Concept "platform switching" et stabilité osseuse péri-implantaire

Patrick Lach

▶ **To cite this version:**

Patrick Lach. Concept "platform switching" et stabilité osseuse péri-implantaire. Sciences du Vivant [q-bio]. 2010. hal-01739060

HAL Id: hal-01739060
https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01739060

Submitted on 20 Mar 2018

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

UNIVERSITÉ DE LORRAINE

AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

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

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

Contact : ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4
Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10
http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php
http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm

ACADEMIE DE NANCY-METZ
UNIVERSITE HENRI POINCARE-NANCY 1
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2010 **N° xxxx**

THESE

Pour le

DIPLOME D'ETAT
EN CHIRURGIE DENTAIRE

Par

Patrick LACH

Né le 13 Avril 1982 à Nancy (54)

Concept « platform switching » et stabilité osseuse péri-implantaire.

Présentée et soutenue publiquement le 19 novembre 2010.

M. P. AMBROSINI	Professeur des Universités	Président
M. J. PENAUD	Maître de Conférences	Juge
M. D. JOSEPH	Assistant Hospitalier Universitaire	Juge
M. D. PONGAS	Docteur en chirurgie dentaire	Juge

A NOTRE PRESIDENT DE THESE

Monsieur le Professeur Pascal AMBROSINI,

Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur de l'université Henri Poincaré, Nancy 1
Vice doyen de la faculté de chirurgie dentaire de Nancy
Professeur des Universités
Habilité à diriger des recherches
Responsable de la sous-section: Parodontologie

Nous vous remercions de l'honneur que vous nous faites d'accepter la présidence de cette thèse.

Au cours de nos études, nous avons pu apprécier votre réel investissement dans l'enseignement et la qualité de votre encadrement.

Trouvez ici l'expression de notre sincère gratitude et de notre profond respect.

A NOTRE DIRECTEUR DE THESE ET JUGE

Monsieur le Docteur David JOSEPH,
Docteur en Chirurgie Dentaire
Assistant Hospitalier Universitaire
Sous-section : Parodontologie

Nous sommes très sensibles à l'honneur que vous nous avez fait de nous guider dans notre travail.

Nous sommes très reconnaissants pour votre confiance et pour la disponibilité dont vous avez fait preuve dans le suivi de ce travail.

Nous avons également eu la chance de pouvoir apprécier la qualité et la richesse de votre enseignement clinique.

Soyez assuré de notre profonde considération.

A NOTRE JUGE

Monsieur Jacques PENAUD,

Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur de l'université Henri Poincaré, Nancy 1
Maître de conférences
Sous-section : Parodontologie

Nous vous remercions d'avoir accepté de nous faire l'honneur de faire partie de notre jury.

Nous sommes reconnaissants pour la sympathie et pour le soutien que vous nous avez apporté tout au long de nos études.

Soyez assuré de notre vive reconnaissance et de notre profond respect.

A NOTRE JUGE

Monsieur le Docteur Dimitri PONGAS,
Docteur en Chirurgie Dentaire
Ancien assistant Hospitalier Universitaire
Sous-section : Parodontologie

Nous sommes très honorés de vous compter parmi nos juges.

Nous tenons à vous remercier pour l'aide précieuse que vous avez apporté à ce travail et pour la sympathie que vous nous avez témoignée tout au long de notre parcours universitaire.

Soyez assuré de notre profonde reconnaissance.

A mes parents

Pour le soutien, les conseils et les encouragements que vous m'avez apportés.
Pour votre éducation et le témoignage quotidien de votre amour, qui m'ont porté jusqu'à l'accomplissement d'une partie de moi-même.
Merci. Sachez que vous n'auriez pas pu mieux me guider que vous ne l'avez fait. Il ne me reste plus qu'à poursuivre ma route avec votre exemple toujours à l'esprit.

A mes frères Philippe et Jérôme

Pour cette complicité sans qui la vie n'aurait pas été celle qu'elle est à présent. Je vous remercie et vous souhaite de tout mon cœur de réussir dans votre vie.

A mon grand amour Christine et notre fille Karolina

Pour tout l'amour, la patience et pour l'aide de chaque instant que tu m'apportes. La vie nous attend encore, elle sera remplie de merveilleux instants, c'est une promesse que je te fais. Tu es une personne exceptionnelle ne change pas.
Je te remercie de tout mon cœur.
Sans aucune limite je vous aime toute les deux.

A ma tante et marraine Marie

Toujours présente et disponible dans les bons moments comme dans les pires. J'espère que notre fille Karolina prendra exemple sur toi et deviendra quelqu'un d'aussi bon dans la vie.
Merci pour tout.

A toute ma famille. Tout simplement parce que j'ai eu la chance de l'avoir.

A toutes les personnes qui ont jalonné mon parcours scolaire et universitaire, pour l'intérêt que vous avez pu me porter.

TABLE DES MATIERES

Introduction 7
1. Rappel de connaissances 10
1.1 Le complexe odonte/parodonte 10
1.1.1 L'odonte 10
1.1.1.1 L'émail 10
1.1.1.1.1 Caractéristiques physiques 10
1.1.1.1.2 Caractéristiques chimiques 10
1.1.1.1.3 Considérations cliniques 10
1.1.1.2 La dentine 11
1.1.1.2.1 Caractéristiques physiques 11
1.1.1.2.2 Caractéristiques chimiques 11
1.1.1.2.3 Considérations cliniques 11
1.1.1.3 La pulpe 12
1.1.1.3.1 Organisation générale 12
1.1.1.3.2 Composantes cellulaires et matricielles 12
1.1.1.3.3 La vascularisation 12
1.1.1.3.4 L'innervation 12
1.1.1.3.5 Considérations cliniques 12
1.1.2 Le parodonte 13
1.1.2.1 La gencive 13
1.1.2.1.1 Généralités 13
1.1.2.1.2 Organisation anatomique 13
1.1.2.1.3 Rôle de la gencive 15
1.1.2.2 Le desmodonte 16
1.1.2.2.1 Généralités 16
1.1.2.2.2 Rôle du desmodonte 16
1.1.2.3 Le cément 16
1.1.2.3.1 Généralités 16
1.1.2.3.2 Les types de cément 16
1.1.2.4 Structure de soutien osseuse : l'os alvéolaire 17
1.1.2.4.1 Généralités 17
1.1.2.4.2 Considérations cliniques 18
1.2 Le système implant/tissus péri-implantaires 18
1.2.1 Les implants endo-osseux actuels 18
1.2.1.1 Le titane : matériau implantable de choix 18
1.2.1.1.1 Généralités 18
1.2.1.1.2 Les propriétés physico chimiques 19
1.2.1.1.2.1 Propriétés physiques 19
1.2.1.1.2.2 Propriétés chimiques 20
1.2.1.1.3 Biocompatibilité et cytocompatibilité 20
1.2.1.1.3.1 Biocompatibilité 20
1.2.1.1.3.2 Cytocompatibilité 20
1.2.1.2 Configuration des implants actuels les plus employés 21

1.2.1.2.1 Dessin de l'implant 21
1.2.1.2.1.1 Le col de l'implant 22
1.2.1.2.1.2 Le corps de l'implant 23
1.2.1.2.1.3 L'apex 24
1.2.1.2.2 La taille de l'implant 24
1.2.1.3 L'état de surface des implants 25
1.2.1.3.1 Surface usinée 25
1.2.1.3.2 Surface rugueuse 25
1.2 .1.3.2.1 Par addition 26
1.2.1.3.2.1.1 Le plasmaspray 26
1.2.1.3.2.1.2 L'oxydation anodique 26
1.2.1.3.2.2 Par soustraction 27
1.2.1.3.2.2.1 La soustraction physique 27
1.2.1.3.2.2.2 La soustraction chimique 27
1.2.1.3.3 Surface hybride : l'osseotite® 27
1.2.1.3.4 Etat de surface du col de l'implant 28
1.2.2 Ostéo-intégration 28
1.2.2.1 Généralités 28
1.2.2.2 Définition 29
1.2.2.3 Mécanismes biologiques 29
1.2.2.3.1 Réponse osseuse de l'os spongieux 29
1.2.2.3.2 Réponse de l'os cortical 31
1.2.2.4 Critères de succès de l'ostéo-intégration 31
1.2.3 La muqueuse péri implantaire 32
1.2.3.1 Généralités 32
1.2.3.2 Résistance face à l'agression bactérienne 33
1.2.3.3 Les tissus mous péri-implantaires attachés 34
1.3 Perte tissulaire péri-implantaire 34
1.3.1 Perte du tissu osseux : le concept d'espace biologique et principe de maintien 34
1.3.2 Les différents facteurs établis 35
1.3.3 Perte des tissus mous 37
1.3.3.1 Principe de soutien des tissus mous par le tissu osseux 37
1.3.3.2 Les différents facteurs établis 38

2. Connexion implant/pilier 40
2.1 Généralités 40
2.2 Les différentes configurations de connexion 40
2.2.1 Connexion à épaulement externe hexagonal 40
2.2.2 Connexion à épaulement interne 41
2.2.2.1 Le cône morse 41
2.2.2.2 L'hexagone interne 41
2.2.2.3 Le polygone interne 41

2.2.2.4 Les formes variées 42
2.3 Principe du platform switching ou plateforme de commutation 42
2.3.1 Généralités 42
2.3.2 Le concept 43
2.3.3 Illustrations 44

3. Revue de littérature et résultats 49
3.1 Résultats des évaluations radiologiques de la hauteur de l'os crestal autour des implants intégrant le platform switching 49
3.1.1. Etude de Calvo Guirado JL. et Al. 2007 49
3.1.2 Etude de Canullo L. et Rasperini G. 2007 50
3.1.3 Etude de Cappiello M., Luongo R. et Al. 2008 50
3.1.4 Etude de Hürzeler M. et Al. 2007 51
3.1.5 Etude de Li Q., Lin Y. et Al. 2008 51
3.1.6 Etude de Rodriguez-Ciurana X. et Al. 2009 52
3.1.7 Etude de Calvo-Guirado JL. Et Al. 2009 52
3.1.8 Etude de Prosper L. et Al. 2009 53
3.1.9 Etude de Canullo L. et Al. 2009 53
3.1.10 Etude de Crespi R. et Al. 2009 54
3.1.11 Etude de Canullo L. et Al. 2010 54
3.1.12 Etude de Trammell K. et Al. 2009 55
3.1.13 Etude de Romanos GE. et Nentwig GH. 2009 55
3.1.14 Etude de Vigolo P. et Givani A. 2009 56
3.1.15 Etude de Ricci M. et Al. 2009 56
3.1.16 Etude de Wagenberg B. et Froum S.J. 2010 57
3.2 Tableau récapitulatif des évaluations radiologiques 57
3.3 Les études biomécaniques 61
3.3.1 Etude deTabata L.F. et Al. 2010 61
3.3.2 Etude de Deshpande S.S. et Al. 2009 61
3.3.3 Etude de Schrotenboer J. et Al. 2008 61
3.3.4 Etude de Change CL. et Al. 2010 63
3.3.5 Etude de Rodriguez-Ciurana X et Al. 2009 63
3.3.6 Etude de Hsu JT. et Al. 2009 64
3.3.7 Etude de Schrotenboer J et Al. 2009 64
3.3.8 Etude de Canay S. et Akça K. 2009 65
3.3.9 Etude de Liu XJ. et Al. 2008 65
3.3.10 Etude de Yoshinobu Maeda et Al. 2007 66
3.4 Tableau récapitulatif des études biomécaniques 68
3.5 Evaluation clinique des paramètres muco-gingivaux chez l'humain 71
3.5.1 Etude de Romanos GE et Nentwig GH 2009 71
3.5.2Etude de Canullo L. et Al. 2010 72
3.5.3 Etude de Canullo L. et Al. 2009 72
3.5.4 Etude de Calvo-Guirado JL et Al. 2009 72

3.5.5 Etude de Li Q et Al. 2008 73
3.5.6 Etude de Canullo L. et Rasperini G, 2007 73
3.5.7Etude de Canullo L. et Al. 2009 73
3.6 Tableau récapitulatif des indices parodontaux 75
3.7 Résultats histologiques et histomorphométriques 78
3.7.1 Evaluation histologique et histomorphométrique chez l'humain 78
3.7.1.1 Etude de Degidi M. et Al. 2007 78
3.7.1.2 Etude de Luongo R. et Al. 2008 79
3.7.2 Tableau récapitulatif des évaluations histologiques (humain) 83
3.7.3 Evaluation histologique et histomorphométrique chez l'animal 85
3.7.3.1 Etude de Becker J. et Al. 2007 85
3.7.3.2 Etude de Becker J. et Al. 2009 89
3.7.4 Tableau récapitulatif des évaluations histologiques 96

4. Discussion : platform switching, réel intérêt clinique ou argument commercial ? 99

5. Conclusion 110

Index iconographique 112

Bibliographie 114

Introduction

Introduction

Dès l'Antiquité (époque Egyptienne, gréco-romaine ou Chine ancienne), l'homme a accordé une grande importance au remplacement des dents manquantes ou absentes pour quelques raisons que ce soit. Si les dents sont nécessaires à la mastication et à la phonation, elles jouent également un rôle social primordial, de part leur fonction esthétique dans les secteurs antérieurs et surtout au maxillaire.

Tout au long de l'histoire les techniques pour remplacer une ou plusieurs dents se sont succédées : appareils amovibles, bridges… mais ce n'est que vers la fin des années 1970 qu'un concept novateur et fiable apparaît : « l'implant endo-osseux de Bränemark ». Avec le recul clinique que nous avons aujourd'hui, le succès de l'ostéo-intégration et des réhabilitations prothétiques supra-implantaires en général n'est plus à démontrer. Toutefois si les aspects fonctionnels et esthétiques de ce type de restauration satisfont aux exigences biologiques et mécaniques primaires (ostéo-intégration, stabilité implantaire, intégration coronaire), à l'heure où la médecine dentaire devient ultraconservatrice et ultra esthétique, une attention toute particulière doit être portée à la jonction « pilier/implant » et aux rapports de celle-ci avec les tissus péri-implantaires afin de contrôler de façon optimale le risque mécanique (fracture de visse, dévissage, fracture du col de l'implant) et le risque biologique (inflammation péri-implantaire, cratérisation, triangle noir, inadaptation des tissus mous aux éléments prothétiques).

En effet, une lyse osseuse autour de la partie la plus coronaire de l'implant est systématiquement observée après la mise en place du pilier implantaire et la mise en charge de l'implant. L'os alvéolaire en contact avec l'implant se stabilise alors en moyenne de 1,5 mm à 2 mm apicalement par rapport à la jonction « pilier/implant » ; radiologiquement cette perte osseuse prend un aspect cratéiforme à l'origine du terme « cratérisation péri-implantaire ». Pour de nombreux auteurs, l'un des facteurs majeurs engendrant cette cratérisation est la présence concomitante de micro hiatus entre le pilier et l'implant et la présence de bactéries. Cette association provoque ainsi la formation d'une zone inflammatoire chronique responsable de la résorption osseuse péri-implantaire. L'os alvéolaire péri-implantaire est capital, car il permet le soutien et le maintien des tissus mous autour de l'implant. Or selon les données actuelles, il est admis que les tissus mous péri-implantaires jouent un rôle fonctionnel de protection contre les bactéries ainsi qu'un rôle esthétique, notamment au niveau des papilles interdentaires.

Depuis l'année 1991 un nouveau concept appelé « Platform Switching » est entré dans la pratique de la chirurgie implantaire, mais ce n'est qu'à partir de l'année 2005 qu'il est introduit dans la littérature par LAZZARA et GARDNER et apparaît comme une réponse à la problématique de la stabilité des tissus péri-implantaires. Le but de notre travail sera de déterminer si par rapport à une connexion standard, une connexion utilisant la technique du Platform switching est susceptible d'avoir une influence sur la stabilité des tissus péri-implantaires. Le Platform Switching permet-il de pallier concrètement au phénomène de cratérisation péri-implantaire ?

1. Rappel de connaissances

1. Rappel de connaissances

1.1 Le complexe odonte/parodonte

1.1.1 L’odonte

L’odonte est constitué d’une partie coronaire : la couronne, et d’une partie radiculaire : la racine, qui permet son ancrage dans l’os alvéolaire. Il est formé de trois tissus : l’émail, la dentine et la pulpe.

1.1.1.1 L’émail

1.1.1.1.1 Caractéristiques physiques

L’épaisseur : elle varie en fonction des régions, elle est maximale au niveau des cuspides et s’amincit vers le collet pour se terminer par un angle très aigu.

La teinte : il est à moitié translucide et laisse transparaitre la dentine.

La dureté : c’est le constituant le plus dur de l’organisme mais cassant lorsqu’il n’est pas soutenu par la dentine sous-jacente.

Perméabilité : il est perméable à certains sels et certains ions. Il y a donc un passage de courant ionique.

1.1.1.1.2 Caractéristiques chimiques

C’est une combinaison phosphocalcique de type apatite qui se fixe sur une matrice organique. La partie minérale représente 95% de la masse totale ; le reste est constitué de matière organique.

1.1.1.1.3 Considérations cliniques

Les cristaux d’hydroxyapatite sont en équilibre physico chimique avec la salive dans laquelle ils baignent. Ces cristaux sont constamment soumis à des phénomènes de minéralisation et déminéralisation et peuvent mener à la destruction de la dent par la carie.

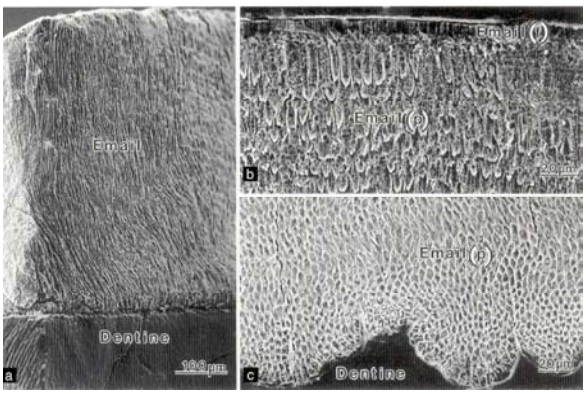


Figure 1 : Microphotographie au microscope à balayage.
a) Couche prismatique de l'émail
b) Couche finale de l'émail à la surface (sans bâtonnet)
c) Email interne (jonction amelodentinaire)

1.1.1.2 La dentine

1.1.1.2.1 Caractéristiques physiques

La teinte de la dentine donne la teinte de la dent par transparence de l'émail. Elle est en général jaunâtre, élastique, moins dure et moins cassante que l'émail.

1.1.1.2.2 Caractéristiques chimiques

Elle se constitue à 70% d'une phase minérale, 18% organique et 12% d'eau. Sa phase minérale est aussi importante que pour l'os.

1.1.1.2.3 Considérations cliniques

Toute section de dentine (lors de la taille) entraîne une coupe de millions de prolongements odontoblastiques ce qui provoque une réaction inflammatoire au niveau de la pulpe. Cette réaction peut mettre en jeu la vitalité pulpaire

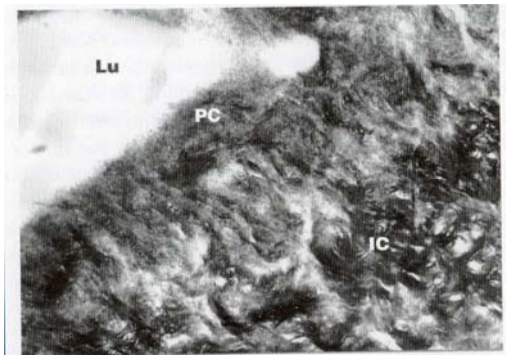


Figure 2 : Microphotographie au microscope à balayage.
Ic) Dentine intercanaliculaire
Pc) Dentine péricanaliculaire
Lu) Lumière d'un canalicule dentinaire

1.1.1.3 La pulpe

1.1.1.3.1 Organisation générale

La pulpe est logée dans l'odonte, un espace clos, le seul endroit ouvert sont les apex. La pulpe possède une portion large au niveau de la couronne, étroite au niveau des racines. Au niveau de l'apex de la pulpe, se situe un orifice : le foramen apical. C'est là qu'arrivent les éléments vasculo-nerveux vers la pulpe.

1.1.1.3.2 Composantes cellulaires et matricielles

- Le fibroblaste : c'est le plus gros contingent cellulaire de la pulpe.
- La matrice extracellulaire : elle se constitue de fibres, de collagène et d'une substance fondamentale qui est une substance gélatineuse entourant les cellules, composée à 90% d'eau.

1.1.1.3.3 La vascularisation

La pulpe est richement vascularisée, les vaisseaux pulpaires et parodontaux proviennent des mêmes artérioles. Les relations entre artères parodontales et pulpaires se font au niveau du foramen apical mais également au niveau du cément et de la dentine par des canaux accessoires.

1.1.1.3.4 L'innervation

Un important contingent de fibres nerveuses suit les vaisseaux pulpaires, essentiellement constitués de fibres sensitives du nerf trijumeau.

1.1.1.3.5 Considérations cliniques

La pulpe est un élément fondamental du complexe odonte/parodonte grâce aux informations qu'elle recueille et grâce au contrôle nerveux.

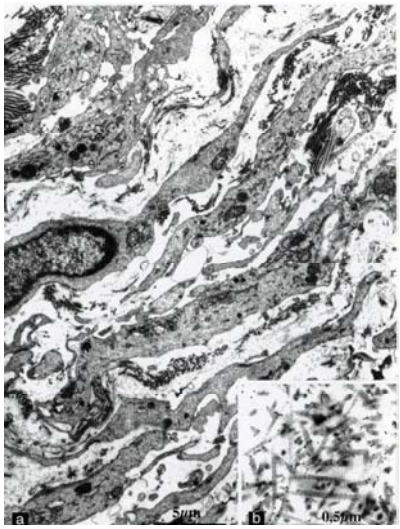


Figure 3 : Microphotographie au microscope à balayage.
Ultra structure du tissu pulpaire :
a)Fibroblaste et matrice extracellulaire
b) Collagène de type 1

1.1.2 Le parodonte

1.1.2.1 La gencive

1.1.2.1.1 Généralités

La gencive ou muqueuse gingivale appartient aux muqueuses buccales et constitue la partie la plus superficielle du parodonte au contact direct avec le milieu buccal. Une gencive saine apparaît ferme, rose avec un aspect piqueté.

A B

Figure 4 : Vue clinique d'une gencive saine.
A : Gencive grossière fibreuse de phénotype épais
B : Gencive fine à peine granitée de phénotype fin

1.1.2.1.2 Organisation anatomique

- La gencive libre ou gencive marginale : elle est étroite, mobile festonnée, n'a pas de soutien osseux, elle suit le contour anatomique des dents. Elle peut être écartée de la dent. La face interne de la gencive libre et la paroi dentaire délimitent le sulcus gingival. La partie la plus profonde du sulcus correspond à la jonction gingivo-dentaire.

- La gencive attachée : elle constitue le prolongement de la gencive libre. Elle est ferme et élastique. Elle est attachée au cément et au périoste de l'os alvéolaire. Elle a une grande importance clinique car plus sa hauteur est importante, moins il y a de risques de parodontopathie. La gencive attachée constitue un bouclier collagénique face aux agressions bactériennes et traumatiques.
- Structure de l'attache épithéliale : l'attache épithéliale est le produit et un composant de l'épithélium de jonction. Elle se constitue d'une membrane basale interne et d'hémi-desmosomes. C'est elle qui assure le lien épithélial entre la gencive et la dent.

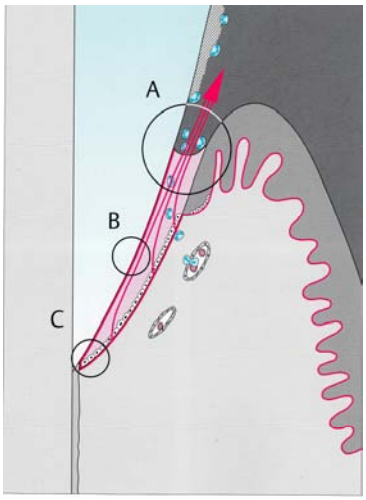


Figure 5 : Structure de l'epithélium de jonction.
A) Sillon gingivodentaire
B) Attache épithéliale
C) Limite apicale de l'épithélium de jonction

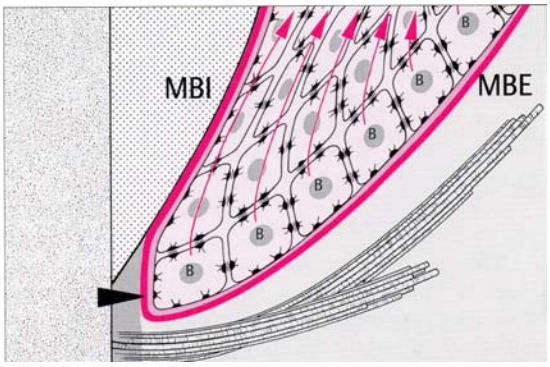


Figure 6 : Partie la plus apicale de l'épithélium de jonction.
MIB membrane basale interne
MEB membrane basale externe

- Structure de fixation du tissu conjonctif : les faisceaux de fibres gingivales se composent de fibres de collagène, avec des orientations très diverses au-dessus de l'alvéole. Ces fibres assurent une stabilité à la gencive, en se fixant en-dessous de l'épithélium de jonction à la surface dentaire. Elles protègent ainsi les dents des forces de cisaillement et les stabilisent

individuellement pour former une arcade fermée. Les faisceaux périosto-gingivaux qui fixent la gencive sur le procès alvéolaire peuvent être aussi considérés comme des fibres gingivales au sens large.

