

UNIVERSITE TOULOUSE III – PAUL SABATIER
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2020

2020 TOU3 3071

THESE

Pour le
DIPLÔME D'ETAT EN CHIRURGIE DENTAIRE
Présentée et soutenue publiquement par

Loïc MORERA
Le 26 Novembre 2020

**CRATERISATION PERI IMPLANTAIRE PRECOCE :
COMMENT L'EVITER ?**

Directeur de Thèse : Docteur Alexia VINEL

Jury

Président
Assesseur
Assesseur
Assesseur

Professeur Franck DIEMER
Docteur Sara LAURENCIN-DALICIEUX
Docteur Alexia VINEL
Docteur Matthieu MINTY



Faculté de Chirurgie Dentaire

→ DIRECTION

DOYEN

M. Philippe POMAR

ASSESEUR DU DOYEN

Mme Sabine JONOT

Mme Sara DALICIEUX-LAURENCIN

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*)

PRÉSIDENTE DU COMITÉ SCIENTIFIQUE

Mme Cathy NABET

DIRECTRICE ADMINISTRATIVE

Mme Muriel VERDAGUER

→ PERSONNEL ENSEIGNANT

→ HONORARIAT

DOYENS HONORAIRES

M. Jean LAGARRIGUE +

M. Jean-Philippe LODTER +

M. Gérard PALOUDIER

M. Michel SIXOU

M. Henri SOULET

→ ÉMÉRITAT

M. Damien DURAN

Mme Geneviève GRÉGOIRE

M. Gérard PALOUDIER

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 NOIRIT-ESCLASSAN, Mme Marie- Cécile VALERA, M. Mathieu MARTY

Assistants : Mme Alice BROUTIN, Mme Marion GUY-VERGER

Adjoints d'Enseignement : M. Sébastien DOMINE, M. Robin BENETAH, M. Mathieu TESTE, Mme. Chiara CECCHIN-ALBERTONI

ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE

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

Assistants : Mme Isabelle ARAGON, Mme Anaïs DIVOL,

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

Professeurs d'Université : M. Michel SIXOU, Mme Catherine NABET, M. Olivier HAMEL

Maître de Conférences : M. VERGNES Jean-Noël

Assistant : M. Julien ROSENZWEIG

Adjoints d'Enseignement : M. Alain DURAND, Mlle. Sacha BARON, M. Romain LAGARD, Mme FOURNIER Géromine,

M. Fabien BERLIOZ

Section CNU 57 : Chirurgie Orale, Parodontologie, Biologie Orale

57.01 CHIRURGIE ORALE, PARODONTOLOGIE, BIOLOGIE ORALE (M. Bruno COURTOIS)

PARODONTOLOGIE

Maîtres de Conférences : M. Pierre BARTHET, Mme Sara DALICIEUX-LAURENCIN, Mme Alexia VINEL

Assistants : Mme. Charlotte THOMAS, M. Joffrey DURAN

Adjoints 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 : Mme Léonore COSTA-MENDES, 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 : M. Antoine TRIGALOU, Mme Inessa TIMOFEEVA, M. Matthieu MINTY, Mme. Cécile BLANC
Adjoints d'Enseignement : M. Mathieu FRANC, M. Hugo BARRAGUE, M. Maxime LUIS

Section CNU 58 : Réhabilitation Orale

58.01 DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE, PROTHESES, FONCTIONS-DYSFONCTIONS, IMAGERIE, BIOMATERIAUX (M. Serge ARMAND)

DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE

Professeur d'Université : M. Franck DIEMER
Maîtres de Conférences : M. Philippe GUIGNES, Mme Marie GURGEL-GEORGELIN, Mme Delphine MARET-COMTESSE
Assistants : Mme Pauline PECQUEUR, M. Jérôme FISSE, M. Sylvain GAILLAC, Mme Sophie BARRERE
M. Dorian BONNAFOUS, Mme. Manon SAUCOURT
Adjoints d'Enseignement : M. Eric BALGUERIE, M. Jean- Philippe MALLET, M. Rami HAMDAN, M. Romain DUCASSE

PROTHÈSES

Professeurs d'Université : M. Serge ARMAND, M. Philippe POMAR
Maîtres de Conférences : M. Jean CHAMPION, M. Rémi ESCLASSAN, M. Florent DESTRUHAUT
Assistants : M. Victor EMONET-DENAND, M. Antonin HENNEQUIN, M. Bertrand CHAMPION,
Mme Caroline DE BATAILLE, Mme Margaux BROUTIN
Assistant Associé : M. Antoine GALIBOURG,
Adjoints d'Enseignement : M. Christophe GHRENASSIA, Mme Marie-Hélène LACOSTE-FERRE, M. Laurent GINESTE, M. Olivier LE GAC, M. Louis Philippe GAYRARD, M. Jean-Claude COMBADAZOU, M. Bertrand ARCAUTE,
M. Eric SOLYOM, M. Michel KNAFO, M. Alexandre HEGO DEVEZA

FONCTIONS-DYSFONCTIONS, IMAGERIE, BIOMATERIAUX

Maîtres de Conférences : Mme Sabine JONJOT, M. Karim NASR, M. Paul MONSARRAT
Assistants : M. Thibault CANCEILL, M. Julien DELRIEU
Adjoints d'Enseignement : M. Yasin AHMED, Mme Sylvie MAGNE, M. Thierry VERGÉ, Mme Josiane BOUSQUET

Mise à jour pour le 05 Octobre 2020

REMERCIEMENTS

A ma **Mère** et mon **Père** qui ont su me donner la force, l'envie et le courage d'en arriver là. C'est grâce à vous que j'ai réussi aujourd'hui. Merci d'être aussi fort, votre combativité est mon exemple. Je vous aime.

A **Laura**, qui a su m'accompagner et me soutenir durant ce long parcours. Déjà 4 ans que tu avances à mes côtés et cela n'est pas près de s'arrêter. Notre amour créé notre avenir. Hier, aujourd'hui et demain, je t'aime. On va la vivre notre belle histoire.

A mes amis Toulousains, Aveyronnais et à notre Team St Michel, **Bérenger, Jeanne, Franck, Quentin, Rémy, Alexandre, Sam** avec qui des soirées improbables se sont transformées en amitié forte. Vous le savez, vous, que des bateaux j'en ai pris beaucoup mais que le seul qui ait tenu le coup, celui qui n'ai jamais viré de bord, s'appelait les copains d'abord.

A mon binôme, **Samuel**, qui a rendu ces longues heures de cliniques plus douces et plus divertissantes. Je regrette déjà ces moments et je le sais que nous y arriverons à travailler dans un cabinet tous ensemble !

A mes amis catalans et à **Benjamin** et **Aurore** que je vois malheureusement moins souvent que je ne le voudrais mais qui ont une place privilégiée dans mon cœur. Vous m'avez aidé à grandir, vous m'avez accompagné dans mon parcours et j'espère que l'on ira voir encore plus loin ensemble.

A mes **Grands-parents**, pour leur confiance et leur présence dès mon plus jeune âge. Et surtout à tous ces Je t'aime non-dits mais partagés d'un regard.

A ma **Famille**, qui a su m'aider dans des moments de transitions et me donner les encouragements nécessaires.

A ma **Belle-famille**, merci de m'avoir accueilli avec autant de bienveillance. Je suis content d'être si bien entouré.

A tous ceux qui m'ont accompagné, aidé et à tous les praticiens qui ont participé à ma formation et qui m'ont ouvert la porte de leur cabinet perpignanais, toulousain ou bruguiérois.

A tous ceux que j'oublie certainement et qui m'en excuseront.

A notre président de thèse,

Monsieur le Professeur Franck DIEMER

- Professeur des Universités, Praticien Hospitalier des Centres de Soins, d'Enseignement et de Recherche Dentaires,
- Docteur en Chirurgie-Dentaire,
- Docteur de l'Université Paul Sabatier,
- Ancien Assistant Hospitalo-Universitaire,
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier,
- DEA en Education, Formation et Insertion – Toulouse - Le Mirail,
- Habilitation à Diriger des Recherches (H.D.R.)

*Vous nous avez fait l'honneur de présider notre jury de thèse. Nous vous en remercions.
Veuillez trouver ici l'expression de notre respect et de notre gratitude.*

A notre jury de thèse,

Madame le Docteur Sara LAURENCIN- DALICIEUX

- Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Docteur de l'Université Paul Sabatier,
- Diplôme Universitaire de Parodontologie
- -Lauréate de l'université Paul Sabatier

Nous vous sommes très reconnaissants d'avoir accepté de faire partie des membres de ce jury. Nous souhaitons vous remercier, pour votre enseignement que vous nous avez apporté tout au long de nos études. Soyez assurée de notre gratitude et de notre respect.

A notre jury de thèse,

Madame le Docteur Alexia VINEL

- Maître de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Diplôme d'Université de Recherche Clinique en Odontologie,
- Diplôme d'Université de Parodontologie en Science de la Santé,
- Lauréate de l'Université Paul Sabatier
- Docteur en sciences de l'Université Paul Sabatier

Vous m'avez fait l'honneur de diriger notre thèse. Merci pour votre disponibilité, votre patience, votre implication et l'intérêt que vous avez porté à notre travail. Vos consignes et vos multiples explications nous ont permis de mener à bien ce travail. Nous vous remercions pour votre disponibilité et votre sympathie. Nous espérons être à la hauteur de la confiance que vous nous avez accordée.

A notre jury de thèse,

Monsieur le Docteur Matthieu MINTY

- Assistant Hospitalo-Universitaire et praticien Hospitalier
- Diplôme d'Etat de Docteur en Chirurgie-Dentaire
- Master 1 de Biologie de la Santé en « Anthropologie » et « Physiopathologie des infections ».
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier
- Diplôme Inter-Universitaire MBDS : Médecine Bucco-Dentaire du Sport
- Certificat d'étude supérieure d'Odontologie Conservatrice – Endodontie – Biomatériaux

Nous vous sommes très reconnaissants d'avoir accepté de faire partie des membres de ce jury. Votre apprentissage durant notre dernière année clinique nous ont permis de développer notre autonomie et nous a surtout permis de découvrir un grand homme renfermant un grand cœur dans une blouse blanche.

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION	13
I – GENERALITES	14
1- LA BIOLOGIE AUTOUR DE L'IMPLANT	14
A- <i>L'espace biologique péri-implantaire</i>	14
a- Morphogénèse et anatomie	14
b- Histologie	15
1- L'attache épithéliale péri-implantaire	16
2- L'attache conjonctive péri-implantaire	16
B- <i>L'os péri-implantaire</i>	18
a- Anatomie et histologie	18
b- L'ostéointégration	18
2- CRITERE DE SUCCES D'UN IMPLANT	19
3- LE PHENOMENE DE CRATERISATION	21
A- <i>Définition</i>	21
B- <i>Causes</i>	22
C- <i>Conséquences</i>	23
II – FACTEURS ANATOMIQUES ET CHIRURGICAUX	24
1- TISSUS MOUS	24
A. <i>Epaisseur supra-crestale</i>	24
a- Influence sur l'os	24
b- Seuil d'épaisseur	26
B. <i>Gencive attachée et kératinisation</i>	27
C- <i>Améliorer les facteurs tissulaires</i>	28
a- Ostéotomie verticale de l'os crestal	29
b- <i>Tent pole technique</i>	30
c- Greffe de tissus mous	32
d- Placement sous crestal de l'implant	34
	10

2-	POSITIONNEMENT TRIDIMENSIONNEL DE L'IMPLANT	35
A.	<i>Positionnement horizontal</i>	35
B.	<i>Positionnement sagittal</i>	36
C.	<i>Positionnement vertical</i>	36
III –	DESIGN DE L'IMPLANT	37
1-	CARACTERISTIQUES MACRO GEOMETRIQUES DE L'IMPLANT	37
A-	<i>La forme de l'implant (52)</i>	37
B-	<i>Le type de l'implant (54)</i>	38
C-	<i>Les dimensions de l'implant</i>	39
2-	COL IMPLANTAIRE OU MODULE DE CRETE	41
A-	<i>Forme</i>	41
B-	<i>Micro et macro constitution</i>	43
IV –	FACTEURS PROTHETIQUES	46
1-	PARTIE TRANSMUQUEUSE	46
A-	<i>Macro géométrie</i>	46
B-	<i>Hauteur</i>	48
C-	<i>Matériaux de constitution</i>	51
a.	Choix du matériau	51
b.	Polissage du matériau	53
D.	<i>Restauration supra-implantaire vissée vs scellée</i>	55
2-	JONCTION PILIER-IMPLANT	57
A.	<i>Microgap</i>	57
B.	<i>Infiltrat bactérien</i>	60
a.	Taille du <i>microgap</i>	61
b.	Micro mouvements	62
C.	<i>Particules de titane</i>	63
3-	CONNEXIONS	64
A-	<i>Les différents types de connexions</i>	64
B-	<i>Platform switching</i>	65
C-	<i>Choix de la connexion</i>	70
a-	Contraintes occlusales	70
		11

b-	Infiltration bactérienne et micromouvements	75
c-	Associé au <i>platform switching</i>	76
d-	Conclusion	79
V –	ELEMENTS A CONSIDERER	80
1-	ERREURS HUMAINES	80
A-	<i>Par le praticien</i>	80
a-	Température lors de la chirurgie	80
b-	Contamination externe du pilier	81
c-	Décisionnel	82
B-	<i>Par le Patient</i>	83
a-	Maintien de l'hygiène	83
b-	Tabac et alcool	83
c-	Parafonctions	84
2-	ERREURS PROTHETIQUES	84
A.	<i>Surcharge de la suprastructure</i>	84
a.	Histologie et biomécanique de l'os péri implantaire en surcharge	84
b.	Corrélation positive	86
c.	Corrélation négative	87
B.	<i>Torque de vissage</i>	87
C.	<i>Connections/déconnections du pilier</i>	88
D.	<i>Espace prothétique vertical</i>	89
CONCLUSION		91
BIBLIOGRAPHIE		93
TABLE DES ILLUSTRATIONS		110

Introduction

Depuis les travaux d'Albrektsson et al. en 1986, il est convenu dans la littérature qu'une perte osseuse crestale de 1 à 2 mm autour des implants est acceptable dans la première année suivant sa mise en place. Constaté cette perte sur un de nos implants ne remet donc pas en question son succès, c'est un fait.

Cependant, certains implants ne présentent pas cette cratérisation. On les retrouve dans certaines études de cas, certains livres et sur de longues durées d'observations. Cela permet d'affirmer que cette cratérisation est évitable. La recherche de la préservation osseuse dans les réhabilitations implantaire est de plus en plus d'actualité car, en plus d'obtenir une satisfaction psychologique et un confort de travail non négligeable, des avantages biologiques conséquents sont apportés à l'implant lors de l'obtention d'un tel résultat.

Ce qui nous amène à nous demander : comment éviter cette cratérisation osseuse péri implantaire lors de la pose d'un implant et comment pérenniser cet état ?

L'objectif de ce travail est donc de présenter les derniers articles, livres, revues de la littérature nous permettant de répondre à cette question d'un point de vue chirurgical et prothétique. Ces deux parties, dans la recherche de la préservation osseuse, sont intrinsèquement liées. En effet, un implant placé de la meilleure manière possible mais supportant une prothèse mal conçue présentera une perte osseuse et inversement. De plus, il est nécessaire d'être conscient des causes possibles pouvant entraîner une perte de stabilité de l'os crestal et d'utiliser toutes les méthodes pour éviter la résorption osseuse.

Après une partie de généralités, nous aborderons le volet chirurgical du travail en reprenant les différentes analyses à réaliser avant implantation et les différentes techniques chirurgicales nous permettant d'obtenir une préservation osseuse crestale. Dans un second temps, nous traiterons des choix prothétiques à faire concernant les micro et macro structures des différents éléments prothétiques constituant l'implant. Enfin, une dernière partie sera consacrée à l'étude des erreurs que peuvent commettre un praticien ou même son patient et pouvant influencer sur l'os crestal péri implantaire.

I – Généralités

1- La biologie autour de l'implant

A- L'espace biologique péri-implantaire

L'épaisseur de gencive crestale va servir de protection lors de l'ostéointégration de l'implant. En effet, lors de la phase de cicatrisation il va se créer, autour du pilier implantaire ou de la vis de cicatrisation, un joint biologique entre les tissus mous et la surface implantaire. Cet espace biologique est primordial pour obtenir une herméticité entre le milieu buccal septique et le tissu osseux sous-jacent. (1)

Cette barrière péri-implantaire présente des différences avec l'espace biologique parodontal. Nous verrons ici les particularités de ce système.

a- Morphogénèse et anatomie

En 1961, Gargiulo et al. (2) ont étudié l'espace biologique dentaire décrivant un sulcus, une attache épithéliale et une attache conjonctive pour une dimension totale de 2,73 millimètres, dont 2,04 millimètres de système d'attache. 30 ans plus tard, Berglundh et al. (3) s'intéresseront à cet espace biologique mais autour des implants et ils y découvriront des similitudes de constitution comme la présence des différents systèmes d'attaches épithéliale et conjonctive. Cela est vérifié lorsque l'implant est placé en un ou deux temps chirurgicaux. Cependant des différences de dimensions sont relevées (3–5) :

- L'épithélium de jonction au niveau péri- implantaire mesure 2,14 millimètres de hauteur (plus long que l'épithélium de jonction parodontal) et 40 µm d'épaisseur en moyenne.
- Le tissu conjonctif est légèrement plus haut au niveau péri-implantaire (1,66 mm en moyenne) qu'au niveau parodontal (1,12 mm en moyenne)

La morphogenèse de l'attachement muqueux péri-implantaire se déroule durant les 6 semaines suivant la mise en place de l'implant. Suite à la chirurgie et à l'incision pour mettre en place l'implant, l'épithélium oral va proliférer en direction apicale vers les tissus sous-jacents et arriver au contact du caillot de fibrine cicatriciel. Il amorcera alors une différenciation qui durera deux semaines en deux types de tissus différents : un épithélium sulculaire et en épithélium jonctionnel. De la deuxième à la sixième semaine de cicatrisation, la formation des attaches se poursuit et les dimensions des différentes parties de l'espace biologiques se stabilisent. L'épithélium va continuer de migrer en direction apicale pour se retrouver à 1 / 1,5 mm de l'os marginal. A cette distance la limite physiologique est statuée par la présence du tissu de granulation, du caillot de fibrine et par le tissu conjonctif sous-jacent. (5)

On notera que la création de ce joint fibreux et étanche commence deux semaines après implantation et qu'il est opérationnel au jour 28.

b- Histologie

Comme nous avons pu le voir, l'espace biologique implantaire est créé dans la continuité de la muqueuse masticatrice (muqueuse péri implantaire marginale) et celui-ci se divise en deux parties : l'attache épithéliale et l'attache conjonctive. En amont de ces attaches, un sillon entre implant et muqueuse d'environ 2 millimètres est présent. (6)

Cet espace biologique de cicatrisation, à l'image du joint biologique d'une dent, est composé (du milieu buccal vers la partie apicale de l'implant) d'un épithélium sulculaire péri-implantaire, d'un épithélium juxta-implantaire et d'un conjonctif péri-implantaire. (Figure 1)

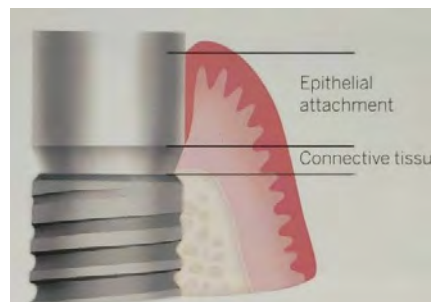


Figure 1: Situation de l'attache épithéliale et du tissu conjonctif autour d'un implant.
(Issue de Linkevicius et al. 2019 (7))

1- L'attache épithéliale péri-implantaire

Au niveau du parodonte, l'attache épithéliale est composée de l'épithélium de jonction, accolé à la dent par des hémidesmosomes. Autour des implants, les desmosomes des cellules de surface sont situés au niveau apical de l'épithélium de jonction (8,9) et vont pouvoir établir des liens avec les matériaux du pilier ou de l'implant si celui-ci est biocompatible (6,10).

2- L'attache conjonctive péri-implantaire

Entre attache conjonctive péri implantaire et attache conjonctive dentaire, les propriétés ne sont pas les mêmes. On retrouve des différences dans l'organisation de cette attache et la composition du tissu conjonctif.

On retrouve autour de l'implant un tissu conjonctif plus riche en collagène avec moins de cellules et de vaisseaux sanguins. Contrairement au parodonte où les fibres de Sharpey forment une véritable attache autour des dents grâce à leur insertion dans le cément radiculaire, les tissus péri-implantaires adhèrent aux surfaces implantaires via des hémidesmosomes. On ne pourra donc pas parler d'attache des tissus mous péri-implantaires mais plutôt de joint. (11) Cette différence majeure avec le système d'attache parodontal diminue la résistance mécanique des tissus autour de l'implant et facilite l'infiltration bactérienne. La fonction de protection de l'os est donc moins bien assurée autour de l'implant (12) (18). Cette attache conjonctive, de par sa structure, peut être assimilée à un tissu cicatriciel.

Deux zones peuvent être distinguées au niveau de l'attache conjonctive (13) (Figure 2):

- Une zone d'environ 40 micromètres, au contact du pilier. Elle n'est pas vascularisée et on y retrouve les fibres de collagène parallèles qui entourent le pilier ou l'implant.
- Une seconde zone, plus éloignée du pilier que la première zone, moins riche en fibroblastes et plus riche en fibres de collagène. Celle-ci est vascularisée.

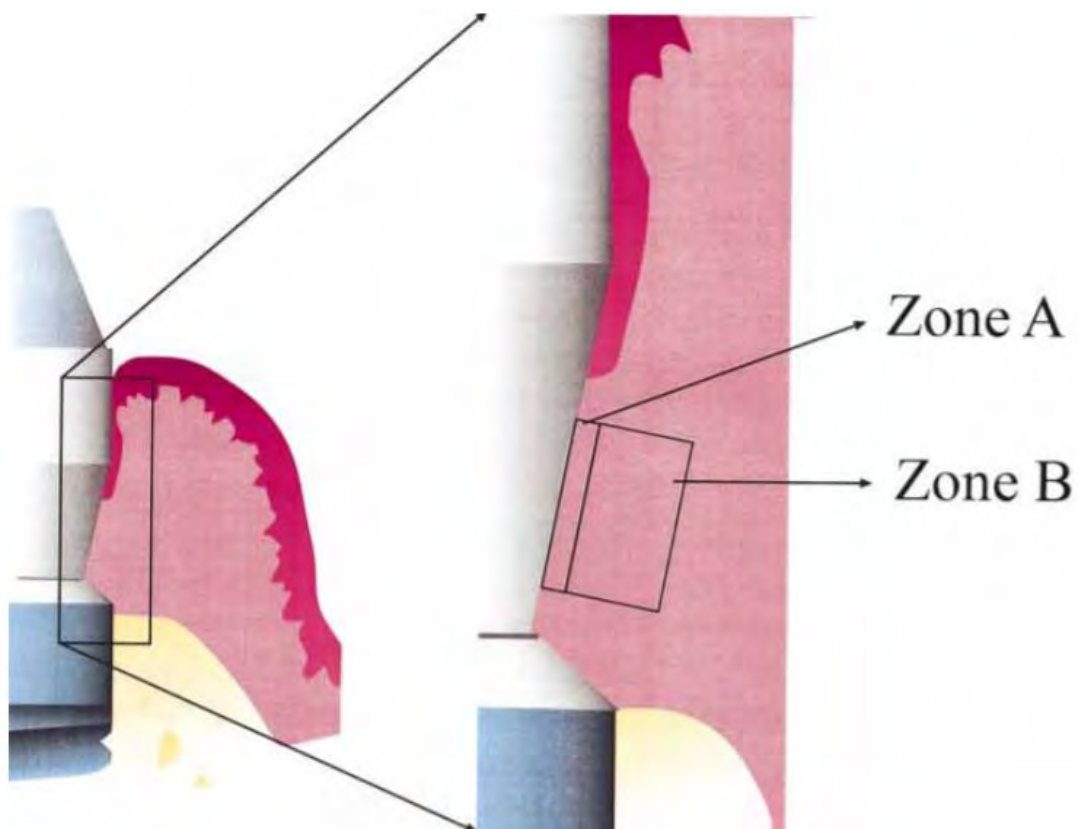


Figure 2: Les deux zones de l'attache conjonctive péri implantaire.

Zone A : non vascularisée avec fibres de collagène parallèles ; Zone B : vascularisée, riche en fibres de collagène. (Issue de Moon et al. 1999 (13))

B- L'os péri-implantaire

a- Anatomie et histologie

A l'image de l'os alvéolaire, l'os péri implantaire présente une corticale compacte (en vestibulaire et en lingual ou palatin) et un os spongieux formé de trabécules entre lesquels se trouve la moelle osseuse qui contient les structures vasculaires et les précurseurs des lignées hématopoïétiques. Ce qui différencie l'os alvéolaire et l'os péri implantaire est l'absence de desmodonte au niveau du dernier. Un implant est donc ankylosé dans l'os.

b- L'ostéointégration

Brånemark en 1977 (14) définit l'ostéointégration comme étant une "coaptation directe anatomique et fonctionnelle entre l'os vivant et la surface implantaire". Il décrit ainsi le contact direct, voire la fusion, entre l'os et la couche d'oxyde que peut présenter un implant en titane. L'ostéointégration peut se définir comme un processus au cours duquel une liaison rigide et cliniquement asymptomatique se forme entre un matériau alloplastique et l'os, et se maintient lors de la mise en charge fonctionnelle. L'ostéointégration a lieu lors de la cicatrisation osseuse suite à la pose de l'implant grâce à une néo formation osseuse.

Certains facteurs vont favoriser ou au contraire gêner l'ostéointégration : (15)

- Liés à l'hôte : Ses habitudes alimentaires, sa santé parodontale, ses habitudes de vie (alcool, tabac...) mais aussi le type d'os dans lequel l'implant est placé ont un impact sur l'ostéointégration de l'implant. Un os de type I (composé en majorité d'os cortical selon la classification de Lekholm et Zarb (16)) offrira une meilleure stabilité primaire qu'un os de type IV (composé en majorité d'os spongieux) et donc une meilleure transition vers une stabilité biologique.

- Liés à l'implant : Sa forme, sa constitution et son état de surface vont devoir être pris en compte pour assurer une bonne ostéointégration. On optera alors pour un implant en titane avec une forme conique de plus en plus effilée en direction apicale et présentant un état de surface rugueux par sablage améliorant l'adhésion à la fibrine et donc améliorant, par la suite, l'apposition osseuse.

- Liés à la technique chirurgicale : Pour favoriser l'ostéointégration, il faudra assurer une asepsie totale lors de la pose de l'implant mais aussi un respect strict des protocoles opératoires de forages avec une irrigation importante pour éviter une surchauffe du site par exemple.

Une fois l'ostéointégration obtenue, sa pérennité doit être assurée notamment par le maintien de l'intégrité du complexe épithélio-conjonctif péri-implantaire qui est une barrière à la pénétration de micro-organismes en direction osseuse. Une surcharge occlusale peut conduire également à la perte de l'ostéointégration.

