contour Changes and Radiographic Outcomes After 2 Years. *Int J Periodontics Restorative Dent.* avr 2021;41(2):235-44.

71. Ramos A, Mesnard M. Finite element model to predict bone loss around dental implant. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 1 mai 2019;22(sup1):S48-50.

72. Lovatto ST, Bassani R, Sarkis-Onofre R, dos Santos MBF. Influence of Different Implant Geometry in Clinical Longevity and Maintenance of Marginal Bone: A Systematic Review: Implant Design Influence on Peri-Implant Bone. *J Prosthodont.* févr 2019;28(2):e713-21.

73. Carter DR, Van der Meulen MCH, Beaupré GS. Mechanical factors in bone growth and development. *Bone.* janv 1996;18(1):S5-10.

74. 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.* août 2005;16(4):486-94.

75. Eazhil R, Swaminathan S, Gunaseelan M, Kannan Gv, Alagesan C. Impact of implant diameter and length on stress distribution in osseointegrated implants: A 3D FEA study. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2016;6(6):590.

76. Yu W, Jang YJ, Kyung HM. Combined influence of implant diameter and alveolar ridge width on crestal bone stress: a quantitative approach. *Int J Oral Maxillofac Implants.* févr 2009;24(1):88-95.

77. Shen WL, Chen CS, Hsu ML. Influence of Implant Collar Design on Stress and Strain Distribution in the Crestal Compact Bone: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. 2010;10.

78. Misch CE. *Dental implant prosthetics* [Internet]. St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby; 2015 [cité 17 déc 2021]. Disponible sur: <https://www.sciencedirect.com/science/book/9780323078450>

79. Costa C, Peixinho N, Silva JP, Carvalho S. Study and characterization of the crest module design: A 3D finite element analysis. *J Prosthet Dent.* juin 2015;113(6):541-7.

80. Patil S, Deshpande A, Bhalerao R, Metkari S, Patil P. A three-dimensional finite element analysis of the influence of varying implant crest module designs on the stress distribution to the bone. *Dent Res J.* 2019;16(3):145.

81. Messias A, Nicolau P, Guerra F. Titanium dental implants with different collar design and surface modifications: A systematic review on survival rates and marginal bone levels. *Clin Oral Implants Res.* janv 2019;30(1):20-48.

82. Zhang Q, Yue X. Marginal Bone Loss around Machined Smooth Neck Implants Compared to Rough Threaded Neck Implants: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Prosthodont.* juin 2021;30(5):401-11.

83. Koodaryan R, Hafezeqoran A. Evaluation of Implant Collar Surfaces for Marginal Bone Loss: A Systematic Review and Meta-Analysis. *BioMed Res Int.* 2016;2016:1-10.

84. Shin YK, Han CH, Heo SJ, Kim S, Chun HJ. Radiographic Evaluation of Marginal Bone Level Around Implants with Different Neck Designs After 1 Year. 2005;21(5):6.

85. Patil Y, Asopa S, Deepa, Goel A, Jyoti D, Somayaji N, et al. Influence of

implant neck design on crestal bone loss: A comparative study. *Niger J Surg.* 2020;26(1):22.

86. Hermann JS, Jones AA, Bakaeen LG, Buser D, Schoolfield JD, Cochran DL. Influence of a Machined Collar on Crestal Bone Changes Around Titanium Implants: A Histometric Study in the Canine Mandible. *J Periodontol.* sept 2011;82(9):1329-38.

87. Chen Z, Zhang Y, Li J, Wang H lay, Yu H. Influence of Laser-Microtextured Surface Collar on Marginal Bone Loss and Peri-Implant Soft Tissue Response: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Periodontol.* juill 2017;88(7):651-62.

88. Gultekin BA, Sirali A, Gultekin P, Yalcin S, Mijiritsky E. Does the Laser-Microtextured Short Implant Collar Design Reduce Marginal Bone Loss in Comparison with a Machined Collar? *BioMed Res Int.* 2016;2016:1-10.

89. Lang NP, Jepsen S. Implant surfaces and design (Working Group 4). *Clin Oral Implants Res.* sept 2009;20:228-31.

90. Wennerberg A, Albrektsson T, Chrcanovic B. Long-term clinical outcome of implants with different surface modifications. *Eur J Oral Implantol.* 2018;11 Suppl 1:S123-36.

91. Cordeiro JM, Barão VAR. Is there scientific evidence favoring the substitution of commercially pure titanium with titanium alloys for the manufacture of dental implants? *Mater Sci Eng C.* févr 2017;71:1201-15.

92. Berbel LO, Banczek E do P, Karousis IK, Kotsakis GA, Costa I. Determinants of corrosion resistance of Ti-6Al-4V alloy dental implants in an In Vitro model of peri-implant inflammation. Riveiro Rodríguez A, éditeur. *PLOS ONE.* 31 janv 2019;14(1):e0210530.