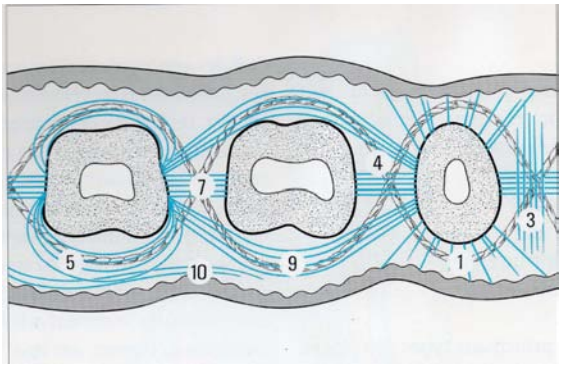


Figure 7

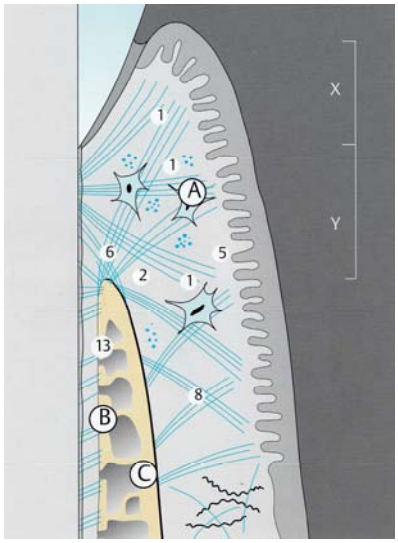


Figure 8

Figures 7 et 8 : Orientation des fibres conjonctives gingivales.
1) Dentogingivale (coronaire, horizontale, apicale) 2) Alveologingivale 3) Interpapillaire
4) Transgingivale 5) Circulaire /Semi circulaire 6) Dentoperiostée 7) Transeptale
8) Périostogingivale 9) Intercirculaire 10) Intergingivale

1.1.2.1.3 Rôle de la gencive

La gencive est impliquée dans des phénomènes de défense contre les agressions chimiques, bactériennes et mécaniques. Pour cette défense elle est équipée d'un système nerveux, qui assure la sensibilité tactile et nociceptive. Elle est également équipée d'un système immunitaire. Elle représente une barrière mécanique grâce au chorion qui constitue un bouclier collagénique et grâce à la présence de kératine au niveau de l'épithélium, la zone de fragilité étant le sulcus et la jonction épithéliale.

1.1.2.2 Le desmodonte

1.1.2.2.1 Généralités

Le ligament parodontal se situe entre la surface des racines et l'os alvéolaire. Il se constitue de fibres conjonctives, de cellules, de vaisseaux sanguins, de nerfs et d'une substance fondamentale. Les faisceaux de fibres de collagène se constituent de fibrilles de collagène, de 40 à 70 nm d'épaisseur, lesquelles associées parallèlement forment une fibre de collagène et plusieurs fibres s'associent pour former le faisceau de fibres de collagène. Les cellules desmodontales principales sont des fibroblastes en forme de disque plat avec un noyau ovale et de nombreux prolongements cytoplasmiques. Elles sont responsables de la destruction et de la formation du collagène. On retrouve également des cémentoblastes, des ostéoblastes et des débris épithéliaux de Malassez.

1.1.2.2.2 Rôle du desmodonte

Il supporte la dent au niveau de l'alvéole grâce aux faisceaux de collagène qu'il contient. Grâce aux différentes orientations des différentes fibres, il s'oppose aux forces de pression, traction et torsion qui s'appliquent sur la dent. Il a donc un rôle d'amortisseur de la dent lors de la mastication. Il participe également à l'immunité du parodonte ; ce rôle de défense est assuré par des macrophages et des mastocytes.

1.1.2.3 Le cément

1.1.2.3.1 Généralités

C'est un tissu minéralisé qui assure l'interface entre la dentine et le desmodonte. C'est un ancrage pour les fibres du desmodonte et il recouvre la dentine radiculaire ; dans quelques cas il recouvre partiellement l'émail coronaire.

1.1.2.3.2 Les types de cément

Il existe différents types de céments (*Figure 9*) :

- Le cément acellulaire afibrillaire (1)
- Le cément acellulaire à fibres extrinsèques (2)
- Le cément cellulaire à fibres intrinsèques (3)
- Le cément cellulaire à fibres mixtes (4)

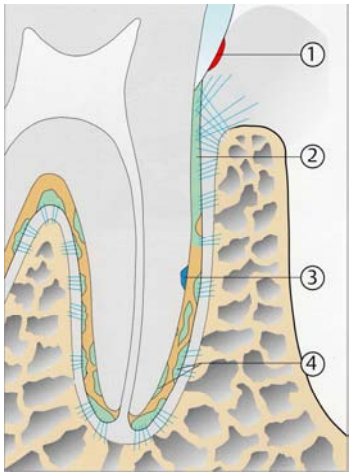


Figure 9 : Les différents types de céments.

1.1.2.4 Structure de soutien osseuse : l'os alvéolaire

1.1.2.4.1 Généralités

Appelé procès alvéolaire, il représente la portion des os maxillaires et mandibulaires qui forment et entourent les alvéoles dentaires. Avec le cément et le desmodonte, il assure le soutien des dents. C'est une structure qui dépend de la présence des dents, elle se forme en même temps que l'éruption dentaire et disparaît quand la dent est extraite ou tombée. On distingue trois composantes du procès alvéolaire : l'os propre, l'os spongieux et la corticale externe.

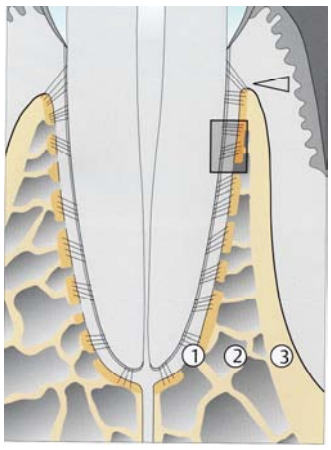


Figure 10 : Structure de soutien osseuse.
1) Os alvéolaire propre
2) Os spongieux
3) Corticale

1.1.2.4.2 Considérations cliniques

Après extraction dentaire, il y a un résidu de crête alvéolaire qu'il est très important de conserver afin d'obtenir une rétention optimale des prothèses adjointes ou permettre la pose d'un implant sans avoir besoin d'une greffe osseuse.

Figure 11 : Coupe transversale d'une dent et de son support osseux.

1.2 Le système implant/tissus péri-implantaires

1.2.1 Les implants endo-osseux actuels

1.2.1.1 Le titane : matériau implantable de choix

1.2.1.1.1 Généralités

C'est au fil du temps et de façon empirique que les différents matériaux utilisés se sont succédés. Pour ne citer que quelques exemples : porcelaine, ciment pyrophosphaté, racine celluloïde. Après analyse du grand nombre d'échecs cliniques successifs, un nombre très important de matériaux toxiques et trop sujets à la corrosion ont été abandonnés tels que le zinc, le cuivre, le fer…

Les études sur la biocompatibilité et la résistance mécanique menées ces dernières décennies ont permis de sélectionner un certain nombre de matériaux propres à l'utilisation en implantologie dentaire tels que les matériaux d'origine organique (synthétique, plastique ou naturel peu utilisés) ou les matériaux d'origine inorganique (le tantale, alliage en titane ou alliage chrome-cobalt). Toutefois le matériau le plus remarquable présentant les meilleures propriétés pour l'implantologie et le plus utilisé est le titane.

Le titane est un métal solide appartenant au groupe des métaux dits de transition. Il a pour symbole Ti dans la classification des éléments chimiques de Mendeleïev. Il peut provenir de deux minerais différents : l'ilménite qui contient jusqu'à 30% de titane et du rutile

qui contient jusqu'à 97% de titane. Jusqu'en 1940, sa robustesse ne lui permettait aucune forme d'usinage ; depuis il a connu de larges champs d'application : l'aéronautique, l'astronautique. Mais c'est sa capacité à être préparé sous plusieurs formes et textures, sans modification de sa biocompatibilité, qui lui ont permis de conquérir le domaine médical. Aujourd'hui on fabrique avec ce matériau des valves cardiaques, des prothèses de hanche et de genoux, des implants dentaires etc. Ainsi, grâce à ses propriétés, le titane est un des biomatériaux métalliques les mieux tolérés in vivo et par conséquent le matériau de référence.

On trouve également le titane sous forme d'alliage mélangé au nickel (Ni) : le NiTi. Cet alliage possède des propriétés exceptionnelles de mémoire de forme et de superélasticité ***(34).*** Actuellement cet alliage est utilisé entre autres pour la fabrication des instruments de chirurgie endodontiques et il semblerait que le NiTi ait le potentiel pour devenir dans le futur un succès clinique dans bien des applications médicales et surtout en implantologie dentaire.

1.2.1.1.2 Les propriétés physico chimiques

1.2.1.1.2.1 Propriétés physiques

- Rigidité : elle est relativement faible, avec un module de YOUNG de 100GPa ce qui est comparable aux alliages d'or.
- Mouillabilité : elle est élevée et est due à l'énergie libre présente en surface du métal. Elle varie de 15,75 à 25,5 dynes/cm en fonction de son état de surface.
- Radio transparence : il est radio opaque ce qui permet de visualiser l'implant placé dans l'os. Il n'altère pas les examens radiologiques.
- Magnétisme : il est totalement amagnétique donc tout implant ou prothèse en titane est compatible avec des examens par imagerie tels que le scanner ou l'IRM.
- La conductibilité thermique : comme tous les métaux, il présente une conductibilité thermique mais très inférieure à celle des métaux traditionnels (valeur la plus basse des métaux purs).
- La conductibilité électrique : son coefficient de résistivité électrique est de 48,2µO/cm à 20°C, ce qui est faible par rapport aux autres métaux.
- Coefficient de dilatation thermique linéaire : il est de 8,35.10(-6)/°C, proche d'une dent naturelle (11,4.10(-6)/°C).

1.2.1.1.2.2 Propriétés chimiques

- Passivation du titane : à l'air libre, le titane est recouvert instantanément d'une couche d'oxyde de titane. Cette couche adhérente protège le matériau de la corrosion, ce qui confère au métal son intérêt sur le plan biologique.

- Action bactériostatique : un certain nombre d'études tendent à démontrer que le titane aurait un pouvoir bactériostatique. ELAGLI K. a étudié les effets de la poudre de titane sur sept espèces de bactéries de la plaque dentaire et du sulcus gingival. Dans aucune culture il n'a remarqué une inhibition ou stimulation de l'activité bactérienne. HRUSKA A.R. démontre en 1991 que cette action bactériostatique est due à la présence de la couche passive d'oxyde de titane.

1.2.1.1.3 Biocompatibilité et cytocompatibilité

1.2.1.1.3.1 Biocompatibilité

Dès les années 1951, LEVENTHAL démontre la tolérance biologique du titane. Mais ce n'est qu'à partir des travaux du professeur BRÄNEMARK qu'un grand nombre d'études in vivo et in vitro sont menées sur la biocompatibilité des matériaux implantables. En 1986, lors d'une réunion de consensus, la société européenne des biomatériaux définit la biocompatibilité comme « Matériaux non vivants utilisés dans un dispositif médical destinés à interagir avec les systèmes biologiques ». ***(76)***

Pour qu'un matériau implantable soit considéré comme compatible, l'ensemble de ses composants doit être biologiquement accepté par l'organisme. Les impératifs sont : l'absence de réaction allergique, inflammatoire ou immunologique, de toxicité, de carcinogénécité, la non détérioration des tissus adjacents et des protéines plasmatiques, des enzymes… ***(32)***

La biocompatibilité des matériaux implantables fait l'objet d'une norme internationale (ISO 10993), laquelle a défini un ensemble de tests indispensables en fonction de la nature du contact et de la durée d'implantation du biomatériau. Il faut également parler d'innocuité, c'est le caractère d'un biomatériau de ne pas être nuisible à l'organisme.

1.2.1.1.3.2 Cytocompatibilité

Le but est de définir les réactions d'une cellule spécifique au contact d'un biomatériau. Selon HARMAND M.F., un biomatériau est : « un matériau qui interagit avec les systèmes biologiques pour évaluer, traiter, augmenter ou remplacer un tissu ou une fonction de

l'organisme. ***(52)*** L'étude de la cytocompatibilité se déroule in vitro et se divise en trois étapes : la cytocompatibilité basale, la cytocompatibilité spécifique et la colonisation cellulaire.

La cytocompatibilité basale vise à étudier les fonctions communes à toutes les cellules mises en contact avec un biomatériau, c'est-à-dire la viabilité cellulaire, le degré de lyse de la membrane plasmique et la prolifération. C'est l'étape qui mettra en évidence un éventuel caractère cytostatique et/ou toxique du biomatériau.

La cytocompatibilité spécifique vise à étudier l'expression du phénotype de la cellule et de sa différenciation au contact du biomatériau. C'est à partir de ces études qu'il en a été déduit que le titane est un matériau bio inerte et qu'il n'endommage pas les tissus biologiques environnants.

1.2.1.2 Configuration des implants actuels les plus employés

Brånemark et son équipe introduisent en 1971 l'implant à vis tel que nous le connaissons. Par la suite, d'autres formes ont vu le jour, avec pour objectif de simplifier ou de répondre de manière optimale à des situations spécifiques. Chaque variation possède une propriété particulière qui lui confère un intérêt propre. ***(62 ; 99)***

1.2.1.2.1 Dessin de l'implant

Il s'agit de sa forme générale, le grand nombre de dessins existant sur le marché démontre l'absence d'une forme idéale. Un implant se compose de trois parties : le col, le corps et l'apex.

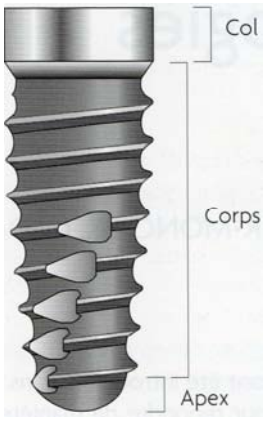


Figure 12 : Description des trois parties constitutives d'un implant.

1.2.1.2.1.1 Le col de l'implant

Le col est la partie de l'implant qui réalise la connexion avec le pilier. Cette partie de l'implant est en général au contact des tissus mous (gencive) et durs (l'os).

Le col est la partie la plus coronaire d'un implant et peut se retrouver exposé à l'environnement de la cavité buccale. Sa surface ne doit donc pas faciliter la formation ni l'adhésion de la plaque bactérienne et doit être facilement nettoyable. Actuellement, on considère qu'un état de surface rugueux au niveau du col serait tolérable et n'interférerait pas avec la réponse des tissus durs ou mous. ***(99 ; 118)***

Selon des études récentes, il semblerait que la santé des tissus péri-implantaires serait meilleure en présence d'une franche discontinuité entre le col de l'implant et le pilier prothétique. ***(91)***

(Partie qui sera traitée dans un chapitre à part entière.)

Les différents types de col :

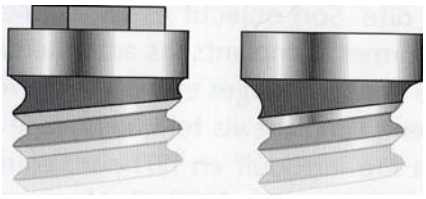


Figure 13 : Col droit.

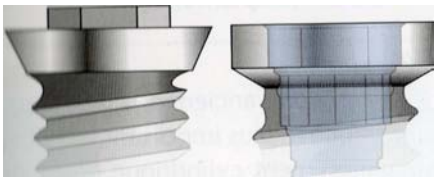


Figure 14 : Col évasé.

Figure 15 : Col à microspire.

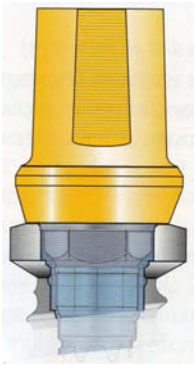


Figure 16 : Col avec platform switching.

Figure 17: Col transgingival.

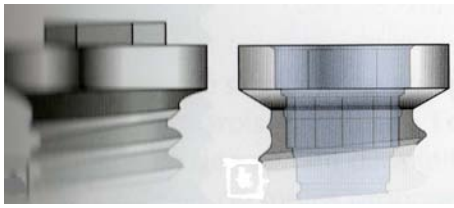


Figure 18: Col XP (extra-large plateforme).

1.2.1.2.1.2 Le corps de l'implant

C'est la plus grande partie de l'implant, il se situe entre le col et l'apex. C'est le corps qui va assurer la stabilité primaire grâce aux spires qu'il contient.

Les différentes formes :

Figure 19 : Cylindrique.

Figure 20 : A gradins.

Figure 21 : Conique.

1.2.1.2.1.3 L’apex

C’est la partie terminale de l’implant, elle peut être active ou passive.

Figure 22 : Les différentes formes.
a) Arrondie
b) Sécante

1.2.1.2.2 La taille de l’implant

Le diamètre est un paramètre d’importance dans le choix d’un implant ; ce choix dépend de nombreux facteurs liés à la situation clinique.

Les différentes tailles :

- Standard
- Petit
- Gros

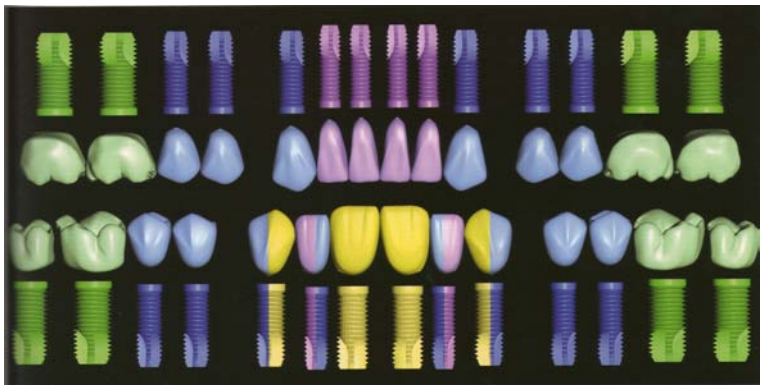


Figure 23 : Diamètre des implants à utiliser en fonction de la dent à restaurer.
-Violet : petit diamètre
-Bleu : standard
-Jaune : gros diamètre (5mm)
-Vert : gros diamètre (6mm)

1.2.1.3 L'état de surface des implants

L'état de surface d'un implant représente le point de contact auquel les tissus biologiques vont ou non se rattacher. C'est principalement l'état de surface d'un implant qui va déterminer la qualité de la jonction entre l'implant et le tissu osseux et donc assurer l'ostéo-intégration. ***(76 ; 79)***

1.2.1.3.1 Surface usinée

Le principe est d'usiner de longues barres de titane, à l'aide de machines à commandes numériques appropriées (tournage, broyage, filetage…). L'observation des surfaces usinées au microscope électronique à balayage montre la présence de rainures dues au polissage lui-même. Cela démontre bien qu'un implant ne peut être totalement lisse.

La littérature clinique a démontré que les taux de succès d'un implant à surface usinée varient en fonction du site implantaire, de la qualité osseuse, de la longueur des implants ***(44)*** et selon si le patient est fumeur ou non. ***(7)***

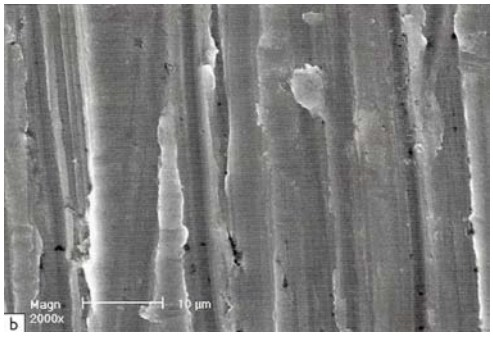


Figure 24 : Surface du titane usiné au MEB (x2000).

1.2.1.3.2 Surface rugueuse

Les implants rugueux sont obtenus en traitant les surfaces préalablement usinées. Pour les implants rugueux, les facteurs de risque décrits pour les implants usinés n'ont pas été mis en évidence. Un grand nombre d'études cliniques rétrospectives ou prospectives ont montré que la qualité osseuse ***(108 ; 45)*** et la quantité osseuse ***(108 ; 98)*** ne jouaient aucun rôle sur les taux de succès ***(7).*** De même, il a été montré que fumer ne faisait pas chuter ces taux de succès non plus. Les deux grands principes pour obtenir des surfaces rugueuses sont des traitements par addition ou par soustraction.

1.2.1.3.2.1 Addition

1.2.1.3.2.1.1 Plasmaspray

Technique qui consiste à propulser une poudre de titane, hydrure de titane ou d'hydroxyapatite dans un cyclone d'air chaud, les particules vont ainsi s'écraser à la surface de l'implant en s'y imbriquant et s'empilant pour former une couche de 50 à 200 microns d'épaisseur.

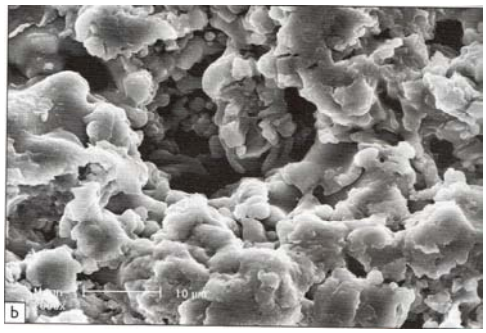


Figure 25 : Surface du titane au MEB après traitement au plasmaspray (x2000).

1.2.1.3.2.1.2 Oxydation anodique

Technique qui consiste à oxyder fortement la surface de l'implant en titane afin d'obtenir une couche épaisse d'oxyde (TiO2). Cette couche croît irrégulièrement et développe ainsi une rugosité en forme de cratère.

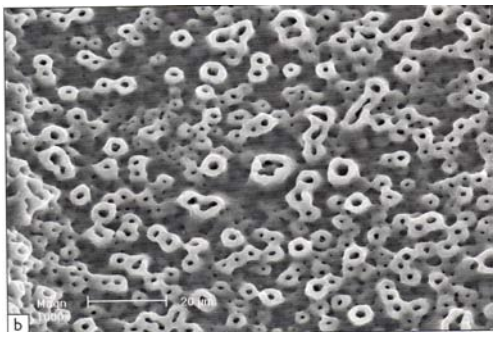


Figure 26 : Surface du titane au MEB après oxydation anodique (x2000).

1.2.1.3.2.2 Soustraction

1.2.1.3.2.2.1 La soustraction physique

Le sablage est une technique qui consiste à bombarder la surface « molle » du titane avec des particules très dures ; celle-ci crée une rugosité en impactant la surface.

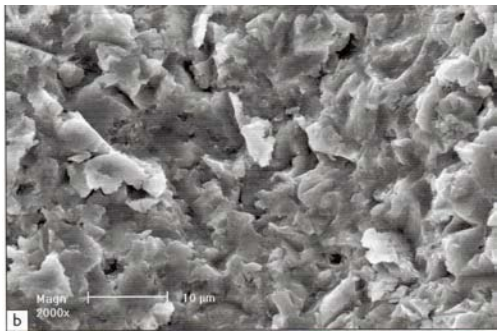


Figure 27 : Surface du titane au MEB après sablage à l'oxyde de titane (x2000) .

1.2.1.3.2.2.2 La soustraction chimique

Le mordançage est une technique qui consiste à corroder la surface du titane à l'aide d'acides forts ; elle crée ainsi des pores irréguliers propices à la croissance osseuse et à l'ancrage biomécanique.

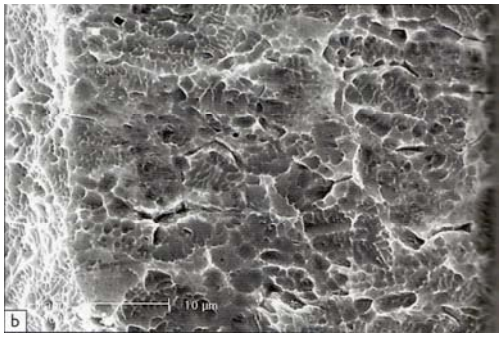


Figure 28 : Surface du titane au MEB après mordançage sans sablage préalable (x2000).

1.2.1.3.3 Surface hybride : l'Osseotite®

L'Osseotite® est un implant à surface hybride c'est-à-dire avec une partie usinée et une partie rugueuse. Cet implant est développé et commercialisé par Biomet 3i. Afin de minimiser les complications possibles des tissus mous pouvant faire suite à l'exposition d'une surface rugueuse en cas de résorption osseuse marginale, la surface rugueuse commence 3mm en dessous de la limite « occlusale » de l'implant, le col étant usiné.

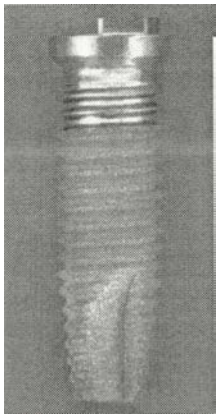


Figure 29 : Photographie d'un implant à surface hybride OSSEOTITE®.