2- Critère de succès d'un implant

Les critères de succès d'un implant sont poly-factoriels et peuvent être abordés de différentes manières. Albrektsson, Zarb, Worthington et Eriksson ont défini dès 1986 les critères de succès d'un implant (17) :

- L'implant doit être non mobilisable cliniquement.
- Aucune zone radio claire ne doit être décelable autour de l'implant radiologiquement
- Une perte osseuse initiale de 1,5mm est tolérée avec une perte supplémentaire de 0,2 mm tous les ans.
- L'absence de douleur, infection, nécrose tissulaire, paresthésie ou anesthésie de la zone implantée, communication bucco-sinusienne ou bucco-nasale, effraction du canal dentaire inférieur.

P. Papaspyridakos et al. en 2012 vont analyser les critères les plus utilisés dans la littérature considérant qu'un implant est bien posé. On retrouve alors quatre types de paramètres (18):

- Liés à l'implant en lui-même où on considèrera sa mobilité, la douleur qu'a subi le patient lors de la mise en place et en post opératoire et la radioclarité liée à la perte osseuse péri-implantaire (> 1,5 mm)
- Liés aux tissus mous péri-implantaires où il faudra examiner la suppuration, le saignement, la profondeur de sondage et l'épaisseur de muqueuse kératinisée (> 1,5 mm).
- Liés à la prothèse et à la survenue de complications techniques prothétiques. On considèrera ici une fonction adéquate et une bonne esthétique.
- Liés à l'évaluation subjective du patient, l'inconfort s'il y en a, la satisfaction de l'apparence et la capacité à mastiquer.

Des similitudes sont observables entre les critères émis il y a 34 ans par Albrektsson et al. et les critères que les auteurs utilisent actuellement dans leurs études. Certains paramètres semblent être évidents comme la mobilisation clinique de l'implant ou bien l'absence de suppuration mais d'autres critères comme la perte osseuse initiale, que nous allons voir dans ce travail, sont soumis à controverse depuis quelques années.

3- Le phénomène de cratérisation

A- Définition

La cratérisation osseuse autour d'implants nouvellement posés est un phénomène que l'on peut rencontrer de manière assez récurrente dans la pratique de l'implantologie. Le premier rapport dans la littérature de ce phénomène est une étude rétrospective sur 15 ans évaluant des implants placés dans des mâchoires édentées. Adell et al. (19) ont rapporté une perte osseuse marginale moyenne de 1,2 mm autour des premières spires après la première année de mise en charge. Cette perte osseuse est alors considérée comme acceptable ou du moins non pathologique mais on y retrouve ici le témoin d'une perte osseuse marginale.

On parlera de cratérisation osseuse lorsque l'on pourra observer une perte d'os marginal angulaire dévoilant les premières spires de l'implant et les mettant en contact avec les tissus mous. On observe cela lors de la prise de clichés radiologiques de contrôle. A l'inverse, on parlera de *Zero Bone Loss* ou de stabilité osseuse crestale lorsque l'on trouvera un os stable et non déminéralisé au contact direct de l'implant, sans perte osseuse par rapport à la mise en place initiale. (Figure 3)

Une différence est à faire avec la perte osseuse liée à une péri implantite, qui se caractérise par un sondage péri-implantaire augmenté associé à un saignement et une perte osseuse liés, entre autres, à une accumulation de plaque, une inflammation et une infection des tissus. Rien à voir donc avec la cratérisation qui ne résulte pas d'un phénomène infectieux.

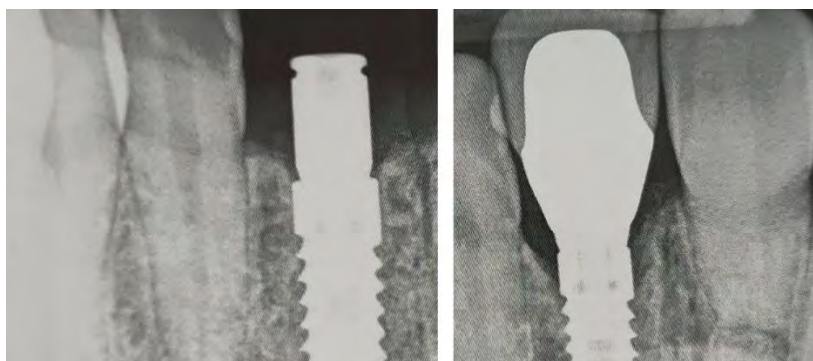


Figure 3: Radiographies d'implants avec et sans perte osseuse péri implantaire.

A gauche : Implant sans perte osseuse crestale ; A droite : Implant présentant une cratérisation osseuse ne mettant pas en péril la survie de l'implant. (Issue de Linkevicius et al. 2019 (7))

B- Causes

Des critères ont été établis par certains auteurs afin d'éviter cette perte de tissu dur. Tae-Ju Oh et al. montreront en 2002 l'importance de 6 critères contribuant à la perte osseuse initiale : les traumatismes au moment de la chirurgie, la surcharge occlusale, la péri-implantite, l'espace entre suprastructure et implant ou *microgap*, l'épaisseur tissulaire et le design de la partie lisse de l'implant. (20)

D'autres auteurs comme Smith et Zarb (21), Albrektsson et al. (17) ou plus récemment Linkevicius et al., établiront un rapport étroit entre certains de ces critères comme le *microgap* ou les épaisseurs tissulaires en incluant de nouveaux critères comme l'utilisation d'un pilier de dimension plus étroite que la dimension de l'implant, un type de connexion implant - pilier à privilégier ou des matériaux de revêtement différents.

Garantir une stabilité osseuse crestale autour d'un implant est donc poly-factoriel et tous ces facteurs sont interconnectés. Leurs respects lors de la mise en place de l'implant, du pilier et de la suprastructure sont essentiels pour garantir une bonne stabilité osseuse. Si un de ces critères n'est pas respecté, une cratérisation pourra être observée. Linkevicius et al. expliqueront que le *Zero Bone Loss concept* peut être comparé à un panier de pommes plein. Pour comprendre et analyser le panier en entier il va falloir prendre les pommes une à une, les inspecter seules puis les reposer dans le panier pour en reprendre une autre.

C- Conséquences

Une perte de hauteur de la crête osseuse ne condamne pas directement l'implant mais la stabilité de l'os est néanmoins un des éléments majeurs pour garantir la survie de l'implant.

Dans certains cas, la préservation de cette hauteur est primordiale et sa perte est inenvisageable comme pour des implants situés en secteur antérieur ou pour des implants courts (de moins de 7 mm). Pour les premiers, on veut créer de l'esthétique et obtenir un rendu naturel, il est donc absolument indispensable de conserver le tissu osseux péri-implantaire, en particulier au niveau proximal. En effet, la perte de volume de l'os interproximal entraîne la récession des papilles et donc l'apparition de trous noirs inesthétiques. En ce qui concerne les implants courts, étant de diamètre plus important, la perte osseuse marginale crée un manque important de zone ostéointégrable et ostéointégrée. Cela peut compromettre la stabilité de l'implant et son exploitation sur le long terme. (22) (7)

Il est donc nécessaire de mettre en œuvre tous les moyens possibles pour conserver cette hauteur osseuse.

II – Facteurs anatomiques et chirurgicaux

1- Tissus mous

Pendant une dizaine d'année, la constitution de l'implant, de son pilier et de sa suprastructure étaient considérées comme les éléments principaux de la cratérisation osseuse péri implantaire. Cependant des études récentes démontrent l'importance des tissus mous autour de l'implant dans cette préservation osseuse.

Avant même de procéder à la pose de l'implant, des analyses pré implantaires doivent être réalisées. On pense alors à une analyse radiologique pour le positionnement de l'implant ou l'évaluation des structures anatomiques à risque. Mais il est aussi très important pendant cette étape d'analyser les tissus mous qui vont venir cercler l'implant. On va donc s'intéresser à la gencive à différents niveaux : son épaisseur d'un point de vue crestal et horizontal ainsi que la quantité de gencive attachée et sa kératinisation.

A. Epaisseur supra- crestale

a- Influence sur l'os

Nous allons nous intéresser à la distance que l'on observe du sommet de la crête osseuse au niveau du site d'implantation jusqu'au sommet de la crête tissulaire au même point. Pour évaluer cette épaisseur, on pourra réaliser un sondage transmuqueux jusqu'au contact osseux. Il est aussi possible de superposer numériquement une acquisition tridimensionnelle du volume osseux et une empreinte optique des tissus mous.

Une étude d'Abrahamson et al. (23) publiée en 1997 évoque l'importance de l'épaisseur de gencive supra-crestale pour obtenir une stabilité osseuse péri implantaire. Dans cette étude, réalisée chez le chien, il est montré que les implants avec une forte épaisseur gingivale

supra-implantaire présentent moins de perte osseuse angulaire péri-implantaire que les implants avec une épaisseur gingivale plus faible.

Cela sera par la suite confirmé dans de nombreuses études dont celle de Linkevicius et al. (24) menée sur un an et regroupant 23 patients. Ici, les auteurs ont posé deux implants par patient : un implant test (placé 2 mm au-dessus du niveau osseux) et un implant contrôle placé à hauteur de crête sans augmentation osseuse. Deux groupes sont créés selon l'épaisseur gingivale du patient : le groupe A avec une épaisseur muqueuse fine soit 2 mm de gencive ou moins (moyenne de $1,95 \pm 0,3$ mm) et le groupe B avec une épaisseur gingivale plus épaisse (moyenne de $3,32 \pm 0,76$ mm). Les étapes prothétiques ont été lancées 2 mois après implantation à la mandibule et 4 mois après la chirurgie au maxillaire. Les patients ont été rappelés 6 et 12 mois après la mise en charge prothétique. À chaque visite, les restaurations prothétiques ont été évaluées selon leur mobilité, l'hygiène buccale, les affections des tissus mous péri-implantaires et la satisfaction du patient. Des radiographies intra-orales ont été réalisées pour évaluer les modifications osseuses. Celles-ci ont alors été mesurées par comparaison avec les radiographies réalisées juste après l'implantation. La perte osseuse moyenne par implant test dans le groupe A (implant supra-crestal avec « gencive fine ») était de $1,45 \pm 0,55$ mm et de $0,26 \pm 0,08$ mm dans le groupe B (implant supra-crestal avec « gencive épaisse ») comparé aux implants tests. Ces différences étant statistiquement significatives, on peut donc conclure qu'une épaisseur muqueuse initiale inférieure à 2,5 mm est associée à une perte osseuse crestale supplémentaire après le positionnement de l'implant.

Dans une seconde étude, Linkevicius et al. (25) obtiennent des résultats similaires mais plus significatifs puisque la comparaison entre implant test et implant contrôle est réalisée dans de meilleures conditions : tous les autres éléments pouvant influencer sur les résultats (*platform switching*, matériaux biocompatibles, connexion implantaire ...) que l'on reverra plus en détail dans la suite de ce travail, ont été standardisés. Ainsi, on observe à un an une perte osseuse de 1,8 mm en moyenne autour des implants placés dans des épaisseurs gingivales faibles et seulement 0,22 mm en moyenne autour des implants placés dans des épaisseurs gingivales plus importantes. Ici, une mesure supérieure à 2 mm de gencive crestale verticale était considérée comme épaisse.

b- Seuil d'épaisseur

Les études citées précédemment se limitent à montrer l'importance de l'épaisseur de gencive supra-crestale. Il est alors intéressant de fixer le seuil à partir duquel on pourra parler de conservation du niveau osseux crestal ou « *Zero Bone Loss* ». Il est accepté selon des études anciennes menées chez l'animal que cette épaisseur doit être d'environ 2 mm ; cependant, cela n'est pas comparable chez l'homme et cette épaisseur seuil de gencive supra-crestale doit donc être réévaluée.

On retrouve dans de nombreuses études dont notamment celles de Linkevicius et al. (25,26) des pertes osseuses même avec 2 mm d'épaisseur gingivale supra-crestale. Selon ces études, on observe une diminution conséquente de la perte osseuse dès lors que l'épaisseur crestale est inférieure à 3,32 mm autour d'un implant classique et inférieur à 2,98 mm autour d'un implant avec *platform switching* (ce point sera développé dans le chapitre V.3.B).

Cette zone muqueuse supra implantaire, comme nous l'avons vu précédemment, se différencie lors de la cicatrisation de l'implant en un joint biologique dont l'utilité principale est de créer une herméticité entre le milieu buccal septique et le tissu osseux. La partie épithéliale de l'espace biologique mesure 2,14 mm et la partie conjonctive 1,66 mm. Soit une dimension nécessaire d'environ 3,80 mm autour d'un implant pour créer un joint biologique correct (3). L'espace biologique a une mémoire dimensionnelle : il sera conservé lors de sa création et tout au long de la vie de l'implant. Si le positionnement de l'implant ne permet pas de respecter les dimensions de l'espace biologique péri-implantaire un phénomène de cratérisation osseuse se produira dans le but de regagner la hauteur. (22) Cela est confirmé par Tomasi et al. (22) en 2010 sur des biopsies d'implants ne présentant pas de défauts osseux. On s'aperçoit alors que la moyenne de hauteur crestale des tissus péri implantaires est de 3,6 mm (1,9 mm pour le joint épithélial et 1,7 mm pour le joint conjonctif).

On peut alors établir qu'un seuil d'épaisseur convenable des tissus mous supra-crestaux est de 3,6 mm mais qu'une valeur optimale de 4 mm est souhaitable. (Figure 4)

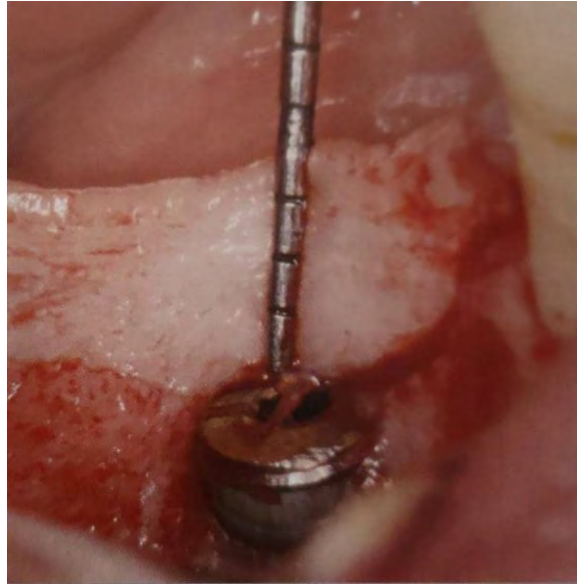


Figure 4: Epaisseur muqueuse supra-crestale optimale.

Sondage muqueux avec lambeau de pleine épaisseur ; on observe une mesure de 4 mm.
(Issue de Linkevicius et al. 2019 (7))

B. Gencive attachée et kératinisation

La nécessité d'avoir, avant implantation, de la muqueuse kératinisée et attachée sur le site d'implantation est soumise à controverse dans la littérature. De nombreuses études montrent des pertes osseuses péri-implantaires en cratères et des pertes d'attaches lors des premières étapes de cicatrisation lorsque la gencive attachée est insuffisante.(27–29) Des rapports de cas cliniques montrent aussi le gain osseux obtenu lorsque l'on greffe des tissus dans le but d'obtenir une gencive kératinisée.(30) Cependant, certaines études ne soutiennent pas cette idée et démontrent une inutilité de cette gencive kératinisée. (31,32)

Le mécanisme de perte osseuse n'est donc pas connu ni prouvé mais les auteurs proposent plusieurs hypothèses : la présence de gencive attachée permettrait une immobilisation des tissus autour de l'implant et faciliterait donc la création des barrières conjonctives et épithéliales autour de celui-ci. Une autre hypothèse voudrait que la présence de gencive attachée permettrait de limiter l'effet d'aspiration bactérienne dans le sillon péri-implantaire liée à la mobilité des tissus mous péri-implantaires créant un phénomène inflammatoire et

entraînant une résorption osseuse crestale. (7) Enfin Adibrad et al (29) en 2009 démontreront qu'une absence de gencive kératinisée autour des implants entraînera une diminution de la capacité à réaliser une hygiène correcte et donc entraînera une accumulation de plaque plus importante, une récession muqueuse, une inflammation et la perte de tissus osseux. Ce point est cependant démenti dans une étude de Heckmann et al. (33)

Une méta analyse de Wennström et Derks (34) basée sur 17 études dont 15 ont été faites chez l'homme et 2 chez l'animal conclut que les éléments en faveur de la nécessité d'avoir des tissus kératinisés autour des implants pour le maintien de la stabilité des tissus péri-implantaires sont insuffisants. Les auteurs relèvent cependant une tendance à la récession des tissus si on implante dans un site dépourvu de muqueuses kératinisées.

Des études comparatives supplémentaires sont nécessaires pour confirmer cette hypothèse car il manque de preuves dans la littérature mais le consensus actuel recommande, pour ne pas prendre de risques, la présence d'au moins 2 mm de gencives kératinisées en lingual (ou en palatin) et en vestibulaire du lieu d'implantation. (35)

C- Améliorer les facteurs tissulaires

Dans de nombreuses situations cliniques, on va manquer d'épaisseur de tissus mous crestaux ou même de gencive attachée. La relation entre épaisseur tissulaire et conservabilité d'un os en périphérie de l'implant ostéointégré est donc immuable. Une technique de restauration de volume muqueux péri implantaire doit donc être envisagée si, lors de consultation pré implantaire, un manque est observé. Des techniques plus ou moins invasives peuvent être mises en place pour recréer ce volume. On appliquera une technique plutôt qu'une autre en fonction de la situation clinique (manque d'épaisseur gingivale et volume osseux disponible).

a- Ostéotomie verticale de l'os crestal

Dans cette technique, on va retirer du volume osseux verticalement. Cela peut paraître contre-productif dans notre démarche mais cela permettra de gagner en épaisseur gingivale crestale et d'éviter une perte osseuse en cratère non contrôlée. Les premières spires de l'implant ne seront donc pas découvertes et on gagnera de l'ostéointégration.

En réalisant cette ostéotomie, on va enlever la partie saillante de la crête qui s'est formée lorsque le site était édenté. On gagnera en épaisseur muqueuse verticale et on obtiendra un profil osseux horizontal plan, ce qui permettra de placer l'implant dans de meilleures conditions. Il faudra veiller à ne pas toucher aux papilles osseuses mésiales et distales. (Figure 5)

Hudieb et al. (36) a étudié cela en 2010 en testant sur différents sites différents niveaux d'ostéotomie. Sur ces sites ils poseront un implant. Les résultats suggèrent que l'élimination des arêtes en lame de couteau améliore la répartition du stress, mais une analyse en amont de l'os présent est primordiale. Il faut évaluer le nombre de millimètres qu'il est possible d'enlever avant d'atteindre un aplatissement total de la crête et / ou la découverte de l'os spongieux qui entraînerait une augmentation marquée des contraintes et des compressions dans l'os péri-implantaire. Ceci rendrait contre-productive l'utilisation de cette approche.

Cette technique ne peut être mise en œuvre que si la taille de l'implant est toujours respectueuse des éléments anatomiques proches une fois que la plastie osseuse a été réalisée. Lors de l'analyse implantaire, il faudra alors prendre en compte la réalisation de cette technique pour évaluer les proximités avec le sinus ou le nerf alvéolaire inférieur notamment...



Figure 5: Placement crestal d'un implant après ostéotomie verticale.

On observera le placement des composants prothétiques (pilier / couronne) au contact des tissus adjacents. (Issue de Linkevicius et al. 2019 (7))

b- Tent pole technique

Dans la technique précédente, nous avons vu une solution pour rétablir l'épaisseur gingivale seulement si le volume osseux sous-jacent est suffisant. Si ce n'est pas le cas, une alternative serait donc d'augmenter chirurgicalement la quantité de muqueuse supra-implantaire.

La création de gencive par la *Tent pole technique* va être possible en plaçant l'implant en juxta osseux avec une vis de cicatrisation de 2 mm puis de réaliser des sutures hermétiques au-dessus de ces deux éléments ; cela permet la création d'un caillot sanguin autour de la vis de cicatrisation. Après ostéointégration (environ 2 mois), on viendra placer une vis de cicatrisation de 4 mm en trans gingival. (Figure 6) Cette technique, proposée par Linkevicius (7) en 2019 semble avoir des résultats intéressants avec un gain moyen de 1,35 mm (moyenne de 2,3 mm d'épaisseur gingivale en amont de l'intervention et de 3,65 mm après l'utilisation de la vis de cicatrisation).

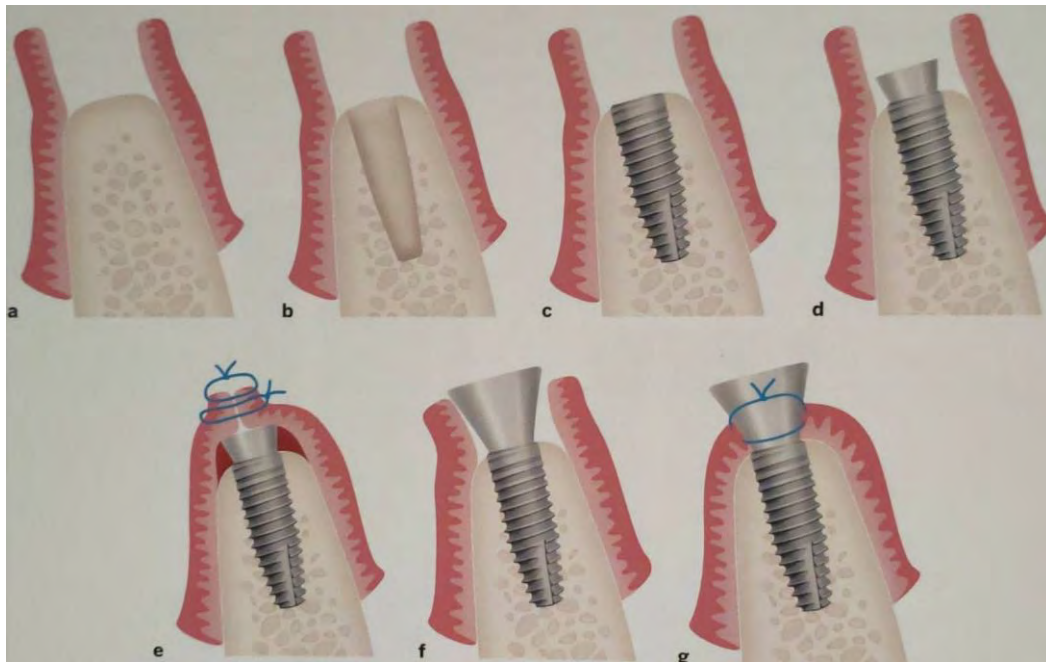


Figure 6: Protocole du Tent pole technique

a. Elévation d'un lambeau de pleine épaisseur ; b. séquence de forages implantaires ; c-d, pose de l'implant et d'une vis de cicatrisation de 2 mm de hauteur ; e. sutures hermétiques au-dessus de la vis de cicatrisation ; f-g. mise en place d'une vis de cicatrisation transgingivale de 4 mm de hauteur après ostéointégration. (Issue de Linkevicius et al. 2019 (7))

L'épaisseur de la muqueuse initiale posera une limite à l'utilisation de cette technique au vu de la nécessité de la réalisation de sutures particulièrement hermétiques au-dessus de la première vis de cicatrisation de 2 mm. La muqueuse initiale doit être assez épaisse pour supporter d'être tractée et mise bout à bout. On estime que l'épaisseur minimale pour réaliser cette technique est de 1 mm.

Bien qu'intéressante, cette toute récente approche n'a pas encore été validée dans la littérature scientifique et ne peut donc pas être recommandée pour augmenter l'épaisseur de gencive crestale.

c- Greffe de tissus mous

Enfin, on pourra choisir de réaliser une greffe gingivale pré-ou per-implantaire allogénique (greffon humain conditionné), autogénique (greffon venant du patient) ou une xénogreffe (greffon d'origine animale) pour regagner l'épaisseur muqueuse nécessaire. Ces trois moyens de reconstitution sont concluants et on peut espérer un gain d'environ 2 mm d'épaisseur gingivale, la création d'un joint biologique efficace et donc éviter la perte osseuse crestale péri implantaire. Cependant chaque type de greffe a ses avantages et ses limites.

La greffe autogénique fut la première à être utilisée dans ces cas-là. Le greffon est prélevé au palais ou sur la tubérosité maxillaire dans le même temps que la chirurgie implantaire pour la reconstitution du volume gingival. L'inconvénient de cette méthode est la comorbidité liée au site donneur. En effet, le greffon est prélevé chez le patient. Il faut alors gérer le risque hémorragique et les douleurs post opératoires.

Pour les greffes allogéniques, Linkevicius et al. ont mené plusieurs études sur le sujet en établissant le lien direct entre l'utilisation de ces greffons ADM (matrice dermique acellulaire) et la stabilisation de l'os autour des implants grâce à l'augmentation de l'épaisseur biologique. Pour cela deux études ont été réalisées, utilisant deux techniques d'enfouissement de greffons différentes : submergées (26) et non submergées (37) (Figure 7). Les greffes submergées se font en deux temps chirurgicaux : tout d'abord la mise en place de la greffe puis dans un second temps, après stabilisation du greffon, la pose de l'implant. Les greffes non submergées, quant à elles, se réalisent en même temps que le placement de l'implant. C'est-à-dire que l'implant est enfoui et le matériau de greffe est placé par-dessus. Quel que soit le procédé de mise en place du greffon, les résultats sont satisfaisants. On notera une augmentation moyenne de 2,33 mm de tissu muqueux (de 1,5 à 3,83 mm) et une perte osseuse significativement plus faible autour des implants ayant été greffés comparée à la perte osseuse autour d'implant ayant une épaisseur tissulaire faible.