93. Noronha Oliveira M, Schunemann WVH, Mathew MT, Henriques B, Magini RS, Teughels W, et al. Can degradation products released from dental implants affect peri-implant tissues? *J Periodontal Res.* févr 2018;53(1):1-11.

94. Quirynen M, Al-Nawas B, Meijer HJA, Razavi A, Reichert TE, Schimmel M, et al. Small-diameter titanium Grade IV and titanium-zirconium implants in edentulous mandibles: three-year results from a double-blind, randomized controlled trial. *Clin Oral Implants Res.* juill 2015;26(7):831-40.

95. Al-Nawas B, Brägger U, Meijer HJA, Naert I, Persson R, Perucchi A, et al. A Double-Blind Randomized Controlled Trial (RCT) of Titanium-13Zirconium versus Titanium Grade IV Small-Diameter Bone Level Implants in Edentulous Mandibles - Results from a 1-Year Observation Period: RCT on Implants from TiZr and Ti Grade IV. *Clin Implant Dent Relat Res.* déc 2012;14(6):896-904.

96. Cordeiro JM, Beline T, Ribeiro ALR, Rangel EC, da Cruz NC, Landers R, et al. Development of binary and ternary titanium alloys for dental implants. *Dent Mater.* nov 2017;33(11):1244-57.

97. Roehling S, Schlegel KA, Woelfler H, Gahlert M. Performance and outcome of zirconia dental implants in clinical studies: A meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* oct 2018;29(S16):135-53.

98. Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants.* août 1997;12(4):527-40.

99. Steinebrunner.qxd. 2005;20(6):7.

100. Aloise JP, Curcio R, Laporta MZ, Rossi L, da Silva AMÁ, Rapoport A. Microbial leakage through the implant-abutment interface of morse taper implants *in vitro*. *Clin Oral Implants Res.* mars 2010;21(3):328-35.

101. Jaworski ME, Melo ACM, Picheth CMT. Analysis of the Bacterial Seal at the Implant-Abutment Interface in External-Hexagon and Morse Taper-Connection Implants: An In Vitro Study Using a New Methodology. 2012;5.

102. Tripodi D, Vantaggiato G, Scarano A, Perrotti V, Piattelli A, Iezzi G, et al. An

In Vitro Investigation Concerning the Bacterial Leakage at Implants With Internal Hexagon and Morse Taper Implant-Abutment Connections. *Implant Dent.* avr 2012;21(4):335-9.

103. Canullo L, Penarrocha-Oltra D, Soldini C, Mazzocco F, Penarrocha M, Covani U. Microbiological assessment of the implant-abutment interface in different connections: cross-sectional study after 5 years of functional loading. *Clin Oral Implants Res.* avr 2015;26(4):426-34.

104. Mishra SK. Microleakage at the Different Implant Abutment Interface: A Systematic Review. *J Clin Diagn Res [Internet].* 2017 [cité 14 avr 2022]; Disponible sur: http://jcdr.net/article_fulltext.asp?issn=0973-709x&year=2017&volume=11&issue=6&page=ZE10&issn=0973-709x&id=10054

105. Zipprich H, Weigl P, Ratka C, Lange B, Lauer HC. The micromechanical behavior of implant-abutment connections under a dynamic load protocol. *Clin Implant Dent Relat Res.* oct 2018;20(5):814-23.

106. Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of Implant Abutment Type on Stress Distribution in Bone Under Various Loading Conditions Using Finite Element Analysis. 2005;21(2):8.

107. Asvanund P. A Strain Gauge Analysis Comparing External and Internal Implant-Abutment Connections. *Implant Dent.* avr 2014;23(2):206-11.

108. Quaresma SET, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk C. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. *J Oral Implantol.* 2008;34(1):1-6.

109. Zipprich H, Weigl P, Lange B. Micromovements at the Implant-Abutment Interface: Measurement, Causes, and Consequences. 2007;

110. Paul S, Padmanabhan TV, Swarup S. Comparison of strain generated in bone by « platform-switched » and « non-platform-switched » implants with straight and angulated abutments under vertical and angulated load: a finite element analysis study. *Indian J Dent Res Off Publ Indian Soc Dent Res.* févr 2013;24(1):8-13.

111. Kanao M, Nakamoto T, Kajiwara N, Kondo Y, Masaki C, Hosokawa R. Comparison of plaque accumulation and soft-tissue blood flow with the use of full-arch implant-supported fixed prostheses with mucosal surfaces of different materials: a randomized clinical study. *Clin Oral Implants Res.* oct 2013;24(10):1137-43.