1.2.1.3.4 Etat de surface du col de l'implant

Le col de l'implant fait la transition entre les tissus durs et mous. Une partie du col étant transgingival, sa surface doit donc répondre à certaines exigences :

- Présenter des conditions favorables permettant un bon degré d'hygiène, prévenant ainsi une accumulation bactérienne pouvant conduire à une péri-implantite.
- Empêcher la formation de cratères osseux péri-implantaires en diminuant les contraintes appliquées sur les corticales osseuses.
- Permettre le développement des cellules afin de créer une nouvelle attache épithéliale. Selon des études cliniques prospectives récentes, il serait admis qu'un col rugueux réponde à ces exigences nécessaires à la réussite implantaire. ***(118 ; 99 ; 91)***

1.2.2 Ostéo-intégration

1.2.2.1 Généralités

Brånemark introduit le concept d'ostéo-intégration dans la littérature à partir des années 80. Or, jusque là, les différents auteurs cherchaient à obtenir une interface fibreuse, sorte de manchon conjonctivo-fibreux ou de pseudo ligament péri-implantaire. Mais des études histologiques ont démontré que ce tissu conjonctif était peu différencié et en grande partie de nature inflammatoire.

La différence fonctionnelle entre les concepts d'ostéo-intégration et fibro-intégration est que les résultats sont acquis dès la première année et qu'ils montrent une remarquable stabilité dans le temps. A l'heure actuelle il est unanimement reconnu que l'ostéo-intégration est le seul principe permettant un diagnostic favorable et fiable du maintien du caractère fonctionnel des réhabilitations prothétiques supra implantaires.

1.2.2.2 Définition

En 1987 Albrektson et Jacobson définissent l'ostéo-intégration comme : « Un processus par lequel, cliniquement, une fixation rigide asymptomatique de matériel alloplastique est obtenue et maintenue dans l'os durant la charge fonctionnelle. » L'ostéo-intégration décrit donc une réponse osseuse fonctionnelle à un implant mais ne décrit pas les différentes réactions qui peuvent y conduire telles que ***(38)*** :

- Ostéo-genèse de contact : la néo formation osseuse autour de l'implant débute directement à partir de sa surface.
- Ostéo-genèse à distance : la néo formation osseuse autour d'un implant ne débute pas directement à partir de sa surface car elle ne peut commencer qu'à partir de l'os adjacent préexistant.
- Ostéoconduction : une surface est dite ostéo conductrice quand elle conduit à une ostéo genèse de contact.
- Ostéo-induction : une surface est dire ostéo inductrice quand elle induit la néo formation de tissus osseux dans un environnement tissulaire non destiné à former de l'os.

1.2.2.3 Mécanismes biologiques

La réaction osseuse à l'implantation n'est pas spécifique. Elle suit les mêmes règles et séquences de réparation osseuse, communes à toute effraction du tissu osseux : fracture, forage ou greffe. En fin de cicatrisation, l'os néo formé ne se distingue plus de l'os préexistant.

1.2.2.3.1 Réponse osseuse de l'os spongieux

- Phase 1 : formation du caillot.

Le sang est la première substance qui entre en contact avec l'implant. Il va permettre (grâce aux plaquettes qui dégranulent et relarguent les facteurs de croissance) d'attirer par chémotaxie des cellules indifférenciées vers le site de la plaie.

- Phase 2 : formation d'un réseau de fibrines tridimensionnelles

Lors de la formation du caillot, un réseau de fibrines se met en place. Il est suivi d'une néoangiogénèse locale. Des cellules néo différenciées ostéogéniques migrent alors vers la surface. Cette migration au voisinage immédiat de la surface implantaire provoque une

certaine rétraction des fibres. Selon que les fibres résistent ou non à cette traction, l'ostéogénèse se poursuit en ostéogénèse de contact ou ostéogénèse à distance.

- Phase 3 : Apposition osseuse primaire

Ostéogénèse de contact

Si les fibres sont bien ancrées à la surface et résistent à la traction des cellules, les cellules ostéogéniques peuvent arriver directement vers la surface implantaire. Les cellules vont alors apposer de l'os de manière centrifuge et centripète afin d'assurer l'immobilisation de l'implant dans la structure osseuse.

Ostéogénèse à distance

Si les fibres ne résistent pas à la traction des cellules, les cellules ostéogéniques ne peuvent arriver directement à la surface implantaire et elles restent à distance. L'apposition osseuse se fera alors depuis les berges du trait de forage en direction de la surface implantaire.

- Phase 4 : Apposition osseuse et ostéo-intégration

Après le déclenchement de l'apposition osseuse, l'os néoformé va passer par des étapes de maturation et de remodelage. Il se transforme en os lamellaire puis en os haversien ; au fur et à mesure de sa maturation, ses propriétés mécaniques augmentent.

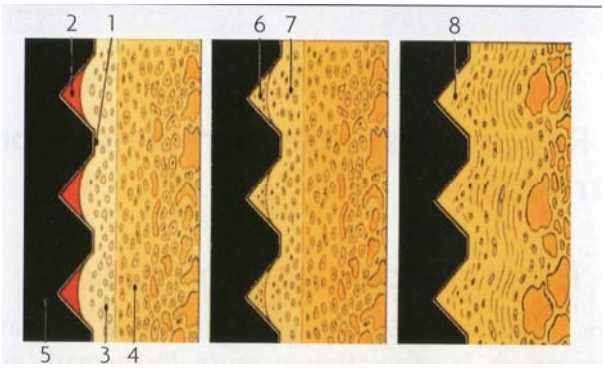


Figure 30 : Réponse physiologique de l'os après la pose d'un implant.

1) Immobilisation de l'implant dans l'os
2) Hématome
3) Zone osseuse endommagée
4) Os non endommagé
5) Implant
6) L'hématome se transforme en os
7) Os endommagé en court de guérison
8) Remodelage osseux

1.2.2.3.2 Réponse de l’os cortical

Elle est différente de celle de l’os spongieux. Le remodelage osseux au contact de la surface implantaire n’intervient qu’ultérieurement. Il passe d’abord par une résorption locale ; l’ostéo-intégration ne se fait qu’après.

1.2.2.4 Critères de succès de l’ostéo-intégration

Entre 1977 et le milieu des années 80, l’école suédoise soutient que l’ostéo-intégration ne peut s’obtenir et se maintenir que si certaines conditions sont réunies. Elles sont contraignantes et font figure de dogme. Grâce à des études cliniques et expérimentales, les conditions et les protocoles se sont simplifiés.

	Paradigme	Statut
1	Utilisation d’un matériau compatible, le titane en l’occurrence	Encore actuel
2	Mise en nourrice des implants (protocole en deux temps chirurgicaux)	Obsolète
3	Délai de mise en charge différé de 3-8 mois au moins	Obsolète
4	Forage atraumatique de l’os (faible vitesse de rotation)	Encore actuel
5	Réalisation d’une incision de la gencive décalée dans le vestibule	Obsolète
6	Chirurgie en conditions aseptiques, similaires au bloc opératoire	Obsolète
7	Utilisation d’instruments en titane (pinces, haricot)	Obsolète
8	Radiographies contre-indiquées durant la phase de cicatrisation	Obsolète
9	Matériel prothétique acrylique recommandé	Obsolète

Figure 31 : Tableau des critères de succès de l’ostéo-intégration.

1.2.3 La muqueuse péri implantaire

1.2.3.1 Généralités

A la fin de la période de cicatrisation, l'interface tissus mous/surface implantaire est constituée de trois zones bien délimitées ***(19) :***

- Le sulcus
- L'attache épithéliale
- L'attache conjonctive

Les similitudes entre tissus mous parodontaux et péri-implantaires se limitent à la forme et à la fonction des structures épithéliales analogues.

L'épithélium de jonction se forme et s'attache à l'implant de façon analogue à l'attache épithéliale qui se forme sur une dent naturelle. Dans les deux cas, l'épithélium de jonction est un composant important de l'herméticité transgingivale dans la protection des tissus mous.
L'épithélium sulculaire qui se forme au niveau de l'implant procure une protection immunologique cellulaire analogue à celle du parodonte, et s'il est présent, un épithélium buccal kératinisé épais procure une protection contre les forces masticatrices et facilite les procédures de restauration et l'hygiène bucco dentaire. Bien que nourri d'un riche plexus vasculaire, l'épithélium qui entoure l'implant ne bénéficie pas du potentiel d'anastomose vasculaire issu du desmodonte.

Le tissu conjonctif s'interpose entre le sommet de la crête osseuse et la portion apicale de l'épithélium. Les fibres de collagène sont circulaires et parallèles à l'implant ***(35).*** Elles participent à l'immobilisation des tissus mous péri-implantaires. Ce tissu conjonctif immédiatement adjacent à l'implant est histologiquement similaire à un tissu de cicatrisation et ne bénéficie pas de la vascularisation desmodontale. Ces différences au niveau du tissu conjonctif péri-implantaire rendent l'implant moins résistant que la dent naturelle face aux agressions bactériennes et mécaniques.

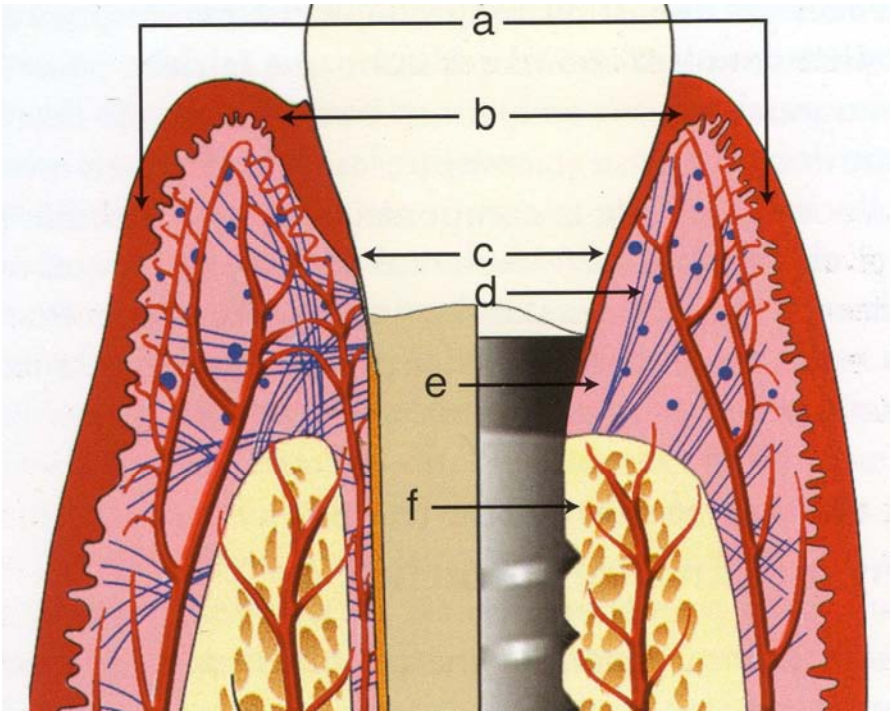


Figure 32 : Anatomie comparative des tissus mous parodontaux et péri-implantaires.

a) Epithélium buccal
b) Epithélium sulculaire
c) Epithélium de jonction
d) Absence d'attache conjonctive
e) Zone hypo-vascularisée
f) Absence de vascularisation par le desmodonte

1.2.3.2 Résistance face à l'agression bactérienne

La muqueuse péri-implantaire joue un rôle de barrière face aux bactéries. ***(35-117)*** Sa réponse tissulaire est similaire mais non identique à celle de la gencive. La plaque bactérienne colonise la surface de l'implant et se développe de la même manière qu'à la surface d'une dent, ce qui a pour conséquence une migration des leucocytes vers l'épithélium de jonction et la formation d'un infiltrat inflammatoire.

Autour de l'implant, le nombre de fibroblastes est réduit, les vaisseaux sanguins apicaux à la jonction épithéliale sont absents et la disposition des fibres de collagène est parallèle et circulaire à l'implant. L'interface muqueuse/implant présente donc un potentiel de défense moins important qu'ailleurs, mais bien que vulnérable, elle empêche une contamination directe de l'implant par le milieu buccal. Il existe également une contamination indirecte : l'infiltration bactérienne se fait au travers des vis, des piliers, et c'est pourquoi une gencive cliniquement saine est le siège d'une inflammation chronique de basse intensité et plus

particulièrement à la jonction implant/pilier, centrée sur la jonction. ***(43-17).*** La présence de cette zone inflammatoire expliquerait en partie la lyse osseuse péri-implantaire en forme de cratère.

1.2.3.3 Les tissus mous péri-implantaires attachés

Un certain nombre d'auteurs mettent en corrélation la présence de tissus attachés avec une amélioration de la santé des tissus, une plus grande satisfaction des patients et des complications moindres. ***(8 ; 92 ; 96 ; 97).*** En effet les tissus mous attachés et immobiles résistent mieux que la muqueuse alvéolaire à une perturbation de l'épithélium de jonction quant à son herméticité au niveau de l'implant et peuvent même limiter l'évolution en direction apicale des lésions inflammatoires marginales qui peuvent conduire à une lyse osseuse et la perte de l'implant. Les tissus attachés résistent aux récessions, maintiennent des niveaux de prévisibilité dans le temps et améliorent l'esthétique.

De plus, ceux qui présentent un contour approprié créent un environnement d'auto nettoyage pour la restauration implantaire en réduisant l'accumulation des aliments.

1.3 Perte tissulaire péri-implantaire

1.3.1 Perte du tissu osseux : le concept d'espace biologique et principe de maintien

L'espace ou distance biologique représente l'application clinique des mesures histométriques des dimensions des tissus mous, séparant le milieu externe et interne, autour d'une dent naturelle ou d'un implant. ***(57).*** Il s'agit d'une constante biologique qui varie très peu dans le temps. Cet espace se constitue de trois étages de dimensions relativement stables :

- Le sulcus de 0,5 à 1 mm
- L'attache épithéliale de 1 à 2 mm
- L'attache conjonctive de 1 à 2 mm

L'ensemble forme une attache « muco-épithéliale » d'une épaisseur d'au moins 3 mm.

L'application clinique de maintien de l'espace biologique est la suivante :

Si une agression d'origine bactérienne ou mécanique porte atteinte à l'attache muco-épithéliale, en la réduisant à moins de 3 mm, alors dans un principe de conservation de l'espace biologique, l'os au voisinage de cette agression va se réorganiser de manière à être à

distance de la perturbation, afin d'être toujours protégé par cette barrière tissulaire. Pour cela, le niveau du contact os/implant le plus coronaire est repoussé en direction apicale, permettant aux trois composantes tissulaires de se reconstituer et de rétablir ainsi les 3mm d'espace biologique. Le principe de conservation de l'espace biologique peut donc conduire à une lyse osseuse apicale.

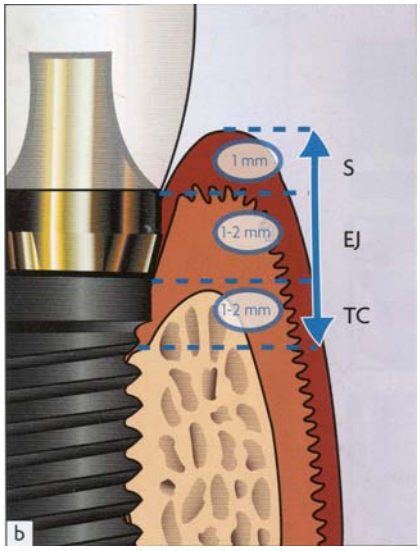


Figure 33 : Situation après l'expression du principe de la conservation de l'espace biologique.

1.3.2 Les différents facteurs établis

Ces facteurs sont :

- Dans le plan mésiodistal, la distance entre l'implant et les structures adjacentes. Elle découle du principe de conservation de l'espace biologique. Ces distances minimales à respecter sont de 3mm entre deux implants et 1,5mm entre un implant et une dent. ***(105)***

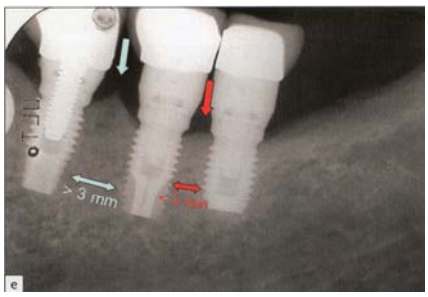


Figure 34 : Radiographie montrant la lyse osseuse en fonction de la distance entre deux implants.

- Dans le plan vestibulo-palatin, la distance entre le bord externe de l'implant et le rebord de la corticale externe. Elle découle du principe de conservation de l'espace biologique. Cette distance minimale à respecter est de 2mm. ***(90)***

- Le traumatisme chirurgical induisant une résorption osseuse de l'ordre de 0,6 à 1mm.
- Une jonction implant/pilier en position sous crestale ou juxta crestale.
- La quantité et qualité de gencive attachée initiale.
- L'accident infectieux provocant une résorption osseuse caractéristique en forme de cupule.

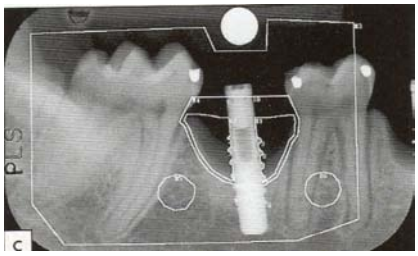


Figure 35 : Perte osseuse en cupule.

- Le traumatisme occlusal : s'il est léger, l'os se densifie pour répondre à la sollicitation mécanique ; s'il est trop important, l'os réagit par une résorption en forme de V. ***(103)***

Figure 36 : Défaut osseux péri-implantaire d'origine mécanique en forme de V.

- Implant en une pièce : la perte osseuse est de l'ordre de 0,6 à 1mm pendant la phase de cicatrisation et de l'ordre de 0,2mm par an après la mise en charge. ***(46 ; 82)***
- Implant en deux pièces : pour les implants en deux temps la perte osseuse est faible voire inexistante pendant la phase de mise en nourrice. Durant la première année après la mise en charge de l'implant, une lyse osseuse verticale de 1 à 1,5mm autour de la première spire apparaît. ***(2 ; 56 ; 58 ; 60 ; 70)***

1.3.2 Perte des tissus mous

1.3.2.1 Principe de soutien des tissus mous par le tissu osseux

Le niveau vertical des tissus mous dépend entièrement de la présence d'un tissu osseux sous-jacent. Toute migration apicale de l'os de soutien entraine une récession gingivale. Dans la littérature clinique on retrouve l'existence d'une distance maximale entre le niveau de la crête osseuse et le point de contact entre deux couronnes adjacentes, entre une dent et un implant et entre deux implants. Entre deux dents, quand la distance entre le sommet de la crête osseuse et le sommet de la papille est de 5mm, la papille gingivale inter-dentaire est présente dans 100% des cas.

Quand cette distance est de 8mm, la papille gingivale inter-dentaire n'est présente que dans 10% des cas. ***(105).*** Entre une dent et un implant ces distances sont similaires, car la papille entre la dent et l'implant reçoit sa vascularisation du desmodonte de la dent adjacente. Entre deux implants, ces distances sont nettement plus faibles. Dès que la distance entre le sommet de la papille et le sommet de la crête osseuse est supérieure à 5mm, la papille est systématiquement absente ***(106).*** Cette distance maximale varie entre 2 et 4 mm. ***(37)***

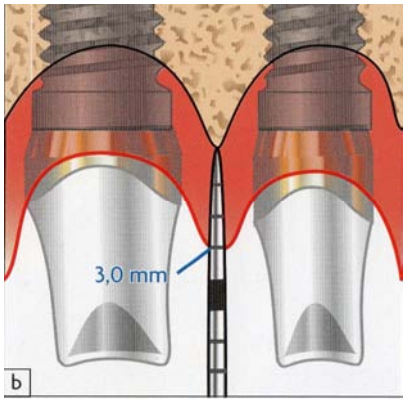


Figure 37 : Distance entre le sommet de la papille et la crête osseuse entre deux implants.

1.3.2.2 Les différents facteurs établis

La restauration implanto-portée se constitue d'un implant, d'un pilier et d'une couronne ; l'assemblage de ces composants donne lieu à des jonctions et confère à l'ensemble une certaine dynamique qui entraine des perturbations d'origines mécaniques et bactériennes. Les tissus péri-implantaires vont alors répondre suivant le principe de conservation de l'espace biologique.

Les facteurs sont :

- Présence d'un micro hiatus à la jonction implant/pilier (micro gap).
- Présence d'un infiltrat bactérien le long de la jonction implant/pilier.
- Présence de micros mouvements du pilier par rapport à l'implant.
- Présence de contraintes liées à la fonction occlusale.
- Présence de perturbations transitoires dues aux manipulations prothétiques répétées.

2. Connexion implant/pilier

2. Connexion implant/pilier

2.1 Généralités

Tous les implants à deux étages utilisent des connexions à surface usinée. Il s'agit d'un emboîtement entre une partie mâle et une partie femelle qui connectent le pilier prothétique au corps de l'implant. Lorsque l'emboitement permet une indexation précise du pilier et interdit toute rotation, la connexion est dite anti-rotationnelle. Dans le cas contraire, on parle de connexion non anti-rotationnelle. Le diamètre du pilier est en général identique au diamètre du col de l'implant. Les deux éléments sont donc en parfaite continuité dans le sens vertical et ne présentent pas de décalage dans le sens horizontal. Cependant, depuis les années 90, un nouveau concept a vu le jour : le platform switching. Le principe est d'utiliser un pilier de diamètre inférieur au diamètre du col de l'implant de façon à créer un décalage horizontal centripète entre pilier et implant.

2.2 Les différentes configurations de connexion

2.2.1 Connexion à épaulement externe hexagonal

C'est la forme la plus répandue, elle est aussi la plus ancienne ; c'est celle de l'implant Brånemark. La surface prothétique de l'implant est un plateau surmonté en son centre d'un hexagone. Le pilier est emboité sur l'hexagone puis il est vissé.

Figure 38 : Connexion hexagonale externe.

a) Implant à diamètre standard avec vis centrale

b) Implant de gros diamètre avec hexagone et vis standard

c) Implant de gros diamètre avec hexagone et vis centrale plus large

2.2.2 Connexion à épaulement interne

2.2.2.1 Le cône morse

Le concept ressemble au système liant le col et le bouchon d'une carafe auquel est ajouté un pas de vis.

* Le cône morse pur

Il s'agit d'un assemblage qui ne donne pas de repère de positionnement du pilier. Les piliers ne peuvent être modifiés au laboratoire de prothèse puis repositionnés en bouche car leur position varie en fonction du couple de serrage.

* Le cône morse anti-rotationnel

C'est un système intermédiaire qui associe cône morse et polygone permettant ainsi un repérage précis du positionnement du pilier sur l'implant.

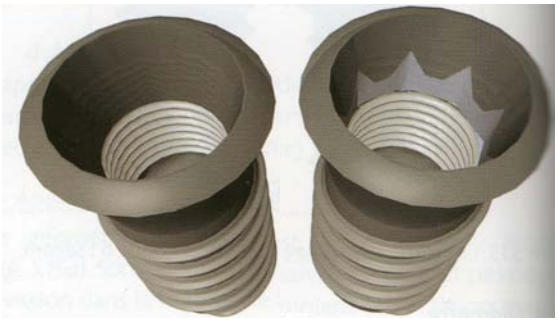


Figure 39 :
a) Cône morse pur
b) Cône morse anti-rotationnel

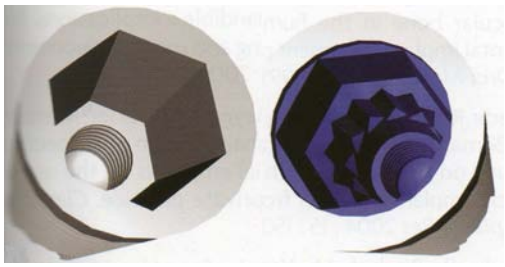
a *b*

2.2.2.2 L'hexagone interne

Il s'agit d'une connexion interne qui se présente sous la forme d'un hexagone. C'est un système plus simple que l'hexagone externe et qui facilite la manipulation prothétique.

2.2.2.3 Le polygone interne

Il s'agit d'une évolution de l'hexagone interne. Il permet d'augmenter le nombre de positions des piliers selon un pas de 15° au lieu de 30 et offre un repérage de positionnement de la pièce prothétique non seulement dans son angulation mais également dans son enfoncement.



a *b*

Figure 40 :
a) Hexagone interne
b) Polygonal avec clic audible

2.2.2.4 Les formes variées

Il s'agit de connexions internes présentant d'autres formes que polygonales. Le but est commercial. Ces différentes formes ne présentent pas d'avantage avéré.

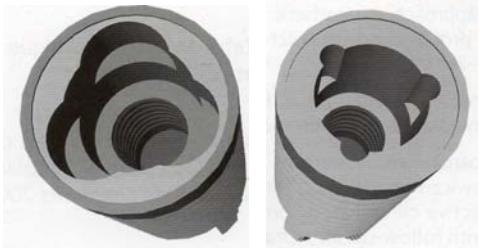


Figure 41 : Formes variées d'épaulement interne.