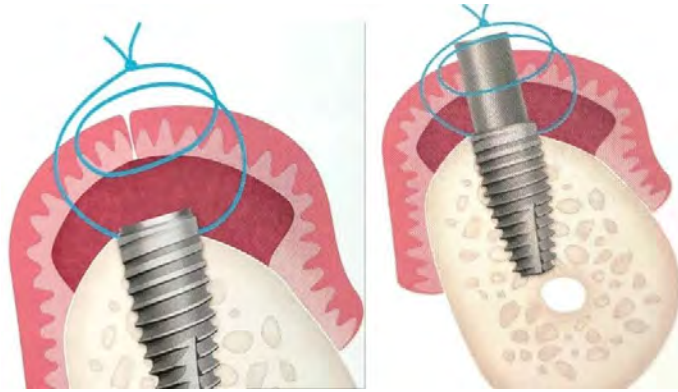


Figure 7: Techniques d'enfouissements du greffon

A gauche : technique d'enfouissement submergée ; le greffon est placé au-dessus de l'implant mis en place et les tissus mous viennent recouvrir ces deux éléments. A droite : technique d'enfouissement non submergée ; le greffon est percé en son centre pour laisser place à la partie transmuqueuse de l'implant. (Issue de Linkevicius et al. 2019 (7))

Ce type de greffe est donc bien efficace quel que soit le procédé de mise en place au contact de l'implant. Cependant, Schmitt et al., dans une étude comparant l'utilisation d'autogreffe et d'allogreffe avant la mise en place d'un implant, a mis en évidence une limite dans leur utilisation : le greffon rétrécit avec le temps de manière significative. Ainsi, à 5 ans, on retrouve une perte de 52,89% de muqueuse kératinisée régénérée et seulement 40,65% si la greffe est autogène. (38)

Une alternative se présente avec les xéno greffes de membrane collagéniques d'origine porcine. Selon une étude de cas de Puisys et Linkevicius, avec ce type de matrice, les auteurs obtiennent au bout de deux mois une gencive saine avec une augmentation de hauteur de $0,8 \pm 0,13$ mm en moyenne. Histologiquement, cette étude montre que la matrice de collagène est complètement intégrée dans le tissu gingival : selon la numération fibroblastique et monocytaire le greffon ne présente pas de rejet ou de signe d'inflammation et le greffon montre une vascularisation abondante. La membrane du greffon et le tissu conjonctif sous-jacent à l'implantation présentent une concentration de vaisseaux sanguins assez similaire et un pourcentage de vascularisation similaire. La membrane est parfaitement acceptée dans le tissu et aucune complication n'est à déplorer. (39) (38)

Ce type de greffon est donc recommandable pour notre utilisation dans le cadre du maintien du niveau osseux crestal.

d- Placement sous crestal de l'implant

Une dernière possibilité pour regagner de l'épaisseur de muqueuse consiste à adapter la position verticale d'implantation dans l'os (serait donc de le placer en sous-crestal) pour laisser place à une bonne formation de l'attache épithéliale protégeant l'os. (40)

Dans une étude de 2018, Vervaeke et al. (41) vont venir comparer la mise en place d'un implant en position crestale sans se préoccuper de l'épaisseur muqueuse minimale et une implantation sous le volume osseux en accord avec l'épaisseur tissulaire. Par exemple, selon les études précédentes, il est convenu d'avoir au minimum 3,6 mm d'épaisseur muqueuse sur le site d'implantation avant une chirurgie. Si la muqueuse révèle une épaisseur de 2 mm, il viendra alors de placer l'implant 1,6 mm sous le niveau osseux. Dans cette étude, 50 implants sont donc placés en techniques submergées ou non submergées sur 25 patients. Des radiographies sont alors prises à 3 et 6 mois puis à 1 et 2 ans après implantation et des examens cliniques sont réalisés à une semaine, 1, 3 et 6 mois et 1 et 2 ans. Les auteurs observent une perte osseuse autour des implants placés en position crestale ce qui confirme l'importance d'une muqueuse épaisse avant implantation. En rattrapant le manque d'épaisseur gingivale par l'enfouissement implantaire, il n'y a pas de perte osseuse autour de l'implant et il y a des différences significatives avec la technique non submergée. Au bout de deux ans, un implant placé en position crestale sans épaisseur muqueuse adaptée pourra perdre jusqu' à 2,61 mm d'os selon cette étude alors qu'avec la technique submergée, les auteurs relèvent une perte de 0,3 mm au maximum.

Evidemment, comme pour l'ostéotomie osseuse crestale, il faut que le volume d'os disponible soit suffisant et que la pose de l'implant plus profondément dans l'os ne gêne pas les structures anatomiques alentour. De plus, le placement d'un implant en sous crestal oblige à être plus rigoureux et établit de nouvelles règles en ce qui concerne l'enfouissement des différentes structures de l'implant et du pilier. C'est ce que nous allons voir, entre autres, dans la partie suivante.

2- Positionnement tridimensionnel de l'implant

Un mauvais positionnement tridimensionnel de l'implant peut créer des résorptions osseuses crestales par envahissement de l'espace biologique et compression du réseau vasculaire péri implantaire. (42,43) Cette notion a été exposée dès 1993 par Esposito et al. qui remarqueront une perte osseuse marginale dépendant de la proximité entre un implant et les dents adjacentes. (44)

A. Positionnement horizontal

L'implant doit être placé au milieu de l'espace mésio-distal. Il existe un espace biologique horizontal à respecter ; cet espace doit avoir une valeur minimale selon le contexte :

- Lorsqu'il s'agit d'un implant à côté d'une dent, la distance minimale de l'espace interproximal doit être de 1,5 à 2 mm. (44) (45) (Figure 8)
- Lorsqu'il s'agit de deux implants côte à côte, la distance minimale doit être de 2,5 à 3 mm. (43) (Figure 8)

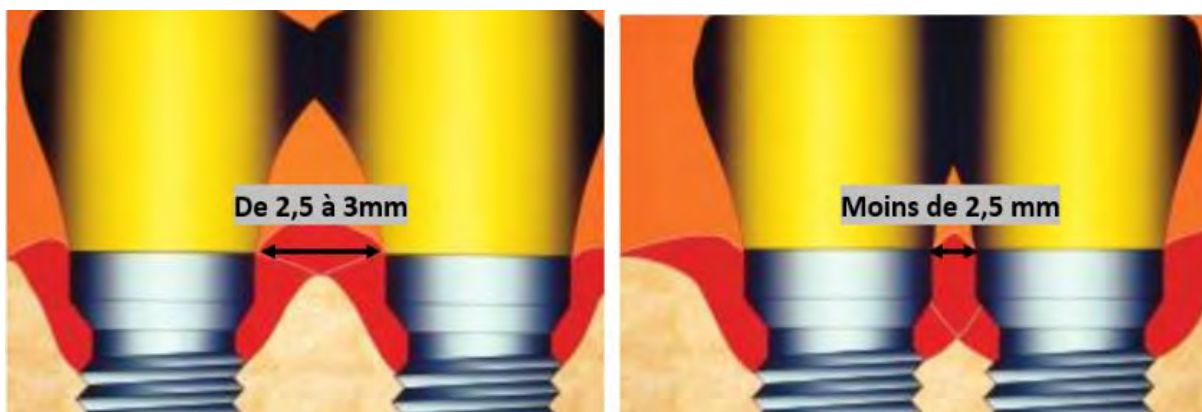


Figure 8: Perte osseuse entre deux implants liée à leur proximité (moins de 2,5mm)
(Adaptée de Tarnow et al. 2000 (43))

La faible vascularisation des tissus péri-implantaires explique la nécessité d'une distance plus importante entre deux implants qu'entre un implant et une dent. Ainsi, pour le remplacement d'une dent unitaire, il faudra s'assurer d'avoir l'espace minimum requis dans le sens mésio-distal.

B. Positionnement sagittal

L'implant ne doit pas réduire l'épaisseur des parois osseuses vestibulaires et linguales/palatines qui ne doivent pas être inférieures à 2 mm. Cela a été démontré par Spray et al. en 2000 qui ont analysé les réponses osseuses suite à des placements implantaires trop vestibulés, trop palatinisés ou trop lingualés. Des résorptions osseuses ont alors lieu de manière significatives si cette dimension sagittale n'est pas respectée.(46)

C. Positionnement vertical

Un implant peut être placé dans l'os en position crestale, subcrestale ou supra-crestale. Dans les implants *bone level*, c'est le sommet de l'implant qui est placé aux différents niveaux crestaux. Pour les implants *tissue level*, c'est la limite entre surface rugueuse et surface lisse de l'implant qui est placé aux différents niveaux crestaux, la partie supérieure de l'implant émergeant dans la cavité buccale.

Dès les années 1990, Hämmerle et al. (47) et Hermann et al. (48) (49) vont démontrer sur les deux types d'implants la présence d'une perte osseuse significative sur des implants placés en limite sous gingivale. La perte est d'environ 2 mm puis se stabilise après la période de cicatrisation. Ce qui ressort de ces études est la présence d'une perte osseuse lors d'un enfouissement trop important de la jonction entre surface rugueuse et surface lisse. L'os qui se situe au contact de la surface lisse de l'implant ne va pas s'ostéointégrer et va finir par se résorber. Ces résultats seront confirmés plus tard par Jones et al. (50) en 2006 et par Weng et al. en 2008. (51)

Dans des études plus récentes (citées plus haut) les auteurs prônent l'utilisation d'implants sous-crestaux dans certaines situations.(40,41) On envisagera ce positionnement lorsque toutes les techniques du concept de *Zero Bone Loss* peuvent être mises en application et que les besoins cliniques se présentent.(40) Sinon un positionnement crestal ou supra-crestal avec une bonne gestion des tissus mous de l'implant sont recommandés.

III – Design de l'implant

1- Caractéristiques macro géométriques de l'implant

A- La forme de l'implant (52)

La macro géométrie des implants a évolué depuis les implants Brånemark de 1981. On retrouve toujours un apex, un corps, un col et un système de connexion en coronaire ainsi que des spires et une surface permettant une bonne intégration mais le concept s'est modernisé à tous les niveaux (Figure 9) :

- L'apex présente désormais une taille plus réduite et est auto-taroudant permettant de maximiser la stabilité primaire.
- Le corps n'est plus cylindrique ou conique mais présente une forme en spirale avec un effet d'ostéome pour condenser l'os en périphérie.
- Les spires sont plus agressives et leurs dimensions diffèrent en fonction de leur localisation sur l'implant. Certains implants présentent des doubles spires permettant l'échappement des copeaux d'os au moment de la mise en place.
- Le col est de taille rétrécie comparé au reste de l'implant, conique vers le haut et présente des mini spires.
- La surface est en titane rugueux avec à sa surface une couche d'oxydation permettant une stabilité secondaire plus rapide.

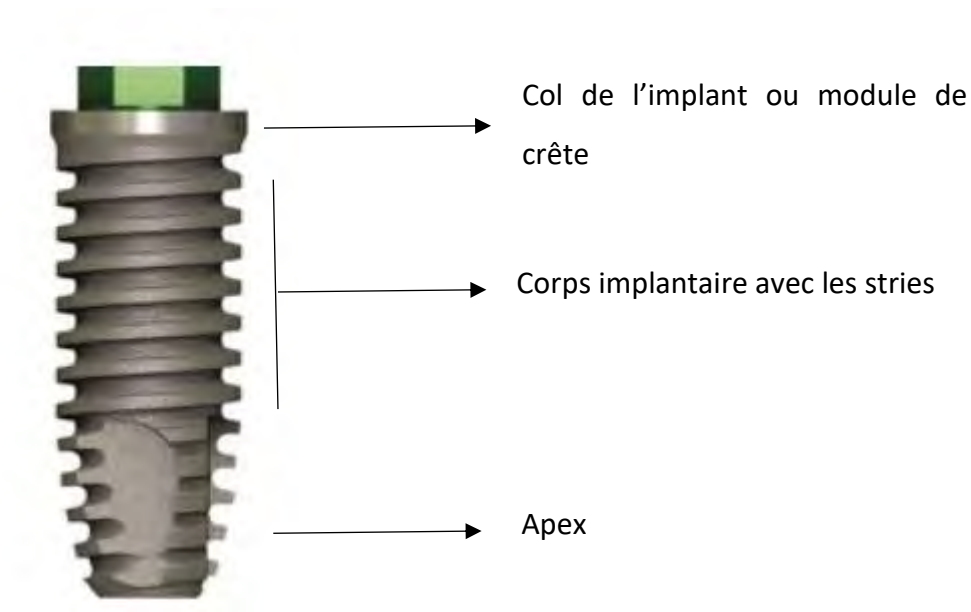


Figure 9: Les différentes parties de l'implant

(Adaptée de Misch et al. 2015 (53))

B- Le type de l'implant (54)

Tous les implants peuvent être séparés en deux catégories, *bone level* et *tissue level*.

Les implants dits *bone level*, introduits par Branemark et al., sont réalisés de manière à ce que la plateforme de l'implant soit juxta osseuse. Sa limite supérieure coïncide donc avec la surface de la crête osseuse. La mise en fonction de l'implant introduit la notion de pilier transmuqueux, qu'il soit transitionnel (pilier ou vis de cicatrisation) ou prothétique (suprastructure ou pilier implantaire). Lors de la connexion d'un pilier implantaire, un espace se créera entre celui-ci et l'implant, créant un « *microgap* » qui doit être pris en compte lors de l'enfouissement de l'implant. (Figure 10)

Les implants *tissue level*, introduits en 1976 par Schroeder, présentent quant à eux un col transmuqueux qui permet de réaliser l'adhérence avec les tissus mous péri implantaires sans passer par des piliers prothétiques. (Figure 10)

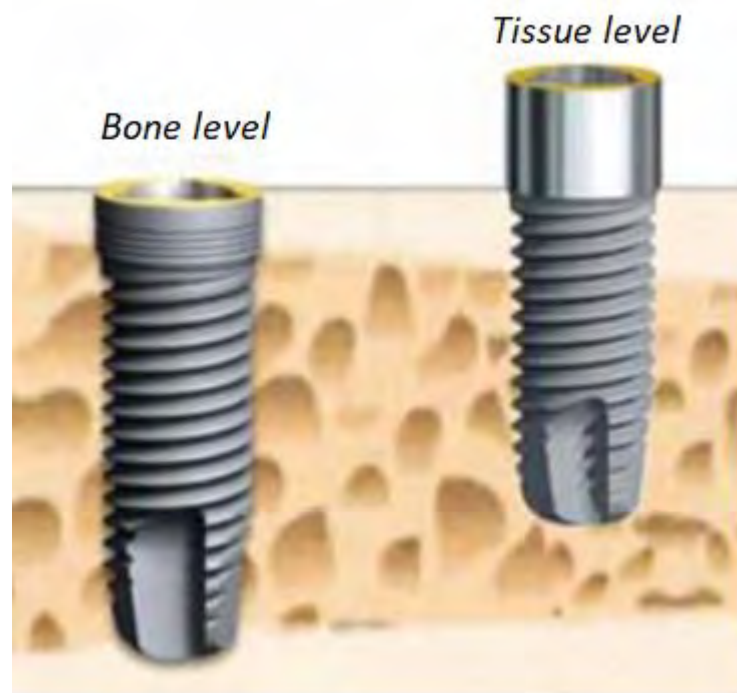


Figure 10: Implants de type *bone* et *tissue level*

A gauche : l'implant de type *bone level* ; à droite l'implant de type *tissue level* (Issue de Shin Y-K et al. 2006 (55))

C- Les dimensions de l'implant

Le diamètre et la taille de l'implant sont déterminés lors de l'analyse pré-implantaire et notamment au cours de l'analyse radiologique en 3D. Par exemple, un implant court de diamètre important peut être placé en bouche dans le but d'éviter les structures anatomiques environnantes (sinus, nerfs...)

Dans notre objectif de minimiser la perte osseuse crestale, il est indispensable de prendre en considération les dimensions implantaires. Dès 1999, Ivanoff et al. montreront l'importance du diamètre de l'implant sur les pertes osseuses crestales (56) . Les forces appliquées sur l'implant ne se répartissent pas de la même manière au niveau du col implantaire selon ses dimensions et peuvent entraîner des surcharges sur l'os crestal à l'origine de résorptions (Cf. chapitre VI.2.A).

Petrie et al. montreront en 2005 la répartition des forces crestales sur 16 types d'implants de tailles et de diamètres différents par méthode des éléments finis. Ce qui ressort de cette étude est une division par 3,5 de la force crestale lorsque l'on augmente la longueur de l'implant et une division par 1,65 de cette force lorsque l'on augmente le diamètre. Ainsi, un implant de diamètre normal et relativement long semble être le meilleur type d'implant pour conserver le volume osseux crestal. Les implants étroits et courts devraient être évités pour prévenir la résorption d'os dans la région crestale. Plus spécialement en présence d'un os de faible densité.(57) (Figure 11)

D'autres études comme celle de Baggi et al. (58) en 2008 confirmeront ces résultats en réalisant des tests, toujours en modélisation 3D, sur des designs d'implants existant dans le commerce.

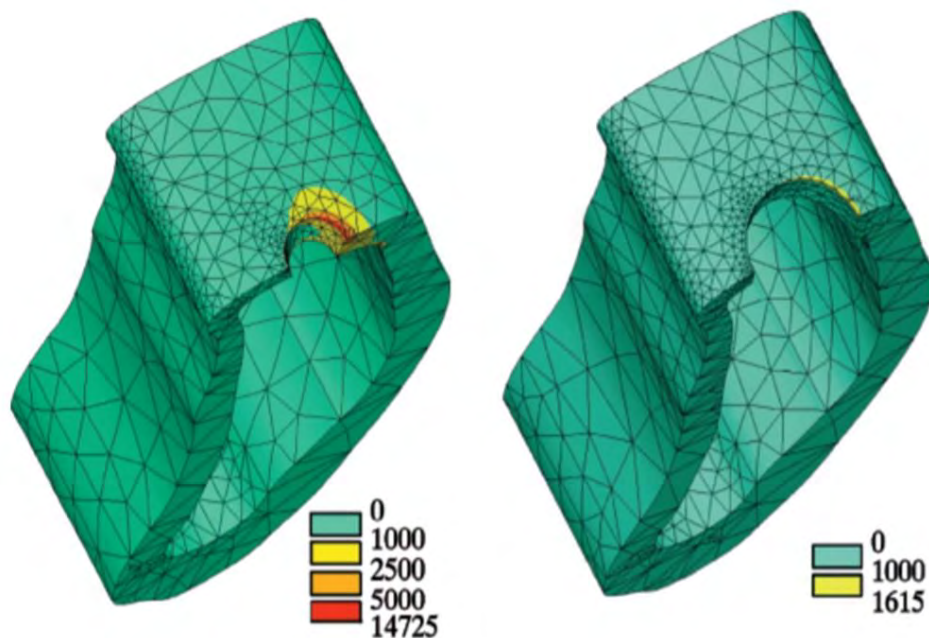


Figure 11 : Répartition stress de Von mises sur deux implants de diamètre et de taille différents.

A gauche : la répartition du stress autour d'un implant court (5,75 mm) et présentant un faible diamètre (3,5 mm) est testé. La partie rouge correspond à une zone pathologique de surcharge ; à droite : la répartition du stress autour de l'implant le plus long de l'étude de Petri et al. (23,5 mm) et présentant le plus grand diamètre crestal (6 mm). (Issue de Petri et al. 2005 (57))

2- Col implantaire ou module de crête

Comme il a été vu précédemment, le col implantaire ou module de crête est la partie la plus coronaire des implants type *bone level* et est une zone de l'implant placée dans l'os. Chaque fabricant propose des formes, des constitutions et des états de surface différents. Cette zone de l'implant est soumise à de nombreux stress suite aux mises en charge occlusales et a pour rôle de distribuer le mieux possible ce stress dans l'os environnant. (59) Les régions osseuses autour du col d'un implant sont les zones où le plus de stress a été relevé dans des analyses par éléments finis d'implants mis en charge. (60) (61) Ainsi, dans cette partie, nous allons voir quels sont les modèles de cols implantaires à privilégier pour maintenir ce volume osseux péri implantaire crestal et éviter de soumettre l'os à une surcharge qui entrainerait sa résorption. (62)

A- Forme

Trois formes de cols implantaires sont disponibles sur le marché et ont été analysés par Shen et al. en 2010 (59) en fonction de leur efficacité à répartir le stress lié à l'occlusion autour de l'implant dans l'os : droite, divergente et convergente. (Figure 12)

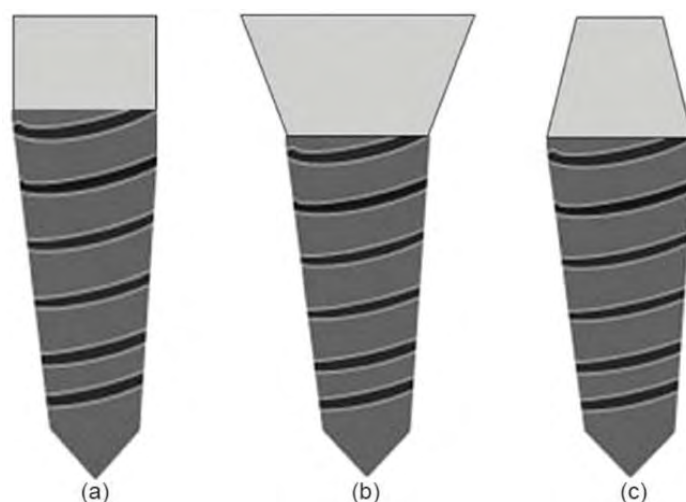


Figure 12: Les trois formes de module de crête

De gauche à droite : droite (a), divergente (b) et convergente (c). (Issue de Aparna et al. 2012 (63))

Shen et al. montreront par analyse d'éléments finis la supériorité des implants présentant des cols divergents en soumettant les trois types de cols à différents types de charges axiales et obliques et sur quatre types d'os (faible densité, haute densité, un os orthotrope et isotrope). (59) Ils observeront une réduction des contraintes dans l'os lors de charges axiales et surtout lors de charges obliques lors de l'utilisation d'un pilier divergent. Par exemple, ils observeront un maximum de stress dans l'os péri implantaire crestal lors de charges obliques à 38 MPa sur des cols divergents contre un maximum de 68.9 MPa sur des implants à cols convergents. Cela est d'autant plus parlant lorsque l'on s'intéresse à la tension au niveau de l'os cortical : celle-ci est enregistrée à 5,314 microstains dans l'os autour d'un implant présentant un col convergent subissant une charge oblique et à 4,051 microstains sur implant à col droit subissant la même charge. Étant donné que les contraintes et les déformations peuvent induire un phénomène de perte osseuse marginale dès 4,000 microstains selon Frost (64) , seul les implants présentant un col divergent sont en dessous de cette limite et se préservent d'une résorption osseuse.

D'autres auteurs comme Bozkaya et. en 2004 montreront l'absence de résorption osseuse autour d'implants du commerce présentant un col convergent (Ankylos®, Astra®, Bicon ®, ITI®, Nobel Bio care®) (65). Misch et al. établiront la supériorité d'un col implantaire incliné de 20° imposant une légère compression à l'os et diminuant le risque de perte osseuse. Ils estiment qu'un col à côtés parallèles (droit) peut contribuer à la perte osseuse crestale. De trop forts cisaillements et un manque de contact sur l'os n'apportent aucune plus-value et au contraire entraînent un manque de sollicitation de l'os et une mauvaise répartition des contraintes occlusales. (53) (Figure 13)



Figure 13: Répartition du stress sur deux implants présentant des formes de col différentes.

A gauche, un implant à col droit et à droite, un implant présentant un col avec une angulation (ici divergent). (Issue de Misch et al. 2015 (53))

Aucun consensus n'est donc établi dans la littérature en ce qui concerne la forme du col implantaire sur la résorption osseuse. Messias et al., dans une revue de littérature de 2018, ne démontreront la supériorité d'aucune forme de col implantaire malgré l'analyse de 32 documents dans leur cohorte. Il ressortira cependant de cette étude l'importance de la micro constitution du col implantaire sur la répartition du stress, sur les surcharges potentielles et donc sur les résorptions osseuses crestaes. (66)

B- Micro et macro constitution

Précédemment, nous avons vu l'importance du placement vertical de la limite implantaire entre surface lisse / surface rugueuse et la partie apicale de l'implant dans l'os cortical. Cette interface est gérée par le col de l'implant. Les implants dans leur partie intra-osseuse doivent comporter une surface striée et rugueuse pour permettre une bonne ostéointégration. Cependant la micro-constitution de l'implant devient plus problématique quand on se rapproche du col de celui-ci. En effet, cette partie est en contact, non pas avec de l'os spongieux comme pour le reste de l'implant, mais avec l'os cortical et les éléments muqueux alentour (en fonction de l'enfouissement de l'implant).

Différents auteurs s'y sont intéressés et dans la majorité des cas ceux-ci ont comparé trois types de cols implantaires : (Figure 14)

- Rugueux avec des spires, à l'image du reste de l'implant.
- Lisse ou poli.
- Rugueux microfileté (spires resserrées et hautes de 400 µm environ).

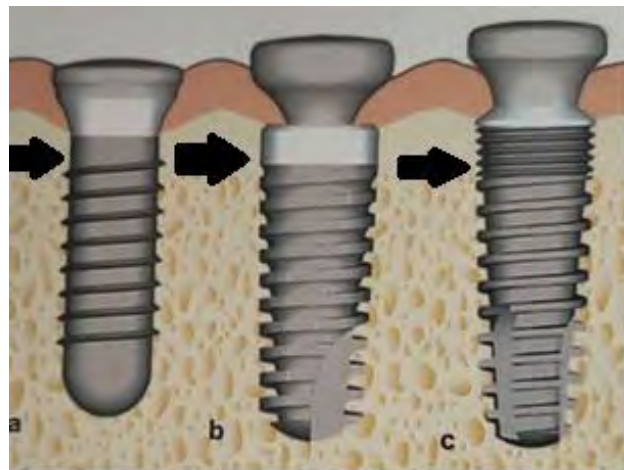


Figure 14: Différents types de cols implantaires.

De gauche à droite : rugueux (a), lisse(b) et microfileté (c). (Adaptée de Linkevicius et al. 2019 (7))

Une différence doit être faite entre les micro constitutions des cols implantaires des implants *bone level* et *tissue level*. Les structures environnantes ne sont pas les mêmes et réagissent différemment au contact des surfaces.

Pour les implants *bone level* :

Shin et al. (55) ont observé une perte osseuse marginale moins importante autour d'implants présentant un col rugueux avec des spires ou un col rugueux microfiletés qu'autour d'implants avec un col lisse. En effet, après mise en charge des implants et contrôles radiologiques tous les trois mois les auteurs observent une perte osseuse significative (perte de $1,32 \pm 0,27$ mm) autour des implants comportant un col lisse usiné et pour les deux autres groupes les résultats sont équivalents et la perte osseuse est nettement diminuée ($0,18 \pm 0,16$

mm et $0,76 \pm 0,21$ mm respectivement). On remarque une perte osseuse diminuée mais non significative dans cette étude autour des implants présentant un col microfileté comparé aux implants présentant un col simplement strié. Cette tendance a été confirmée en 2009 par Piao et al. (67) et par Diago et al. (68) en 2012 qui ont observé une perte osseuse marginale moins importante autour d'implants présentant un col rugueux avec des spires ou un col rugueux microfiletés qu'autour d'implants avec un col lisse. En effet, après mise en charge des implants et contrôles radiologiques tous les trois mois les auteurs observeront une perte osseuse significative (perte de $1,32 \pm 0,27$ mm) autour des implants comportant un col lisse usiné et pour les deux autres groupes les résultats sont équivalents et la perte osseuse est nettement diminuée ($0,18 \pm 0,16$ mm et $0,76 \pm 0,21$ respectivement).

Bae et al. (69) démontreront même l'effet positif sur l'os marginal d'un col présentant des spires encore moins hautes (12 à $8\ \mu\text{m}$) et plus resserrées. Elles sont dites micro rainurées et diminueraient significativement la perte osseuse marginale. Ces différences sont dues à une meilleure répartition du stress autour de l'implant selon les auteurs.