112. Sanz-Sánchez I, Sanz-Martín I, Carrillo de Albornoz A, Figuero E, Sanz M. Biological effect of the abutment material on the stability of peri-implant marginal bone levels: A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* oct 2018;29:124-44.

113. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial Adhesion on Commercially Pure Titanium and Zirconium Oxide Disks: An In Vivo Human Study. *J Periodontol.* 2004;75(2):5.

114. Kawahara H, Kawahara D, Hashimoto K, Takashima Y, Ong JL. Morphologic Studies on the Biologic Seal of Titanium Dental Implants. Report I. In Vitro Study on the Epithelialization Mechanism Around the Dental Implant. 2000;8.

115. Kawahara H, Kawahara D, Mimura Y, Takashima Y, Ong JL. Morphologic Studies on the Biologic Seal of Titanium Dental Implants. Report II. In Vivo Study on the Defending Mechanism of Epithelial Adhesion/ Attachment Against Invasive Factors. 2000;9.

116. Alkimavicius J, Gineviciute E, Valantiejene V, Rolandas Andrijauskas R, Linkevicius T. The effect of polishing protocols on the surface roughness of zirconium oxide. *Clin Oral Implants Res.* oct 2018;29:125-125.

117. Souza AB, Alshihri A, Kämmerer PW, Araújo MG, Gallucci GO. Histological

and micro-CT analysis of peri-implant soft and hard tissue healing on implants with different healing abutments configurations. *Clin Oral Implants Res.* oct 2018;29(10):1007-15.

118. Valente N, Wu M, Toti P, Derchi G, Barone A. Impact of Concave/Convergent vs Parallel/ Divergent Implant Transmucosal Profiles on Hard and Soft Peri-implant Tissues: A Systematic Review with Meta-Analyses. *Int J Prosthodont.* sept 2020;33(5):553-64.

119. López-López PJ, Mareque-Bueno J, Boquete-Castro A, Aguilar-Salvatierra Raya A, Martínez-González JM, Calvo-Guirado JL. The effects of healing abutments of different size and anatomic shape placed immediately in extraction sockets on peri-implant hard and soft tissues. A pilot study in foxhound dogs. *Clin Oral Implants Res.* janv 2016;27(1):90-6.

120. Blanco J, Pico A, Caneiro L, Nóvoa L, Batalla P, Martín-Lancharro P. Effect of abutment height on interproximal implant bone level in the early healing: A randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res.* janv 2018;29(1):108-17.

121. Chen Z, Lin CY, Li J, Wang HL, Yu H. Influence of abutment height on peri-implant marginal bone loss: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent.* juill 2019;122(1):14-21.e2.

122. Lee BA, Kim BH, Kweon HHI, Kim YT. The prosthetic abutment height can affect marginal bone loss around dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* oct 2018;20(5):799-805.

123. Hermann JS, Cochran DL, Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Schoolfield JD. Biologic Width around one- and two-piece titanium implants: A histometric evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. *Clin Oral Implants Res.* déc 2001;12(6):559-71.

124. Abrahamsson I, Berglundh T, Lindhe J. The mucosal barrier following abutment dis/reconnection. An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol.* août 1997;24(8):568-72.

125. Abrahamsson I, Berglundh T, Sekino S, Lindhe J. Tissue Reactions to Abutment Shift: An Experimental Study in Dogs. *Clin Implant Dent Relat Res.* août 2003;5(2):82-8.

126. Degidi M, Nardi D, Piattelli A. One abutment at one time: non-removal of an immediate abutment and its effect on bone healing around subcrestal tapered implants. *Clin Oral Implants Res.* nov 2011;22(11):1303-7.

127. Atieh MA, Tawse-Smith A, Alsabeeha NHM, Ma S, Duncan WJ. The One Abutment–One Time Protocol: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Periodontol.* nov 2017;88(11):1173-85.

128. Wang QQ, Dai R, Cao CY, Fang H, Han M, Li QL. One-time versus repeated abutment connection for platform-switched implant: A systematic review and meta-analysis. *PLoS One.* 2017;12(10):e0186385.

129. Perrotti V, Zhang D, Liang A, Wang J, Quaranta A. The Effect of One-Abutment at One-Time on Marginal Bone Loss Around Implants Placed in Healed Bone: A Systematic Review of Human Studies. *Implant Dent [Internet].* 1 août 2019 [cité 11 mai 2022]; Publish Ahead of Print. Disponible sur: <https://journals.lww.com/00008505-900000000-99136>

130. Koutouzis T, Gholami F, Reynolds J, Lundgren T, Kotsakis G. Abutment Disconnection/Reconnection Affects Peri-implant Marginal Bone Levels: A Meta-Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* mai 2017;32(3):575-81.

131. de Carvalho Barbara JG, Luz D, Vianna K, Porto Barboza E. The influence of abutment disconnections on peri-implant marginal bone: A systematic review. *Int J Oral Implantol Berl Ger.* 2019;12(3):283-96.