2.3 Principe du platform switching ou plateforme de commutation

2.3.1 Généralités

Le concept platform switching a pour objectif d'apporter une réponse à une problématique bien définie : « Comment marier dans le temps et de façon pérenne implantologie et esthétique ? »

Plusieurs études cliniques ***(105 ; 106 ; 107 ; 31)*** démontrent que certaines règles doivent être respectées lors de l'utilisation d'implants en deux parties, où tissus durs et mous sont au contact de deux pièces distinctes, l'implant lui-même et un pilier temporaire ou définitif. Cela afin d'obtenir de ces restaurations supra-implantaires des résultats esthétiques satisfaisants et se maintenant dans la durée. Il s'est rapidement avéré que pour réussir un traitement esthétique dans la zone antérieure, le positionnement d'un implant devait intégrer des critères spécifiques de placement découlant des principes biologiques énoncés précédemment.

Pour aboutir à un résultat esthétique il est nécessaire de :

- Préserver le capital osseux consécutif au placement de l'implant et surtout d'éviter une résorption de la table vestibulaire.
- Préserver la géométrie des papilles et leur volume dans le temps pour les sites post extractionnels.
- Recréer des papilles et conserver leur volume dans le temps pour les sites guéris.
- Préserver un contour gingival préexistant et le maintenir au cours du temps pour les sites post extractionnels.
- Recréer un contour gingival et le maintenir au cours du temps pour les sites guéris
- Préparer un profil d'émergence optimal quel que soit le site.

2.3.2 Le concept

En 1991, la société 3i avait mis sur le marché des implants de large diamètre (5-6 mm) mais n'avait pas commercialisé de piliers aux diamètres correspondants. Certaines restaurations supra-implantaires des secteurs postérieurs de la cavité buccale reposaient sur des implants de diamètre standard et d'autres sur des implants de gros diamètre. Tous ces implants de différents diamètres étaient connectés à des piliers de diamètres identiques (3,75 mm). Une lyse osseuse verticale atteignant la première spire autour des implants standards a été observée conformément aux classiques observations radiologiques.

Cependant, autour des implants de gros diamètre, le niveau osseux était maintenu à son niveau initial ; la lyse osseuse prévue était « absente ». Le maintien fortuit du niveau osseux crestal à son niveau initial a été attribué au retrait de la jonction pilier/implant par rapport au col implantaire. C'est ce décalage entre les diamètres du pilier et du col implantaire qui est appelé plateforme de commutation.

Différentes théories s'affrontent pour expliquer l'existence de la lyse osseuse crestale verticale jusqu'à la première spire, ce qui rend difficile la formulation d'un lien entre platform switching et réaction osseuse verticale. En effet certains chercheurs attribuent la lyse osseuse verticale jusqu'à la première spire :

- A la mise en place de l'espace biologique. Pour ce groupe le platform switching permettrait à l'espace biologique de se mettre en place le long du retrait implant/pilier. La lyse osseuse alors non projetée sur un axe vertical serait plus limitée et n'atteindrait pas la première spire.

- A la présence d'une inflammation chronique. Pour ce groupe le platform switching permettrait à la fusée inflammatoire chronique d'être détournée en direction horizontale ou coronaire. Cette modification de trajectoire se traduirait par la préservation verticale de la crête osseuse et une faible lyse horizontale. Le capital osseux alors mieux préservé assurerait un meilleur soutien aux tissus mous (collet, papilles).
- A la présence de micro mouvements au niveau du joint implant/pilier. Pour ce groupe le platform switching permettrait de déporter les micro mouvements vers le centre de manière à ne plus exercer de fatigue à proximité immédiate de l'os. Il n'aurait donc pas besoin de se rétracter à distance de la perturbation mécanique, l'os pourrait rester au voisinage immédiat du col de l'implant.

2.3.3 Illustrations

- Implant PREVAIL®Biomet 3i :

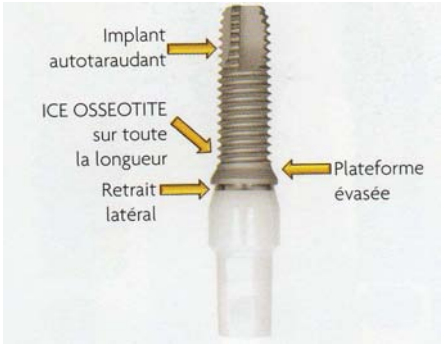


Figure 42 : Caractéristiques générales.

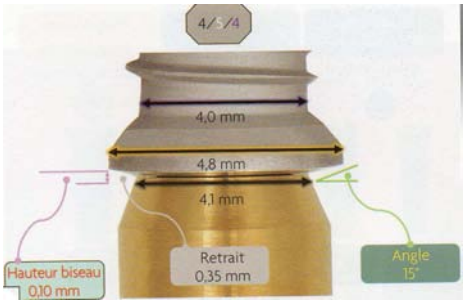


Figure 43 : Détails des dimensions au niveau du col et du pilier correspondant.

Figure 44 : Implant en position juxta-osseuse.

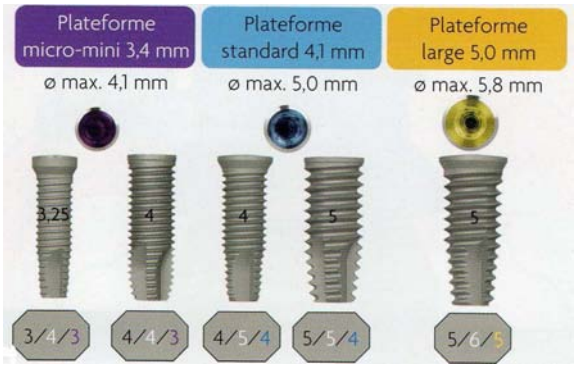


Figure 45 : Les différents diamètres et leur marquage en dimension.

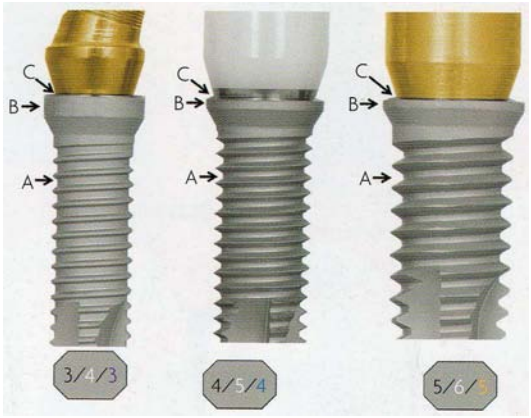


Figure 46 : Attribution des chiffres, à gauche corps de l'implant, au milieu diamètre de la plateforme, à droite diamètre du pilier.

Figure 47 : Compatibilité des pièces prothétiques.

- Implant Nobel Active® :

Figure 48 : Implant Nobel et pilier intégrant la technique du platform switching.

- Implant Bone Level® Straumann :

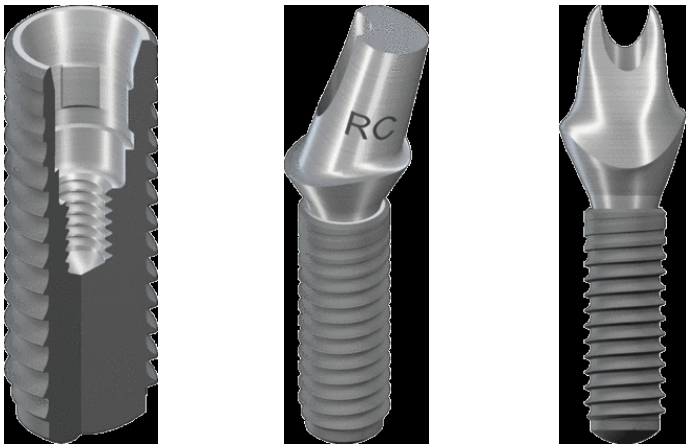


Figure 49 : Implants Straumann avec piliers intégrant la technique du platform switching.

- Implant Frialit-2® Dentsply Friadent :

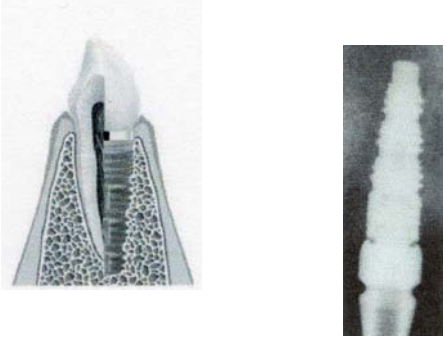


Figure 50 : Implants Dentsply Friadent, vue en coupe et vue radiologique.

- Implant Seven® Sweden&Martina :

Figure 51: Implants Sweden&Martina, type nanopore et trisurface, vue globale.

- Implant Global® Sweden&Martina :

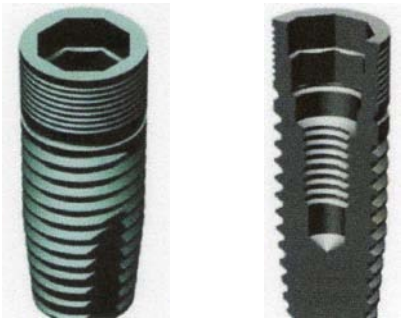


Figure 52 : Implants Sweden&Martina (5.5), vue globale et vue en coupe.

- Implant Winsix® Winsix Ltd :

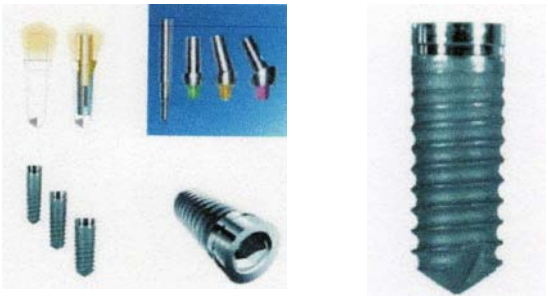


Figure 53 : Implants Winsix (5.9), vue globale.

- Implant TSA Serie5® Defcon :

Figure 54 : Implants Defcon (6.0), vue en coupe du col et vue globale.

3. Revue de littérature et résultats

3. Revue de littérature et résultats

Afin de répondre à la problématique soulevée par le sujet, une recherche d'articles a été effectuée sur deux bases de données informatiques Medline (Pubmed) et Scopus. Pour cela différents termes ont été utilisés dans différentes combinaisons : platform switching, dental implant, crestal bone loss. Seuls les articles traitant du concept « platform switching » en implantologie orale ont été inclus dans notre recherche.

Les articles ne mentionnant pas explicitement l'utilisation du platform switching ou ne précisant pas le diamètre du pilier par rapport au diamètre du col de l'implant utilisé ont été exclus de la recherche. L'intégralité des publications retenues est en anglais et s'étale d'Avril 2005 à Mars 2010. De façon générale les articles sur le platform switching peuvent être classés en quatre catégories :

- Evaluation radiologique du niveau de l'os crestal chez l'humain (16 études).
- Analyse histologique et histomorphométrique chez l'humain et l'animal (4 études).
- Evaluation clinique des paramètres muco-gingivaux chez l'humain (7 études).
- Analyse biomécanique (10 études).

3.1 Résultats des évaluations radiologiques autour du platform switching

3.1.1 Etude de Calvo Guirado JL. et Al. 2007 *(21)*

Evaluation radiologique du niveau d'os crestal autour de 10 implants intégrant le platform switching, réalisée sur un suivi de 6 mois.

Localisation de la résorption osseuse	Mésiale de l'incisive centrale	Distale de l'incisive centrale	Mésiale de l'incisive latérale	Distale de l'incisive latérale
Résorption osseuse moyenne en mm	0,05	0,07	0,07	0,06

Résultats de l'évaluation à 6 mois.

3.1.2 Etude de Canullo L. et Rasperini G. 2007 *(24)*

Evaluation radiologique du niveau d'os crestal autour de 10 implants réalisée sur un suivi de 22 mois.

Résorption osseuse moyenne en mm autour du platform switching	0,78 ± 0,36
Résorption osseuse moyenne en mm autour d'une connexion standard	1,7*

Résultats de l'évaluation à 22 mois.

* *Valeur de référence donnée par les auteurs* ***(24)***

Les valeurs moyennes sont inférieures de manière significative à la valeur moyenne de référence d'1,7 mm.

3.1.3 Etude de Cappiello M., Luongo R. et Al. 2008 *(29)*

Evaluation radiologique du niveau d'os crestal réalisée sur un suivi de 12 mois, comparant 55 implants à connexion standard et 73 implants intégrant le platform switching soit 128 implants.

Résorption osseuse moyenne en mm autour du platform switching	0,95 ± 0,32
Résorption osseuse moyenne en mm autour d'une connexion standard	1,67 ± 0,37

Résultats de l'évaluation à 12 mois.

Le test T de Student (p=0,001) montre une différence statistiquement significative entre les deux groupes.

3.1.4 Etude de Hürzeler M. et Al. 2007 *(63)*

Evaluation radiologique du niveau d'os crestal réalisée sur un suivi de 12 mois, comparant 8 implants à connexion standard et 14 implants intégrant le platform switching soit 22 implants.

Résorption osseuse moyenne en mm autour du platform switching	0,22 ± 0,53
Résorption osseuse moyenne en mm autour d'une connexion standard	2,02 ± 0,49

Résultats de l'évaluation à 12 mois.

Une analyse utilisant ANCOVA ($p \leq 0,0132$) montre une différence statistiquement significative entre les deux groupes.

3.1.5 Etude de Li Q., Lin Y. et Al. 2008 *(71)*

Evaluation radiologique du niveau d'os crestal autour de 26 implants intégrant le platform switching sur un suivi de 5 ans.

Résorption osseuse verticale moyenne en mm	0,27 [-0,04 – 0,77]
Résorption osseuse horizontale* moyenne en mm	0,21 [0,09 – 0,31]

Résultats de l'évaluation à 5 ans.

* *Résorption osseuse moyenne horizontale entre deux implants.*

3.1.6 Etude de Rodriguez-Ciurana X. et Al. 2009 *(86)*

Evaluation radiologique du niveau d'os crestal autour de 41 implants intégrant le platform switching.

Résorption osseuse verticale moyenne en mm	0,62
Résorption osseuse horizontale* moyenne en mm	0,60

Résultats de l'évaluation.

* *Résorption osseuse moyenne horizontale entre deux implants.*

3.1.7 Etude de Calvo-Guirado JL. Et Al. 2009 *(22)*

Evaluation radiologique du niveau d'os crestal autour de 61 implants intégrant le platform switching réalisée sur un suivi de 12 mois.

Localisation de la résorption osseuse	Mésiale de l'implant	Distale de l'implant
Résorption osseuse verticale moyenne en mm	0,08 ± 0,53	0,09 ± 0,65

Résultats de l'évaluation à 12 mois.

3.1.8 Etude de Prosper L. et Al. 2009 *(84)*

Etude comparative randomisée évaluant radiologiquement le niveau d'os crestal autour de 360 implants, réalisée sur un suivi de 24 mois.

	Implants à plateau élargi		Implants à plateau cylindrique	
	Piliers de même diamètre	Piliers de diamètre inférieur	Piliers de même diamètre	Piliers de diamètre inférieur
Résorption osseuse moyenne en mm	0	0	0,275 ± 0,467	0,045 ± 0,227

Résultats de l'évaluation à 24 mois.

Il existe une différence significative ($p<0,001$) entre les implants cylindriques portant un pilier diamètre inférieur et les implants cylindriques portant un pilier de même diamètre. Il n'existe pas de différence significative ($p>0,001$) entre les implants à plateau élargi portant un pilier de diamètre inférieur et les implants cylindriques portant un pilier de diamètre inférieur.

3.1.9 Etude de Canullo L. et Al. 2009 *(25)*

Etude comparative randomisée évaluant radiologiquement le niveau d'os crestal autour de 22 implants, réalisée sur un suivi de 25 mois.

	Connexion intégrant la technique du platform switching	Connexion standard
Résorption osseuse moyenne en mm	0,30 ± 0,157	1,19 ± 0,384

Résultats de l'évaluation à 25 mois.

Il existe une différence significative ($p\leq0,005$) entre les valeurs moyennes obtenues dans chacun des groupes.

3.1.10 Etude de Crespi R. et Al. 2009 *(36)*

Evaluation radiologique du niveau d'os crestal réalisée sur un suivi de 24 mois, comparant 34 implants à connexion standard et 30 implants intégrant le platform switching soit 64 implants.

	Connexion intégrant la technique du platform switching	Connexion standard
Résorption osseuse moyenne en mm	0,78 ± 0,49	0,73 ± 0,52

Résultats de l'évaluation à 24 mois.

Il n'existe pas de différence significative ($p>0,05$) entre les valeurs moyennes obtenues dans chacun des groupes.

3.1.11 Etude de Canullo L. et Al. 2010 *(27)*

Etude comparative randomisée évaluant radiologiquement le niveau d'os crestal autour de 61 implants, réalisée sur un suivi de 33 mois.

	Connexion standard : diamètre du plateau 3,8 mm Diamètre du pilier 3,8 mm	Platform Switching : diamètre du plateau 4,3 mm Diamètre du pilier 3,8 mm	Platform Switching : diamètre du plateau 4,8 mm Diamètre du pilier 3,8 mm	Platform Switching : diamètre du plateau 5,5 mm Diamètre du pilier 3,8 mm
Résorption osseuse moyenne en mm	1,48 ± 0,42	0,99 ± 0,42	0,87 ± 0,43	0,66 ± 0,32

Résultats de l'évaluation à 33 mois.

Il existe une différence significative ($p < 0,005$) entre les valeurs moyennes obtenues dans le groupe de connexion standard et l'ensemble des groupes platform switching. De plus, il y a une corrélation inversement proportionnelle entre la différence de diamètre implant/pilier et la perte osseuse.

3.1.12 Etude de Trammell K. et Al. 2009 *(109)*

Etude comparative randomisée évaluant radiologiquement le niveau d'os crestal autour de 25 implants (connexion standard et connexion du type platform switching), réalisée sur un suivi de 24 mois.

L'analyse statistique démontre une différence significative ($p \leq 0,0001$) entre les deux groupes. Les résultats suggèrent que la résorption de l'os crestal autour des implants intégrant le platform switching est moins importante que la résorption osseuse crestale autour des implants à connexion standard.

3.1.13 Etude de Romanos GE. et Nentwig GH. 2009 *(88)*

Evaluation radiologique du niveau d'os crestal autour de 87 implants intégrant le platform switching, réalisée sur un suivi de 5 ans.

	Perte osseuse en mm	
	0	0 < x < 2
Résorption osseuse dans le sens horizontal	79 implants	8 implants
Résorption osseuse dans le sens vertical	77 implants	10 implants

Résultats de l'évaluation à 5 ans.

3.1.14 Etude de Vigolo P. et Givani A. 2009 *(112)*

Evaluation radiologique du niveau d'os crestal réalisée sur un suivi de 5 ans, comparant 85 implants de gros diamètre à connexion standard et 97 implants de gros diamètre intégrant le platform switching soit 182 implants.

	Connexion intégrant la technique du platform switching	Connexion standard
Résorption osseuse moyenne en mm	0,6 ± 0,2	1,1 ± 0,3

Résultats de l'évaluation à 5 ans.

Il existe une différence significative ($p<0,05$) entre les valeurs moyennes obtenues dans chacun des groupes.

3.1.15 Etude de Ricci M. et Al. 2009 *(85)*

Etude comparative évaluant radiologiquement le niveau d'os crestal autour d'implants à connexion standard et à connexion du type platform switching, réalisée sur un suivi de 12 mois.

	Connexion intégrant la technique du platform switching	Connexion standard
Résorption osseuse moyenne en mm	0,65 ± 0,5	1,875 ± 0,5

Résultats de l'évaluation à 12 mois.

3.1.16 Etude de Wagenberg B. et Froum S.J. 2010 *(114)*

Evaluation radiologique du niveau d'os crestal autour de 94 implants intégrant le platform switching réalisée sur un suivi de 14 ans.

	Mésiale de l'implant	Distale de l'implant
Pas de perte osseuse	71 implants	67 implants
Perte osseuse (en mm) ≤0,8	19 implants	24 implants

Résultats de l'évaluation à 14 ans.

Il s'agit de l'étude prospective qui a le plus de recul (14 ans) sur les implants intégrant le platform switching et elle confirme que cette technique de réhabilitation prothétique supra implantaire aide à préserver le niveau de l'os crestal.

3.2 Tableau récapitulatif des évaluations radiologiques

(cf. page suivante)

L'ensemble des études radiologiques évaluant la hauteur d'os crestal péri-implantaire, soit 1193 implants évalués montre des résorptions osseuses autour des implants intégrant le platform switching inférieures aux 1,5 – 2mm classiquement retrouvés ***(17 ; 18)*** à 1 an après restauration sur des implants à connexion standard. Les comparaisons entre groupes platform switching et groupes connexion standard montrent des différences significatives dans tous les cas. Seule l'étude de Crespi R, Capparè P, Gherlone E. 2009 ne montre pas de différente significative.

Le nombre d'implants étudiés et les périodes de suivi pour chaque étude manquent de puissance ; toutefois, deux études sont remarquables selon ces deux critères : l'étude de Prosper L, Redaelli S et Al. 2009 portant sur 360 implants évalués sur 2 ans et l'étude de Wagenberg B, Froum SJ. 2010 évaluant 94 implants avec platform switching avec 14 ans de recul. Toutes les deux montrent des pertes osseuses verticales faibles autour des implants intégrant le platform switching.

Tableau récapitulatif des évaluations radiologiques des niveaux d'os péri-implantaire									
Etudes	**Durée de l'évaluation en mois**	**Nombre d'implants intégrant le platform switching**	**Nombre d'implants à connexion standard**	**Nombre d'implants total**	**Résorption osseuse verticale moyenne en mm autour du platform switching**	**Résorption osseuse verticale moyenne en mm autour de connexions standard**	**Types d'implants**	**Statistiques**	**Conclusions ****
Calvo-Guirado JL,Saez Yuguero MR et Al. 2007	6	10	/	10	0,0625*	/	Certain® Prevail® Biomet 3i	/	Le PSW permettrait de contrôler la perte osseuse et assurerait la prévisibilité des résultats esthétiques.
Canullo L, Rasperini G. 2007	22	10	/	10	0,78 ± 0,36	/	TSA Serie5® Defcon	/	Le PSW contribuerait à stabiliser l'os et à préserver les tissus mous.
Cappiello M, Luongo R et Al. 2008	12	73	55	128	0,95 ± 0,32	1,67 ± 0,37	Biomet 3i	Différence significative inter groupes. (p=0,001)	Le PSW semble réduire la résorption osseuse péri-implantaire.
Hürzeler M, Fickl S, Zuhr O, Wachtel HC. 2007	12	14	8	22	0,22 ± 0,53	2,02 ± 0,49	Biomet 3i	Différence significative inter groupes. (p≤0,0132)	Le PSW semble limiter la résorption osseuse.
Li Q, Lin Y et Al. 2008	60	26	/	26	0,27	/	Frialit-2® Dentsply Friadent	/	Le PSW contrôlerait la perte osseuse et assurerait un résultat esthétique.

Etudes	Durée de l'évaluation en mois	Nombre d'implants intégrant le platform switching	Nombre d'implants à connexion standard	Nombre d'implants total	Résorption osseuse verticale moyenne en mm autour du platform switching		Résorption osseuse verticale moyenne en mm autour de connexions standard		Types d'implants	Statistiques	Conclusions **
Rodriguez-Ciurana X, Vela-Nebot X et Al. 2009	/	41	/	41	0,62		/		Prevail® Biomet 3i	/	Le PSW permettrait de contrôler la résorption osseuse.
Calvo-Guirado JL, Ortiz-Ruiz AJ et Al. 2009	12	61	/	61	0,085*		/		Prevail® Biomet 3i	/	Une perte osseuse minimale est enregistrée autour du PSW.
Prosper L, Redaelli S et Al. 2009	24	/	/	360	1)Implant à plateau élargi	2)Implant à plateforme cylindrique	1)Implant à plateau élargi	2)Implant à plateforme cylindrique	Winsix® Winsix LDT	1) Pas de différence significative inter groupes (p>0,001) 2) Différence significative inter groupes (p<0,001)	Les implants à plateau élargi limiteraient la perte osseuse.
					0	0,045 ± 0,227	0	0,275 ± 0,467			
Canullo L, Goglia g, Iurlaro G, Iannello G. 2009	25	11	11	22	0,3 ± 0,16		1,19 ± 0,35		Global® Sweden & Martina	Différence significative inter groupes (p≤0,005)	Le PSW aiderait à préserver la stabilité osseuse.
Crespi R, Capparè P, gherlone E. 2009	24	30	34	64	0,78 ± 0,49		0,73 ± 0,52		Seven® Sweden & Martina	Pas de différence significative inter groupes (p>0,05)	Le PSW par rapport à une CST n'aurait pas d'effet supérieur sur la stabilité osseuse.