Pour les implants *tissue level* :

Très tôt, Buser et al. vont étudier chez le chien la mise en place d'implants non submergés, non mis en charge, cylindriques et en titane pur se différenciant seulement par la micro constitution de leur col. Les trois catégories de cols précédemment citées y sont représentées : le premier groupe présente le même traitement de surface que celui de la partie apicale de l'implant, le deuxième groupe a juste reçu un sablage fin et le troisième groupe a une surface polie. Les auteurs observeront une tendance de l'os à adhérer de manière plus forte sur les surfaces rugueuses, comme nous l'avons vu précédemment. Les tissus mous vont plus facilement adhérer à des surfaces lisses.(70) Pour les implants *tissue level*, la limite entre surface lisse et rugueuse doit être placée au niveau de la crête alvéolaire et la surface transmuqueuse doit respecter les mêmes règles que les piliers que nous verrons plus tard dans ce travail. (Cf. chapitre V.1)

IV – Facteurs prothétiques

1- Partie transmuqueuse

Cette partie correspond soit au pilier implantaire pour les implants *bone level* et correspond à la continuation du col implantaire pour les implants *tissue level*. Elle se situe donc au niveau de l'attache biologique de l'implant et permet, entre autres, sa formation et son maintien dans le temps et dans l'espace. Cette attache biologique va permettre d'éviter une cratérisation osseuse. La constitution ainsi que la forme de la partie transmuqueuse de l'implant sont à prendre en compte pour permettre une bonne stabilité de cette attache mais aussi pour permettre une bonne répartition du stress dans l'os crestal environnant lors de la mise en charge de l'implant.

A- Macro géométrie

Quatre designs de pilier ou de col implantaire transmuqueux sont à considérer : concave, convergent, parallèle et divergent. (Figure 15) Chacune de ces formes possède des propriétés différentes sur les tissus mous et durs alentours.

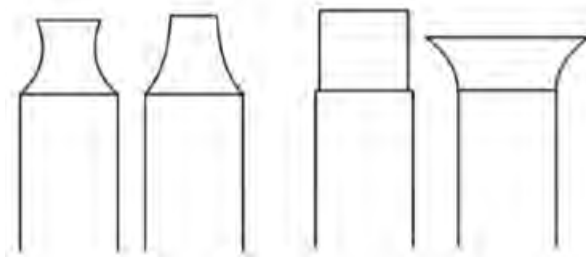


Figure 15: Quatre conceptions d'éléments transmuqueux.

De gauche à droite : concave, convergent, parallèle, divergent. (Issue de Valente et al. 2020 (71))

Valente et al. (71) vont étudier ces différents profils d'éléments transmuqueux dans une revue de la littérature avec méta analyse et vont montrer que les éléments convergents et concaves présentent un réel intérêt dans la préservation de l'os marginal péri implantaire.

Le pilier gingival convergent a été développé dans l'idée de maximiser l'espace disponible pour les tissus mous, qui est occupé par l'épaule coronaire encombrant présent sur les piliers divergents. Cela est démontré dans une étude de Canullo et al. en 2017 où, sur une période de 18 mois, les auteurs vont étudier la réponse des tissus mous et durs autour d'implants transmuqueux avec un collier convergent. On observe alors une légère perte initiale osseuse de l'ordre de 0,5 mm puis une stabilisation. Les implants analysés semblent contribuer à prévenir le remodelage osseux négatif généralement associé aux systèmes d'implants en deux parties.

Le profil incliné des piliers gingivaux convergents permettrait aux tissus de glisser coronalement dans les premières phases de la cicatrisation, créant un joint conjonctif plus épais et au-dessus du *microgap* entre implant et pilier pour les implants *bone level*. (72)

De plus, Il est important que le pilier implantaire ainsi que la future couronne (dans sa continuité) respectent un angle d'émergence de 15 à 20 degrés. (73,74) En effet, un sur-contour entraînera une compression de la gencive (plus de 20 degrés). Et en présence d'un sous-contour on obtiendra un défaut de soutien de la gencive marginale, risquant d'entraîner une accumulation de débris alimentaires autour du sulcus. Ces deux éléments pourront induire une inflammation gingivale puis une résorption osseuse. Cet angle d'émergence pourra être obtenu dans certain cas en réalisant une ostéotomie crestale (Cf. chapitre III.1.C.a).

B- Hauteur

Comme nous l'avons vu précédemment, la cratérisation autour des implants peut être attribuée à l'établissement imparfait de l'espace biologique. En théorie, l'utilisation de piliers plus hauts pour relier la couronne à l'implant offrirait l'espace nécessaire pour que l'adaptation des tissus mous se fasse dans de bonnes conditions et avec une bonne épaisseur. On chercherait alors en augmentant la taille du pilier à éloigner la couronne du niveau osseux et ainsi aménager un espace suffisant pour la création du joint biologique.

Marconcini et al. (75) en 2009, vont réaliser une analyse multicentrique de la perte osseuse autour des implants. Dans cette étude, la hauteur du pilier y est décrite comme un élément majeur de la perte osseuse péri implantaire. Les auteurs analysent ici des connexions implant-pilier convergentes un an après la mise en charge prothétique. Ils mesurent radiologiquement la distance entre le pilier implantaire et la zone la plus apicale de contact entre l'os et l'implant. Des radiographies sont prises au moment de la mise en charge puis tous les 6 mois sur une période d'un an et demi. Les critères d'évaluation sont multiples mais un est significatif : la hauteur de la suprastructure / pilier implantaire. Plus la suprastructure est grande moins la perte osseuse sera importante (pour une suprastructure de 4 mm : $-0,20 \pm 0,83$; 5 mm : $-0,20 \pm 0,70$; 6 mm : $-0,08 \pm 0,34$). Ainsi, l'analyse multidimensionnelle réalisée dans le cadre de cette étude a montré un effet significatif de la hauteur du pilier sur la perte osseuse marginale : Les implants avec des piliers plus longs (> 5 mm) semblaient avoir une résorption osseuse minime. Et à contrario, un pilier d'une hauteur inférieure à 2 mm ne fournit pas suffisamment de hauteur aux tissus mous pour respecter l'espace biologique péri-implantaire. Les piliers longs pourraient être associés à un biotype gingival plus épais, qui à son tour serait plus efficace pour prévenir l'infiltration inflammatoire et donc permettre la préservation osseuse.

La hauteur du pilier est donc importante dans le maintien du volume osseux crestal et cela est confirmé et testé dans une étude de Galindo-Moreno et al. de 2014 (76) qui vont comparer 5 hauteurs de piliers de 0 mm, 0,5 mm, 1 mm, 2 mm et 4 mm. (Figure 16)

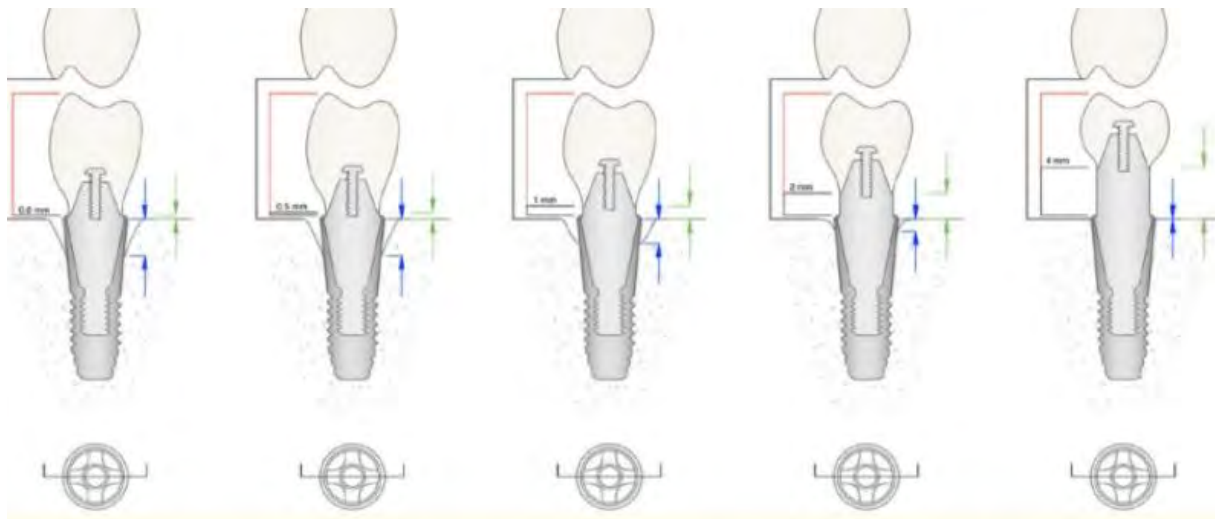


Figure 16: Différentes hauteurs de piliers testés dans l'étude de Galindo Moreno et al.

De gauche à droite : 0 mm ; 0.5 mm ; 1 mm ; 2 mm et 4 mm. (Issue de Galindo-Moreno et al. 2014 (76))

Après mise en charge prothétique des radiographies rétro alvéolaires sont prises à 6 et 8 mois et la perte osseuse marginale mésiale et distale est mesurée. Les auteurs constatent alors une perte osseuse significativement plus élevée pour les piliers prothétiques plus courts. Plus le pilier est court, plus la perte osseuse est importante.

Vervaeke et al. (77), à leur tour, montreront des changements plus importants du niveau osseux pour les implants avec des piliers courts. Les auteurs obtiennent les résultats suivants : (Figure 17)

- Si la hauteur de pilier est inférieure à 2 mm, on perd 1,17 mm à 1 an et 1,23 mm à 2 ans de hauteur osseuse crestale par rapport aux piliers longs (≥ 4 mm) ;
- Si la hauteur du pilier est de 2 mm, on observe une perte de 0,86 mm à 1 an et 1,03 mm de tissus osseux à 2 ans par rapport aux piliers longs (≥ 4 mm) ;
- Si la hauteur du pilier est de 3 mm, on perd 0,38 mm à 1 an et 0,41 mm à 2 ans de hauteur osseuse crestale par rapport aux piliers longs (≥ 4 mm).

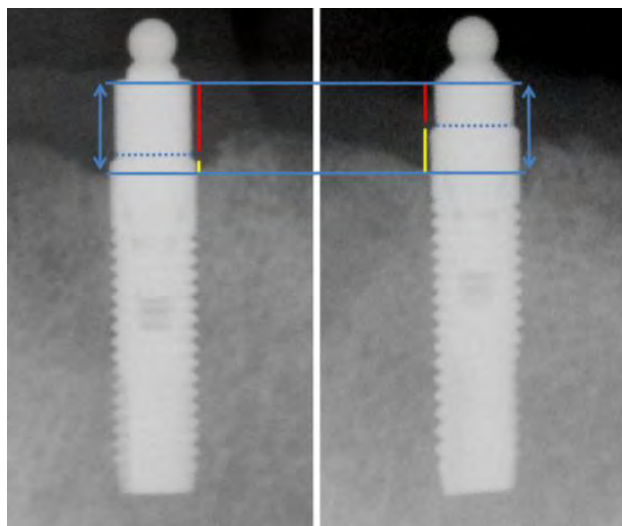


Figure 17: Deux radiographies d'implants avec différentes hauteurs de pilier.

A gauche, le pilier mesure 3 mm de haut et 1,5 mm à droite. Le trait rouge correspond à la hauteur du pilier, le jaune au niveau osseux perdu et la flèche bleue (identique) à la somme des deux. (Issue de Vervaeke et al. 2014 (77))

La nécessité d'une hauteur minimale du pilier est liée aux besoins tissulaires pour créer un espace biologique de cicatrisation. Si cette hauteur n'est pas disponible, l'établissement de l'espace se fera au détriment de l'os sous-jacent dans de moins bonnes conditions comme nous l'avons vu précédemment. L'espace biologique mesurant 3,5 mm en moyenne, il est recommandé d'utiliser des structures transmuqueuses respectant cette hauteur, donc de 4 mm minimum.

De plus, il est intéressant de noter que certains types de matériaux utilisés en implantologie, pour les suprastructures notamment, ne sont pas biocompatibles. Le contact de ces matériaux avec les tissus mous péri implantaires entraîne une récession gingivale par manque d'accroche cellulaire à leur surface et si cette récession n'est pas prévue en amont, une récession gingivale puis osseuse sera à déplorer. C'est le cas, par exemple, pour les céramiques vernies recouvrant des armatures métalliques par exemple. Il faudra alors augmenter la hauteur du pilier implantaire pour éloigner le plus possible cette céramique des tissus mous et ainsi garantir une meilleure biocompatibilité. (7,78) Ainsi, le choix des matériaux de constitution des parties en contact avec les tissus mous et leurs connaissances sont aussi très importants pour éviter les cratérisations osseuses, c'est ce que nous allons voir dans la prochaine partie.

C- Matériaux de constitution

Les matériaux qui constituer le pilier de l'implant ou le col transmuqueux de celui-ci vont devoir permettre l'adhésion des éléments tissulaires alentour. Ainsi pour qu'un matériau soit compatible avec une restauration de longue durée et ne créant pas de défaut osseux il faut que celui-ci permette une adhésion conjonctive efficace tout en pouvant être nettoyé facilement et ne créant pas d'accumulation de plaque/ biofilm bactérien à sa surface. (48)(6)

a. Choix du matériau

Pendant longtemps, les piliers individuels en or coulé ont été considérés comme le meilleur compromis dans les solutions prothétiques personnalisées mais l'or manque de biocompatibilité. Abrahamsson et al. (78) en 1998 montrent que les tissus mous péri implantaires ne forment pas de barrière muqueuse assez forte autour des piliers en or pour permettre une bonne étanchéité et donc on observera une récession osseuse. Dans cette même étude, les auteurs montrent que la céramique dentaire ne semble pas être non plus un matériau approprié pour l'établissement d'une adhérence fiable des tissus mous. Les résultats avec la céramique feldspathique n'étaient pas favorables non plus, car la récession des tissus mous et la perte osseuse étaient les plus importantes le long de ce matériau.

Magne et al. (79) en 2011 proposent de réaliser des piliers en résine composite comme alternative ; ceux-ci se sont avérés aussi résistants que ceux en zircone lors de plusieurs tests *in vitro*. Cependant Kanao et al.(80) montreront en 2013 que les surfaces en résine composite favorisent l'accumulation de plaque dentaire et donc l'apparition d'une inflammation des muqueuses par rapport au titane. Par conséquent, l'utilisation de piliers en résine composite reste limitée.

Les récents progrès technologiques en matière d'usinage mais aussi les différentes études recommandent deux matériaux pour la fabrication de piliers : la zircone et le titane.

Pendant des décennies, le titane a été le matériau de référence en raison de sa résistance à la déformation et de la possibilité de produire le pilier en une seule pièce. Les piliers en titane sont très fiables.

Sailer et al. en 2009 (81) et Zembic et al. en 2014 (82) vont comparer dans des études cliniques randomisées des piliers en zircone et en titane pendant 1 an et 3 ans respectivement sans trouver de différences notables biologiquement.

Les études de Scarano et al. en 2004 (83) et de Degidi et al. en 2006 (84) montrent que le zircone est le matériau le plus biocompatible avec une plus faible adhésion des bactéries et donc moins d'inflammations. De plus la zircone ne s'oxyde pas et on ne retrouve pas de micro éléments relargués dans le sillon péri-implantaire qui pourrait être à l'origine d'une inflammation dans cette zone.

Néanmoins, sa fragilité est démontrée dans une étude de Belser et al. en 2004 (85) et est considérée comme un défaut majeur des piliers en zircone car le risque de fracture du pilier est plus important .

Dans une méta-analyse de Linkevicius et Vaitelis, les auteurs comparent la zircone et le titane comme composant du pilier implantaire selon différents critères comme la couleur des gencives alentours, la profondeur de sondage et le saignement associé mais aussi et surtout du niveau osseux marginal. Ils ne peuvent conclure d'aucune supériorité claire pour l'utilisation de la zircone ou du titane en comparant directement sur un même patient les deux types de piliers au niveau de la perte osseuse marginale. (86)

De plus, au vu de ses meilleures capacités de biointégration empêchant l'adhésion bactérienne à sa surface, on pourra préférer la zircone au titane dans de nombreux cas.(83) On préférera le titane dans des cas de désordres occlusaux ou sur des patients présentant un fort pouvoir masticatoire.

Enfin, le choix se fera aussi en fonction de l'épaisseur des tissus. En effet, la méta analyse de Linkevicius et Vaitelis montre la supériorité statistiquement significative des piliers en zircone sur les piliers en titane pour obtenir une teinte plus naturelle des tissus mous. Par conséquent, la zircone pourrait être préférable en présence de tissus mous fins et en secteur esthétique.

b. Polissage du matériau

Les capacités d'adhésion des fibroblastes, des cellules épithéliales et des bactéries (dans des zones non stériles) vont énormément changer en fonction du degrés de polissage du matériau.

Il a été établi par Quirynen et al. que l'on peut observer sur des implants présentant un pilier en titane ultra poli une perte osseuse significativement plus importante qu'autour d'implants présentant un pilier avec une surface en titane moins polie. On peut considérer selon l'auteur qu'un bon polissage s'arrête à 0,2 μm . Au-delà, l'adaptation des tissus est réduite et on peut observer une diminution du niveau des tissus mous et par conséquent du niveau osseux. (87)

Pour la zircone, les avis divergent encore dans la littérature. Il semblerait que la polir avec un effet « miroir » permettrait une meilleure adhérence cellulaire à sa surface. Il ressort même des études de Bollen et al. (88) ainsi que de Brakel et al. (89) une supériorité de la zircone ultra polie comparé à un titane présentant une rugosité de 0,2 micromètres (seuil émis par Quirynen et al.). Cependant, dans ces études, les auteurs comparent seulement des profondeurs de sondage sur un nombre réduit de patients sans analyses histologiques. Cela limite ces études et la véracité des résultats mais ceux-ci peuvent néanmoins être expliqués. En effet, comme nous l'avons vu lors de la description de l'attache conjonctive péri implantaire (Cf. chapitre II.1.A.b), les premiers millimètres de tissus mous au-dessus d'un implant enfoui sont tapissés par des fibroblastes (et seulement à cet endroit) ; au-dessus de cette zone ce sont des cellules épithéliales qui vont venir au contact de la surface prothétique. Ainsi, lors d'une restauration présentant une base en titane surmontée de zircone, seule la partie en titane rentrera en contact avec les fibroblastes. Le reste du pilier, en zircone, sera en contact avec les cellules épithéliales. (Figure 18) Ces cellules épithéliales, contrairement aux cellules fibroblastiques, vont préférer une surface lisse pour se développer plutôt qu'une surface rugueuse. La zircone ultra polie semblerait donc être le matériau de choix pour cette zone et permettrait de créer une adhérence forte avec les hémidesmosomes des cellules épithéliales.(7) L'attache créée est telle que la déconnection d'un pilier en zircone peut provoquer une déchirure de l'épithélium et provoquer des saignements. (90)

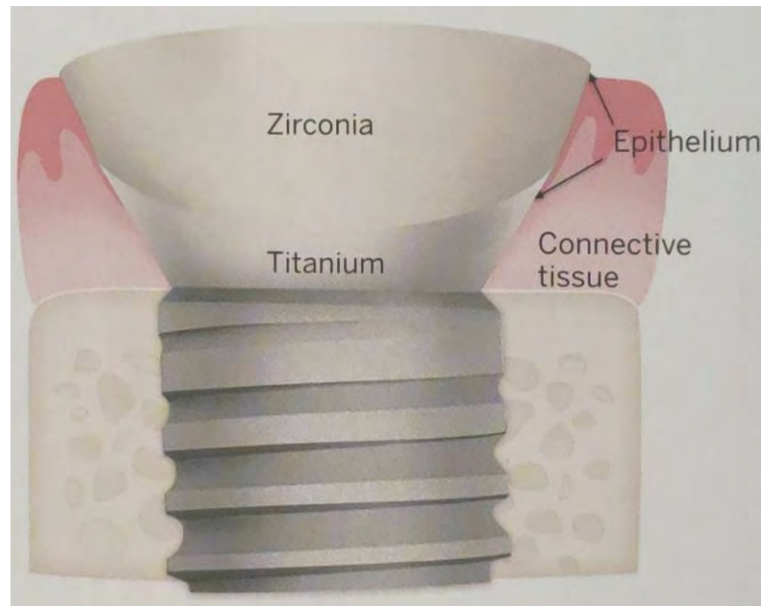


Figure 18: Position de l'épithélium et du tissu conjonctif autour d'un implant présentant un restauration zircone avec une base titane (Issue de Linkevicius et al. 2019(7))

De plus, polir une zircone permet de diminuer l'adhésion potentielle des bactéries à sa surface et cela augmente sa biocompatibilité. La zircone ne doit cependant pas être glacée car cela rendrait la surface externe plus lisse par l'utilisation de céramique liquide, mais annule les propriétés du matériau. (7)

L'utilisation de la zircone au contact des tissus sous gingivaux est une approche assez nouvelle mais soutenue par des rapports de cas dont celui de Linkevicius avec 3 ans de recul, témoignant d'un gain osseux probable et d'une augmentation tissulaire horizontale et verticale très utile dans notre recherche du maintien du niveau osseux crestal. (91)

D. Restauration supra-implantaire vissée vs scellée

Pour les implants de type *bone level*, une fois le pilier placé, deux possibilités s'offrent à nous : sceller la couronne avec un matériau liquide ou alors utiliser des vis traversant les différents éléments prothétiques pour les solidariser entre eux.

De nombreuses études tentent de démontrer la supériorité d'une des deux solutions en termes de survie de l'implant mais en vain. Des études comme celle de Nissan et al. (92) en 2011 démontreront une efficacité supérieure sur du long terme de la technique scellée mais cela sera démenti dès 2012 dans une étude de Sailer et al. (93) reprenant la même comparaison et démontrant au contraire la supériorité de la technique vissée.

En ce qui concerne la préservation de l'os crestal au contact de l'implant, seule la technique scellée va nous poser problème. En effet, lors de la mise en place d'une couronne sur un pilier, il faudra utiliser du ciment de scellement pour unir les deux éléments. Ce scellement étant réalisé directement en bouche, le problème réside dans l'élimination des excès qui viendront se loger au niveau des tissus mous, dans le sillon péri-implantaire et au contact de l'os. Ces excès de ciment vont être à l'origine d'irritations sous muqueuses, de rétention de plaque et d'inflammations et entraîneront par conséquent une perte osseuse. Cela est même un des facteurs identifiés des péri implantites et de mucosites. (94)

Pour éviter cela, il faudrait alors tout mettre en œuvre pour éviter ou au moins éliminer ces excès mais différents auteurs vont mettre en évidence l'impossibilité d'enlever 100 % de ces excès. On retrouve cette information dans une étude de Linkevicius et al. en 2011 (95) qui va venir analyser *in vitro* la persistance de ciment après un nettoyage minutieux en fonction de différentes hauteurs de pilier. On s'aperçoit alors que, dans aucun cas l'excès de ciment n'a été complètement éliminé et que plus la limite entre couronne et pilier est profonde dans le sillon péri-implantaire, plus on va laisser de ciment dans cette zone sous gingivale. On notera que l'on trouvera 4,5 fois plus d'excès quand la limite de la restauration est enfouie à 3 mm comparé à un enfouissement juxta gingival.

Ainsi, plus on enfouira la limite de la couronne pour, par exemple, un meilleur rendu esthétique, plus on prendra le risque de ne pas enlever le ciment rémanent et donc de provoquer une perte osseuse.

Une autre notion à prendre en compte est le profil d'émergence de la restauration qui nous permet d'enlever au maximum les excès de ciment de scellement. Plus celui-ci sera ouvert vers la cavité buccale plus on aura un accès visuel important sur la ligne de ciment et donc sur les excès. L'« *undercut* » qui se définit par la distance entre la ligne de ciment et la limite externe du profil d'émergence de la couronne dans un plan horizontal a été analysé par Vindasiute et al. (96) en 2015. La relation entre la quantité de ciment restant après nettoyage et l'emplacement de l'implant en bouche n'est pas significative mais des relations significatives avec la quantité de ciment sur les tissus mous ou sur les piliers ont été trouvées avec le diamètre de l'implant et l'*undercut*. Un implant de diamètre de 5,8 mm aura donc tendance à être moins bien nettoyé qu'un implant de 3,8 mm (dimensions utilisées dans l'étude comparative de Vindasiute et al. (96)) et on préférera un *undercut* de 3 mm ou plus.

Des techniques utilisant des digues dentaires, des cordons de rétraction tissulaire ou des analogues du pilier pour contrer ces excès de ciment se trouvent être un peu efficaces. Cela entraîne des difficultés opératoires et des complications potentielles comme une déchirure des éléments précédemment cités dans le sillon péri-implantaire ou alors enlever trop de ciment entre une couronne et un pilier et compromettre le scellement. Ces éléments rendent ces techniques non recommandables puisqu'elles pourraient entraîner une plus grosse résorption osseuse sur du long terme.

En conclusion, la seule manière d'enlever le ciment de manière efficace est d'avoir un profil d'émergence très ouvert et une limite couronne / pilier supra gingival permettant de voir directement les excès et de les enlever. Avant toute implantation, la décision entre scellement ou vissage doit être prise et réfléchie afin de pouvoir minimiser les risques de pertes osseuses. Dans les situations le permettant (angle prothétique permettant l'utilisation de vis ou sans problème esthétique), il faudra privilégier les restaurations vissées dans notre démarche.

2- Jonction pilier-implant

A. *Microgap*

Le *microgap* se définit par l'espace résiduel observé entre les implants *bone level* et leur pilier. (Figure 19) Ce *microgap* est un espace qui est présent constamment et ne peut être évité même en respectant scrupuleusement toutes les directives de mise en place de l'implant et de son pilier. Ce sera un élément majeur à prendre en compte dans la recherche du maintien du niveau osseux crestal. Suivant la localisation du *microgap* par rapport à l'os, des pertes osseuses pourront être observées.

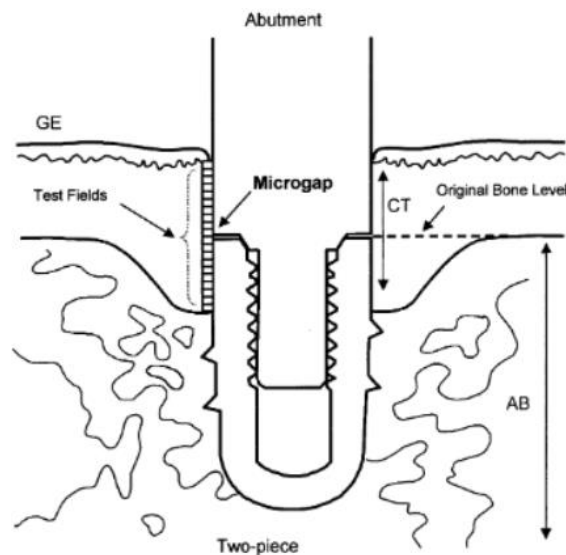


Figure 19: Implant deux pièces type *bone level* présentant un *microgap* et une perte osseuse marginale en relation avec ce *microgap* (Issue de Piattelli et al. 2003 (97))

Hermann et al. (49) dès 1997 ont mis en place une étude radiologique pour évaluer l'effet du *microgap* à différents niveaux d'enfouissements, en comparaison à des implants ne présentant pas de *microgap* sur la perte de volume osseux. Les 6 types d'implants testés sont représentés dans le schéma suivant (Figure 20).