132. Praça L de FG, Teixeira RC, Rego RO. Influence of abutment disconnection

on peri-implant marginal bone loss: A randomized clinical trial. Clin Oral Implants Res. avr 2020;31(4):341-51.

133. Concept On1 – Nobel Biocare [Internet]. Disponible sur: <https://www.nobelbiocare.com/fr-fr/concept-on1>.

134. Rompen E, Fabbri G, Staas T, Valantiejiene V, Linkevicius T. Clinical investigation of the On1 two-piece abutment concept- preliminary results. Clin Oral Implants Res. oct 2018;29:319-319.

Tables des figures et tableaux

Figures :

Figure 1 : Représentation de l'interface entre le pilier et l'implant : le microgap (17).	20
Figure 2 : Représentations d'un implant bone-level et d'un implant tissue-level de la marque Straumann®.	23
Figure 3 : Représentation schématique de l'attache supra-crestale autour des implants (30).	26
Figure 4 : Illustration de l'orientation des fibres de collagène péri-implantaires.	26
Figure 5 : Protocole de placement sous-crestal d'un implant bone-level (11).	29
Figure 6 : Illustration d'une tréphine : un cylindre spécifique est vissé sur l'implant afin guider l'élimination de l'os en surplomb sans risque d'endommager le col implantaire (11).	30
Figure 7 : Illustration de l'ostéotomie verticale (11).	31
Figure 8 : Illustration du protocole de la technique du piquet de tente (11).	33
Figure 9 : Différents types de greffons : (a) autogénique, (b) allogénique, (c) xénogénique (11).	34
Figure 10 : Membrane collagénique d'origine porcine (Mucoderm®)	38
Figure 11 : Principe du platform-switching.	40
Figure 12 : Technique du strip d'Urban.	47
Figure 13 : à gauche : pilier de fermeture alvéolaire (SSA) réalisé par CFAO, au centre : pilier SSA mis en place sur l'implant, à droite : radiographie rétro-alvéolaire post-opératoire (62).	48
Figure 14 : Tracé des niveaux de contraintes de cisaillement maximale dans l'os crestal pour un implant étroit (à gauche) et un implant de gros diamètre (à droite) (74).	53
Figure 15 : Différents types de connexions implantaires.	67
Figure 16 : Illustration du contact entre les tissus péri-implantaires et une restauration en zircone transvissée sur une embase titane (11).	74
Figure 17 : Illustration représentant les deux groupes étudiés (117) : (a) un profil d'émergence large avec une angulation de 45° et (b) un profil d'émergence étroit avec une angulation de 15°	75
Figure 18 : Concept On1™ (NobelBiocare®) : base On1™ mise en place au moment de la chirurgie et recouverte d'une vis de fermeture (à gauche) ; différentes hauteurs de base On1™ en fonction de l'épaisseur des tissus mous et positionnement de couronnes transvissées (à droite).	79

Tableaux :

Tableau 1 : Les différents types de cols implantaires : description et indications.	55
Tableau 2 : Tableau comparatif des caractéristiques des implants les plus posés en France.	82

**CRATERISATIONS PERI-IMPLANTAIRES PRECOCES :
QUAND L'INDUSTRIE SE HEURTE A LA BIOLOGIE.**

RESUME EN FRANÇAIS :

La cratérisation péri-implantaire précoce survient après ostéointégration de l'implant durant la première année de mise en fonction. Elle a pendant longtemps été considérée comme un processus normal mais il a été démontré qu'elle représente une menace pour la longévité des implants ; il faut donc la prévenir. Ce type de perte osseuse est multifactorielle : elle met en jeu des facteurs biologiques (épaisseur des tissus mous, kératinisation de la muqueuse, position de l'implant ...), ainsi que des facteurs structurels (design de l'implant, type de connexion, caractéristiques du pilier ...). Ces éléments sont à considérer en pré, per et post-opératoire (phase de restauration). Le domaine de l'implantologie dentaire connaît des progrès et innovations constants dans le but d'assurer la stabilité de l'os créal péri-implantaire.

TITRE EN ANGLAIS : EARLY PERI-IMPLANT BONE LOSS : WHEN INDUSTRY COLLIDES WITH BIOLOGY.

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE : Parodontologie (57.01)

MOTS-CLES : Implant, Perte osseuse marginale, Cratérisation, Stabilité osseuse péri-implantaire.

INTITULE ET ADRESSE DE L'U.F.R. OU DU LABORATOIRE :

Université Toulouse III – Paul Sabatier
Faculté de santé – Département d'Odontologie
3 chemin des Maraîchers, 31062 Toulouse Cedex 09

DIRECTEUR DE THESE : Dr Joffrey DURAN