Etudes	Durée de l'évaluation en mois	Nombre d'implants intégrant le platform switching	Nombre d'implants à connexion standard	Nombre d'implants total	Résorption osseuse verticale moyenne en mm autour du platform switching		Résorption osseuse verticale moyenne en mm autour de connexions standard	Types d'implants	Statistiques	Conclusions **
Canullo L, Fedele GR, Iannello G, Jepsen S. 2010	33	44	17	61	0,84*		1,48 ± 0,42	Global® Sweden & Martina	Différence significative inter groupes (p<0,005)	L'os serait mieux préservé en utilisant la technique du PSW.
Trammell K, Geurs NC et Al. 2009	24	/	/	25	0,99±0,53		1,19±0,58	Osseotite Certain NTXP® BioMet 3i	Différence significative inter groupes (p<0,0001)	Le PSW permettrait de mieux préserver l'os par rapport à une CST.
Romanos GE, Nentwig GH. 2009	60	87	/	87	0	0 < x < 2	/	Ankylos® Dentsply Friadent	/	Le PSW permettrait de limiter la résorption osseuse.
					77 implants	10 implants				
Vigolo P, Givani A. 2009	60	97	85	182	0,6 ± 0,2		1,1 ± 0,3	Biomet 3i	Différence significative inter groupes (p<0,05)	Le PSW permettrait de mieux préserver l'os par rapport à une CST.
Ricci M, Tonelli P et Al. 2009	12	/	/	/	0,65 ± 0,5		1,875 ± 0,5	/	/	Le PSW permettrait de mieux préserver l'os par rapport à une CST.
Wagenberg B, Froum SJ. 2010	168	94	/	94	0	≤0,8	/	Nobel Biocare	/	Le PSW préserverait l'os péri-implantaire.
					69 implants*	21,5 implants*				

* Moyenne obtenue à partir des données recueillies.

** PSW : Platform SWitching ; CST : Connexion STandard.

3.3 Les études biomécaniques

3.3.1 Etude de Tabata L.F. et Al. 2010 *(104)*

Etude comparative évaluant la distribution des contraintes mécaniques transmises à l'implant et à l'os péri-implantaire quand une force de 100N est appliquée sur des implants intégrant une connexion de type platform switching et sur des implants à connexion standard.

Force appliquée de 100 N	Implant à connexion standard	Implant à connexion de type platform switching
Contrainte mécanique subie par l'os péri-implantaire	159MPa	34MPa
Contrainte mécanique subie par l'implant	1610MPa	649MPa

Résultats des contraintes mécaniques subies par l'os et l'implant sous une force de 100N.

Par rapport à une connexion standard, une connexion de type platform switching transmet 80% de contraintes mécaniques en moins au tissu péri-implantaire. Toutefois, au niveau de la couronne et de la vis de rétention il y a une augmentation de ces contraintes mécaniques.

3.3.2 Etude de Deshpande S.S. et Al. 2009 *(40)*

Les analyses évaluant le comportement mécanique d'une connexion de type platform switching sur le tissu osseux péri-implantaire montre une réduction des contraintes mécaniques transmises à l'os crestal sous l'effet d'une charge occlusale.

3.3.3 Etude de Schrotenboer J. et Al. 2008 *(93)*

Evaluation comparative des contraintes mécaniques transmises à l'os crestal sous l'effet d'une force de 100N appliquée selon un angle de 90° et de 15° sur des implants à col usiné ou rugueux avec des connexions standards ou de type platform switching.

	Implant à col rugueux et pilier de même diamètre	
	Force de 100 N – angle de 90°	Force de 100 N – angle de 15°
Contrainte mécanique subie par l'os en MPa	9,31	31,61

	Implant à col rugueux de diamètre 5mm et pilier de 4,5mm	
	Force de 100 N – angle de 90°	Force de 100 N – angle de 15°
Contrainte mécanique subie par l'os en MPa	8,72	30,28

	Implant à col rugueux de diamètre 5mm et pilier de 4 mm	
	Force de 100 N – angle de 90°	Force de 100 N – angle de 15°
Contrainte mécanique subie par l'os en MPa	8,25	29,28

	Implant à col usiné et pilier de même diamètre	
	Force de 100 N – angle de 90°	Force de 100 N – angle de 15°
Contrainte mécanique subie par l'os en MPa	7,20	24,51

	Implant à col usiné de diamètre 5mm et pilier de 4,5mm	
	Force de 100 N – angle de 90°	Force de 100 N – angle de 15°
Contrainte mécanique subie par l'os en MPa	6,80	23,61

	Implant à col usiné de diamètre 5mm et pilier de 4 mm	
	Force de 100 N – angle de 90°	Force de 100 N – angle de 15°
Contrainte mécanique subie par l'os en MPa	6,47	22,90

La réduction du diamètre du pilier par rapport au diamètre de l'implant engendre une diminution des contraintes mécaniques transmises à l'os crestal que le col soit usiné ou rugueux.

3.3.4 Etude de Chang CL. et Al. 2010 *(31)*

Evaluation comparative des contraintes mécaniques transmises à l'os crestal sous l'effet d'une force oblique (200N verticale / 40N horizontale) appliquée sur des implants à connexion standard et des implants à connexion de type platform switching. Il apparaît que les contraintes de tension et de compression sur l'os compact sont plus faibles avec une connexion de type platform switching qu'avec une connexion standard. Cependant, les contraintes mécaniques subies par l'os spongieux sont plus importantes avec le platform switching qu'avec une connexion standard.

3.3.5 Etude de Rodriguez-Ciurana X. et Al. 2009 *(87)*

Evaluation comparative des contraintes biomécaniques subies par l'os après le remodelage de l'espace biologique selon trois configurations différentes de connexion pilier/implant :

- Implant 5mm de diamètre pilier 5mm de diamètre et connexion hexagonale externe
- Implant 5mm de diamètre pilier 1,4mm de diamètre et connexion hexagonale externe
- Implant 4,8mm de diamètre pilier 4,1mm de diamètre et connexion hexagonale interne

L'implant combinant platform switching et connexion hexagonale interne montre les plus petites déformations au niveau de l'os lors de la transmission des forces après le remodelage de l'espace biologique.
De plus, les contraintes mécaniques sont distribuées sur toute la surface de contact plus souplement et plus uniformément. Dans cette étude les implants intégrant le platform switching montrent de meilleurs résultats que les implants à connexion standard.

3.3.6 Etude de Hsu JT. et Al. 2009 *(61)*

Evaluation comparative des contraintes mécaniques subi par l'os ainsi que des micro mouvements présents à l'interface os/implant sous l'effet d'une force verticale et latérale de 130N appliquée à des implants intégrant une connexion de type platform switching et sur des implants à connexion standard. La contrainte mécanique subie par l'os est réduite de 10% lors de l'utilisation d'une connexion de type platform switching par rapport à une connexion standard.

3.3.7 Etude de Schrotenboer J. et Al. 2009 *(94)*

Evaluation comparative des contraintes mécaniques subies par l'os sous l'effet d'une force verticale et oblique de 100N appliquée sur des implants intégrant une connexion de type platform switching sur des implants à connexion standard.

	Implant à connexion standard		Implant à connexion platform switching	
	Force verticale de 100N	Force de 100N – angle 15°	Force verticale de 100N	Force de 100N – angle 15°
Contrainte mécanique subie par l'os en MPa	6,977	28	6,502	27,43

Il apparaît qu'une réduction de 10% du diamètre du pilier par rapport au diamètre de l'implant se traduit par une diminution des contraintes mécaniques subies par l'os de 2% dans le cas d'une force oblique et de 6,8% dans le cas d'une force verticale. Les résultats de cette étude montrent que l'utilisation d'une connexion de type platform switching se traduit par un effet

minimal mais mesurable sur les contraintes mécaniques subies par l'os crestal au niveau cortical.

3.3.8 Etude de Canay S. et Akça K. 2009 *(23)*

Evaluation comparative de l'effort mécanique subi par l'os sous l'effet de forces verticales et obliques appliquées sur des implants intégrant une connexion de type platform switching et sur des implants à connexion standard.

Il apparaît que la distribution des contraintes mécaniques à l'os péri-implantaire sont pratiquement identiques dans le cas de connexion de type platform switching et le cas de connexions standard.

3.3.9 Etude de Liu XJ. et Al. 2008 *(72)*

Evaluation comparative des contraintes mécaniques subies par l'os sous l'effet d'une force verticale et oblique de 200N sur des implants intégrant une connexion de type platform switching et sur des implants à connexion standard.

	Implant à connexion standard		Implant à connexion platform switching	
	Force verticale de 200N	Force de 100N – angle 45°	Force verticale de 200N	Force de 100N – angle 45°
Contrainte mécanique subie par l'os en MPa	11,61	22,07	7,15	11,87

Les contraintes mécaniques subies par l'os péri-implantaire diminuent quand la jonction implant/pilier se déporte vers le centre de l'implant. Le changement le plus évident se fait à l'interface os cortical/os spongieux.

3.3.10 Etude de Yoshinobu Maeda et Al. 2007 *(75)*

Evaluation comparative des contraintes mécaniques subies par le pilier, l'implant et l'interface implant/os péri-implantaire sous l'effet d'une force de 100N verticale appliquée en périphérie du pilier. Celle-ci appliquée à un implant à connexion standard ou à un implant de type platform switching *(figure 55).*

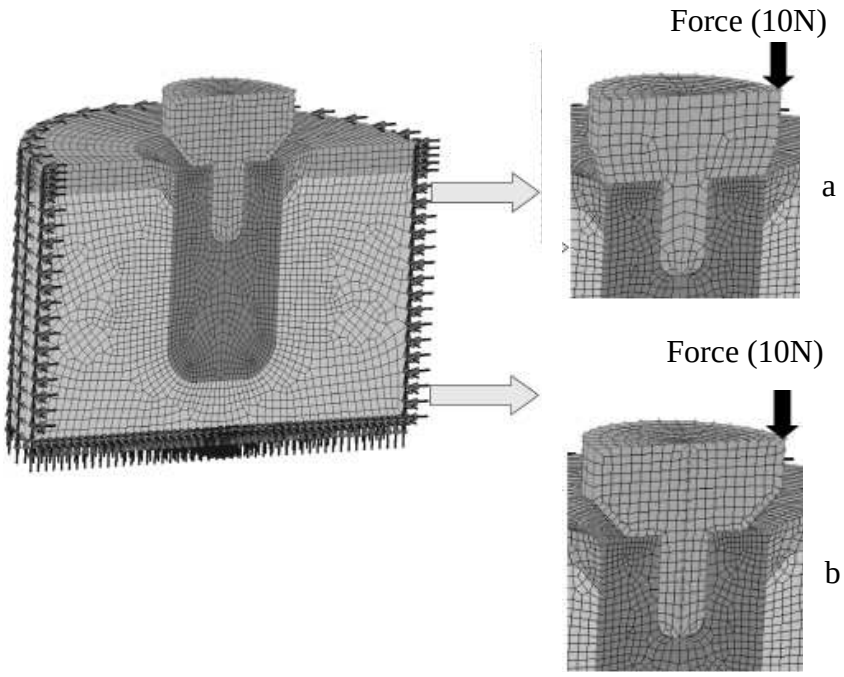


Figure 55 : Mobilisation de l'implant, pilier et os péri-implantaire.

a) Modèle normal (pilier de diamètre 4mm, implant de diamètre 4mm)

b) Modèle platform switching (pilier de diamètre 3,2 mm, implant de diamètre 4mm)

Il existe une différence dans la distribution des contraintes mécaniques subies par le pilier, l'implant et l'os. Les aires subissant les plus grosses contraintes sont retrouvées à la périphérie de la partie la plus coronaire de l'implant et le long de la surface verticale en contact avec l'os sur l'implant à connexion standard alors que sur le modèle intégrant le platform switching ces forces sont déportées vers le centre de l'implant *(figure 56).*

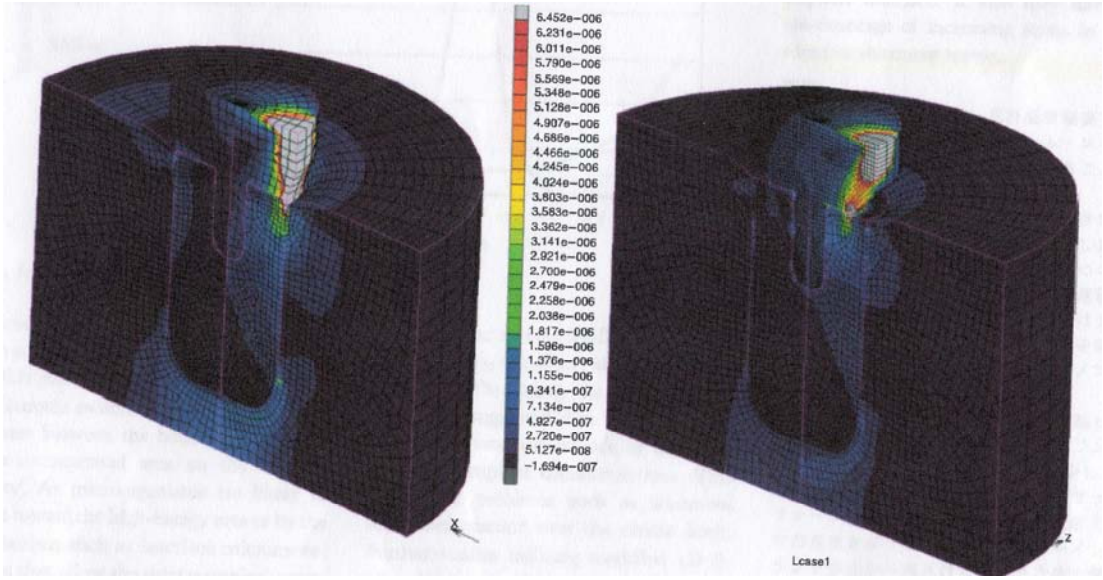


Figure 56 : Distribution des contraintes mécaniques.

Ainsi, les contraintes mécaniques se propagent vers l'extérieur du sommet de l'implant au niveau d'un implant à connexion standard alors que sur l'implant à connexion de type platform switching ces contraintes se propagent et se concentrent vers le centre de l'implant *(figure 57).*

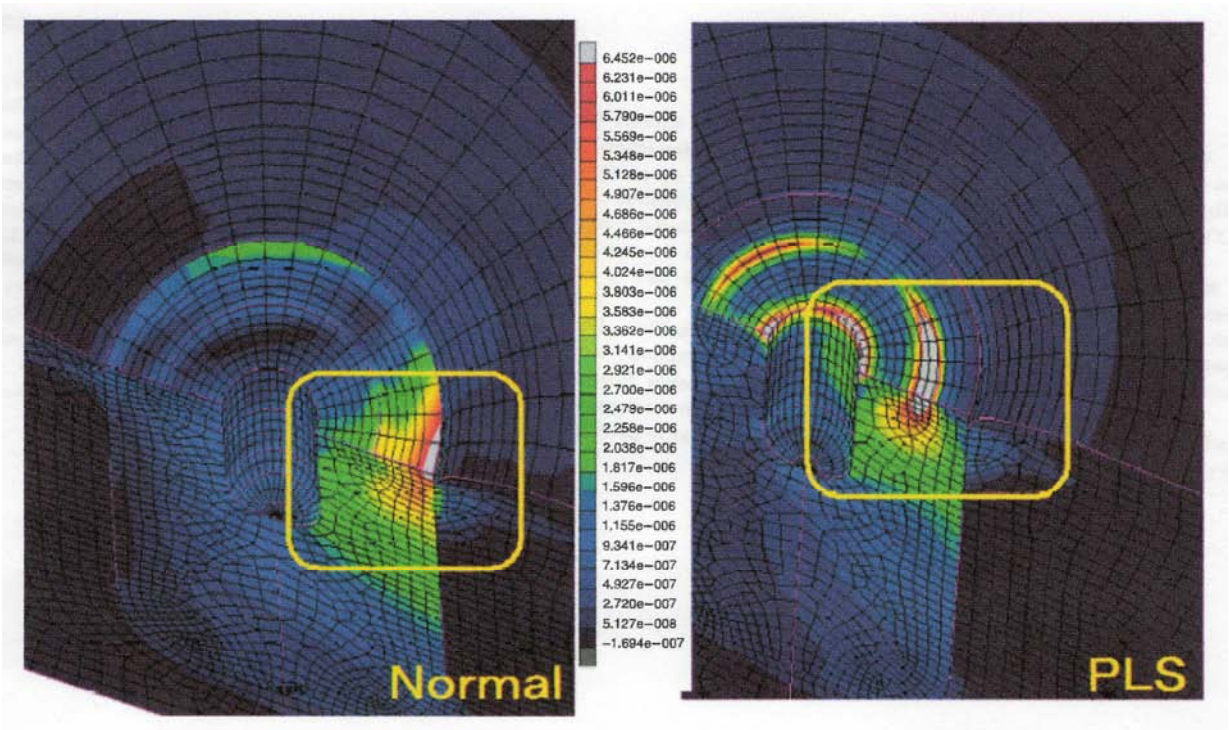


Figure 57 : Contraintes mécaniques subies par l'implant.

Les contraintes mécaniques subies par l'os cortical à sa surface sont plus élevées sur l'implant à connexion standard que sur l'implant à connexion de type platform switching *(figure 58).*

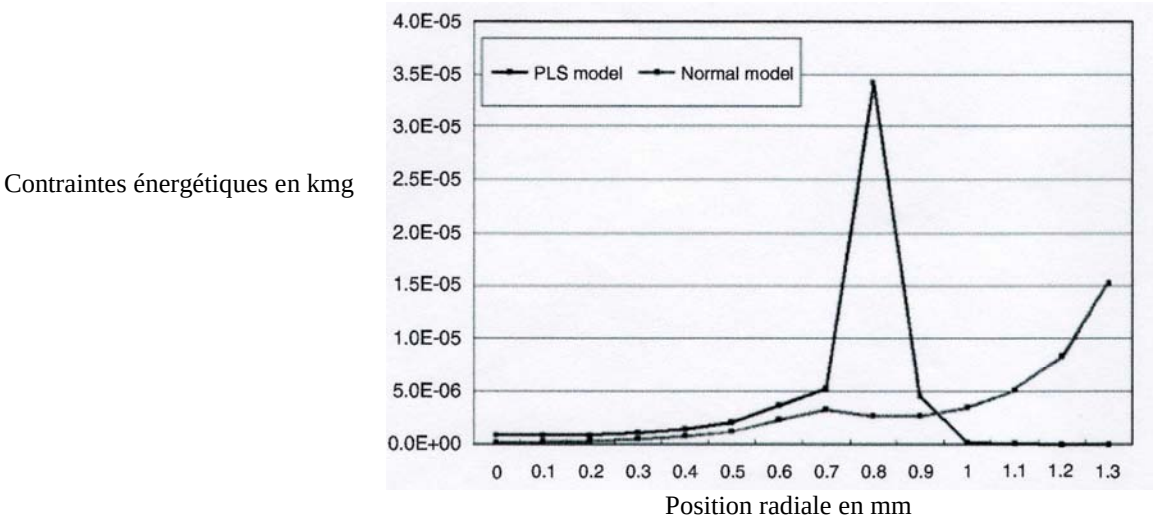


Figure 58 : Valeurs des contraintes énergétiques à l'interface pilier/implant.

3.4 Tableau récapitulatif des études biomécaniques

(cf. page suivante)

L'ensemble des études biomécaniques montrent que les contraintes mécaniques subies par l'os sont moins importantes lors de l'utilisation d'une connexion de type platform switching par rapport à une connexion standard. Toutefois en se déportant vers le centre de l'implant (en utilisant le platform switching), les contraintes mécaniques sont plus importantes au voisinage de la connexion, pilier et vis de rétention subissent donc des contraintes mécaniques plus importantes. Le diamètre du pilier étant inférieur au plateau de l'implant la surface d'appui et de répartition des contraintes mécaniques en sont d'autant diminuées ce qui pourrait favoriser la survenue de fractures au niveau des connexions de type platform switching.

Tableau récapitulatif des études biomécaniques				
Etudes	**Force appliquée en Newton**	**Contrainte subie par l'os en MPa**		**Conclusions**
		Platform Switching	Connexion Standard	
Tabata LF, Assunçao WG et Al. 2010	100 appliquée verticalement	159	34	Le PSW présente une meilleure distribution des contraintes mécaniques à l'os mais transmet des contraintes plus importantes à la couronne et la vis de rétention.
Deshpande SS, Sarin SP, Parkhedkar RD. 2009	300 appliquée verticalement	475	785	Une réduction de 0,9 mm du diamètre du pilier par apport à l'implant limiterait la perte osseuse.
Schrotenboer J, Tsao YP et Al. 2008	100 appliquée verticalement	7,41	8,25	Le PSW réduit les contraintes mécaniques transmises à l'os que le col soit rugueux ou lisse.
	100 appliquée avec un angle de 15°	26,51	28,06	
Chang CL, Chen CS, Hsu ML. 2010	200 appliquée verticalement	-	+	Le PSW réduirait les contraintes mécaniques subies par l'os crestal en les déportant vers l'os spongieux.
	40 appliquée horizontalement	-	+	
Rodriguez-Ciurana X, Vela-Nebot X et Al. 2009	100 appliquée verticalement	-	+	Le PSW réduirait les contraintes mécaniques subies par l'os lors des charges occlusales, et les distribuerait sur toute la surface de contact implant/pilier plus souplement et uniformément.
	50 appliquée horizontalement			

Tableau récapitulatif des études biomécaniques				
Etudes	**Force appliquée en Newton**	**Contrainte subie par l'os en MPa**		**Conclusions**
		Platform Switching	Connexion Standard	
Hsu JT, Fuh LJ et Al. 2009	130 appliquée verticalement	-	+	Les contraintes mécaniques subies par l'os diminuent plus en utilisant des implants de gros diamètre qu'en utilisant le PSW.
Schrotenboer J, Tsao YP et Al. 2009	100 appliquée verticalement	6,502	6,977	Le PSW permet une diminution minimale mais mesurable des contraintes mécaniques subies par l'os.
	100 appliquée avec un angle de 15°	27,43	28	
Canay S, Akça K. 2009	Forces obliques et verticales	*	*	La distribution des contraintes mécaniques à l'os péri-implantaire est similaire dans le cas des connexions de type platform switching et standard.
Liu XJ, Li ZY, Xia HB et Al. 2008	200 appliquée verticalement	7,15	11,61	Le PSW réduirait les contraintes mécaniques subies par l'os au niveau cervical de l'implant.
	100 appliquée avec un angle de 45°	11,87	22,07	
Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M. 2007	100 appliquée verticalement	-	+	Le PSW réduirait les contraintes mécaniques subies par l'os lesquelles sont déportées vers le centre de l'implant.

** PSW : Platform SWitching ; CST : Connexion STandard.

3.5 Evaluation clinique des paramètres muco-gingivaux chez l'humain.

3.5.1 Etude de Romanos GE. et Nentwig GH. 2009 *(88)*

Evaluation clinique de 87 implants à connexion de type platform switching sur une durée de 5 ans.

Deux semaines après la chirurgie implantaire et la mise en place de la connexion de type platform switching, tous les indices cliniques péri-implantaires, (indice de plaque, indice de saignement, profondeur du sulcus, hauteur de gencive kératinisée) ont été évalués pour servir de niveau de référence. Chaque patient a été évalué tous les six mois pendant les deux premières années puis une fois par an par la suite.

Paramètres cliniques évalués (moyenne ± écart type)		
Paramètre	Données de référence (n=90)	Résultats à 5 ans (n=87)
Hauteur de gencive kératinisée	4,26 ± 1,72 mm	3,44 ± 1,78 mm
Profondeur du sulcus péri-implantaire en vestibulaire	1,83 ± 0,60 mm	2,58 ± 1,17 mm
Profondeur du sulcus péri-implantaire en mésial	2,14 ± 0,84 mm	2,73 ± 0,86
Indice de saignement au sondage	0,35 ± 0,60	0,70 ± 1,02
Indice de plaque	0,51 ± 0,95	0,50 ± 0,60

Aucun sulcus n'excédant 3mm n'a été observé. Les résultats à 5 ans montrent une hauteur de gencive kératinisée sensiblement la même qu'au niveau d'une dent saine, un indice de saignement au sondage doublé et un indice de plaque inchangé.

3.5.2 Etude de Canullo L. et Al. 2010 *(27)*

Evaluation clinique de 61 implants sur une durée de 33 mois :

- 17 implants de diamètre 4,3 mm connectés à un pilier de 3,8 mm
- 13 implants de diamètre 4,8 mm connectés à un pilier de 3,8 mm
- 14 implants de diamètre 5,5mm connectés à un pilier de 3,8 mm
- 17 implants de diamètre 3,8 mm connectés à un pilier de 3,8 mm

	Indice de saignement au sondage	Profondeur de poche au sondage
61 implants	0	≤3 mm

Résultats des évaluations des paramètres parodontaux.

Aucun saignement, ni de profondeur de sulcus excédant 3mm n'ont été détectés pendant l'étude.

3.5.3 Etude de Canullo L. et Al. 2009 *(25)*

Evalua tion clinique de 22 implants à connexion du type platform switching (groupe test) et à connexion standard (groupe contrôle) sur une période de 25 mois.

Les paramètres parodontaux observés pendant la durée de l'étude ne montrent ni saignement au sondage ni de sulcus excédant 3mm de profondeur. La moyenne de l'indice de plaque modifié est de 0,57 ± 0,32 dans le groupe contrôle et de 0,74 ± 0,34 dans le groupe test. Il n'y a pas de différence statistiquement significative entre les indices parodontaux des deux groupes (p>0,005).