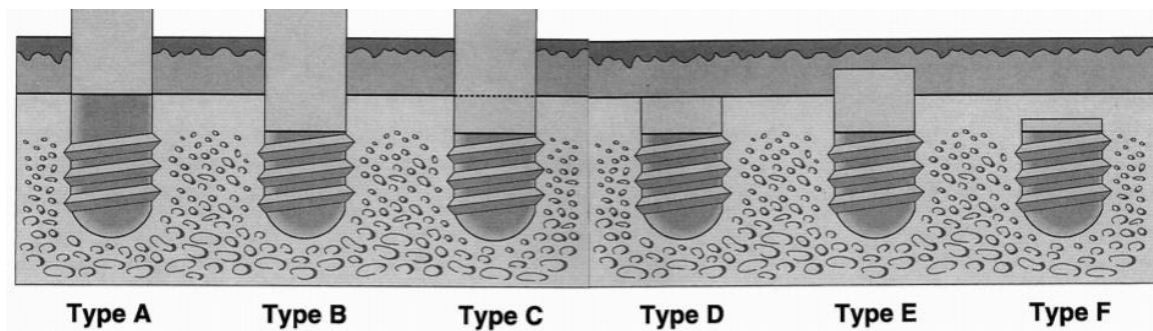


Figure 20: Niveaux et positions des implants posés dans l'étude de Hermann et al. par rapport au niveau osseux et muqueux.

Les implants A sont en une partie et les types C à F sont en 2 parties, présentant donc un *microgap* d'environ 50 μm entre l'implant et le pilier. Pour les types C et D, le *microgap* est situé au niveau de la crête osseuse ; pour les types E et F, le micro écartement est situé à 1 mm au-dessus et à 1 mm sous la crête, respectivement. Les types d'implants A à C sont placés en utilisant une technique non immergée et les types D à F placés en utilisant une technique immergée puis après 3 mois une suprastructure y est associée. (Issue de Hermann et al. 1997 (49)).

Hermann et al. observeront alors une perte osseuse autour des implants en 2 parties, types C à F, les changements au niveau de la crête osseuse semblent dépendre du *microgap* avec une distance moyenne de 2 mm entre le micro écartement et le contact os-implant. Ces modifications osseuses se sont produites quelle que soit la technique utilisée (immergée ou non) et quel que soit la position du *microgap*. L'influence du *microgap* est mis en exergue dans cette étude par les résultats obtenus sur les implants placés en techniques immergés : lors de la mise en charge à 3 mois, les auteurs observent une cratérisation dès la mise en place du pilier implantaire donc dès l'introduction d'un *microgap*. Les résultats observés sur les implants de types A et B correspondent à l'influence de la limite entre col de rugosité différente vu précédemment. (Cf. chapitre III.2.C)

Plus récemment une étude de Piattelli et al. confirmera l'importance du positionnement de l'interface entre implant et pilier supra-implantaire par rapport au niveau osseux. Dans cette étude, réalisée chez le singe, des implants sont placés de manière à positionner le *microgap* 1 à 2 mm au-dessus du niveau osseux (groupe 1), au niveau de la crête osseuse (groupe 2) ou 1 à 1,5 mm en dessous du niveau osseux (groupe 3). L'analyse histologique des tissus péri-implantaires montre une perte osseuse moyenne de $2,11 \pm 0,29$ mm pour les implants du groupe 2 et de $3,65 \pm 0,47$ mm pour les implants du groupe 3 ; seuls les implants du premier groupe, dont le *microgap* est supra-osseux ne présentent pas de perte osseuse. (97)

Placer le *microgap* au-dessus du niveau crestal de 1 mm au moins serait donc une solution pour éviter une cratérisation. Mais pourquoi cette perte osseuse intervient ? Une hypothèse possible est la migration de l'épithélium au-delà de l'infiltration bactérienne présente au niveau du *microgap* observée notamment par Piattelli dans le but de tenter d'isoler l'infection. Cette prolifération épithéliale et la réponse physiologique consécutive à l'établissement d'une attache biologique pourrait être responsable des 2 mm de distance observés apicalement au *microgap*. (97) Une deuxième hypothèse pouvant expliquer les modifications osseuses pourrait être liée aux micromouvements du pilier sur l'implant. Dans ce cas, l'épithélium tendrait à se fixer à l'implant stable plutôt qu'au pilier. Dans ces circonstances, l'espace biologique pourrait se former apicalement au *microgap* et expliquer la distance de 2 mm entre ce dernier et l'os alvéolaire.

Ainsi la cratérisation liée à la présence du *microgap* est poly-factorielle, c'est ce que nous allons détailler dans les prochaines parties.

B. Infiltrat bactérien

Dans l'étude de Piattelli et al. qui a été abordée plus tôt, les auteurs ont remarqué lors des analyses histologiques un nombre anormalement élevé de cellules de l'inflammation avec la présence d'ostéoclastes au niveau du *microgap* lorsque celui-ci est enfoui dans l'os ou même en juxta-crestal. (97) (Figure 21)

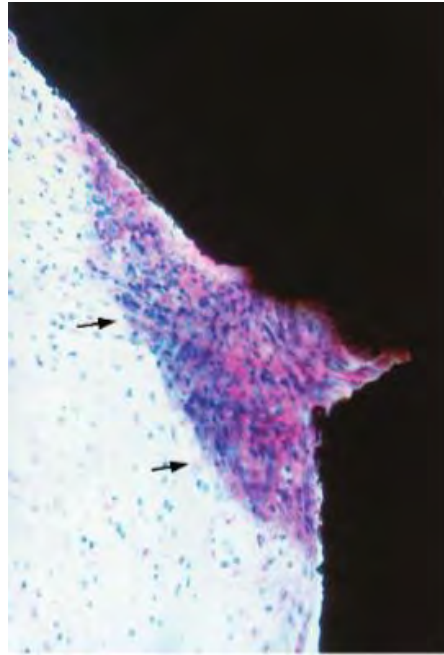


Figure 21: Infiltrat inflammatoire au niveau du microgap implantaire (Issue de Piattelli et al. 2003. (97))

Pour confirmer cela, nous allons nous baser sur les résultats obtenus par quatre études : celle de Quirynen et Steenberghe (98) étudiant in vivo la colonisation bactérienne dans les implants en deux parties ; une étude de Broggini et al. (99) analysant les fuites de fluides adjacents à la pose d'implants et deux études de Broggini et al. (100) ainsi que celle de Berglundh et Lindhe (101) où est analysé, de la même manière, l'infiltrat autour du *microgap* implantaire. On observera après analyse histologique des implants posés dans ces études, des taux augmentés de cellules de l'inflammation et de micro-organismes dans la zone entourant le *microgap*. De 1,5 mm en dessous du *microgap* jusqu' à 2 mm au-dessus, la concentration en leucocytes est augmentée avec un pic de concentration à 0,5 mm en coronaire du *microgap*. On notera la présence de Cocci (86,2 % de l'infiltrat) ainsi que de

bâtonnets non mobiles (12,3 %) pouvant expliquer cette présence cellulaire. Cela témoigne de la présence d'une infection bactérienne. Chose que l'on ne retrouve pas au niveau d'un implant sans *microgap* placé dans les mêmes conditions ; nous retrouverons associés à cela un infiltrat inflammatoire de cellules polynucléaires neutrophiles et de cellules mononucléaires. Cet infiltrat n'est donc pas présent sur les implants sans *microgap* et sa concentration en cellules inflammatoires augmente si l'on enfouit le *microgap* plus profondément.

Deux éléments vont alors jouer un rôle dans cette infiltration bactérienne au niveau du *microgap* : sa taille et les micromouvements associés au phénomène de micro pompe.

a. Taille du *microgap*

Hermann et al. (102) va étudier sur le chien l'impact de la taille des *microgaps* sur le volume osseux crestal autour d'un implant en titane non chargé et non enfoui. Les *microgaps* testés sont tous supra-osseux et de largeur variable : inférieure à 10 μm , égale à 50 μm ou supérieure à 100 μm . (Figure 22) Les analyses histologiques réalisées ne montrent pas de différence significative entre les trois groupes avec une résorption osseuse d'environ 1,7 mm ; cela semble montrer que la taille du *microgap* n'a pas d'impact sur la perte osseuse péri-implantaire.

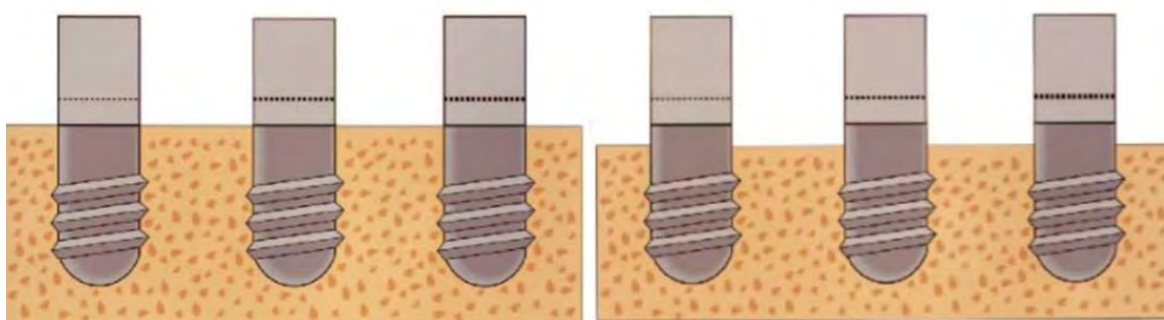


Figure 22: Influence sur l'os de trois largeurs de *microgap* différentes.

Sur les deux illustrations (droite et gauche) les largeurs des *microgaps* sont les suivantes : de gauche à droite : < à 10 μm ; 50 μm et 100 μm . Sur l'illustration de gauche, la position des différents *microgaps* sont représentés lors de l'implantation. A droite, ces éléments sont représentés lors de l'analyse histologique. (Issue de Hermann et al. 2001 (102))

Cependant des études plus récentes portant sur le « *Locking taper implant system* » obtiennent des résultats contradictoires. En effet, porté par Dibart et al., à travers ses études (103), ce système permet de réduire la hauteur de l'espace entre implant et pilier à 0,5 μm et non plus à 10 μm . A cette taille de *microgap*, toujours selon les auteurs, les bactéries ne pourraient pas circuler au vu de leur taille trop importante et donc on obtiendrait une stérilité totale de l'espace entre implant et pilier même après avoir baigné les deux constituant dans un milieu bactérien. Ainsi, avec ce système une perte osseuse réduite par absence de bactérie peut être attendue. (103)

b. Micro mouvements

Dans le même travail de Hermann et al. (102) , les auteurs montreront l'importance des micro mouvements entre implant et pilier.

Zipprich et al. mettront en évidence l'effet de micropompe au niveau du sillon péri implantaire comme moteur de résorption osseux (104). Ils considèrent que les micromouvements du système implant-pilier et donc les cycles d'ouverture-fermeture du *microgap* vont projeter des bactéries vers les tissus péri-implantaires depuis les zones implantaires sur le modèle d'un soufflet. De plus, les travaux de Cosyn et al. montrent la présence de bactéries pathogènes en concentration importante sur le corps des implants. (105) En combinant les travaux de ces deux auteurs on réalise que l'effet de micropompe représente un facteur potentiellement aggravant la perte osseuse péri implantaire.

Trois éléments sont à prendre en compte pour réduire les micromouvements :

- La rigidité des éléments implantaires
- La stabilité de la connexion et donc le choix du type de connexion que l'on verra plus tard dans ce chapitre (Cf. chapitre V.3)
- La force masticatoire du patient puisque les travaux de Morneburg et Pröschel nous permettent d'affirmer que l'intensité des forces occlusales, donc des contraintes sur l'implant, varie en fonction du bol alimentaire ou du schéma occlusal du patient. On peut donc dire qu'il existe des facteurs individuels aggravants ou au contraire minimisant l'impact du *microgap* sur la stabilité du volume osseux péri- implantaire. (106) (107)

C. Particules de titane

Comme l'a mis en évidence Zipprich et al. dans ses observations au microscope électronique, les micromouvements du pilier par rapport à l'implant vont conduire à une abrasion des surfaces entrant en contact par friction. (104) La formation cyclique d'interstices peut entraîner une usure des surfaces métalliques. Des particules de titane et de fer ont été trouvées dans des biopsies de tissus mous et de tissus durs prélevées sur des sites péri-implantaires. (108) De plus, cette usure des implants et du pilier au niveau de leur jonction a été démontrée par la présence de micro particules de métaux dans l'interstice et par l'augmentation de la taille du *microgap* au fil des cycles masticatoires. Elle est significativement plus élevée au bout de 200 000 cycles (109).

Zipprich et al. dans des articles écrits conjointement avec Weigl et Depprich en 2007 émet une hypothèse concernant le devenir des particules de titane ainsi formées: avec l'effet de micro pompe, une partie va être expulsée vers les tissus mous alentours et stimuler une inflammation, une autre va se déposer à la jonction os-implant et stimuler la résorption osseuse (104) Cette théorie est étayée par Jäger et al. qui étudieront l'influence de la nano- et microtopographie de surface dans l'ostéointégration des implants orthopédiques. Les auteurs y affirment que l'existence de particules phagocytées d'une taille inférieure à 10 µm induit une réponse cellulaire de type relargage de cytokines inflammatoires. Les auteurs concluront que bien que le titane ait un haut degré de cytocompatibilité *in vitro*, les particules de titane phagocytées peuvent induire une différenciation fibroblastique et une stimulation des ostéoclastes. (110)

On a donc vu à travers l'effet de micropompe, la présence bactérienne et l'abrasion des surfaces de contact, que le degré de stabilité de la connexion entre un implant et son pilier a des conséquences biologiques. Le *microgap* est donc un élément qu'il faut éloigner le plus possible du niveau osseux. Une solution prothétique apparaît : le *platform switching*.

3- Connexions

A- Les différents types de connexions

Plusieurs types de connexions entre implant et pilier supra-implantaire sont disponibles sur le marché. On les divise en trois grands types : les connexions externes, internes et mixtes.

Parmi les connexions externes, on peut trouver les connexions hexagonales et hexagonales crénelées. Les premières sont les plus anciennes et sont présentes sur les implants de Brånemark en 1965. La partie femelle est située sur le pilier. L'hexagone forme la partie anti rotationnelle et on retrouve le pas de vis au centre. La deuxième a été créée pour améliorer les propriétés anti rotationnelles des implants (implants Zimmer Spline®). Les créneaux font alors 1 mm de hauteur et les arrêtes sont biseautées à 45°. Ici les piliers présentent des extensions qui vont venir s'intercaler entre les créneaux de l'implant et ont une extrémité arrondie qui permet de guider la mise en place du pilier. (Figure 23)

Parmi les connexions internes, on va trouver les connexions coniques, qui n'ont pas de dispositifs antirotationnels et se basent sur le principe de cône-morse ou cône d'emmanchement. Mais aussi les connexions indexées octogonales ou hexagonales, rainurées, trilobées ou à 6 hémicylindres, les cylindriques indexées et les internes particulières. (Figure 23) Enfin on aura des connexions mixtes associant par exemple une connexion avec un hexagone interne et un cylindre externe sans dispositif d'indexation (de chez Thommen Medical®). Ces types de connexions sont peu répandus.

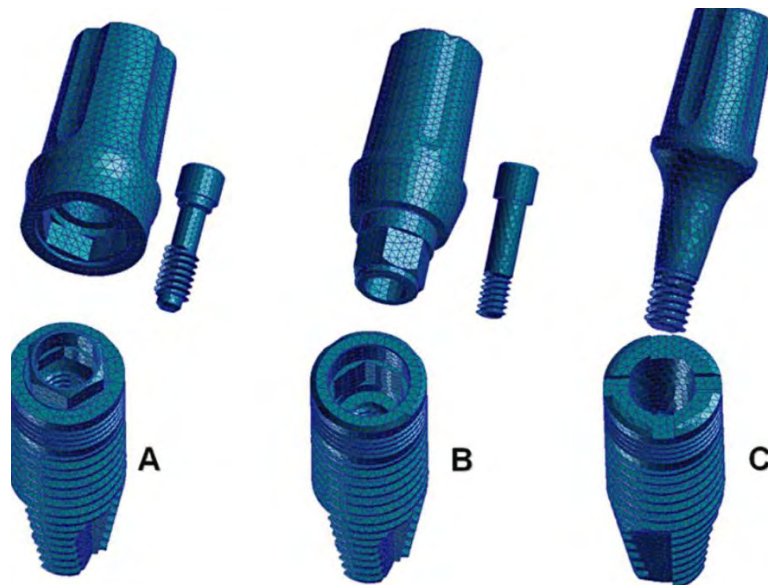


Figure 23: Trois types de connectique.

De gauche à droite : connexion externe (A), connexion interne statique (B), connexion interne dynamique conique (cône-Morse) (C). (Issue de Gardon-mollard et al. 2017 (111))

B- Platform switching

L'utilisation de cette technique en implantologie est relativement récente et se définit par l'utilisation d'un pilier implantaire de diamètre inférieur à celui de la plateforme. Ainsi, on obtient une zone circonférentielle horizontale de quelques millimètres qui éloigne la jonction pilier/implant de l'os. (Figure 24) Il s'avère être particulièrement intéressant d'un point de vue biologique et mécanique de l'utiliser quand on recherche une préservation de la crête osseuse autour de l'implant.

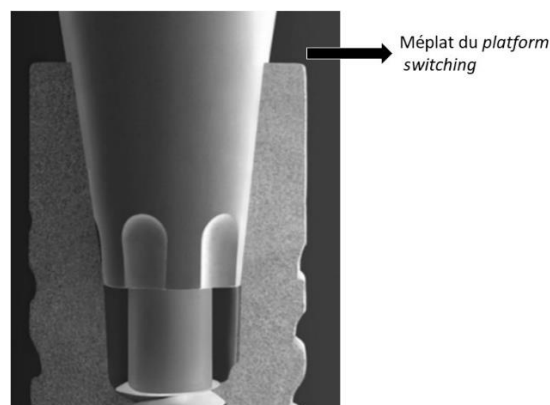


Figure 24: Coupe d'une connectique de type *platform switching* (Adaptée de Rignon Bret et al. 2013 (112))

Rignon-Bret et al. réaliseront un état des lieux de la littérature concernant l'efficacité de ce procédé sur le maintien du niveau osseux péri-implantaire. (112) On remarquera dans une grande partie des études analysées une plus faible perte osseuse marginale malgré qu'un grand nombre d'implants différents et de connexions différentes sont utilisés. En moyenne, on observe une perte osseuse de 0,615 mm autour des implants présentant un *switching* et une perte de 0,886 mm autour des implants conventionnels.

L'intérêt majeur du *platform switching* réside dans le fait de pouvoir décaler le *microgap* entre le pilier et l'implant. Ce micro hiatus, décrit plus tôt, crée un infiltrat inflammatoire et, grâce au *platform switching*, cet infiltrat se retrouve dans une zone d'exposition limitée. Cette zone présente une angulation inférieure ou égale à 90° par rapport aux tissus durs et mous périphériques au lieu d'une surface d'exposition directe de 180° pour les implants classiques. Cela est dû à l'angle formé entre le pilier de diamètre réduit et l'implant. Ainsi, on obtiendrait une réduction de l'inflammation et donc une préservation de la crête osseuse avec une faible lyse osseuse horizontale. (113) De plus, l'espace biologique tend à se créer plus horizontalement s'attachant à la partie horizontale et coronaire de l'implant donc moins verticalement qu'avec une connexion classique. La lyse osseuse est limitée grâce à une meilleure formation de l'espace biologique : en diminuant la dimension du pilier implantaire, on augmente la surface possible d'adhésion entre le système pilier- implant et ce tissu conjonctif autour. Le *platform switching* permet de créer un joint muqueux plus épais et protégeant mieux contre les agressions externes. (113) (Figure 25)

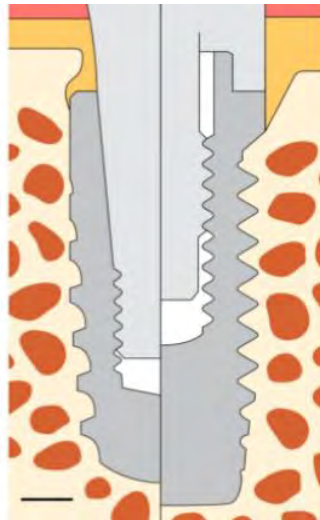


Figure 25: Morphologie de l'espace biologique soumis à différents types de connexions.

A gauche avec *platform switching* et à droite avec *platform matching* (Issue de Lazzara et al. 2006 (100))

Sur le plan biomécanique, même si ceci est encore controversé dans la littérature scientifique, on pourrait admettre que le *platform switching* permet de mieux répartir les forces appliquées à l'implant. De nombreuses études de modèle d'éléments finis sont réalisées dans le but d'analyser la répartition des charges au niveau des tissus durs.

Schrotenberg et al. en 2009 (114) et Tabata et al. en 2010 (115) vont arriver au même constat: lorsque l'on applique une charge sur un implant avec un *platform switching*, les contraintes sont mieux réparties tout le long de l'implant et ne sont plus autant concentrées au niveau de la jonction pilier/implant comme on peut le voir dans des implants de type *matching connexion*.

Pour des charges obliques dans le modèle classique, on se rend compte que les forces de cisaillement sont concentrées dans une zone osseuse adjacente à la partie haute de l'implant et à la zone la plus haute de l'os cortical. Dans les modèles avec *platform switching*, les forces sont mieux réparties et moins puissantes (de 10% environ). Du côté où l'on applique la pression, on observe une compression et une déformation du corps de l'implant. Du côté opposé on constate un élargissement du *microgap*, d'autant plus important que la déformation du corps de l'implant du côté opposé est importante. Ainsi, un autre des avantages du *platform switching* réside dans la possibilité de diminuer la déformation du col de l'implant par une augmentation de l'épaisseur des parois implantaires et ainsi de réduire le *microgap* (116).

Pour des modèles de charge verticale, on constate une légère diminution des contraintes de cisaillement qui sont réparties dans la section corticale de l'os sur des implants à *matching connexion*. Les forces de cisaillement sont plus concentrées autour de la partie trabéculaire de l'os plutôt que dans la partie crestale adjacente à la plateforme coronaire implantaire. Une diminution de 10 % du diamètre du pilier entraîne une diminution de 6,74 % des forces au niveau de la crête péri implantaire sous une charge verticale. L'os cortical autour des implants est donc très sollicité dans les modèles implantaires classiques, pouvant mener à une résorption osseuse si la charge est trop importante. Au contraire, l'application d'une force modérée et bien distribuée permet la stimulation ostéoblastique et un bon remaniement osseux pour une meilleure ostéointégration. (64) (Figure 26)

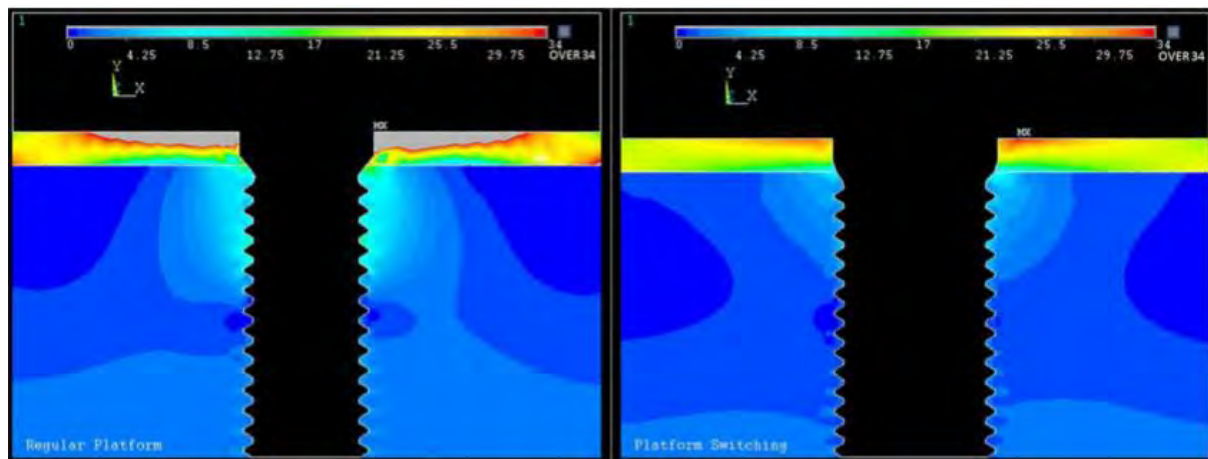


Figure 26: Répartition du stress dans le modèle 2D de l'os péri implantaire suite à une charge axiale.

A gauche un modèle normal (*platform matching*). A droite le modèle avec *platform switching* (Issue de Schrotenberg et al. 2009 (114))

Maeda et al. en 2007, (117) et Rodriguez-Ciurana et al. en 2009 (118) confirmeront ces résultats dans une analyse 3D plus complète. Une zone de stress se trouve à la périphérie de la surface supérieure de l'implant, le long des côtés de l'implant et dans l'os faisant face à cette zone dans le modèle normal, alors que cette zone de forte tension s'est déplacée vers le centre de l'implant dans le modèle *platform switching*. (Figure 27)

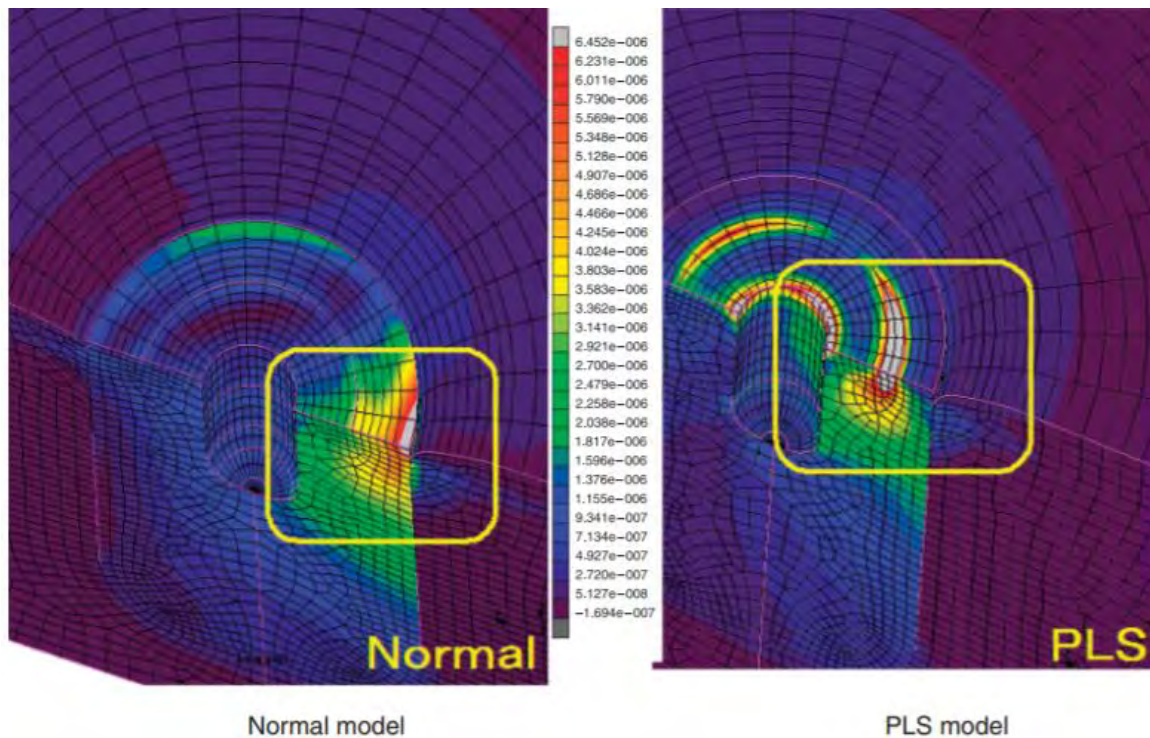


Figure 27: Répartition du stress dans le modèle 3D de l'implant suite à une charge axiale

A gauche un modèle normal (*platform matching*). A droite le modèle avec *platform switching* (Issue de Rodriguez- Ciurana et al 2009 (118))

Le *platform switching* présente des avantages biomécaniques en repoussant la zone de stress loin de la zone de perte osseuse potentielle. Cependant, cette zone de stress se recentre à l'interface pilier / implant ce qui en fait une zone à risque de fracture. (119) On notera, dans les 18 études de la méta analyse de Rignon- Bret et al., une corrélation entre la diminution de la perte osseuse et l'importance de la dimension du méplat. Cependant aucune étude ne montrera des chiffres significatifs.(112) En opposition à cela des études comme celle de Brink et al. en 2007 tendent à montrer que la raison de cette meilleure intégration osseuse est la nécessité de la mise en place d'un implant de dimension plus grande et non le *platform switching* en lui-même. (120)

C- Choix de la connexion

On parlera ici d'une connexion à privilégier dans l'objectif de préserver l'os marginal autour de l'implant. Comme nous avons pu le voir précédemment, il faudra éviter des contraintes mécaniques trop importantes au niveau de la crête osseuse marginale ainsi qu'une absence ou une faible concentration de bactéries et de cellules inflammatoires au niveau de la jonction implant / pilier.

La connexion idéale d'un point de vue biologique est une connexion présentant un joint entre implant et pilier le plus petit, étanche et stable possible sous contraintes ainsi qu'au repos. Elle doit également permettre une répartition harmonieuse des contraintes sur l'os marginal afin de préserver au maximum le niveau osseux autour du col de l'implant. Pour finir, la connexion idéale doit permettre également la mise en œuvre du principe de *platform switching*, devenue incontournable dans les restaurations prothétiques sur implants juxta-crestaux. (121)

Ainsi, on comparera les différents types de connexion selon la répartition des contraintes et selon leur étanchéité bactérienne et en association avec le *platform switching*.

a- Contraintes occlusales

Dans des études de Asvanund et al. (122) et Chun et al en 2006 (123), on va s'intéresser aux connexions internes et externes d'un point de vue mécanique. Ces analyses ne sont pas réalisées sur l'homme mais sont réalisées par méthode des éléments finis et vont permettre de quantifier les forces transmises à l'os et d'étudier les régions osseuses de transmission des contraintes. Chun et al. compareront cela sur des connexions de type hexagonale interne et externe. (Figure 28)

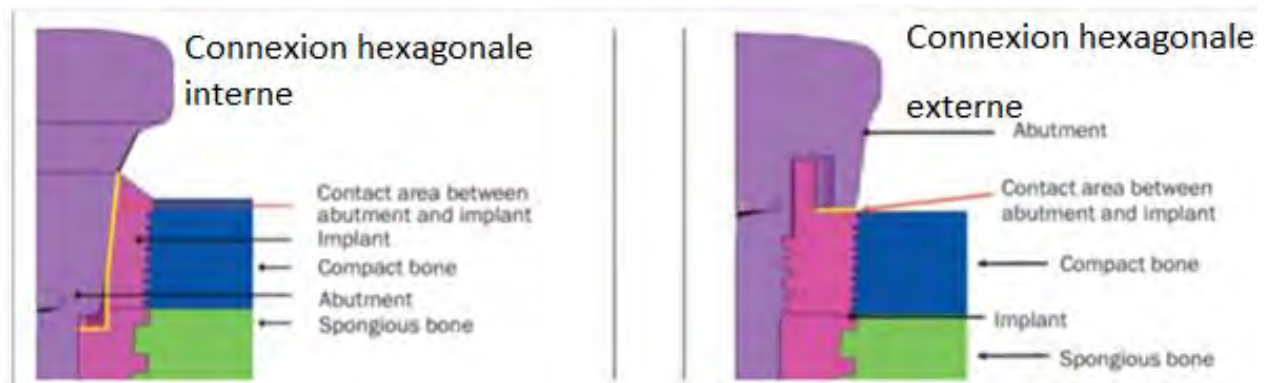


Figure 28: Deux types de connexions hexagonales.

A gauche ; une connexion hexagonale interne et à droite une connexion hexagonale externe. (Adaptée de Chun et al. 2006 (123))

Il ressortira de ces études une supériorité de la connexion de type interne car celle-ci va permettre de diminuer la transmission de forces pathologiques à l'os. La connexion interne permet une meilleure répartition des forces au niveau du joint interne entre implant et pilier. Le maximum de forces observé se situe non pas au niveau de la crête osseuse marginale comme on peut l'observer sur des connexions de types externes ou sur des implants *tissue level* mais au niveau des éléments internes prothétiques. Le tissu osseux est donc soulagé même si des valeurs de stress y sont toujours présentes, nécessaires à l'homéostasie osseuse. (Figure 29)

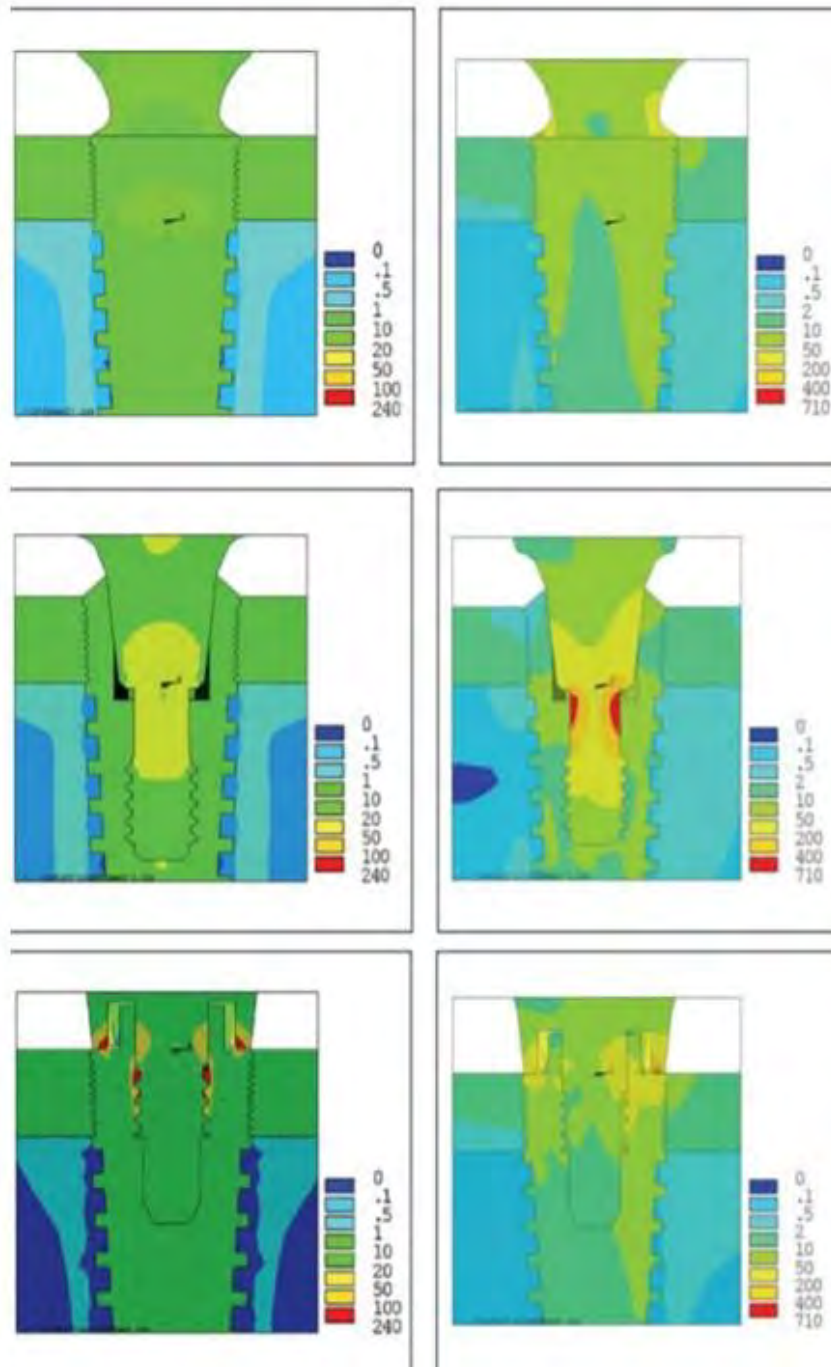


Figure 29: Répartition du stress suite à des charges verticales et inclinées sur des implants 1 pièce, avec une connexion interne hexagonale et avec une connexion interne cylindrique.

Les charges appliquées à gauche sont verticales et les charges appliquées à droite sont inclinées de 30°. De haut en bas, les implants testés sont : les implants en une pièce puis les implants présentant une connexion interne hexagonale et enfin les implants à connexion interne cylindrique. En rouge, les zones de stress trop intense. (Issue de Chun et al. 2006

(123))

Les études citées précédemment ont donc montré que, grâce à la plus grande surface de contact en pilier et implant, les contraintes biomécaniques étaient mieux réparties au sein de l'implant et de ce fait mieux redistribuées au sein de l'os dans le cas des connexions internes. Concernant les connexions externes, la plupart des contraintes sont transmises au niveau du col implantaire en regard de l'espace biologique, ce qui peut entraîner une agression de ce dernier.

Ces résultats viennent compléter ceux déjà publiés par Hanson et al. en 2000 qui ont comparé de la même manière la connexion type cône-morse à la connexion externe. On observera une meilleure répartition des forces dans l'os spongieux pour la connexion de type cône-morse comparé à une répartition moins harmonieuse et beaucoup plus crestale pour les implants à connexion externe dans de l'os lorsque des forces de cisaillement sont appliquées(124)

Nous avons donc établi de par ces études que la connexion hexagonale et la connexion interne cône-morse sont supérieures d'un point de vue mécanique aux connexions externes. Mais entre ces deux types de connexions internes, laquelle choisir ?

C'est la question que se poseront Quaresma et al. en 2008 (125) en comparant un système interne de type hexagonal à vis et un autre système interne et de type cylindrique (cône-morse). Sur ces deux systèmes est appliquée une force verticale de 100 N sur la cuspidé linguale de la prothèse implanto-portée. Dans les deux systèmes, la zone osseuse subissant les contraintes les plus fortes se situe au niveau de l'os compact marginal, précisément où on veut prévenir une résorption osseuse. La contrainte sur la crête osseuse corticale et alvéolaire est plus importante dans le système hexagonal que dans le système cône-morse dans cette étude (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 une bien meilleure répartition du stress pour les implants présentant une connexion de type cône-morse. (Figure 30)

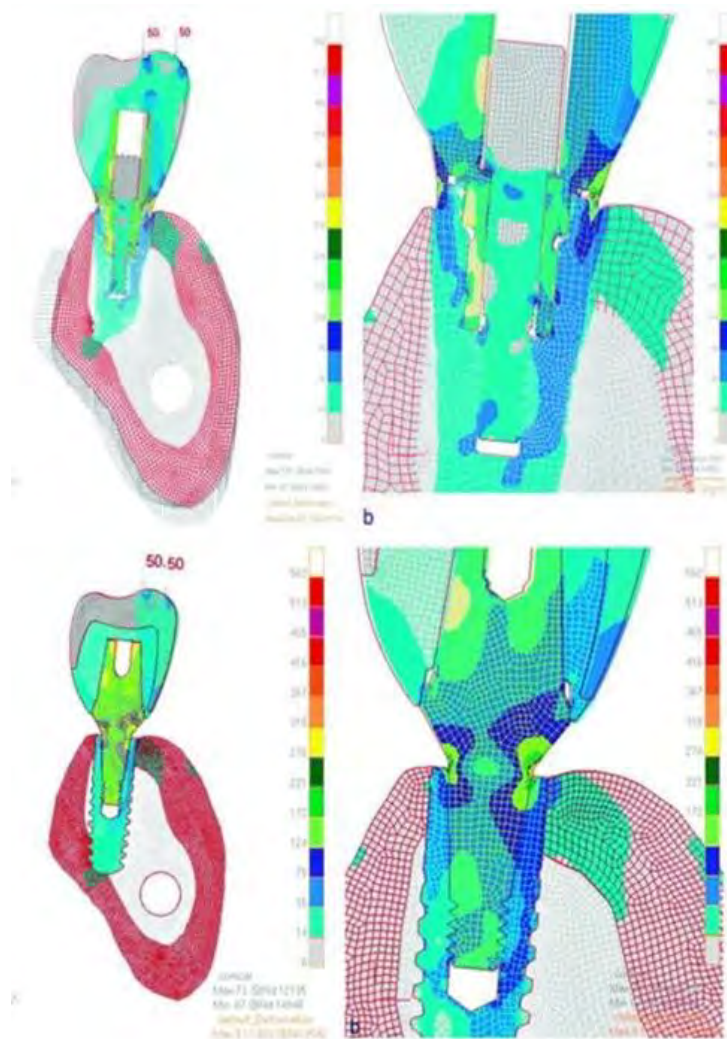


Figure 30: Distribution du stress Von Mises sur des implants présentant une connexion différente.

En haut, les implants présentant une connexion interne hexagonale et en bas les implants présentant une connexion de type interne et cylindrique. (Issue de Quaresma et al. 2008 (125))

On peut donc admettre une supériorité du système cône-morse dans la répartition des forces occlusales comparé à un système à hexagone interne.

b- Infiltration bactérienne et micromouvements

Une connexion parfaite présenterait une étanchéité totale au niveau bactérien. A l'image de ce que l'on a vu pour le *microgap*, une connexion parfaite ne serait pas associée à une résorption osseuse marginale induite par l'infiltrat inflammatoire et bactérien dans cette zone.

Jaworski et al. en 2012 (126) ainsi que Tripodi et al. de 2012 (127) ont comparé dans leurs études la pénétration bactérienne au sein de connectiques externes et internes hexagonales et à cône-morses. Ils en ont conclu que, bien que tous les échantillons aient présenté des contaminations bactériennes, seulement 30% des connectiques cône-morses étaient contaminées contre 60% des connexions externes et 50 % des connexions hexagonales internes. Ainsi, les données montrent que la perméabilité aux infiltrations bactériennes n'est pas significativement plus élevée mais que le taux d'infiltration bactérienne des connexions externes ou hexagonales internes est plus fort que celui des connexions internes à cône-morse. Les connectiques de type cône-morse semblent donc présenter un intérêt biologique certain.

Koutouzis et al. en 2012 vont introduire la notion de contrainte occlusale (500 000 cycles de 50 N simulant une mastication) dans des tests de colonisation bactérienne et vont tester des implants avec une connexion interne de type cône-morse. (128) Mais ici aussi la colonisation est encore extrêmement réduite dans des connexions de type cône-morse. Cela est confirmé dans une étude de Aloise et al. qui reproduiront l'expérience avec des bactéries *Streptococcus sanguinis* et qui retrouvent des résultats similaires (129)

Cette supériorité biologique est due à la soudure à froid que peut présenter la connexion cône-morse. Zipprich et al. 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. Le concept veut que la rétention d'une connexion conique soit essentiellement assurée par la force de friction générée par les murs implantaires en réponse à l'enfoncement du cône avec un effet de coin. Les contraintes générées sur la vis sont alors plus faibles qu'avec les autres types de connexions.

L'auteur identifie 4 éléments essentiels :

- L'angle du cône : trop fermé le pilier devient inamovible, trop ouvert on diminue les forces de friction. Cependant il faudra faire attention à ce point car, plus on voudra diminuer l'angulation du pilier pour augmenter la friction plus les charges se concentreront au niveau de l'os marginal si l'on n'utilise pas de *platform switching*.
- La longueur des surfaces coniques : plus elle est importante, plus la connexion est stable, moins elle est perméable et moins les contraintes sur la vis de pilier sont importantes.
- La précharge de la vis : plus elle est importante, plus la liaison implant-pilier sera intime si la connexion est active.
- La tolérance d'usinage : plus elle sera précise, plus les pièces seront adaptées les unes aux autres et moins le *microgap* sera important.

Ainsi, plus on aura un angle d'inclinaison faible (angle fermé), plus le joint sera stable et hermétique. Cela sera confirmé dans une étude du même auteur comparant une connexion non angulée et une cylindrique angulée dans un système de mastication. La connexion plate présente un infiltrat bactérien plus important du au phénomène de micro pompe du lui-même aux micromouvements induits par la mastication sur ce type de connexion. (130) (131)

c- Associé au *platform switching*

L'intérêt d'associer un *platform switching* à un type de connexion est de lui attribuer les avantages que nous avons vus précédemment., Rodriguez-Ciurana et al. en 2009 confirmeront l'utilité de joindre un *platform switching* à des connexions de type internes et même externes afin d'obtenir une meilleure répartition des forces sur l'os adjacent. Une cratérisation est seulement observable sur les implants présentant un type de connexion externe sans *platform switching*. Les contraintes sur l'os cortical sont moins importantes autour des implants avec une connexion cône-morse et un *platform switching* qu'autour des autres types d'implants notamment les implants présentant une connexion externe et un *platform switching* (9,24 MPa contre 10,02 MPa en réponse à la charge axiale, et 18,20 MPa contre 19,23 MPa en réponse à la charge buccolinguale). (118)

En 2012, Streckbein et al. ont comparé au moyen de la méthode des éléments finis sept types de connexions implantaire. Ils compareront : (Figure 31)

- Connexion hexagonale externe : Branemark Nobel MKIII ®
- Connexion hexagonale interne : Xive S-Plus ®
- Connexion cylindrique indexée : Camlog Screw Line ®
- Connexion interne conique à 15° indexée : Straumann Synocta ®
- Connexion interne conique à 11° indexée : Astra Osseospeed S ®
- Connexion interne conique à 5,5° non indexée (avec *platform switching*) : Ankylos ®
- Connexion interne conique à 45 ° : Bego ®

Seules les connexions internes coniques à faible angulation sans *platform switching* (indexée) présenteront une surcharge au niveau de la crête osseuse marginale. Leur ajouter un *platform switching* permet de diminuer énormément les contraintes imposées à l'os marginal. Le *platform switching* a deux effets sur les implants présentant une angulation faible puisqu'il augmente l'épaisseur de la paroi de l'implant et diminue l'effet de dilatation. Cela retient la contrainte accrue causée par l'angle vif avec l'implant. Cet effet est valable si le niveau de l'os est à la même hauteur que la plateforme de l'implant, ce qui a été supposé dans cette étude. (131)

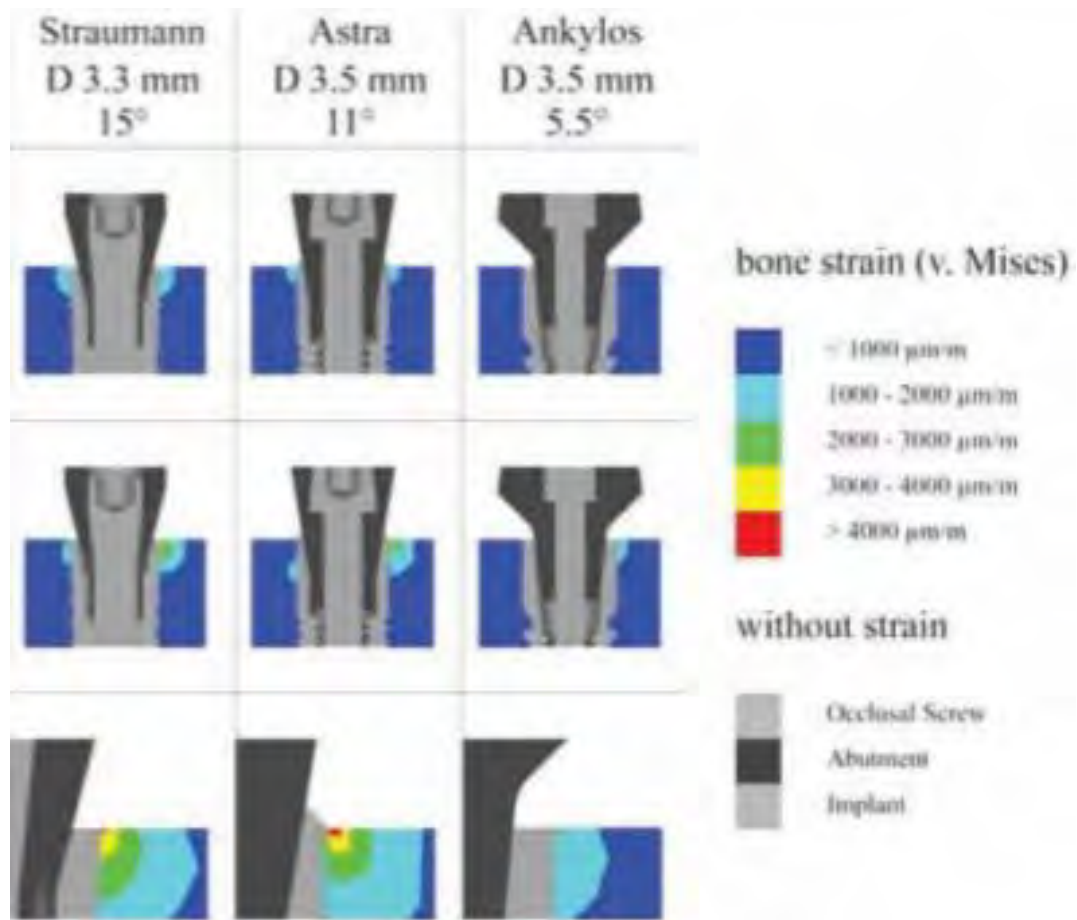


Figure 31: Répartition du stress sur l'os péri implantaire suite à l'application d'une charge occlusale sur l'implant en fonction de son degré d'angulation (Adaptée de Streckbein et al. 2012(131))

Ainsi, on notera grâce au *platform switching* une diminution des contraintes occlusales transmises à l'os par l'implant et ce dans tous les sens de l'espace. On notera une répartition du stress plus uniforme sur l'os notamment si une connexion interne entre pilier et implant est utilisée.

d- Conclusion

A partir des résultats précédents il serait logique de choisir pour les restaurations implantaire une connexion de type cône-morse de 2 à 4 degrés (type Ankylos[®] et Bicon[®]) ou de 5 à 20 degrés (de Straumann[®], Nobel[®]) présentant un *platform switching*. Weng et al., qui, après analyse sur des chiens, concluront de la supériorité de ce type de connexion en l'évoquant comme seul type de connexion à placer en sous cristaux pour éviter une cratérisation. (51) Nous ne constatons cependant pas de consensus entre les auteurs concernant la supériorité d'une connexion interne sur une autre, même si un léger avantage est à accorder aux connexions à conicités faibles. Des analyses *in vivo* comparatives seraient intéressantes pour les valider cela chez l'homme.

V – Éléments à considérer

1- Erreurs humaines

A- Par le praticien

a- Température lors de la chirurgie

La température de l'os lors des séquences de forage implantaire peut être mise en cause lorsque l'on observe un manque d'ostéointégration et une perte osseuse marginale. Une température trop importante est une cause de perte osseuse qui a été mise en évidence très tôt par Eriksson et Albrektsson en 1984. (132) La température critique en-dessous de laquelle il faut rester pour ne pas engendrer une perte osseuse marginale est de 47°C pendant une minute ou de 40°C pendant 7 minutes lors de la préparation.

Wilderman et al. ont signalé que la perte osseuse horizontale moyenne après une chirurgie osseuse avec élévation de la température périostée est d'environ 0,8 mm et que le potentiel de réparation dépend fortement de la quantité d'os spongieux existant sous l'os cortical. (133)

Pour éviter une hausse de la température du site lors du forage il est donc recommandé d'utiliser un système d'irrigation interne, pointant directement à l'endroit de pénétration du forêt. Cette élévation de température peut être aussi due à l'augmentation de la pression sur l'instrument lors du forage mais pas de sa vitesse de rotation. L'usure du forêt est aussi à prendre en compte : l'utilisation d'un forêt usé entraîne une augmentation significative de la température de forage par rapport à un forêt neuf.(134)

b- Contamination externe du pilier

Lors de la mise en place de l'implant, celui-ci doit être totalement stérile et neuf. Si cela n'est pas le cas, la contamination va altérer le potentiel d'adhésion des tissus adjacents et peut donc être à l'origine d'une infiltration bactérienne proche du joint implant/pilier, créant une micro cratérisation. Canullo et al. (135) l'ont observé en 2013 en comparant des piliers en titane ayant subis différents traitements : un groupe de piliers contrôles ne présentant aucun traitement, un groupe présentant des piliers qui ont été fraisés, un groupe présentant des piliers fraisés puis polis, un groupe où les piliers ont été fraisés, polis puis passés à l'autoclave. En fin d'étude, seuls les piliers du groupe contrôle ne sont pas contaminés. Les autres présentent une contamination de micro particules de titane à leur surface de 10 à 150 μm .

Nous avons vu que les particules de titane entraînent une réaction inflammatoire et une stimulation ostéoclastique. Mis à part les particules de titane retrouvées lorsque l'on retouche la surface des piliers, le titane *via* son caractère très réactif peut fixer des micro éléments comme des protéines ou des aminoacides à sa surface. Pour conserver la stérilité du pilier, il ne faut pas le toucher directement et éviter tout contact avec d'autres éléments comme le sang, la salive ou la plaque dentaire. Cette fixation d'éléments à la surface du pilier a pour effet une migration en apical de l'épithélium de jonction, une récession muqueuse et une cratérisation osseuse comme celle créée lors de la présence d'un *microgap*. (5)

Pour stériliser un pilier en titane, la procédure n'est pas simple étant donné que seul une exposition à l'ozone (lampe en mercure par exemple) permet une décontamination de sa surface (80). Nous avons vu avec l'étude de Canullo et al. (135) mais aussi dans une étude de Keller et al. (136) qu'une stérilisation à l'autoclave ne permet pas d'obtenir de bons résultats lors de la mise en place du pilier.