3.5.4 Etude de Calvo-Guirado JL. et Al. 2009 *(22)*

Evaluation clinique de 59 implants intégrant le platform switching sur une période de 12 mois.

La moyenne des profondeurs de sulcus mesurée sur l'ensemble des sites tout au long de l'étude est d'environ 3mm en vestibulaire à 3,7 mm en proximal. Environ 80% des mesures vestibulaires et linguales sont inférieures à 3mm alors qu'en proximal les mesures inférieurs à 3mm représentent 67%.

Moyenne en mm de la profondeur du sulcus	Vestibulaire	Lingual	Proximal
≤3	83%	86%	65%
4 - 5	17%	14%	23%
≤5	/	/	12%

3.5.5 Etude de Li Q. et Al. 2008 *(71)*

Evaluation de 26 implants (Frialit2) intégrant le platform switching sur une période moyenne de 56,3 mois.

Selon la classification de la perte de papilles gingivales appelée « papilla index score » proposée par JEMT en 1997 :

23 sites atteignent le degré II (la papille remplit au moins à moitié l'espace inter dentaire mais pas complètement) et 10 sites atteignent le degré III (la papille remplit l'espace inter dentaire, contour idéal et harmonieux des tissus), sur 36 sites, environ 5 ans après la mise en place des prothèses.

Selon le « Pink Esthetic Score » proposé par Furhauser en 2005, la valeur moyenne est de 11,8 [10-14].

3.5.6 Etude de Canullo L. et Rasperini G., 2007 *(24)*

Evaluation clinique de 10 implants intégrant le platform switching sur une période moyenne de 22 mois [18 – 36 mois].

Sur aucun des sites mesurés la profondeur du sulcus n'excède 3mm, en moyenne 2,8 mm. Plutôt qu'une récession, une augmentation moyenne de 0,2 mm et 0,25 mm respectivement pour la hauteur de gencive vestibulaire et la hauteur des papilles gingivales ont été mesurées.

3.5.7 Etude de Canullo L. et Al. 2009 *(26)*

Evaluation clinique comparative de 22 implants (implant intégrant le platform switching, groupe test ; implant à connexion standard, groupe témoin).

Paramètres parodontaux : pendant la durée de l'étude, aucun saignement au sondage n'a été détecté chez aucun des patients ni aucun sulcus n'excédant 3mm de profondeur (pour le groupe test et pour le groupe contrôle).

Dans le groupe test, la valeur moyenne de l'indice de plaque modifié autour des implants est de 0,6 ± 0,32 alors qu'il est de 0,69 ± 0,34 sur les dents naturelles.

Dans le groupe contrôle, la valeur moyenne de l'indice de plaque modifié autour des implants est de 0,69 ± 0,48 alors qu'il est de 0,74 ± 0,34 sur les dents naturelles. Un test de Students permet de montrer qu'il existe une différence significative entre le groupe test et le groupe contrôle.

Paramètres esthétiques : dans le groupe test, l'anatomie des tissus mous est cliniquement acceptable chez tous les patients. Les papilles gingivales interproximales Les papilles gingivales inter proximales n'ont montré aucune migration apicale sauf dans un cas. Dans deux cas, une légère augmentation du niveau des papilles a été notée *(figures 59 et 60).*

Figure 59 : Restauration définitive à 24 mois de suivi. Niveau de gencive vestibulaire stable et légère augmentation de la papille gingivale observée.

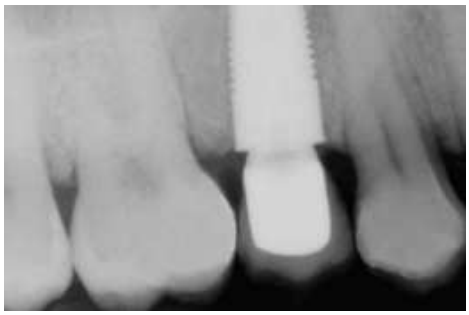


Figure 60 : Radiographie à 24 mois de suivi après restauration définitive.

A la fin de l'étude, ce groupe a montré une augmentation de la gencive péri-implantaire vestibulaire d'environ 0,18 mm ±0,46 et une augmentation de la hauteur des papilles gingivales d'environ 0,045 mm ± 0,28.

Dans le groupe contrôle, l'anatomie des tissus mous est cliniquement acceptable chez tous les patients. Les papilles gingivales interproximales ont montré une migration apicale de 0,88 mm ± 0,63, et la gencive vestibulaire péri-implantaire a montré une récession de 0,45 mm ± 0,27. Les valeurs moyennes du groupe test et celles du groupe contrôle présentent une différence significative ($p \leq 0,005$).

3.6 Tableau récapitulatif des indices parodontaux

(cf. page suivante)

L'ensemble des études évaluant les indices parodontaux montrent que le platform switching permet de maintenir des niveaux de tissus mous satisfaisants. Dans certains cas on observe une augmentation des tissus (hauteur de papille, gencive kératinisée) ainsi que des scores esthétiques très importants.

Tableau récapitulatif des indices parodontaux							
Etudes	**Profondeur du sulcus péri-implantaire**	**Indice de saignement au sondage**	**Indice de plaque**	**Nombre d'implants**	**Durée de suivi**	**Type d'implant**	**Conclusions**
Romanos GE, Nentwig GH. 2009	2,65*	0,7 ± 1,02	0,5 ± 0,6	87 intégrant le platform switching	60 mois	Ankylos® Dentsply Friadent	La hauteur de gencive kératinisée vestibulaire (3,44 ± 1,78 mm) est maintenue.
Canullo L, Fedele GR, Iannello G, Jepsen S. 2010	≤3mm	0	/	61 44 platform switching / 17 Standard	33 mois	Global® Sweden & Martina	La profondeur du sulcus péri-implantaire est similaire dans les deux groupes.
Canullo L, Goglia g, Iurlaro G, Iannello G. 2009	≤3mm	0	Platform switching: 0,74 ± 0,34 / Standard: 0,57 ± 0,32	22	25 mois	Global® Sweden & Martina	Pas de différence significative inter groupes (p>0,005) pour l'indice de plaque.
Calvo-Guirado JL, Ortiz-Ruiz AJ et Al. 2009	- 80% des mesures vestibulaires et linguales ≤3mm - 67 % des mesures proximales ≤3 mm	/	/	59 intégrant le platform switching	12 mois	Prevail® Biomet 3i	La profondeur du sulcus péri-implantaire est acceptable (absence de poche).

Tableau récapitulatif des indices parodontaux								
Etudes	**Profondeur du sulcus péri-implantaire**	**Indice de saignement au sondage**	**Indice de plaque**		**Nombre d'implants**	**Durée de suivi**	**Type d'implant**	**Conclusions**
Li Q, Lin Y et Al. 2008	/	/	/		26 intégrant le platform switching	60 mois	Frialit-2® Dentsply Friadent	"Papilla index score" - 23 sites degré 2 - 10 sites degré 3 (sur 36 sites mesurés) «Pink esthetic score » - valeur moyenne 11,8
Canullo L, Rasperini G. 2007	≤3 mm	/	/		10 intégrant le platform switching	22 mois	TSA Série5® Defcon	Légère augmentation de la gencive kératinisée vestibulaire (0,2 mm) et légère augmentation de la papille inter dentaire (0,25 mm)
Canullo L, Iurlaro G, Iannello G. 2009	≤3mm (pour platform switching et standard)	/	Platform switching	Standard	/	22	Global® Sweden & Martina	Dans 2 cas une légère augmentation de la papille inter dentaire a été observée sur les platform switching.
			0,6 ± 0,32	0,69 ± 0,48				

* Moyenne obtenue à partir des données recueillies.

3.7 Résultats histologiques et histomorphométriques

3.7.1 Evaluation histologique et histomorphométrique chez l'humain

3.7.1.1 Etude de Degidi M. et Al. 2007 *(39)*

Evaluation histologique et histomorphométrique d'un implant intégrant le platform switching récupéré quatre semaines après son implantation initiale chez l'homme. Un léger agrandissement permet de voir que l'os est présent 2mm au dessus de la partie la plus coronaire de l'implant *(figure 61).*

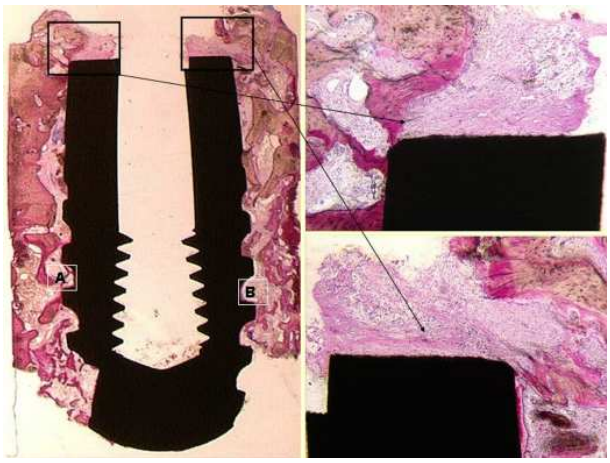


Figure 61 :
Figure de gauche : agrandissement x12 ; figures de droite : agrandissement x 50.

Dans les trois premiers millimètres coronaires il est possible d'observer un os cortical lamellaire compact autour de l'implant *(figure 62).*

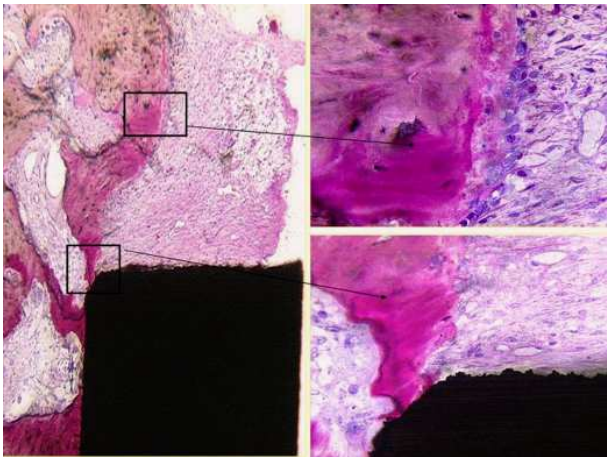


Figure 62 :
Figure de gauche : agrandissement x50 ; figures de droite : agrandissement x100.

Dans cette région de nombreux sites osseux de remodelage sont présents *(figure 63).*

Figure 63 : Agrandissement x100 (respectivement zones a et b figure 61).

Au niveau coronaire, les ostéoblastes sont directement en contact avec la surface de l'implant. Ces ostéoblastes sécrètent une matrice ostéoïde directement sur la surface métallique. Au niveau le plus coronaire de l'implant il n'y a pas de résorption osseuse et il est possible d'observer un tissu de connexions denses avec seulement quelques cellules inflammatoires. De l'os néoformé est retrouvé en contact direct avec l'implant. Aucun tissu de connexion fibreux n'est retrouvé à l'interface os/titane.

Tous les espaces entre les spires sont remplis d'os néoformés sur une épaisseur de 100 à 300 micron, deux lignes d'ostéocytes y sont observées. L'os spongieux péri-implantaire présente de nombreux capillaires. L'os à proximité de l'implant parait plus mature que celui retrouvé à distance. Il n'y a pas d'infiltrat inflammatoire autour de l'implant. Dans la partie apicale des ostéoblastes et de l'os néoformé sont présents.

3.7.1.2 Etude de Luongo R. et Al. 2008 *(74)*

Evaluation histologique et histomorphométrique d'un implant intégrant le platform switching récupéré deux mois après son implantation initiale chez l'homme. L'analyse au microscope optique indique que l'implant est entouré d'os trabéculaire avec environ 65% de contacts os/implant. *(figure 64).*

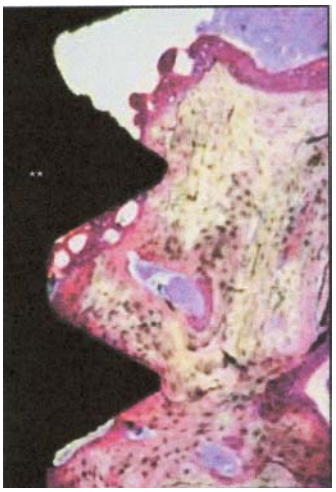


Figure 64 : Implant (double astérisque) ; l'os néoformé apparaît rouge. Agrandissement x100.

Pas de cratérisation osseuse, mais des lacunes de Howship ou des ostéoclastes sont retrouvées dans la partie coronaire de l'implant. *(figure 65).*

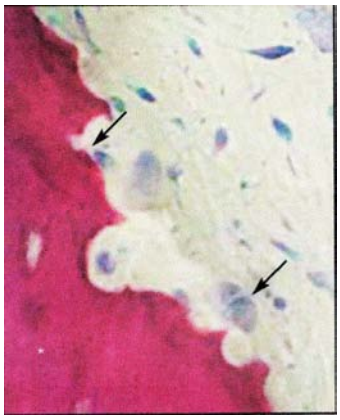


Figure 65 : Tissu osseux (une astérisque). Les flèches indiquent l'activité des ostéoclastes. Agrandissement x400.

De l'os trabéculaire est observé en contact intime avec l'implant. Celui-ci apparaît entouré d'ostéoblastes sécrétant une matrice ostéoïde *(figure 66).*

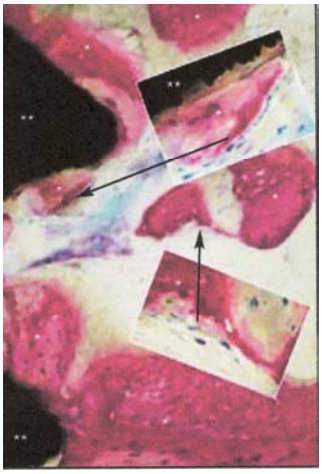


Figure 66 : Os péri-implantaire. Les deux fenêtres (agrandissement x400) montrent des cellules ostéoblastiques en contact avec l'os néoformé (une astérisque).
Grande fenêtre : Implant (double astérisque). Agrandissement x100.

Au niveau de la jonction implant/pilier, il est possible de distinguer nettement une zone contenant des lymphocytes *(figures 67, 68, 69 et 70).*

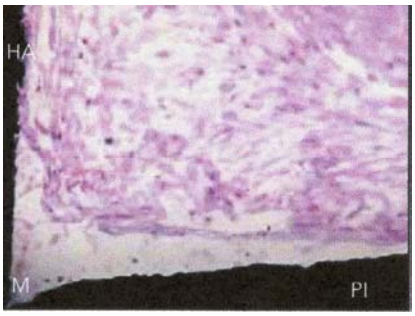


Figure 67

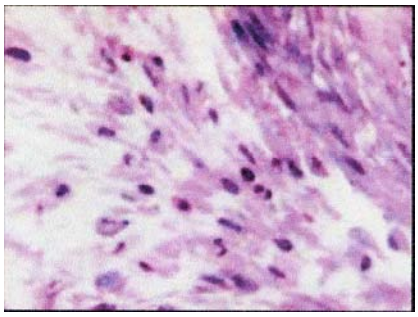


Figure 68

Figure 67 : Tissus mous en regard de la plateforme de l'implant et du pilier. Le tissu mou ne semble pas être attaché à la surface implantaire au niveau du micro interstice. Agrandissement x100.
HA : pilier ; M : micro interstice ; PI : plateforme de l'implant.

Figure 68 : Zone d'infiltrat inflammatoire avec une multitude de cellules inflammatoires. Agrandissement x400.

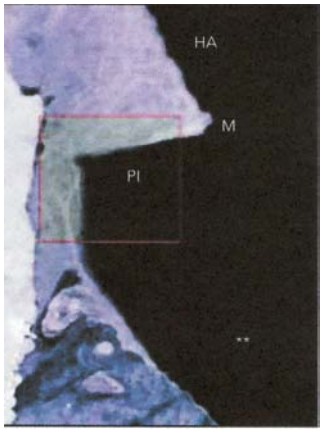


*Figure 69 : Les fibres de collagène du tissu de connexion semblent être sur la plateforme. HA : pilier ; PI : plateforme de l'implant ; M : micro interstice ; * : os ; ** : implant.*

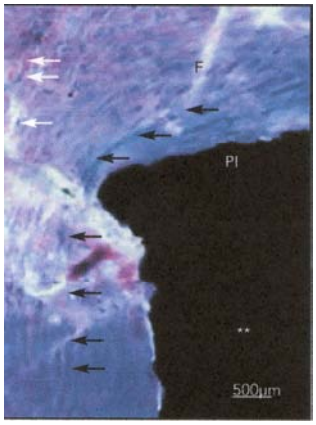


Figure 70 : Pas de cellules épithéliales visibles au niveau de la plateforme de l'implant alors que de nombreuses fibres de collagène sont présentes (les flèches noires) et des fibres de collagène circulaires sont également présentes autour de l'implant (flèches blanches).
*F : fibroblaste au sein du tissu de connexion ; PI : plateforme de l'implant ; ** : implant.*

Cet infiltrat inflammatoire s'étend verticalement et coronairement de 0,35 mm à partir de la jonction implant / pilier alors que dans le sens horizontal il ne dépasse pas la plateforme de l'implant. A l'examen on ne retrouve pas d'infiltrat inflammatoire apicalement par rapport au plateau horizontal de l'implant.
Au microscope à lumière polarisée, la portion observée montre un grand nombre d'ostéocytes logeant dans l'os péri-implantaire *(figure 71).*

*Figure 71 : Agrandissement x400 ; ** : implant.*

Les régions à forte densité d'ostéocytes semblent être composées principalement de fibres de collagène transverses *(figure 72).*

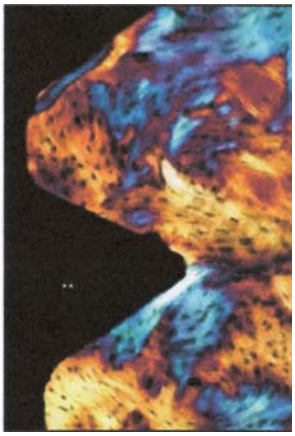


*Figure 72 : Agrandissement x400 ; ** : implant.*
Les fibres de collagène transversales apparaissent en violet/bleu alors que les fibres de collagène longitudinales apparaissent en jaune/blanc.

En général l'os péri-implantaire est caractérisé par de l'os lamellaire mature avec des fibres de collagène transversales bordant plutôt les parties inférieures des spires *(figure 73).*

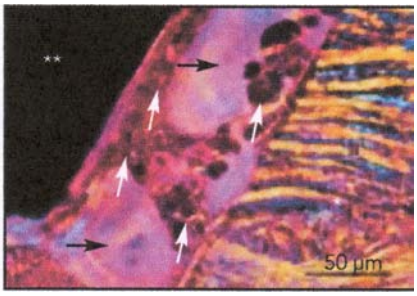


*Figure 73 : Zone de transition entre l'os nouvellement formé mature et lamellaire et l'os néoformé (flèches blanches : zone de minéralisation ; flèches noires : vaisseaux sanguins ; ** : implant). Agrandissement x400.*

3.7.2 Tableau récapitulatif des évaluations histologiques chez l'humain

(cf. page suivante)

Les données histologiques recueillies montrent que le platform switching permet de confiner l'infiltrat inflammatoire à proximité de la jonction pilier/implant et de limiter la progression de l'épithélium de jonction en direction apicale, permettant ainsi de maintenir un espace biologique péri-implantaire constant et suffisant pour préserver l'os autour de l'implant.

Toutefois les durées d'ostéo-intégration sont courtes (quatre semaines et deux mois) ce qui laisse peu de temps pour la cicatrisation des tissus. De plus, les implants n'ont pas été mis en fonction (aucune force occlusale). Les observations montrent donc que l'utilisation de la technique platform switching permet un meilleur contrôle de l'espace biologique mais ces résultats doivent être pris avec précaution car les délais d'ostéo-intégration sont courts. Il faudrait donc des études plus longues ayant plus de recul, mais cela n'est pas vraiment réalisable chez l'homme, d'un point de vue éthique.

Tableau récapitulatif des études histologiques chez l'humain					
Etudes	**Présence d'os compact autour du niveau coronaire de l'implant**	**Présence d'un infiltrat inflammatoire à la jonction pilier/implant**	**Temps d'ostéo-intégration avant retrait de l'implant et analyse**	**Type d'implant**	**Conclusions**
Degidi M, Iezzi G, Scarano A, Piattelli A. 2008	Oui	Non	4 semaines	Ankylos® Dentsply Friadent	Le PSW protègerait les tissus mous et durs ce qui expliquerait l'absence de résorption osseuse.
Luongo R, Traini T et Al. 2008	Oui	Oui (ne dépassant pas le plateau de l'implant)	2 mois	Prevail® Biomet 3i	Le PSW permet de confiner l'infiltrat inflammatoire à la jonction pilier/implant.

** PSW : Platform SWitching ; CST : Connexion STandard

3.7.3 Evaluation histologique et histomorphométrique chez l'animal

3.7.3.1 Etude de Becker J. et Al. 2007 *(10)*

Evaluation histomorphométrique de l'influence du platform switching par rapport à une connexion standard sur l'os crestal chez le chien.

Nous utiliserons les abréviations suivantes :

- CAM : Implant à connexion standard
- CPS : Implant à connexion de type platform switching
- IS : Partie la plus coronaire de l'implant
- aJE : Partie la plus apicale de l'épithélium de jonction
- CLB : Niveau osseux le plus coronaire en contact avec l'implant
- BC : Niveau de l'os crestal

Les moyennes des valeurs des mesures pour les distances IS – aJE, IS – CLB et IS – BC pour chacun des groupes au 7ème, 14ème et 28ème jour de l'étude sont présentées dans les tableaux 1 et 2.

Tableau 1 : Valeurs moyennes ± écart type de IS – aJE, IS-CLB, IS-BC (en mm ± écart type) sur les implants CAM après 7, 14 et 28 jours (n = 9 chiens).

Day	Site	IS–aJE	IS–CLB	IS–BC
7	Buccal	0.5 ± 0.3	1.7 ± 0.4	0.6 ± 0.3
	Lingual	0.6 ± 0.2	1.8 ± 0.3	0.6 ± 0.2
14	Buccal	0.7 ± 0.1	0.9 ± 0.3*	0.7 ± 0.4
	Lingual	0.8 ± 0.1	0.8 ± 0.3*	0.5 ± 0.3
28	Buccal	0.9 ± 0.4*	1.9 ± 0.3	1.7 ± 0.3**
	Lingual	1.1 ± 0.6*	1.8 ± 0.6	0.9 ± 0.3

Comparaison intra groupes (par rapport au 7ème jour).

* p <0,05

* p< 0,01 *t*-test, respectivement.

Tableau 2 : Valeurs moyennes ± écart type de IS – aJE, IS-CLB, IS-BC (en mm ± écart type) sur les implants CPS après 7, 14 et 28 jours (n = 9 chiens).

Day	Site	IS–aJE	IS–CLB	IS–BC
7	Buccal	0.1 ± 0.1	1.6 ± 0.5	0.5 ± 0.1
	Lingual	0.1 ± 0.1	1.6 ± 0.4	0.4 ± 0.2
14	Buccal	0.2 ± 0.1	0.8 ± 0.2*	0.7 ± 0.2
	Lingual	0.2 ± 0.2	0.7 ± 0.1*	0.6 ± 0.2
28	Buccal	0.2 ± 0.1	1.3 ± 0.4	1.2 ± 0.2**
	Lingual	0.1 ± 0.1	1.2 ± 0.5	0.8 ± 0.2

Comparaison intra groupes (par rapport au 7ème jour).

* p <0,05

* p< 0,01 *t*-test, respectivement.

Les différences de ces distances mesurées entre le groupe CAM et CPS sont présentées dans le tableau 3.

Tableau 3 : Différences Δ (en mm ± écart type) de IS – aJE, IS-CLB, IS-BC entre les implants CAM et CPS après 7, 14 et 28 jours (n=9 chiens).

Day	Site	Δ IS–aJE	Δ IS–CLB	Δ IS–BC
7	Buccal	0.4 ± 0.3	0.1 ± 0.0	0.1 ± 0.3
	Lingual	0.5 ± 0.1*	0.2 ± 0.2	0.2 ± 0.4
14	Buccal	0.5 ± 0.0*	0.1 ± 0.3	0.0 ± 0.5
	Lingual	0.6 ± 0.1*	0.1 ± 0.4	−0.1 ± 0.3
28	Buccal	0.7 ± 0.2*	0.6 ± 0.2	0.5 ± 0.5
	Lingual	1.0 ± 0.4*	0.6 ± 0.2	0.1 ± 0.5

Comparaison inter groupes.

*p< 0,05, *t*-test, respectivement.

Au 7ème jour la progression de l'épithélium de jonction diffère nettement entre les deux groupes. Alors que l'aJE tend à s'arrêter à l'intérieur de la partie horizontale (la plus coronaire) de l'implant CPS, l'épithélium de jonction prolifère le long de la surface supra crestale en titane usiné de l'implant CAM *(figures 74 et 75).*

Figure 74 : Coupe histologique de l'os crestal sur implant CAM (agrandissement x40, coloration Masson Goldner) au 7ème jour.

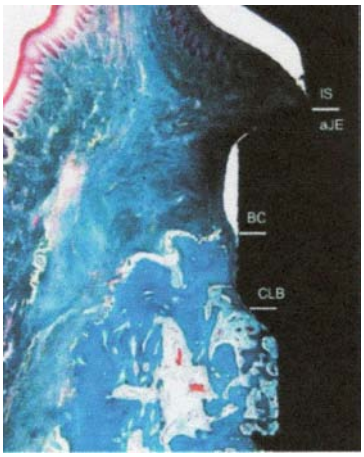


Figure 75 : Coupe histologique de l'os crestal sur implant CPS (agrandissement x40, coloration Masson Goldner) au 7ème jour.

En lingual, la différence IS-aJE entre les deux groupes est statistiquement significative ($p<0,05$). La coloration de Masson Goldner révèle de petites aires d'os trabéculaire néoformé, remplissant les espaces entre l'os alvéolaire adjacent et la partie endo-osseuse des deux implants. Les différences IS-CLB et IS-CB entre les groupes en vestibulaire lingual ne sont pas statistiquement significatives ($p>0,05$, respectivement) *(tableaux 1 et 3).*

Au 14ème jour, la moyenne des mesures IS-aJE augmente légèrement dans les deux groupes ($p>0,05$, respectivement). La différence IS-aJE entre les deux groupes est statistiquement significative en lingual et en vestibulaire ($p<0,05$, respectivement). La partie endo-osseuse des deux groupes d'implants CAM et CPS se caractérise principalement par la formation et la maturation d'un nouvel os.

Dans les deux groupes il y a une augmentation de la condensation des trabécules osseux néoformés dans les espaces de filetage des surfaces implantaires, recouvrant ainsi une large partie des surfaces implantaires endo-osseuses. La maturation de l'os néoformé est identifiable par le développement d'ostéons. Les valeurs moyennes des distances IS-CLB diminuent significativement pour se retrouver au niveau équivalent de IS-BC dans les deux groupes ($p<0,05$). Les différences IS-CLB et IS-BC entre les groupes en lingual et vestibulaire ne sont pas significatives ($p>0,05$). (*figures 76 et 77 et tableaux 1 et 3).*

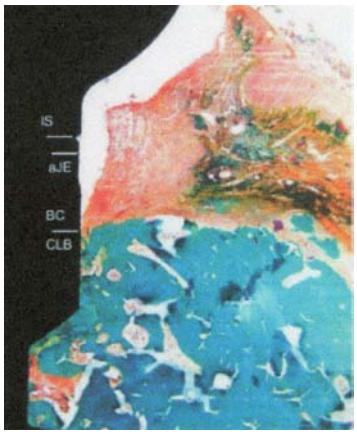


Figure 76 : Coupe histologique de l'os crestal sur implant CAM (agrandissement x40, coloration Masson Goldner) au 14ème jour.

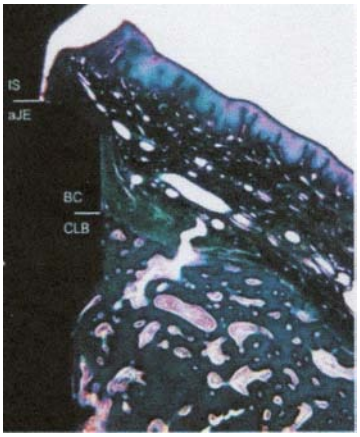


Figure 77 : Coupe histologique de l'os crestal sur implant CPS (agrandissement x40, coloration Masson Goldner) au 14ème jour.

Au 28ème jour les implants CAM montrent une augmentation significative des valeurs moyennes IS-aJE ($p<0,05$). Cette valeur reste inchangée dans le groupe CPS ($p>0,05$) *(figures 78 et 79).*

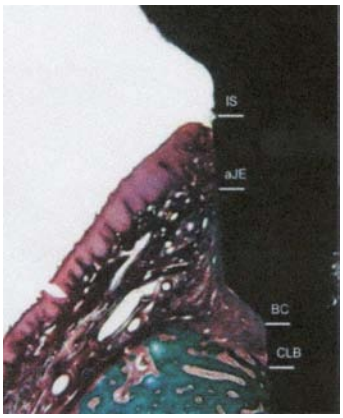


Figure 78 : Coupe histologique de l'os crestal sur implant CAM (agrandissement x40, coloration Masson Goldner) au 28ème jour.

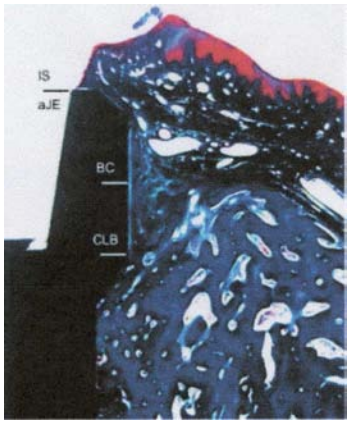


Figure 79 : Coupe histologique de l'os crestal sur implant CPS (agrandissement x40, coloration Masson Goldner) au 28ème jour.

Les différences IS-aJE entre les deux groupes en lingual et vestibulaire sont significatives ($p<0,05$). En particulier la portion apicale de l'épithélium de jonction semble encore attachée à l'intérieur de la partie horizontale (la plus coronaire) de l'implant CPS *(figure 79).* Au contraire, la progression apicale des cellules épithéliales dans le groupe CAM *(figure 78)* est associée à une augmentation des valeurs moyennes IS-CLB atteignant les valeurs moyennes observées au 7ème jour ($p>0,05$). Cependant, une légère augmentation des valeurs moyennes IS-CLB est observée dans le groupe CPS ($p>0,05$). Dans les deux groupes les valeurs moyennes IS-BC augmentent en comparaison avec le 7ème jour de manière significative en vestibulaire ($p<0,01$). *(figures 78 et 79 et tableaux 1 et 2).*

Les différences IS-CLB et IS-BC entre les deux groupes ne sont pas significatives ni en lingual ni en vestibulaire ($p>0,05$ respectivement) *(tableau 3).*

3.7.3.2 Etude de Becker J et Al. 2009 (11)

Evaluation histomorphométrique de l'influence du platform switching par rapport à une connexion standard sur l'os crestal chez le chien.

Nous utiliserons les abréviations suivantes :

- CAM : Implant à connexion standard
- CPS : Implant à connexion de type platform switching
- IS : Partie la plus coronaire de l'implant
- aJE : Partie la plus apicale de l'épithélium de jonction
- CLB : Niveau osseux le plus coronaire en contact avec l'implant
- BC : Niveau de l'os crestal

Les moyennes des valeurs des mesures pour les distances IS – aJE, IS – CLB et IS – BC pour chacun des groupes à la 4ème, 8ème et 24ème semaine de l'étude sont présentées dans les tableaux 1 et 2.

Tableau 1 : Valeurs moyennes ± écart type d'IS–aJE, IS-CLB, IS-BC (en mm ± écart type) sur les implants CAM après 4, 8, 12 et 24 semaines (n=3 chiens).

Week	Site	IS–aJE	IS–CLB	IS–BC
4	Buccal	0.2 ± 0.8	1.0 ± 0.4	0.5 ± 0.4
	Lingual	0.1 ± 0.7	1.1 ± 0.4	1.1 ± 0.4
8	Buccal	0.3 ± 0.2	1.2 ± 0.3	0.5 ± 0.2
	Lingual	0.2 ± 0.4	1.4 ± 0.3	1.3 ± 0.4
12	Buccal	0.3 ± 0.3	1.3 ± 0.5	1.2 ± 0.4
	Lingual	0.2 ± 0.5	1.3 ± 0.3	0.8 ± 0.2*
24	Buccal	0.2 ± 0.3	1.2 ± 0.5	1.0 ± 0.6*
	Lingual	0.3 ± 0.5**	1.2 ± 0.6	1.1 ± 0.7

Comparaison intra groupes (par rapport à la 4ème semaine).

*p<0,05

** p< 0,01 *t*-test, respectivement

Tableau 2 : Valeurs moyennes ± écart type d'IS–aJE, IS-CLB, IS-BC (en mm ± écart type) sur les implants CPS après 4, 8, 12 et 24 semaines (n=3 chiens).

Week	Site	IS–aJE	IS–CLB	IS–BC
4	Buccal	0.0 ± 0.4	1.1 ± 0.2	0.5 ± 0.6
	Lingual	0.0 ± 0.2	1.2 ± 0.2	1.1 ± 0.2
8	Buccal	0.0 ± 0.5	1.0 ± 0.4	0.5 ± 0.4
	Lingual	0.0 ± 0.1	1.0 ± 0.3	0.7 ± 0.4*
12	Buccal	0.0 ± 0.3	1.1 ± 0.2	0.7 ± 0.4**
	Lingual	0.0 ± 0.4	0.9 ± 0.4	0.4 ± 0.1
24	Buccal	0.0 ± 0.1	0.9 ± 0.4*	0.7 ± 0.5
	Lingual	0.1 ± 0.2	0.9 ± 0.4	0.8 ± 0.5

Comparaison intra groupes (par rapport à la 4ème semaine).

*p<0,05

** p< 0,01 *t*-test, respectivement

Les différences de ces distances mesurées entre le groupe CAM et CPS sont présentées dans le tableau 3.

<u>Tableau 3</u> : Différence Δ en mm ± écart type d'IS–aJE, IS-CLB, IS-BC (en mm ± écart type) entre les implants CAM et CPS après 4, 8, 12 et 24 semaines (n=3 chiens).

Week	Site	ΔIS–aJE	ΔIS–CLB	ΔIS–BC
4	Buccal	0.2 ± 0.9	−0.2 ± 0.5	−0.1 ± 0.7
	Lingual	0.1 ± 0.1	−0.1 ± 0.4	0.0 ± 0.5
8	Buccal	0.3 ± 1.0	0.3 ± 0.3	−0.1 ± 0.5
	Lingual	0.2 ± 0.2	0.4 ± 0.5	0.6 ± 0.8
12	Buccal	0.3 ± 0.7	0.2 ± 0.3	0.5 ± 0.7
	Lingual	0.2 ± 0.9	0.5 ± 0.4	0.4 ± 0.1*
24	Buccal	0.2 ± 1.2	0.3 ± 0.7	0.3 ± 0.8
	Lingual	0.2 ± 0.9	0.3 ± 0.5	0.3 ± 0.8

Comparaison inter groupes.

* p < 0,05, *t*-test, respectivement.

A la 4ème, les analyses histomorphométriques montrent que la distance aJE tend à s'arrêter au niveau de IS dans les deux groupes CAM et CPS. Ceci est particulièrement vrai pour les implants CPS car le déport horizontal de 0,3mm au niveau de la plateforme permet de supporter les couches les plus apicales des cellules épithéliales et donc de prévenir leur migration en direction apicale. Au contraire, certains implants CAM révèlent une légère augmentation des valeurs IS-aJE en vestibulaire et en lingual *(figures 80 et 81).*

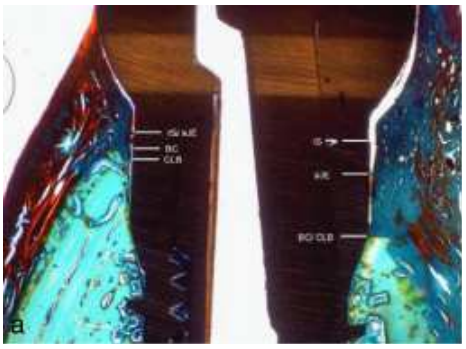


Figure 80 : Coupe histologique d'un implant CAM à la 4ème semaine (coloration Masson Goldner). Agrandissement x25.

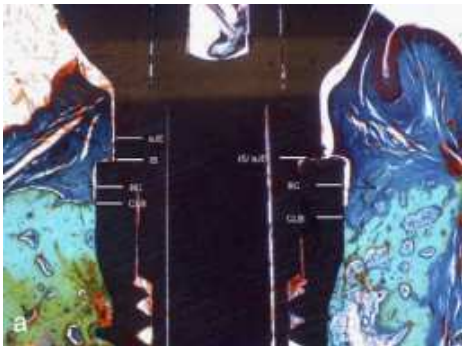


Figure 81 : Coupe histologique d'un implant CPS à la 4ème semaine (coloration Masson Goldner). Agrandissement x25.

Cependant la différence entre les deux groupes n'est pas statistiquement significative (p>0,05) *(tableau 3).*

Les deux types d'implant CAM et CPS montrent un bon contact os/implant au niveau endo-osseux. Un os trabéculaire mature a complètement comblé les espaces entre l'os alvéolaire adjacent et la surface en titane des implants. Les valeurs moyennes IS-CLB et IS-CB augmentent de façon comparable en lingual et en vestibulaire dans les deux groupes CPS et CAM, il n'y a pas de différence statistiquement significative entre les deux *(figures 80 et 81).*

A la 8ème semaine, les analyses histomorphométriques dans le groupe CAM montrent une légère augmentation des valeurs IS-aJE, ainsi qu'une stabilité des valeurs IS-CLB et IS-BC en comparaison avec les résultats de la 4ème semaine (p>0,05), alors que les moyennes IS-aJE et IS-CLB restent stables dans le groupe CPS (p>0,05) *(figures 82 et 83).*

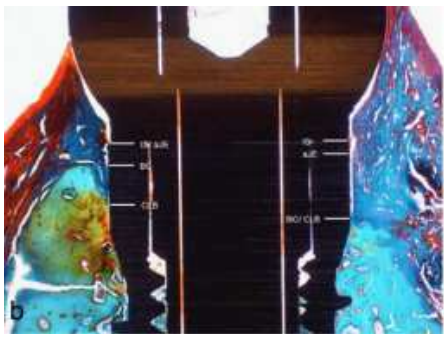


Figure 82 : Coupe histologique d'un implant CAM à la 8ème semaine (coloration Masson Goldner). Agrandissement x25.

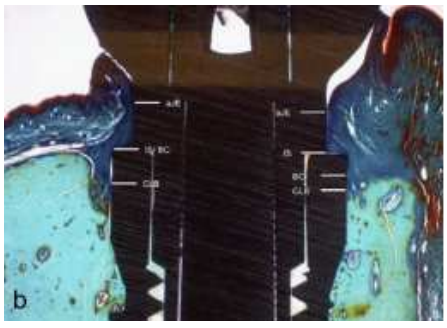


Figure 83 : Coupe histologique d'un implant CPS à la 8ème semaine (coloration Masson Goldner). Agrandissement x25.

Une augmentation significative est observée pour les valeurs moyennes IS-BC au niveau lingual (p<0,05) dans le groupe CPS. La différence entre les deux groupes CAM et CPS n'est pas statistiquement significative (p>0,05 respectivement) *(tableau 3).*

A la 12ème semaine un remodelage de l'os crestal est observé en lingual et en vestibulaire dans les deux groupes *(figures 84 et 85).*

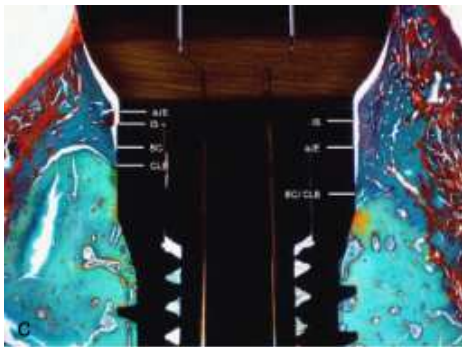


Figure 84 : Coupe histologique d'un implant CAM à la 12ème semaine (coloration Masson Goldner). Agrandissement x25.

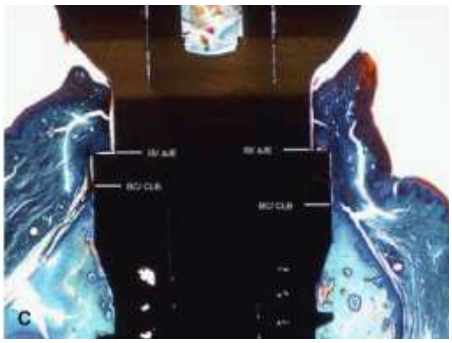


Figure 85 : Coupe histologique d'un implant CPS à la 12ème semaine (coloration Masson Goldner). Agrandissement x25.

Les comparaisons intra groupes montrent une diminution des valeurs IS-BC en lingual statistiquement significatives dans le groupe CAM ($p<0,05$) et une augmentation des valeurs IS-BC en vestibulaire statistiquement significative dans le groupe CPS ($p<0,01$). La différence des valeurs moyennes IS-BC en lingual est statistiquement significative entre les deux groupes ($p<0,05$) *(tableau 3).*

A la 24ème semaine, le remodelage de l'os crestal semble être moins prononcé dans les groupes en comparaison avec les observations de la 12ème semaine *(figures 86 et 87).*

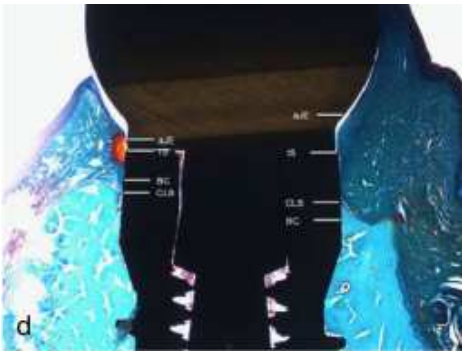


Figure 86 : Coupe histologique d'un implant CAM à la 24ème semaine (coloration Masson Goldner). Agrandissement x25.

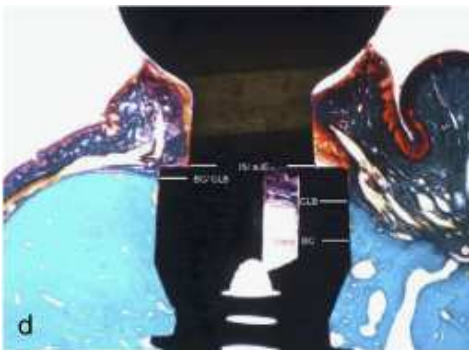


Figure 87 : Coupe histologique d'un implant CPS à la 24ème semaine (coloration Masson Goldner). Agrandissement x25.

Les implants CAM montrent une augmentation statistiquement significative des valeurs moyennes IS-aJE en lingual ($p<0,05$) et des valeurs moyennes IS-BC en vestibulaire ($p<0,01$). Les comparaisons intra groupes des implants CPS montrent une diminution des valeurs moyennes IS-CLB statistiquement significatives en vestibulaire. La différence des valeurs moyennes IS-aJE, IS-CLB et IS-BC entre le groupe CAM et CPS ne sont pas statistiquement significatives ($p>0,05$, respectivement) *(figures 88 et 89 et tableau 3).*

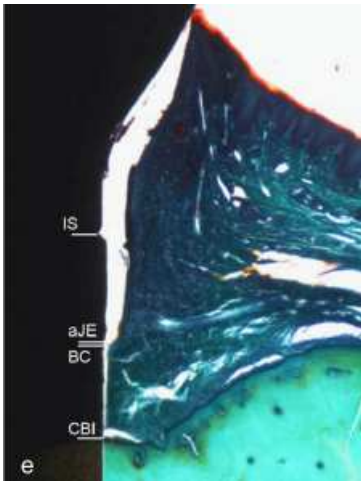


Figure 88 : Coupe histologique d'un implant CAM à la 24ème semaine (coloration Masson Goldner). Agrandissement x25.

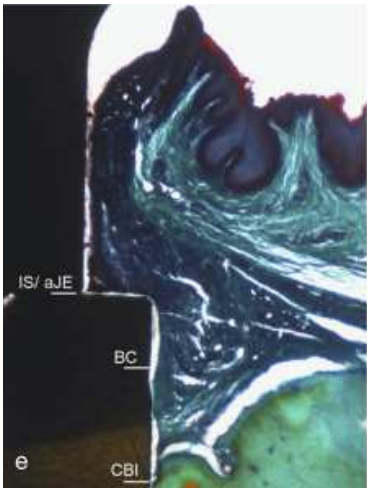


Figure 89 : Coupe histologique d'un implant CPS à la 24ème semaine (coloration Masson Goldner). Agrandissement x25.

Sur la durée complète de l'étude, les observations histologiques montrent une composition variée de l'infiltrat inflammatoire à proximité de l'interface implant/pilier. Les dimensions dans le sens vertical sont comparables dans les deux groupes variant de 0,34 ± 0,53 mm dans le groupe CAM et de 0,41 ± 0,48 dans le groupe CPS (p>0,05).

Dans la majorité des cas, BC et CLB sont séparés de la zone d'infiltrat inflammatoire par un solide tissu de connexion subépithéliale. Il arrive cependant occasionnellement que ces extensions apicales (infiltrat inflammatoire) atteignent le niveau crestal de l'implant supportant l'os alvéolaire *(figure 90).*

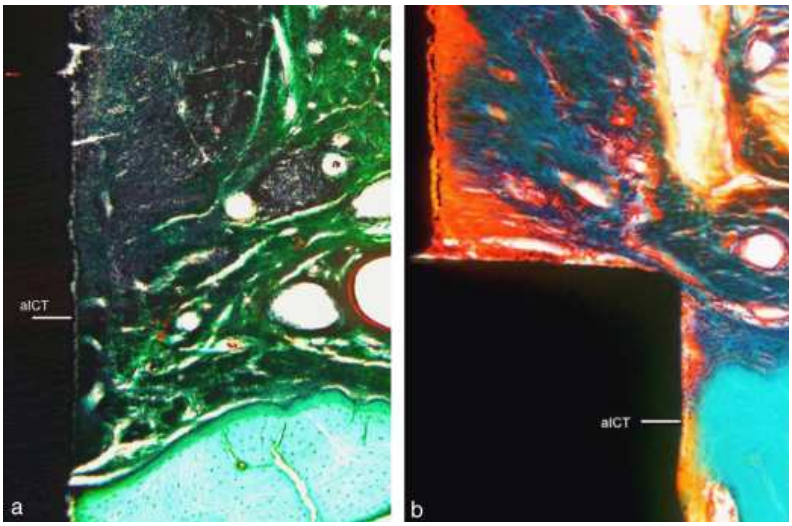


Figure 90 : Infiltrat inflammatoire à l'interface pilier/implant à la fin de l'étude (24ème semaine).De façon générale il n'y a pas de différence entre le groupe CAM et CPS.

a) CAM 24 semaines agrandissement x100.

b) CPS 24 semaines agrandissement x100.

3.7.4 Tableau récapitulatif des évaluations histologiques chez le chien

(cf. page suivante)

Les résultats histologiques et histomorphométriques chez le chien montrent qu'il n'y a pas de différence de perte osseuse péri-implantaire, les deux groupes platform switching et connexion standard présentent tous les deux un remodelage osseux à la 24ème semaine. Toutefois la progression de l'épithélium de jonction en direction apicale est limitée.

Les résultats obtenus doivent être interprétés avec précaution, et ne peuvent être transposés à l'être humain directement sans tenir compte du fait que les délais de cicatrisation diffèrent d'une espèce à l'autre.

Tableau récapitulatif des études histologiques chez l'animal						
Etudes	**Temps d'observation**	**Localisation de l'épithélium de jonction**		**Distance entre col implantaire et partie de l'os la plus coronaire en contact avec l'implant**	**Type d'implant**	**Conclusions**
Becker J, Ferrari D et Al. 2007	28 jours	Platform switching	Standard	Augmente dans les deux groupes.*	Promote® Plus Camlog Implant	Le niveau d'os crestal péri-implantaire change dans les deux groupes après 28 jours de cicatrisation de l'implant.
		La progression s'arrête au plateau de l'implant	Progression apicale			
Becker J, Ferrari D et Al. 2009	24 semaines	Platform switching	Standard	Augmente dans les deux groupes.*	Promote® Plus Camlog Implant	Le PSW ne serait pas d'une utilité cruciale dans la préservation du niveau d'os crestal péri-implantaire.
		La progression s'arrête au plateau de l'implant	Progression apicale			

* Pas de différence statistiquement significative inter groupe mais des distances plus faibles sont observées dans le groupe platform switching.

** PSW : Platform SWitching ; CST : Connexion STandard.

4. Discussion : platform switching, réel intérêt clinique ou argument commercial ?

4. Discussion : platformswitching réel intérêt clinique ou argument commercial ?

Depuis quelques dizaines d'années, le platform switching était utilisé de façon non intentionnelle pour les implants en deux parties ; ceci était dû principalement aux industriels qui ne proposaient pas de piliers du même diamètre que l'implant. Toutefois, avec le recul, l'observation clinique a montré une hauteur d'os crestal mieux préservée en utilisant une connexion de type platform switching plutôt que des connexions standard.

L'utilisation volontaire du platform swtiching dans le but de préserver la hauteur d'os crestal n'a été introduite que depuis quelques années ***(9 ; 78).*** Les premiers arguments scientifiques ont été étayés par des données obtenues à partir d'études cliniques longitudinales basées sur des clichés radiologiques standardisés, démontrant un effet bénéfique de l'utilisation du platform switching sur la préservation de l'os péri-implantaire. ***(63).***

Hürzeler M. et Al. 2007 ***(63),*** dans leurs études cliniques prospectives portant sur 22 implants, mettent en évidence une perte d'os péri-implantaire moins importante autour du platform switching qu'autour d'une connexion standard. Cette différence est statistiquement significative entre le début et un an après la mise en place de la restauration supra implantaire définitive *(Figures 91 et 92).*

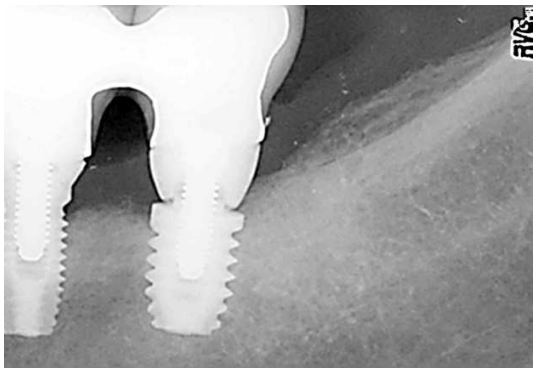


Figure 91 : Implant avec platform switching et implant avec connexion standard au point de départ de l'étude.