La décontamination des piliers de cicatrisation qui sont amenés à être déconnectés et manipulés à plusieurs reprises est alors problématique. Il est conseillé de les entreposer dans du sérum physiologique le temps des prises d'empreintes en attendant leur reconnexion mais il manque dans la littérature des données concernant les protocoles de décontamination des piliers implantaires ainsi que des piliers de cicatrisation. La mise en place d'un pilier doit être considérée comme une phase septique chirurgicale pour éviter des contaminations externes et la formation de cratérisation.

c- Décisionnel

Il revient au praticien responsable du plan de traitement d'évaluer les risques et les besoins en éléments prothétiques ou chirurgicaux et cela en fonction de ses compétences et de son savoir. Ce sera donc à lui de faire un choix entre les différents systèmes de connexions ou les différents systèmes implantaires mais aussi de décider de la nécessité ou non de réaliser une technique chirurgicale d'augmentation de volume muqueux.

Renouard mettra en évidence l'importance des facteurs décisionnels et humains. Il les cite comme des éléments clefs qui doivent guider les choix du praticien. Ainsi, les performances d'un praticien à l'autre, d'un prothésiste à l'autre mais également pour un même praticien d'un patient à l'autre sont soumises au facteur humain.(137) Prendre une mauvaise décision prothétique ou chirurgicale ne convenant pas au patient que l'on implante pourra entraîner une cratérisation osseuse. Tous les éléments doivent être pris en compte lors de l'analyse pré implantaire et aucune décision ne doit être prise sans réflexion préalable. Tous les patients sont différents et souvent les choix à faire ne sont pas évidents.

Par exemple, lors de l'implantation, l'état du parodonte du patient a une importance capitale sur le devenir de l'implant posé et de son os marginal. En effet Cho-Yan Lee et al. démontreront une perte osseuse significativement plus importante chez les patients présentant une poche parodontale de 6 mm ou plus au moment de l'implantation. (138) Une stabilisation parodontale est à réaliser avant toute implantation pour prévenir d'une perte osseuse marginale.

Un autre élément à prendre en compte lors d'une implantation est la qualité initiale de l'os. La qualité de l'os dépendra du site d'implantation mais aussi du patient. On peut observer une perte osseuse crestale autour des implants placés dans des os de plus faible qualité (types 3 et 4) ou de densités inférieure. (139) Ce point n'est malheureusement pas modifiable avant implantation.

B- Par le Patient

a- Maintien de l'hygiène

Cho Yan Lee et al. termineront leur étude en pointant du doigt le fait que, certes l'absence de poches parodontales a une influence sur la perte osseuse marginale lors de la cicatrisation du site, mais aussi que le fait de stabiliser parodontalement un patient lui permet d'avoir de bonnes habitudes d'hygiène et que ces habitudes sont elles aussi déterminantes dans le devenir de l'os péri implantaire. (138) (140)

Dès 1992, Lindhe et al. remarqueront sur le chien une perte osseuse marginale due à l'accumulation de tartre lors de la dépose des fils de sutures et donc à l'inflammation qui en découle. L'auteur appuiera le fait que le système péri implantaire ne se défend pas aussi bien que le parodonte contre les inflammations dues aux bactéries anaérobies présentes dans le sillon péri implantaire. (141) (142)

b- Tabac et alcool

Le patient et ses habitudes nocives ont aussi une influence importante sur la perte osseuse marginale. La consommation d'alcool (dès 410 g quotidiennement) ou de tabac a été démontré comme nocive pour la conservation du niveau osseux marginal dans une étude clinique par Galindo- Moreno et al. en 2005. (143)

Dans une autre étude des mêmes auteurs (76), ces derniers confirmeront que la consommation de tabac favorise une perte osseuse marginale accrue autour des implants et les résultats de cette étude suggèrent qu'elle exerce son effet aux premiers stades de la cicatrisation, éventuellement en réduisant la vascularisation des tissus ou en altérant leur homéostasie.

c- Parafonctions

Il faudra s'intéresser aux classes d'occlusion chez les patients avant de leur poser un implant mais aussi d'observer si ces patients sont sujets à bruxer. Naert et al. (144) suggèrent que les parafonctions des patients implantés sont la cause de la perte osseuse crestale. Cette perte osseuse serait due soit à un appui trop puissant sur la suprastructure entraînant une surcharge (Cf. chapitre VI.2.A), soit à la création d'un bras de levier lorsqu'une cuspidé est plus sollicitée que le reste de la reconstitution. Ces parafonctions peuvent être stabilisées en amont par de l'orthodontie et/ou de l'occlusodontie.

2- Erreurs prothétiques

A. Surcharge de la suprastructure

La surcharge prothétique implantaire comme moteur de perte osseuse crestale autour de l'implant est soumise à débat dans la littérature.(145,146) En effet, de nombreuses études tendent à prouver leur corrélation mais celles-ci peuvent présenter de nombreux biais et sont démenties par d'autres études.

a. Histologie et biomécanique de l'os péri implantaire en surcharge

Les implants sont ankylosés et ne présentent pas de ligament desmodontal comme sur des dents naturelles ; ils n'ont donc pas de système d'amortissement des contraintes. De plus, l'os crestal autour des implants servant de point d'appui lors de mouvements générant un bras de levier, celui-ci est plus susceptible d'être résorbé. (147)

Cette perte osseuse peut être observée quand un os est soumis à une force de 4000 microstains ou plus. Cela a été démontré par Frost et al. dès 1994 où ils décrivent 5 niveaux de déformation osseuse liés à la mise en place de charges plus ou moins fortes. (62) (64) (Figure 32)

- Inutilisation de l'os : résorption osseuse
- Charges physiologiques : Homéostasie osseuse
- Surcharge légère : augmentation de la masse osseuse
- Surcharge pathologique (≥ 4000 microstains) : lésions osseuses irréversibles
- Fracture à environ 20,000 microstain

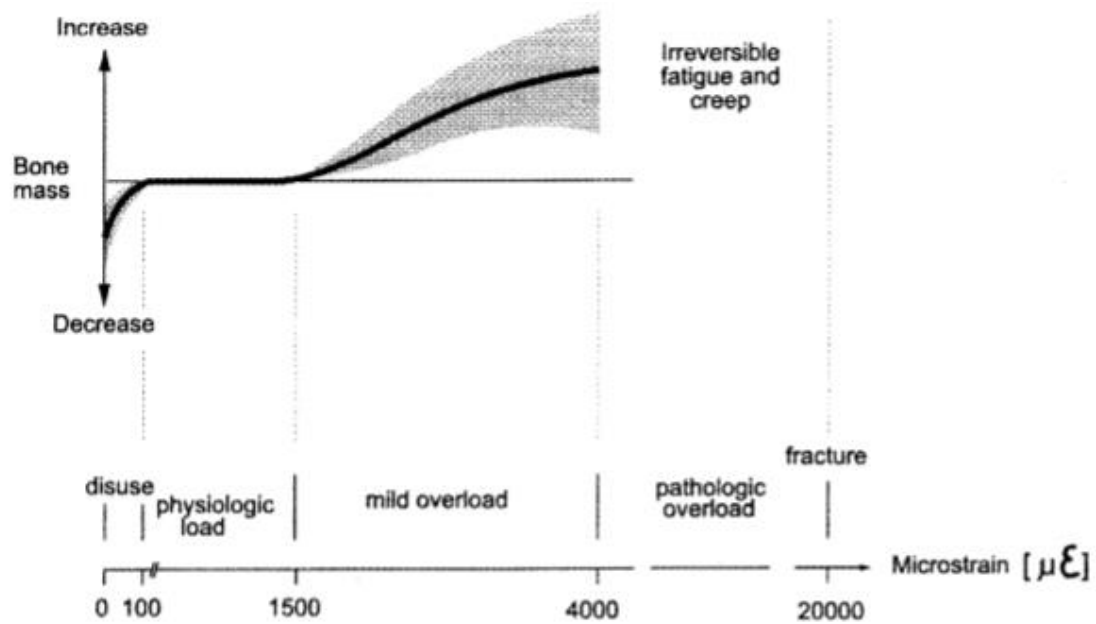


Figure 32: Répartition des différents seuils de tolérance de l'os selon les forces appliquées en microstains (Issue de Frost et al. 1994(62))

Wiskott et Belser vont confirmer 5 ans plus tard cette théorie en étudiant l'application de forces sur l'os et ses déformations, le transfert des charges au sein d'un implant et enfin la création des micro anfractuosités suite à la répartition de ces forces sur des implants à col lisse. (148)

b. Corrélation positive

Plusieurs auteurs ont émis l'hypothèse que la surcharge locale pourrait contribuer à la l'apparition d'une perte osseuse crestale péri-implantaire. Ainsi, dans une série d'études expérimentales chez des singes de Miyata et al., l'influence de la surcharge occlusale sur le tissu osseux péri-implantaire a été étudiée histologiquement. La destruction osseuse péri-implantaire était clairement démontrée par la combinaison d'une surcharge occlusale (fournie par une hauteur occlusale excessive de 100 μm sur une suprastructure) et une inflammation des tissus péri implantaires pouvant être due à la présence de tartre. (145) (149) Dans la quatrième partie de leur série d'études, Miyata et al. ont étudié 31 surcharges occlusales sur 3 hauteurs occlusales différentes en excès (de 100 μm , 180 μm et 250 μm) sur des prothèses implantaires pendant 4 semaines. Dans cette étude l'hygiène buccale était bonne. Une déstructuration a été observée dans les groupes dont la hauteur occlusale est excessive de 180 μm et de 250 μm , indiquant l'existence d'un point critique de surcharge sur les prothèses entraînant une perte osseuse crestale. (146)

Leung et al., quant à eux, ont observé une perte angulaire de l'os crestal autour d'implants supportant une prothèse fixe en suroclusion seulement 2 semaines après la mise en charge. La prothèse a été retirée et, au cours des mois suivant, les auteurs observeront radiologiquement une restauration de la hauteur de la crête au niveau initial sans aucune intervention chirurgicale ou médicamenteuse. La prothèse a ensuite été mise en place avec des ajustements occlusaux. Les niveaux osseux se sont stabilisés et sont restés stables durant les 36 mois d'observation suivants. (150)

De plus, des composantes biomécaniques viennent étayer ces propos : le module d'élasticité du titane d'un implant étant environ 5 fois supérieur à celui de l'os cortical (alors que celui d'une dent est pratiquement similaire), une augmentation du stress est observée lorsque les deux matériaux entrent en contact sans éléments interposés. (151) Des études tridimensionnelles photoélastiques et d'analyse par éléments finis ont montré des schémas de contrainte en forme de V ou U de grandes amplitudes près du point du premier contact entre l'implant et l'os. Ces pertes osseuses sont localisées au niveau de la crête osseuse et les schémas en V sont similaires au phénomène de perte osseuse crestale précoce. (152)

Ainsi, d'après ces études, la résorption osseuse péri-implantaire peut se produire en cas de surcharge occlusale sévère et est renforcée par l'existence d'une inflammation mais, si cette surcharge est contrôlée et diminuée on peut obtenir une cicatrisation du site. Cependant aucune étude clinique prospective à ce jour n'a clairement démontré une relation directe entre le stress et la perte osseuse sans échec des implants. Plusieurs praticiens conviennent qu'une relation de cause à effet peut exister.

c. Corrélation négative

De nombreux auteurs s'accordent sur le fait que la surcharge occlusale peut entraîner une perte osseuse mais seulement en association avec des bactéries comme nous l'avons vu dans le rapport d'étude de Miyata et al. de 2000 ou même dans les articles de Naert et al. et Chambrø et al. (145) (153) (154). Ces derniers trouveront même un lien positif entre l'application de surcharges occlusales et une augmentation de la densité osseuse crestale péri implantaire en présence d'un parodonte sain.

D'autres auteurs infirment totalement l'association potentielle des deux facteurs. (155) (156)

B. Torque de vissage

Lors de la connexion entre le pilier et l'implant, une vis prothétique va servir à unir les deux éléments ; cette vis doit être mise en place selon une certaine force, un certain torque de vissage. Il serait facile de penser que plus on serrera cette vis plus on réussira à joindre les deux éléments donc on augmenterait la stabilité du joint. Cela a été démontré pour des connexions cône-morse par D'ercole et al. en 2014 et Gehrke et al. en 2016. Plus le torque appliqué à une connexion cône-morse est important, plus l'étanchéité aux bactéries est améliorée. Le torque idéal pour ce genre de connexion serait de 35N et permettrait d'obtenir une étanchéité bactérienne quasi totale et donc un effet inflammatoire sur l'os péri implantaire réduit. (157) (158)

A contrario, l'étude de Silva-Neto et al, publiée en 2012, souligne qu'il est inutile et donc non recommandé d'augmenter le torque de vissage de la vis de pilier sur une connexion hexagonale externe en espérant réduire le *microgap*. (159).

Un consensus n'est pas établi en ce qui concerne le torque de vissage dans la littérature malgré les études publiées. Il est donc recommandé de respecter les mesures décrites par le fabricant.

C. Connections/déconnections du pilier

Une fois un implant *bone level* ostéointégré, il faudra mettre en place un pilier ou une vis de cicatrisation temporaire qui devra être vissé et dévissé lors des phases prothétiques. Ces cycles de connexions/déconnexions semblent donc être inévitables et, selon Hermann et al. (61) entraînent une perturbation de l'intégration des tissus mous et une augmentation du remodelage osseux. L'attache épithéliale créée est rompue et le tissu conjonctif sous-jacent est mis à nu et est donc sujet à des agressions bactériennes.

Il a également été démontré que des déconnexions intentionnelles des piliers implantaires et leurs reconnexions après une désinfection alcoolique induit un repositionnement apical du tissu mou et une résorption osseuse marginale. Cela a été prouvé dans une étude de Abrahamsson et al. qui vont comparer la mise en place de piliers chez les chiens qui, dans un groupe, vont être déconnectés, nettoyés à l'alcool puis reconnectés une fois par mois (5 fois en tout) et, dans l'autre groupe, vont être laissés en place sur une durée de 6 mois. Des mesures d'hygiène y sont appliquées. (160) On s'aperçoit alors que les implants subissant des connexions et des reconnexions présentent une perte osseuse marginale qui se traduit selon les auteurs par une difficulté de repositionnement de l'espace biologique autour du pilier de l'implant. On peut alors observer une perte osseuse marginale de 1,5 mm autour des implants présentant des déconnexions contre 0,7 mm pour les implants contrôles. On notera aussi que la muqueuse péri implantaire est plus fine et présente une récession de 1,5 mm ; l'épithélium jonctionnel s'allonge et se retrouve en position plus apicale. En revanche, le placement en une étape d'un pilier de cicatrisation et son remplacement par un pilier définitif s'est avéré ne pas provoquer de remodelage de l'os marginal.(160) La migration apicale de l'épithélium de

jonction et le remodelage osseux conséquent ont pu être observés aussi bien après déconnexions/reconnexions successives de piliers en titane qu'en zircone. (105)

Une solution est alors proposée par Degidi et al. : le « *One abutment one time* » (OAOT). Un pilier définitif est directement placé sur l'implant, sur lequel on placera une couronne résine provisoire. On notera cependant que l'utilisation du OAOT entraîne obligatoirement l'utilisation d'une restauration scellée et non transvissée avec ses désavantages. (161)

Une méta analyse de Atieh et al. en 2017 va comparer l'influence sur l'os marginale et sa cratérisation de l'utilisation des techniques du OAOT par rapport aux techniques classiques. Il ressort de cette étude que les implants nécessitant une reconnexion et une déconnexion du pilier présentent une perte osseuse plus élevée. Les chiffres sont néanmoins assez divergents d'une étude à l'autre mais sont tous significatifs. (162)

Les mêmes résultats sont observés dans une autre méta analyse de Wang et al. parue en 2017, comparant les deux protocoles mais cette fois-ci les implants présentent un *platform switching*. L'intérêt de l'utilisation du *platform switching* en combinaison avec le OAOT est réel et empêche, selon cette étude, une perte osseuse verticale de 3 mm comparée à des implants contrôles à 6 mois. (163)

D. Espace prothétique vertical

Cet espace prothétique vertical doit être évalué avant toute pose d'implant. Un édentement ancien peut être associé à une augmentation de l'espace prothétique disponible et donc à une augmentation du rapport couronne/implant si l'on réalise une restauration dans ces conditions-là. Le bras de levier lorsque la couronne de l'implant est soumise à une charge est alors augmenté et cela provoque des effets néfastes d'un point de vue biomécanique et biologique. Les contraintes au niveau de la jonction pilier/couronne sont augmentées et cela induit une surcharge occlusale au niveau du sommet de la crête osseuse péri implantaire, ce qui peut accentuer l'effet de micropompe bactérienne au niveau du *microgap* pour les implants *bone level*. Ces deux effets, comme nous l'avons vu, entraînent une résorption de l'os marginal péri implantaire. Les études montrent que les reconstitutions prothétiques ayant

un rapport couronne/implant supérieur à 1 présentent une perte osseuse plus importante.
(164)

Cependant, Blanes et al. considèrent comme envisageable une reconstitution implantaire avec un rapport couronne/implant entre 2 et 3 sur des secteurs postérieurs (sur un os dense) avec des connexions rigides.(165) De plus si l'espace prothétique vertical n'est pas respecté et que l'on place une couronne plus longue que l'espace prothétique disponible on se retrouvera dans une situation de surcharge occlusale qui entraîne une résorption marginale comme nous l'avons vu plus tôt.

Conclusion

Le concept de préservation de l'os crestal péri implantaire est relativement nouveau dans le monde de l'implantologie. Dans ce travail nous avons pu voir comment réaliser une préservation osseuse crestale péri implantaire d'un point de vue chirurgical et prothétique.

Anticiper son plan de traitement est primordial, avant de poser un implant il faut savoir quelles sont les dimensions des tissus durs et mous, la proximité avec les autres éléments (dents, implants ou structures anatomiques) et si la situation clinique nécessite une greffe gingivale avant implantation. Le praticien doit aussi savoir comment il compte restaurer l'implant de par le pilier implantaire et la suprastructure. On sait désormais qu'il faut privilégier une connexion interne de type cône-morse présentant un *platform switching* pour minimiser l'effet du *microgap* avec une émergence gingivale de 25° maximum. Le pilier doit être stérile, neuf en titane ou en zircone ultra poli et doit mesurer environ 4 mm de hauteur. Il faudra économiser ses connections et déconnections lors des essayages prothétiques ou privilégier la technique de *one abutment one time* si cela est possible. Enfin on préférera visser la suprastructure implantaire plutôt que de la sceller sur le pilier. Toutes les erreurs du praticien et de son patient doivent bien évidemment être évitées et cela demande au praticien d'être très rigoureux de la mise en place de l'implant jusqu'à sa stabilisation en passant par toutes les étapes prothétiques.

Chaque facteur, qu'il soit chirurgical ou prothétique, est important à prendre en considération mais les connaissances scientifiques sont en constante évolution. Il est donc difficile en 2020 d'établir un protocole précis qui permettrait d'éviter une cratérisation osseuse péri implantaire dans 100 % des cas. On pourra donner l'exemple des récentes recherches sur l'influence du profil d'émergence implantaire sur la perte osseuse précoce où les seules données actuelles sont basées sur des études sur des animaux et entrent en conflit. Les données actuelles vont s'affiner avec le temps et, potentiellement, dans quelques années, de nouvelles informations émergeront et remettront en cause une partie de nos connaissances dans ce domaine sur le maintien de la hauteur osseuse crestale.

Plus globalement, la recherche sur le maintien de l'os crestal péri implantaire se poursuit mais se heurte à deux problématiques : l'éthique et la difficulté à gérer les biais. En effet, pour confirmer l'influence d'un élément sur la cratérisation osseuse il faut le comparer à un autre élément et donc faire une étude comparative randomisée chez l'homme. Il faut donc exposer les sujets d'une hypothétique étude à un élément que nous savons moins bénéfique. De plus, il faut savoir gérer les biais. C'est-à-dire que tous les autres critères agissant sur la perte osseuse péri implantaire doivent être maîtrisés. Nous pouvons reprendre ici l'image décrite par Linkevicius comparant l'analyse de la perte osseuse péri implantaire crestale précoce à un panier de pomme. Chacune des pommes du panier sont des éléments influents et celles-ci doivent être sorties de ce panier et analysées seules pour, à la fin, obtenir des résultats globaux sur ce panier.

Des éléments de réponse à notre problématique sont apportés dans ce travail mais la recherche dans ce domaine continue.



Bibliographie

1. Niklaus P. Lang , Jan Lindhe. Clinical Periodontology and Implant Dentistry, 2 Volume Set, 6th Edition. 6^e éd. Vol. 1 et 2. Wiley-Blackwell; 2015. 1480 p.
2. Gargiulo AW, Wentz FM, Orban B. Dimensions and Relations of the Dentogingival Junction in Humans. The Journal of Periodontology. 1961;32(3):261-7.
3. 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.
4. Ericsson I, Lindhe J. Probing depth at implants and teeth. An experimental study in the dog. J Clin Periodontol. oct 1993;20(9):623-7.
5. Rompen E, Domken O, Degidi M, Pontes AEF, Piattelli A. The effect of material characteristics, of surface topography and of implant components and connections on soft tissue integration: a literature review. Clin Oral Implants Res. oct 2006;17 Suppl 2:55-67.
6. Lindhe J, Berglundh T. The interface between the mucosa and the implant. Periodontol 2000. juin 1998;17:47-54.
7. Linkevicius T. Zero Bone Loss Concepts. Batavia, IL: Quintessence Publishing; 2019. 286 p.
8. Koka S. The implant-mucosal interface and its role in the long-term success of endosseous oral implants: a review of the literature. Int J Prosthodont. oct 1998;11(5):421-32.
9. Ikeda H, Yamaza T, Yoshinari M, Ohsaki Y, Ayukawa Y, Kido MA, et al. Ultrastructural and immunoelectron microscopic studies of the peri-implant epithelium-implant (Ti-6Al-4V) interface of rat maxilla. J Periodontol. juin 2000;71(6):961-73.
10. Fartash B, Arvidson K, Ericsson I. Histology of tissues surrounding single crystal sapphire endosseous dental implants. An experimental study in the beagle dog*. Clinical Oral Implants Research. 1990;1(1):13-21.
11. Sanctis MD, Baldini N, Vignoletti F. Histological evidence: a review on animal studies. Journal de Parodontologie et d'implantologie orale. 29(4):14.

12. Bullon P, Fioroni M, Goteri G, Rubini C, Battino M. Immunohistochemical analysis of soft tissues in implants with healthy and peri-implantitis condition, and aggressive periodontitis. *Clin Oral Implants Res.* oct 2004;15(5):553-9.
13. Moon IS, Berglundh T, Abrahamsson I, Linder E, Lindhe J. The barrier between the keratinized mucosa and the dental implant. An experimental study in the dog. *J Clin Periodontol.* oct 1999;26(10):658-63.
14. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977;16:1-132.
15. Thierry Rouach, Alexandre Miara. Actualisation du concept d'ostéointégration. mars 2010;(51):68-70.
16. Lekholm U, Zarb GA, Albrektsson T. Patient selection and preparation. *Tissue integrated prostheses.* Chicago: Quintessence Publishing; 1985.
17. 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.
18. Papaspyridakos P, Chen C-J, Singh M, Weber H-P, Gallucci GO. Success criteria in implant dentistry: a systematic review. *J Dent Res.* mars 2012;91(3):242-8.
19. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* déc 1981;10(6):387-416.
20. Oh T-J, Yoon J, Misch CE, Wang H-L. The causes of early implant bone loss: myth or science? *J Periodontol.* mars 2002;73(3):322-33.
21. Smith DE, Zarb GA. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *J Prosthet Dent.* nov 1989;62(5):567-72.
22. Beaureon E, Bousquet P, Torres JH, Gibert P. Les designs implantaires : éléments de réponse au problème de la cratérisation initiale ? *Implant.* nov 2010;16(4):24-253.
23. 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.

24. Linkevicius T, Apse P, Grybauskas S, Puisys A. The influence of soft tissue thickness on crestal bone changes around implants: a 1-year prospective controlled clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants*. août 2009;24(4):712-9.
25. 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. *Clin Implant Dent Relat Res*. déc 2015;17(6):1228-36.
26. 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. *Clin Implant Dent Relat Res*. juin 2015;17(3):497-508.
27. Block MS, Gardiner D, Kent JN, Misiek DJ, Finger IM, Guerra L. Hydroxyapatite-coated cylindrical implants in the posterior mandible: 10-year observations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. oct 1996;11(5):626-33.
28. Kim B-S, Kim Y-K, Yun P-Y, Yi Y-J, Lee H-J, Kim S-G, 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.
29. Adibrad M, Shahabuei M, Sahabi M. Significance of the Width of Keratinized Mucosa on the Health Status of the Supporting Tissue Around Implants Supporting Overdentures. *J Oral Implantol*. 1 oct 2009;35(5):232-7.
30. Anastasia Kelekis-Cholakis. The Importance of Keratinized Tissue Around Implants. *Journal of Cosmetic Dentistry*. 2015;31(1):117-24.
31. Chung DM, Oh T-J, Shotwell JL, Misch CE, Wang H-L. Significance of keratinized mucosa in maintenance of dental implants with different surfaces. *J Periodontol*. août 2006;77(8):1410-20.
32. Roos-Jansåker A-M, Renvert H, Lindahl C, Renvert S. Nine- to fourteen-year follow-up of implant treatment. Part III: factors associated with peri-implant lesions. *J Clin Periodontol*. avr 2006;33(4):296-301.
33. Heckmann SM, Schrott A, Graef F, Wichmann MG, Weber H-P. Mandibular two-implant telescopic overdentures. *Clin Oral Implants Res*. oct 2004;15(5):560-9.

34. 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.
35. Greenstein G, Cavallaro J. The clinical significance of keratinized gingiva around dental implants. *Compend Contin Educ Dent.* oct 2011;32(8):24-31; quiz 32, 34.
36. Hudieb M, Kasugai S. Biomechanical effect of crestal bone osteoplasty before implant placement: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg.* févr 2011;40(2):200-6.
37. 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.
38. 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.
39. Puisys A, Linkevicius T. Clinical and Histologic Evaluations of Porcine-Derived Collagen Matrix Membrane Used for Vertical Soft Tissue Augmentation: A Case Series. *The International journal of periodontics & restorative dentistry.* 24 avr 2019;
40. Simonpieri A. Positionnement sous-crestal: l'art et la manière d'intensifier le volume des tissus péri-implantaires. *Implant.* 2013;127-37.
41. 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.* 2018;45(5):605-12.
42. Kois JC. Predictable single tooth peri-implant esthetics: five diagnostic keys. *Compend Contin Educ Dent.* mars 2001;22(3):199-206; quiz 208.
43. Tarnow DP, Cho SC, Wallace SS. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. *J Periodontol.* avr 2000;71(4):546-9.

44. Esposito M, Ekestubbe A, Gröndahl K. Radiological evaluation of marginal bone loss at tooth surfaces facing single Brånemark implants. Clin Oral Implants Res. sept 1993;4(3):151-7.
45. Roccuzzo M, Roccuzzo A, Ramanuskaite A. Papilla height in relation to the distance between bone crest and interproximal contact point at single-tooth implants: A systematic review. Clin Oral Implants Res. mars 2018;29 Suppl 15:50-61.
46. Spray JR, Black CG, Morris HF, Ochi S. The influence of bone thickness on facial marginal bone response: stage 1 placement through stage 2 uncovering. Ann Periodontol. déc 2000;5(1):119-28.
47. Hämmerle CH, Brägger U, Bürgin W, Lang NP. The effect of subcrestal placement of the polished surface of ITI implants on marginal soft and hard tissues. Clin Oral Implants Res. juin 1996;7(2):111-9.
48. Hermann JS, Buser DC, Schenk RK, Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged and submerged implants in the canine mandible. Journal of periodontology. 1997;71(9):1412-24.
49. 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.
50. Jones AA, Cochran DL. Consequences of implant design. Dental Clinics of North America. juill 2006;50(3):339-60, v.
51. Weng D, Nagata MJH, Bell M, Bosco AF, de Melo LGN, Richter E-J. Influence of microgap location and configuration on the periimplant bone morphology in submerged implants. An experimental study in dogs. Clin Oral Implants Res. nov 2008;19(11):1141-7.
52. Touati B. L'implant et son positionnement. Titane. sept 2009;Hors série Nobel Biocare:5-8.
53. Misch CE, Strong JT, Bidez MW. Chapter 15 - Scientific Rationale for Dental Implant Design. In: Misch CE, éditeur. Dental Implant Prosthetics (Second Edition) [Internet] p. 340-71.
54. Rivière C, Chaubron F. Du diagnostic parodontal au choix du système implantaire apport des implants supra-crestaux. L'information dentaire. 4 avr 2012;(14):1-6.

55. Shin Y-K, Han C-H, Heo S-J, Kim S, Chun H-J. Radiographic evaluation of marginal bone level around implants with different neck designs after 1 year. *Int J Oral Maxillofac Implants*. oct 2006;21(5):789-94.
56. Ivanoff C, Gröndahl K, Sennerby L, Bergström C, Lekholm U. Influence of variations in implant diameters: a 3- to 5-year retrospective clinical report. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1999;
57. Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. *Clinical Oral Implants Research*. 2005;16(4):486-94.
58. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1 déc 2008;100(6):422-31.
59. Shen W-L, Chen C-S, Hsu M-L. Influence of implant collar design on stress and strain distribution in the crestal compact bone: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. oct 2010;25(5):901-10.
60. Misch CE, Suzuki JB, Misch-Dietsh FM, Bidez MW. A Positive Correlation Between Occlusal Trauma and Peri-implant Bone Loss: Literature Support. *Implant Dentistry*. juin 2005;14(2):108–116.
61. 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. *Clinical Oral Implants Research*. 12(6):559-71.
62. Harold M. Frost, MD. Wolff's Law and bone's structural adaptationsto mechanical usage: an overview for clinicians. *The angle Orthodontist*. 1994;64(3):175-88.
63. Aparna IN, Dhanasekar B, Lingeshwar D, Gupta L. Implant crest module: A review of biomechanical considerations. *Indian Journal of Dental Research*. 3 janv 2012;23(2):257.
64. Frost HM. Bone "mass" and the "mechanostat": A proposal. *The Anatomical Record*. 1987;219(1):1-9.

65. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent.* déc 2004;92(6):523-30.
66. 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. *Clinical Oral Implants Research.* 22 nov 2018;30:1-29.
67. Piao CM, Lee JE, Koak JY, Kim SK, Rhyu IC, Han CH, et al. Marginal bone loss around three different implant systems: radiographic evaluation after 1 year. *Journal of Oral Rehabilitation.* 2009;36(10):748-54.
68. Peñarrocha-Diago MA, Flichy-Fernández AJ, Alonso-González R, Peñarrocha-Oltra D, Balaguer-Martínez J, Peñarrocha-Diago M. Influence of implant neck design and implant-abutment connection type on peri-implant health. Radiological study. *Clin Oral Implants Res.* nov 2013;24(11):1192-200.
69. Bae H, Chung M-K, Cha I-H. Marginal tissue response to different implant neck design. *The Journal of Korean Academy of Prosthodontics.* 1 janv 2008;46.
70. Buser D, Weber HP, Donath K, Fiorellini JP, Paquette DW, Williams RC. Soft Tissue Reactions to Non-Submerged Unloaded Titanium Implants in Beagle Dogs. *Journal of Periodontology.* 1992;63(3):225-35.
71. Valente NA, 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. *The International journal of prosthodontics.* 22 sept 2020;33:553-64.
72. Canullo L, Tallarico M, Pradies G, Marinotti F, Loi I, Cocchetto R. Soft and hard tissue response [SEP] to an implant with a convergent [SEP] collar in the esthetic area: [SEP] preliminary report at 18 months. *Int J Esthet Dent.* 2017;12(3):306-23.
73. 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.

74. 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.
75. Marconcini S, Giammarinaro E, Covani U, Mijiritsky E, Vela X, Rodríguez X. The Effect of Tapered Abutments on Marginal Bone Level: A Retrospective Cohort Study. *J Clin Med.* 24 août 2019;8(9).
76. Galindo-Moreno P, León-Cano A, Ortega-Oller I, Monje A, Suárez F, ÓValle F, et al. Prosthetic Abutment Height is a Key Factor in Peri-implant Marginal Bone Loss. *J Dent Res.* juill 2014;93(7 Suppl):80S-85S.
77. Vervaeke S, Dierens M, Besseler J, Bruyn HD. The Influence of Initial Soft Tissue Thickness on Peri-Implant Bone Remodeling. *Clinical Implant Dentistry and Related Research.* 2014;16(2):238-47.
78. Abrahamsson I, Berglundh T, Glantz PO, Lindhe J. The mucosal attachment at different abutments. An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol.* sept 1998;25(9):721-7.
79. Magne P, Oderich E, Boff LL, Cardoso AC, Belser UC. Fatigue resistance and failure mode of CAD/CAM composite resin implant abutments restored with type III composite resin and porcelain veneers. *Clin Oral Implants Res.* nov 2011;22(11):1275-81.
80. Kanao M, Nakamoto T, Kajiwarra 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.
81. Sailer I, Zembic A, Jung RE, Siegenthaler D, Holderegger C, Hämmerle CHF. Randomized controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for canine and posterior single-tooth implant reconstructions: preliminary results at 1 year of function. *Clin Oral Implants Res.* mars 2009;20(3):219-25.
82. Zembic A, Sailer I, Jung RE, Hämmerle CHF. Randomized-controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. *Clin Oral Implants Res.* août 2009;20(8):802-8.

83. 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.* févr 2004;75(2):292-6.
84. Degidi M, Artese L, Scarano A, Perrotti V, Gehrke P, Piattelli A. Inflammatory infiltrate, microvessel density, nitric oxide synthase expression, vascular endothelial growth factor expression, and proliferative activity in peri-implant soft tissues around titanium and zirconium oxide healing caps. *J Periodontol.* janv 2006;77(1):73-80.
85. Belser UC, Schmid B, Higginbottom F, Buser D. Outcome analysis of implant restorations located in the anterior maxilla: a review of the recent literature. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19 Suppl:30-42.
86. Linkevicius T, Vaitelis J. The effect of zirconia or titanium as abutment material on soft peri-implant tissues: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* sept 2015;26 Suppl 11:139-47.
87. Quirynen M, Bollen CM, Papaioannou W, Van Eldere J, van Steenberghe D. The influence of titanium abutment surface roughness on plaque accumulation and gingivitis: short-term observations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* avr 1996;11(2):169-78.
88. Bollen CM, Papaioanno W, Van Eldere J, Schepers E, Quirynen M, van Steenberghe D. The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. *Clin Oral Implants Res.* sept 1996;7(3):201-11.
89. van Brakel R, Cune MS, van Winkelhoff AJ, de Putter C, Verhoeven JW, van der Reijden W. Early bacterial colonization and soft tissue health around zirconia and titanium abutments: an in vivo study in man. *Clin Oral Implants Res.* juin 2011;22(6):571-7.
90. 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. *Int J Oral Maxillofac Implants.* août 1998;13(4):457-64.
91. Linkevicius T. The Novel Design of Zirconium Oxide-Based Screw-Retained Restorations, Maximizing Exposure of Zirconia to Soft Peri-implant Tissues: Clinical Report After 3 Years of Follow-up. *Int J Periodontics Restorative Dent.* févr 2017;37(1):41-7.

92. Nissan J, Narobai D, Gross O, Ghelfan O, Chaushu G. Long-term outcome of cemented versus screw-retained implant-supported partial restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. oct 2011;26(5):1102-7.
93. Sailer I, Mühlemann S, Zwahlen M, Hämmerle CHF, Schneider D. Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. *Clin Oral Implants Res*. oct 2012;23 Suppl 6:163-201.
94. Academy Report: Peri-Implant Mucositis and Peri-Implantitis: A Current Understanding of Their Diagnoses and Clinical Implications. *Journal of Periodontology*. 2013;84(4):436-43.
95. Linkevicius T, Vindasiute E, Puisys A, Peciuliene V. The influence of margin location on the amount of undetected cement excess after delivery of cement-retained implant restorations. *Clin Oral Implants Res*. déc 2011;22(12):1379-84.
96. Vindasiute E, Puisys A, Maslova N, Linkeviciene L, Peciuliene V, Linkevicius T. Clinical Factors Influencing Removal of the Cement Excess in Implant-Supported Restorations. *Clin Implant Dent Relat Res*. août 2015;17(4):771-8.
97. Piattelli A, Vrespa G, Petrone G, Iezzi G, Annibali S, Scarano A. Role of the microgap between implant and abutment: a retrospective histologic evaluation in monkeys. *J Periodontol*. mars 2003;74(3):346-52.
98. Quirynen M, Steenberghe DV. Bacterial colonization of the internal part of two-stage implants. An in vivo study. *Clinical Oral Implants Research*. 1993;4(3):158-61.
99. Broggini 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.
100. Broggini 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.
101. Berglundh T, Lindhe J. Dimension of the periimplant mucosa. Biological width revisited. *J Clin Periodontol*. oct 1996;23(10):971-3.
102. 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.
103. Dibart S, Warbington M, Su MF, Skobe Z. In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. *Int J Oral Maxillofac Implants.* oct 2005;20(5):732-7.
 104. Zipprich H, Weigl P, Ratka C, Lange B, Lauer H-C. The micromechanical behavior of implant-abutment connections under a dynamic load protocol. *Clin Implant Dent Relat Res.* oct 2018;20(5):814-23.
 105. Cosyn J, Van Aelst L, Collaert B, Persson GR, De Bruyn H. The peri-implant sulcus compared with internal implant and suprastructure components: a microbiological analysis. *Clin Implant Dent Relat Res.* déc 2011;13(4):286-95.
 106. Morneburg TR, Pröschel PA. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *Int J Prosthodont.* févr 2002;15(1):20-7.
 107. Morneburg TR, Pröschel PA. In vivo forces on implants influenced by occlusal scheme and food consistency. *Int J Prosthodont.* oct 2003;16(5):481-6.
 108. Fretwurst T, Buzanich G, Nahles S, Woelber JP, Riesemeier H, Nelson K. Metal elements in tissue with dental peri-implantitis: a pilot study. *Clin Oral Implants Res.* sept 2016;27(9):1178-86.
 109. Blum K, Wiest W, Fella C, Balles A, Dittmann J, Rack A, et al. Fatigue induced changes in conical implant-abutment connections. *Dent Mater.* nov 2015;31(11):1415-26.
 110. Jäger M, Zilkens C, Zanger K, Krauspe R. Significance of nano- and microtopography for cell-surface interactions in orthopaedic implants. *J Biomed Biotechnol.* 2007;2007(8):69036.
 111. GARDON-MOLLARD Guillaume. Connectique implantaire #1 [Internet]. *idweblogs.com.* 2017
 112. Rignon-Bret C, Gérot C, Jakubowicz-Kohen B. Le concept de platform switching : revue de synthèse. *Implant 2013.* 2013;(19):87-99.

113. 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.
114. Schrotenboer J, Tsao Y-P, Kinariwala V, Wang H-L. Effect of platform switching on implant crest bone stress: a finite element analysis. *Implant Dent.* juin 2009;18(3):260-9.
115. Tabata LF, Assunção WG, Adelino Ricardo Barão V, de Sousa EAC, Gomes EA, Delben JA. Implant platform switching: biomechanical approach using two-dimensional finite element analysis. *J Craniofac Surg.* janv 2010;21(1):182-7.
116. Krebs M, Schmenger K, Neumann K, Weigl P, Moser W, Nentwig G-H. Long-term evaluation of ANKYLOS® dental implants, part i: 20-year life table analysis of a longitudinal study of more than 12,500 implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* janv 2015;17 Suppl 1:e275-286.
117. Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? *Clin Oral Implants Res.* oct 2007;18(5):581-4.
118. Rodríguez-Ciurana X, Vela-Nebot X, Segalà-Torres M, Rodado-Alonso C, Méndez-Blanco V, Mata-Buguerols M. Biomechanical repercussions of bone resorption related to biologic width: a finite element analysis of three implant-abutment configurations. *Int J Periodontics Restorative Dent.* oct 2009;29(5):479-87.
119. Akça K, Cehreli MC, Iplikçioğlu H. Evaluation of the mechanical characteristics of the implant-abutment complex of a reduced-diameter morse-taper implant. A nonlinear finite element stress analysis. *Clin Oral Implants Res.* août 2003;14(4):444-54.
120. Brink J, Meraw SJ, Sarment DP. Influence of implant diameter on surrounding bone. *Clin Oral Implants Res.* oct 2007;18(5):563-8.
121. Herpe B. Connexion Implant-Pilier : analyse des choix stratégiques des grands systèmes implantaires. 5 juin 2014;74.
122. Asvanund P. A strain gauge analysis comparing external and internal implant-abutment connections. *Implant Dent.* avr 2014;23(2):206-11.

123. Chun H-J, Shin H-S, Han C-H, Lee S-H. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. avr 2006;21(2):195-202.
124. Hansson S. Implant-abutment interface: biomechanical study of flat top versus conical. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2000;2(1):33-41.
125. 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*. 1 févr 2008;34(1):1-6.
126. Jaworski ME, Melo ACM, Picheth CMT, Sartori IA de M. 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. *Int J Oral Maxillofac Implants*. oct 2012;27(5):1091-5.
127. 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*. août 2012;21(4):335-9.
128. Koutouzis T, Mesia R, Calderon N, Wong F, Wallet S. The effect of dynamic loading on bacterial colonization of the dental implant fixture-abutment interface: an in vitro study. *J Oral Implantol*. août 2014;40(4):432-7.
129. Aloise JP, Curcio R, Laporta MZ, Rossi L, da Silva AMA, 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.
130. Zipprich H, Miatke S, Hmaidouch R, Lauer H-C. A New Experimental Design for Bacterial Microleakage Investigation at the Implant-Abutment Interface: An In Vitro Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. févr 2016;31(1):37-44.
131. Streckbein P, Streckbein RG, Wilbrand JF, Malik CY, Schaaf H, Howaldt HP, et al. Non-linear 3D evaluation of different oral implant-abutment connections. *J Dent Res*. déc 2012;91(12):1184-9.

132. Eriksson RA, Albrektsson T. The effect of heat on bone regeneration: an experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. *J Oral Maxillofac Surg.* nov 1984;42(11):705-11.
133. Wilderman MN, Pennel BM, King K, Barron JM. Histogenesis of repair following osseous surgery. *J Periodontol.* oct 1970;41(10):551-65.
134. Matthews LS, Hirsch C. Temperatures measured in human cortical bone when drilling. *The Journal of Bone and Joint Surgery American Volume.* mars 1972;54(2):297-308.
135. Canullo L, Micarelli C, Iannello G. Microscopical and chemical surface characterization of the gingival portion and connection of an internal hexagon abutment before and after different technical stages of preparation. *Clin Oral Implants Res.* juin 2013;24(6):606-11.
136. Keller JC, Draughn RA, Wightman JP, Dougherty WJ, Meletiou SD. Characterization of sterilized CP titanium implant surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5(4):360-7.
137. Renouard F, Rangert B. *Prise de décision en pratique implantaire.* Paris: Quintessence international; 2005. 209 p.
138. Cho-Yan Lee J, Mattheos N, Nixon KC, Ivanovski S. Residual periodontal pockets are a risk indicator for peri-implantitis in patients treated for periodontitis. *Clinical Oral Implants Research.* mars 2012;23(3):325-33.
139. Manz MC. Radiographic assessment of peri-implant vertical bone loss: DICRG Interim Report No. 9. *J Oral Maxillofac Surg.* déc 1997;55(12 Suppl 5):62-71.
140. Hänggi MP, Hänggi DC, Schoolfield JD, Meyer J, Cochran DL, Hermann JS. Crestal bone changes around titanium implants. Part I: A retrospective radiographic evaluation in humans comparing two non-submerged implant designs with different machined collar lengths. *J Periodontol.* mai 2005;76(5):791-802.
141. Lindhe J, Berglundh T, Ericsson I, Liljenberg B, Marinello C. Experimental breakdown of peri-implant and periodontal tissues. A study in the beagle dog. *Clinical Oral Implants Research.* mars 1992;3(1):9-16.
142. Schou S, Holmstrup P, Hjørting-Hansen E, Lang NP. Plaque-induced marginal tissue reactions of osseointegrated oral implants: a review of the literature. *Clinical Oral Implants Research.* déc 1992;3(4):149-61.

143. Galindo-Moreno P, Fauri M, Avila-Ortiz G, Fernández-Barbero JE, Cabrera-León A, Sánchez-Fernández E. Influence of alcohol and tobacco habits on peri-implant marginal bone loss: a prospective study. *Clin Oral Implants Res.* oct 2005;16(5):579-86.
144. Naert I, Quirynen M, Steenberghe D van, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 1 déc 1992;68(6):949-56.
145. Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Ohto T, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part 3: A histologic study in monkeys. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* juin 2000;15(3):425-31.
146. Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Ohto T, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. part 4: a histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants.* juin 2002;17(3):384-90.
147. Bone's mechanostat: A 2003 update - Frost - 2003 - *The Anatomical Record Part A: Discoveries in Molecular, Cellular, and Evolutionary Biology* - Wiley Online Library.
148. Wiskott HW, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Implants Res.* déc 1999;10(6):429-44.
149. MIYATA T. An experimental study of occlusal trauma to osseointegrated implants : Part 2. *J of japanese society of periodontology.* 1997;39:234-41.
150. Leung KC, Chow TW, Wat PY, Comfort MB. Peri-implant bone loss: management of a patient. *Int J Oral Maxillofac Implants.* avr 2001;16(2):273-7.
151. Avellone EA, Baumeister T, Saunders H. Marks' Standard Handbook for Mechanical Engineers. In 2013.
152. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clinical Oral Implants Research.* août 2004;15(4):401-12.
153. Naert I, Duyck J, Vandamme K. Occlusal overload and bone/implant loss. *Clinical Oral Implants Research.* 2012;23(s6):95-107.

154. Chambrone L, Chambrone LA, Lima LA. Effects of Occlusal Overload on Peri-Implant Tissue Health: A Systematic Review of Animal-Model Studies. *Journal of Periodontology*. 2010;81(10):1367-78.
155. Özcan E, Sabuncuoglu FA. Radiological analysis of the relationship between occlusal tooth wear and mandibular alveolar bone density and height. *Indian Journal of Dental Research: Official Publication of Indian Society for Dental Research*. oct 2013;24(5):555-61.
156. Waerhaug J. The infrabony pocket and its relationship to trauma from occlusion and subgingival plaque. *Journal of Periodontology*. juill 1979;50(7):355-65.
157. Gehrke SA, Shibli JA, Aramburú Junior JS, Sánchez de VAL JEM, Calvo-Girardo JL, Dedavid BA, et al. Effects of different torque levels on the implant-abutment interface in a conical internal connection. *Brazilian Oral Research*. mars 2016;30(1).
158. D'Ercole S, Tripodi D, Ravera L, Perrotti V, Piattelli A, Iezzi G. Bacterial leakage in Morse Cone internal connection implants using different torque values: an in vitro study. *Implant Dentistry*. avr 2014;23(2):175-9.
159. da Silva-Neto JP, Nóbilo MA de A, Penatti MPA, Simamoto PC, das Neves FD. Influence of methodologic aspects on the results of implant-abutment interface microleakage tests: a critical review of in vitro studies. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. août 2012;27(4):793-800.
160. 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.
161. 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.
162. 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*. 2017;88(11):1173-85.

163. Wang Q-Q, Dai R, Cao CY, Fang H, Han M, Li Q-L. One-time versus repeated abutment connection for platform-switched implant: A systematic review and meta-analysis. PLoS ONE. 2017;12(10):e0186385.
164. Lee K-J, Kim Y-G, Park J-W, Lee J-M, Suh J-Y. Influence of crown-to-implant ratio on periimplant marginal bone loss in the posterior region: a five-year retrospective study. Journal of Periodontal & Implant Science. déc 2012;42(6):231-6.
165. Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser UC. A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. II: Influence of the crown-to-implant ratio and different prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. Clinical Oral Implants Research. déc 2007;18(6):707-14.

Table des illustrations

Figure 1: Situation de l'attache épithéliale et du tissu conjonctif autour d'un implant. (Issue de Linkevicius et al. 2019 (7))	15
Figure 2: Les deux zones de l'attache conjonctive péri implantaire. (Issue de Moon et al. 1999 (13))	17
Figure 3: Radiographies d'implants avec et sans perte osseuse péri implantaire. (Issue de Linkevicius et al. 2019 (7))	21
Figure 4: Epaisseur muqueuse supra-crestale optimale. (Issue de Linkevicius et al. 2019 (7))	27
Figure 5: Placement crestal d'un implant après ostéotomie verticale. (Issue de Linkevicius et al. 2019 (7))	30
Figure 6: Protocole du Tent pole technique (Issue de Linkevicius et al. 2019 (7))	31
Figure 7: Techniques d'enfouissements du greffon (Issue de Linkevicius et al. 2019 (7))	33
Figure 8: Perte osseuse entre deux implants liée à leur proximité (moins de 2,5mm) (Adaptée de Tarnow et al. 2000 (43))	35
Figure 9: Les différentes parties de l'implant (Adaptée de Misch et al. 2015 (53))	38
Figure 10: Implants de type bone et tissue level (Issue de Shin Y-K et al. 2006 (55))	39
Figure 11 : Répartition stress de Von mises sur deux implants de diamètre et de taille différents. (Issue de Petri et al. 2005 (57))	40
Figure 12: Les trois formes de module de crête (Issue de Aparna et al. 2012 (63))	41
Figure 13: Répartition du stress sur deux implants présentant des formes de col différentes. (Issue de Misch et al. 2015 (53))	43
Figure 14: Différents types de col implantaire. (Adaptée de Linkevicius et al. 2019 (7))	44
Figure 15: Quatre conceptions d'éléments transmuqueux. (Issue de Valente et al. 2020 (71))	46

Figure 16: Différentes hauteurs de piliers testés dans l'étude de Galindo Moreno et al. (Issue de Galindo-Moreno et al. 2014 (76))	49
Figure 17: Deux radiographies d'implants avec différentes hauteur de pilier. (Issue de Vervaeke et al. 2014 (77))	50
Figure 18: Position de l'épithélium et du tissu conjonctif autour d'un implant présentant un restauration zircone avec une base titane (Issue de Linkevicius et al. 2019(7))	54
Figure 19: Implant deux pièces type <i>bone level</i> présentant un <i>microgap</i> et une perte osseuse marginale en relation avec ce <i>microgap</i> (Issue de Piattelli et al. 2003 (97)).....	57
Figure 20: Niveaux et positions des implants posés dans l'étude de Hermann et al. par rapport au niveau osseux et muqueux. (Issue de Hermann et al. 1997 (49)).....	58
Figure 21: Infiltrat inflammatoire au niveau du microgap implantaire (Issue de Piatelli et al. 2003. (97))	60
Figure 22: Influence sur l'os de trois largeurs de microgap différentes. (Issue de Hermann et al. 2001 (102)).....	61
Figure 23: Trois types de connectique implantaire. (Issue de Gardon- Mollard et al. 2017 (111))	65
Figure 24: Coupe d'une connectique de type platform switching (Adaptée de Rignon Bret et al. 2013 (112))	65
Figure 25: Morphologie de l'espace biologique soumis à différentes types de connexions. (Issue de Lazzara et al. 2006 (100))	67
Figure 26: Répartition du stress dans le modèle 2D de l'os péri implantaire suite à une charge axiale. (Issue de Schrotenberg et al. 2009 (114)).....	68
Figure 27: Répartition du stress dans le modèle 3D de l'implant suite à une charge axiale (Issue de Rodriguez- Ciurana et al 2009 (118))	69
Figure 28: Deux types de connexions hexagonales. (Adaptée de Chun et al. 2006 (123)).....	71
Figure 29: Répartition du stress suite à des charges verticales et inclinées sur des implants 1 pièce, avec une connexion interne hexagonale et avec une connexion interne cylindrique. (Issue de Chun et al. 2006 (123)).....	72

Figure 30: Distribution du stress Von Mises sur des implants présentant une connexion différente. (Issue de Quaresma et al. 2008 (125))	74
Figure 31: Répartition du stress sur l'os péri implantaire suite à l'application d'une charge occlusale sur l'implant en fonction de son degré d'angulation (Adaptée de Streckbein et al. 2012(131))	78
Figure 32: Répartition des différents seuils de tolérances de l'os selon les forces appliqués en microstains (Issue de Frost et al. 1994(62))	85

CRATERISATION PERI IMPLANTAIRE PRECOCE : COMMENT L'EVITER ?

RESUME EN FRANÇAIS :

La cratérisation osseuse péri implantaire est un phénomène qui a longtemps était considéré comme physiologique par de nombreux auteurs. Cette perte osseuse crestale de quelques millimètres autour d'un implant qui se stabilise dans le temps n'est pourtant pas physiologique et doit être prévenue. Pour cela de nombreux moyens chirurgicaux (positionnement de l'implant, épaisseur gingivale, présence de gencive attachée, ...) et prothétiques (gestion du *microgap*, *platform switching*, connexion stable, bonne répartition du stress sur la crête osseuse, ...) doivent être mis en œuvre lors de la pose de l'implant jusqu'à sa restauration complète. Ces éléments sont en constante évolution et nécessitent de nouvelles études comparatives pour approfondir ce vaste sujet qu'est le maintien osseux péri implantaire crestal.

TITRE EN ANGLAIS: EARLY BONE LOSS AROUND IMPLANTS : HOW TO PREVENT IT ?

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE : Parodontologie (57.01)

MOTS-CLES : Implant, Perte osseuse marginale, Cratérisation, Maintien osseux crestal.

INTITULE ET ADRESSE DE L'U.F.R. :

Université Toulouse III – Paul Sabatier – Faculté de Chirurgie-Dentaire
3, Chemin des Maraîchers, 31062 TOULOUSE Cedex

DIRECTEUR DE THESE : Docteur Alexia VINEL