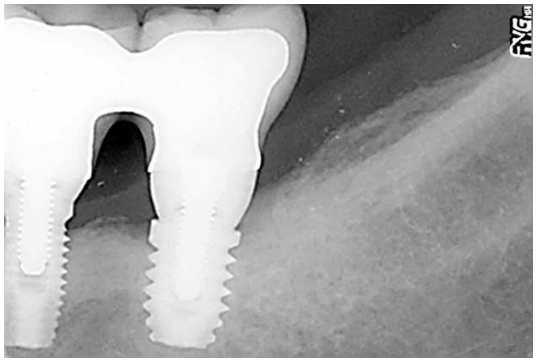


Figure 92 : Implant avec platform switching et implant avec connexion standard un an après la mise en place de la restauration supra implantaire définitive.

Les observations radiologiques suggèrent que le processus biologique de remodelage osseux peut être modifié quand l'interface pilier/implant est déportée horizontalement vers le centre de l'implant. Il a été démontré que la jonction pilier/implant est toujours entourée d'une zone d'infiltrat inflammatoire, 0,75mm au-dessus et en-dessous de la jonction pilier/implant. ***(42)***
Afin de protéger l'os sous-jacent de cet infiltrat inflammatoire et des agressions bactériennes, un espace biologique analogue à celui d'une dent naturelle dans sa fonction doit se mettre en place. ***(42 ; 113).***
Déporter la jonction pilier/implant vers le centre de l'implant crée une plateforme de commutation qui permet de réduire l'ensemble des effets provoqués par l'infiltrat inflammatoire sur les tissus péri-implantaires et donc diminuer la résorption osseuse autour de l'implant. L'une des explications serait une mise à distance de la zone d'infiltrat inflammatoire autour de la jonction pilier/implant par rapport à l'os péri-implantaire. De plus, le retrait du pilier vers le centre de l'implant forme un angle de plus ou moins 90° entre la partie supérieure horizontale du col de l'implant et la partie extérieure verticale du pilier implantaire alors que cet angle est de plus ou moins 180° au niveau d'une connexion standard. L'espace étroit en forme de marche ainsi formé par le platform switching confinerait l'infiltrat inflammatoire et en limiterait les conséquences sur les tissus biologiques péri-implantaires. ***(63-74).***
Toutefois, en dépit de l'utilisation du platform switching, l'os crestal subit un remodelage ; des implants intégrant le platform switching placés 1,5mm sous le niveau d'os entrainent une perte osseuse verticale jusqu'à la proximité du sommet du col de l'implant. ***(80).***

Cappiello M. et Al. 2008 ***(29),*** dans leur étude clinique prospective portant sur 75 implants, montrent également que la résorption osseuse péri-implantaire peut diminuer en déportant vers le centre le micro interstice de la jonction pilier/implant. L'utilisation d'un pilier de diamètre inférieur au col de l'implant augmente la distance entre le micro interstice de la jonction pilier/implant et l'os crestal, ce qui diminuerait la résorption osseuse.
Les effets du platform switching peuvent être bénéfiques dans de nombreux cas cliniques notamment quand la proximité de certaines structures anatomiques telles que les sinus maxillaires ou le nerf alvéolaire mandibulaire limitent la hauteur d'os résiduel. Le platform switching réduirait la résorption osseuse et augmenterait ainsi la stabilité du support biomécanique de l'implant. L'autre aspect positif du platform switching est son effet sur les tissus mous esthétiques péri-implantaires. La présence des papilles interdentaires est

influencée par la distance entre les implants. Quand deux implants sont trop proches l'un de l'autre (d<3mm), l'os inter-implantaire se résorbe en-dessous de la jonction implant/pilier ce qui altère la présence de la papille et compromet les résultats cliniques dans les secteurs esthétiques. ***(106-107)***. Le platform switching réduirait cette résorption physiologique en éloignant le micro interstice de la jonction implant/pilier de l'os inter-implantaire lequel supporte la papille gingivale. Cela permet de prévenir les problèmes esthétiques, phonétiques et également le bourrage alimentaire interdentaire.

Baumgarten H. et Al. 2005 ***(9)*** ont utilisé la technique du platform switching afin de préserver la hauteur d'os résiduel lors de la réhabilitation prothétique supra implantaire de deux incisives centrales. Leur conclusion était que le platform switching aidait à préserver l'os crestal ainsi qu'à assurer un niveau de tissu mou prévisible à long terme.

Vigolo P. et Al. 2009 ***(112)*** : Dans leur étude clinique prospective portant sur 182 implants de gros diamètre utilisant des connexions à épaulement hexagonal externe, ils ont mis en évidence une différence statistiquement significative concernant les modifications de l'os crestal entre les implants de gros diamètre restaurés à l'aide de piliers de même diamètre et des implants de gros diamètre restaurés à l'aide de la technique platform switching. L'ensemble des implants a été évalué radiologiquement sur une période de cinq ans après leur restauration prothétique.

Après 12 mois de fonction, le groupe réhabilité avec la technique du platform switching présentait une perte osseuse péri-implantaire moins importante que le groupe réhabilité avec des implants de moindre diamètre et des piliers de diamètre correspondant. Ce résultat n'a pas changé durant les quatre années suivantes. La comparaison de ces deux types de restauration sur implant de gros diamètre a révélé une différence cliniquement significative à l'issue de la période d'évaluation. Le platform switching semble être une technique valable pour préserver l'os crestal autour du sommet du col de l'implant et semble déplacer le point de départ du remodelage de l'os crestal. Cependant il est important de noter qu'il existe une multitude de systèmes implantaires sur le marché et donc une multitude de différentes configurations, de connexions pilier/implant.

Jansen VK. et Al. 1997 ***(66)*** ont démontré que tous les systèmes implantaires en deux parties présentent des interstices et des cavités entre le pilier et l'implant, qui agissent comme des pièges à bactéries et donc seraient une cause possible de la réaction inflammatoire des tissus

péri-implantaires. Dans leur étude treize différentes configurations de connexion pilier/implant sont testées in vitro avec Escherichia Coli, tous les systèmes présentent une « perméabilité bactérienne » à l'interface de la connexion pilier/implant. Les connexions internes coniques permettent un emboitement de deux pièces parallèles, mais cet emboitement ne peut se faire que si les parois ne sont pas strictement parallèles ; c'est la tolérance. Suivant les systèmes implantaires, cette tolérance varie de moins d'un micron à 10 microns. La diminution de la « perméabilité bactérienne » à l'interface de la connexion pilier/implant pourrait avoir un effet bénéfique en diminuant le phénomène de résorption osseuse péri-implantaire. ***(66 ; 101 ; 29).***

Canullo L. et Al. 2009 ***(27),*** dans leur étude clinique comparative randomisée portant sur l'évaluation radiologique de 61 implants, montrent qu'après une période d'environ trois ans les réhabilitations prothétiques intégrant la technique du platform switching présentent une perte osseuse péri-implantaire significativement plus faible.

De plus le niveau de l'os crestal se maintient mieux quand la différence de diamètre entre pilier et implant s'accroit. La réduction de la perte osseuse péri-implantaire autour du platform switching pourrait être liée au diamètre de l'implant plutôt qu'à la création d'une plateforme de commutation.

Cependant des études comparatives portant sur des implants de différents diamètres et leur influence sur la perte osseuse péri-implantaire ne montrent pas de différences. ***(47).*** Des études complémentaires seraient utiles pour démontrer l'intérêt des implants de gros diamètre plutôt que l'utilisation du platform switching. Canullo L. et Al. ***(27)*** utilisent des implants avec des cols implantaires microfiletés, or le niveau d'os crestal en position coronaire de l'implant semble être mieux préservé quand des implants à col microfileté sont utilisés en comparaison avec des implants à col lisse. ***(4).*** L'altération du niveau de l'os crestal la plus considérable est observée au 9ème mois de l'étude alors que dans les deux années suivantes seule une légère perte osseuse est observée.

Des études cliniques expérimentales antérieures montraient en effet que les changements les plus importants au niveau de l'os crestal survenaient après le traumatisme chirurgical résultant de la mise en place de l'implant et la connexion du pilier, bien qu'après la mise en charge seuls quelques signes mineurs de perte osseuse apparaissaient. ***(16 ; 14 ; 18).*** Durant la 1ère année de la mise en charge, surtout pour les implants en deux parties, une perte osseuse de 1,5 à 2mm est associée ***(2 ; 58 ; 56 ; 60 ; 70).*** Une altération du niveau de l'os de 1,49mm est en

adéquation avec les résultats des différentes études précédentes. Plusieurs explications concernant l'altération de la hauteur d'os crestal ont été suggérées telles que :

- le rôle potentiel des micro interstices à l'interface pilier/implant, dans la colonisation bactérienne du sulcus péri-implantaire. ***(78 ; 42 ; 58 ; 59 ; 68).***
- La mise en place d'un espace biologique adéquat associé à une résorption osseuse. ***(57 ; 14)***
- Les assemblages entre pilier et implant de même diamètre qui associent inflammation et perte osseuse de 1,5 à 2mm. ***(17 ; 18).***

Le repositionnement horizontal vers le centre de la jonction pilier/implant semble apporter une réponse à certains problèmes posés par les implants en deux parties. Le platform switching augmente la distance entre l'interface implant/pilier associé à un infiltrat inflammatoire et l'os péri-implantaire, et par conséquent il diminuerait l'effet de résorption osseuse péri-implantaire ***(69).*** Par ailleurs, il y aurait une diminution de la quantité d'os perdu nécessaire afin d'exposer un minimum de surface implantaire sur laquelle les tissus mous s'attachent. ***(27).*** Ces suppositions sont confirmées par de récentes études sur l'animal ***(67 ; 116)*** et des observations histologiques sur l'être humain. ***(39 ; 74).***

Une série de cas cliniques d'implantations immédiates (***24 ; 22)*** et d'études prospectives ont évalué les réponses osseuses ***(111 ; 29 ; 64 ; 25 ; 84)*** aussi bien que les réponses des tissus mous ***(26)*** sur des implants intégrant le platform switching. Les amplitudes des altérations des niveaux osseux varient selon les études ; cela peut être dû aux différentes périodes d'observation, aux types d'implants utilisés, aux populations étudiées, aux méthodes d'analyses radiologiques.

Cependant, en comparant les deux éléments (implant à connexion du type platform switching et implant à connexion standard), ces études s'accordent à démontrer une perte d'os crestal plus faible, statistiquement significative sur les implants intégrant le platform switching évalués radiologiquement. De plus il existe une relation entre la taille de la plateforme de commutation et la quantité d'os crestal perdue. Cela pourrait être du à la présence d'un espace plus large permettant une mise en place horizontale de l'espace biologique et/ou à une meilleure distribution des contraintes mécaniques à l'interface os/implant engendré par les forces occlusales. ***(27)***

Canullo L. et Al. 2009 ***(25)*** dans leur étude clinique comparative randomisée portant sur 22 implants de gros diamètre implantés immédiatement après extraction, montrent qu'après 25 mois de suivi la moyenne de résorption osseuse est de 0,30mm dans le groupe d'implants

intégrant le platform switching (groupe test) et 1,19mm dans le groupe d'implants à connexion standard (groupe contrôle). Les implants de gros diamètre permettraient une meilleure répartition des contraintes mécaniques au niveau de l'interface pilier/implant et en conséquence minimiseraient les micro endommagements induisant la résorption osseuse. ***(65).*** Les niveaux de perte d'os crestal enregistrés sont légèrement inférieurs aux résultats rapportés par d'autres études cliniques à court terme similaires ***(25)*** ; cela peut être du à l'utilisation d'implants à surface intégralement rugueuse.

En effet les surfaces rugueuses et microfiletées en titane sont associées à la formation d'un réseau superficiel de fibrine lequel améliorerait la stabilité primaire à l'interface os/implant. ***(95 ; 89).*** La résorption osseuse observée dans le groupe test est statistiquement plus faible que dans le groupe contrôle. Il est possible que les dimensions de l'espace biologique autour des implants restaurés avec la technique du platform switching puissent avoir un rôle dans cette petite différence. (*Figures 93 et 94).*

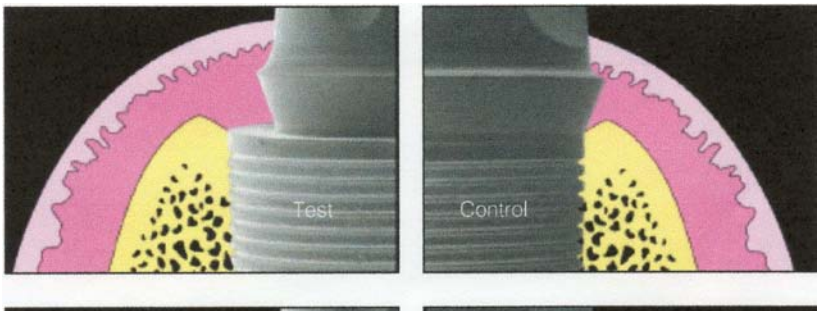


Figure 93 : Illustration comparative des tissus durs et mous dans les groupes test et contrôle juste après implantation.

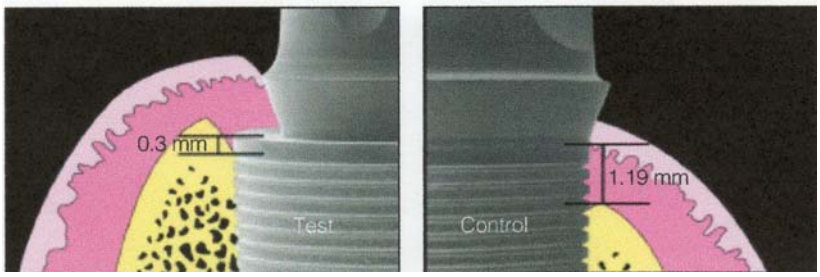


Figure 94 : Illustration comparative des tissus durs et mous dans les groupes test et contrôle après restauration prothétique définitive.

Les différences entre les deux groupes dans les modifications du niveau d'os peuvent être liées à la formation d'un tissu fibreux dense observé sur la partie horizontale de l'implant non recouverte par le pilier ; par hypothèse ce tissu fibreux dense pourrait limiter la progression apicale des tissus mous et durs le long de l'implant. *(Figures 95 à 97)* ***(25).***

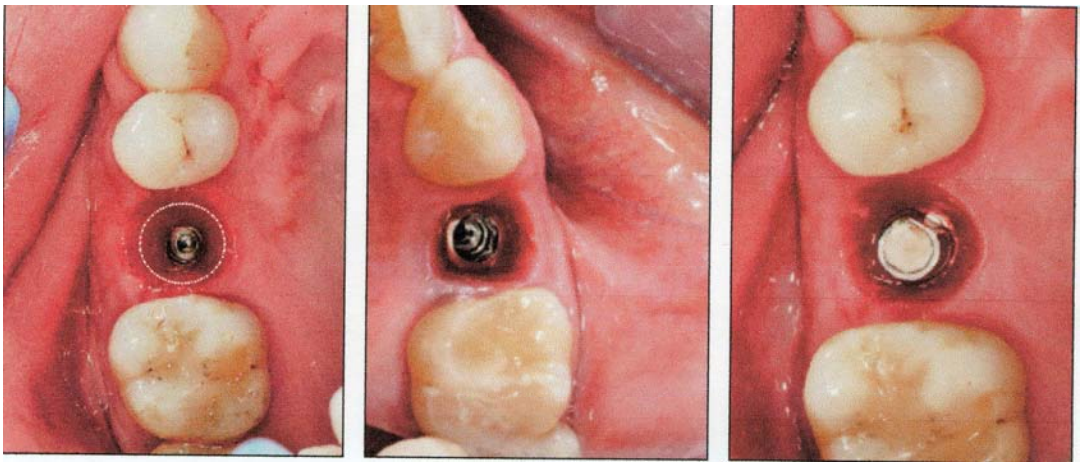


Figure 95 *Figure 96* *Figure 97*

Figure 95 : Tissu mou deux semaines après la chirurgie au niveau d'une prémolaire dans le groupe test. Un tissu fibreux dense est observé sur la partie supérieure horizontale de l'implant.
Figure 96 : Tissu mou deux semaines après la chirurgie au niveau d'une prémolaire dans le groupe contrôle. Toute la partie horizontale du col de l'implant est visible.
Figure 97 : Tissu mou péri-implantaire dans le groupe test au moment de la restauration définitive.

Prosper et Al. 2009 ***(84)*** dans leur étude clinique comparative randomisée portant sur l'évaluation radiologique de 360 implants, démontrent que la technique du platform switching en comparaison avec une technique standard de restauration supra implantaire permet de préserver de manière significative l'os crestal péri-implantaire ($p<0,001$).
De plus, les implants à plateforme élargie montrent peu voire pas de perte osseuse durant les deux premières années de suivi ($\leq$0,6mm). Les implants à plateforme élargie placés selon la technique enfouie donnent des résultats légèrement meilleurs que les implants cylindriques connectés à un pilier de diamètre inférieur (pas de perte contre 0,4mm de perte respectivement). Les résultats de comparaison entre un implant à plateforme élargie et un implant cylindrique suggèrent qu'il y a une réponse osseuse plus homogène au niveau de l'implant à plateforme élargie. Les implants à plateforme élargie utilisés lors de leur étude et mis en place selon la technique enfouie ne montraient aucune perte d'os crestal péri-implantaire durant les deux années de suivi, que le pilier soit de même diamètre ou de diamètre inférieur.
Cela peut suggérer que l'effet positif du platform switching aurait un rapport avec la forme de l'implant. En effet les observations montrent que l'utilisation d'un pilier de diamètre inférieur connecté à un implant cylindrique préserve le niveau d'os crestal de façon considérable mais pas autant que l'utilisation d'un pilier de diamètre inférieur connecté à un implant à

plateforme élargie : après 24 mois de suivi, 100% des implants à plateforme élargie mis en place selon la technique enfouie ne présentent aucune perte osseuse contre 93% pour les implants cylindriques mis en place selon la même technique. Une étude récente a montré que l'utilisation d'implants fuselés (en forme de racine) pouvait diminuer les pics de contrainte mécanique subis par l'os cortical et spongieux. Finalement les implants à plateforme élargie mis en place selon la technique enfouie ou non enfouie montrent un niveau d'os péri-implantaire stable.

Ces résultats sont en accord avec ceux trouvés dans des études antérieures ***(12 ; 30 ; 41).*** Les résultats trouvés concernant les implants cylindriques sont en accord avec la littérature pour les valeurs moyennes de perte osseuse ***(12 ; 30 ; 115)*** comme pour les cas où aucune perte osseuse n'a été observée ***(30 ; 54).***

Les données récentes ***(55 ; 69)*** montrent que de nombreux paramètres sont importants pour préserver l'os crestal péri-implantaire ; parmi ces facteurs : le platform switching, la forme de l'implant et l'état de surface de l'implant.

Cependant Crespi R. et Al. 2009 ***(36)*** dans leur étude clinique comparative portant sur 64 implants montrent qu'il n'y a pas de différence statistiquement significative de perte d'os péri -implantaire entre les implants connectés à des piliers de même diamètre par l'intermédiaire d'une connexion hexagonale externe (groupe contrôle) et des implants connectés à des piliers de diamètre inférieur (groupe test, platform switching).

24 mois après la mise en place immédiate des implants, le groupe test montre une perte osseuse moyenne de 0,78 ± 0,49mm et le groupe contrôle montre une perte osseuse moyenne de 0,73 ± 0,52mm. Bien qu'une légère différence en faveur du groupe test soit observée, l'évaluation statistique ne met pas en évidence de différence significative. Ces résultats sont en accord avec les observations de Canullo et Rasperi ***(24).*** Les modifications minimales du niveau d'os péri-implantaire observées entre des implants intégrant le platform switching et des implants standard mis en place immédiatement après extraction peuvent être expliqués par la technique chirurgicale qui est dans ce cas très peu invasive. L'intégrité architecturale des tissus préservés sur les sites d'extraction c'est-à-dire périoste et gencive pourrait aider à améliorer la cicatrisation autour des surfaces implantaires ainsi qu'à maintenir le niveau d'os péri-implantaire, sans différence entre les implants intégrant le platform switching et les implants à connexion standard.

George E. et Al. 2009 ***(50)*** dans leur étude montrent que dans la majorité des cas cliniques traités avec des implants intégrant le platform switching, une perte d'os minimale voire inexistante est observée lors des procédures d'implantation et de mise en charge immédiate. Cela pourrait être une preuve supplémentaire de l'effet bénéfique du platform switching sur la stabilité osseuse péri-implantaire.

Calvo et Al. 2009 ***(22)*** dans leur étude clinique portant sur l'évaluation de 60 implants intégrant le platform switching mis en place immédiatement après extraction, confirment le résultat d'autres études antérieures démontrant que la perte osseuse péri -implantaire peut être réduite voire éliminée quand les implants sont restaurés à l'aide d'un pilier de petit diamètre sur une plateforme plus large ***(48 ; 24).***

Vela-Nebot et Al. ***(111)*** observent une diminution significative de la perte osseuse en comparant le platform switching et la connexion standard. Quelques études ont montré que le remodelage osseux pouvait être lié à la colonisation des micro interstices et à l'inflammation qui en découle. ***(81 ; 18 ; 66)*** La perte d'os crestal apparait autour des implants dans le sens vertical et horizontal. L'os crestal s'éloigne du micro interstice présent à la jonction implant pilier de 1,3 à 1,4mm dans le sens horizontal. ***(60 ; 106)***

Des études ont démontré la résorption générale des tissus durs et mous après extraction. ***(5 ; 15 ; 53)*** Canullo et Al. 2007 ***(24)*** ont démontré qu'en associant un protocole d'implantation et de mise en charge immédiate à l'utilisation du platform switching, les tissus durs et mous étaient mieux préservés ce qui pouvait assurer de meilleurs résultats esthétiques. Après 18 à 36 mois de suivi la résorption osseuse moyenne était de 0,78mm. Les résultats de l'étude doivent être considérés avec précaution du fait d'une grande variabilité au niveau des critères d'inclusion et d'exclusion des patients, des sites implantés et des protocoles de mise en charge immédiate. ***(20)***

Canullo et Al. 2008 ***(26)*** montrent que les réhabilitations prothétiques supra implantaires utilisant la technique du platform switching après 25 mois de suivi, présentent une gencive péri-implantaire augmentée de 0,18mm et une hauteur de papille interdentaire augmentée de 0,45mm. Les réhabilitations prothétiques standard présentent des papilles ayant migré apicalement de 0,48mm en moyenne et une récession gingivale de 0,45mm en moyenne a été

observée. La différence entre ces résultats est statistiquement significative (p>0,005). Cela peut être expliqué par le déport du micro interstice présent à la jonction pilier/implant vers le centre de l'implant. Les paramètres esthétiques muco-gingivaux et des indices parodontaux ont été mesurés. Aucune différence majeure n'a été observée entre les deux groupes pour les indices parodontaux (profondeur de sulcus péri-implantaire, saignement au sondage, indice de plaque modifié) en accord avec les observations de Canullo et Al. 2007 ***(24).*** Le décalage entre le pilier et l'implant semble conduire à la mise en place d'un tissu de connexions plus large et plus résistant au niveau de la jonction pilier/implant. ***(10 ; 55 ; 39).*** Les implants restaurés avec le platform switching semblent avoir une meilleure influence sur les tissus durs et mous par rapport aux restaurations standard et offriraient d'excellents résultats esthétiques. ***(26 ; 73 ; 83).*** La mise en place d'un espace biologique influence la résorption de l'os crestal péri-implantaire ***(14).***

Des études expérimentales menées sur des animaux mettent en évidence de façon très claire que l'attachement entre la gencive et la surface implantaire en titane est constituée d'une portion épithéliale (long épithélium de jonction) 1,5 – 2mm et d'une zone de tissus de connexion d'environ 1-1,5 mm ***(13 ; 1 ; 3 ; 14).*** Les différentes données existantes ainsi que les résultats de Becker et Al. 2007 ***(10)*** démontrent que le platform switching pourrait éviter la progression apicale de l'épithélium de jonction sur une période de 28 jours d'observation en comparaison avec une connexion standard. Cependant une perte osseuse péri-implantaire significative y est associée particulièrement en vestibulaire.

Des études sur modèle montrent que le platform switching contribuerait à réduire les contraintes mécaniques transmises à l'os au niveau de l'interface os/implant, lesquelles engendrent une résorption osseuse. ***(110 ; 102)***

L'autre explication possible de l'efficacité du platform switching est l'avantage obtenu par la distance entre la surface osseuse et la zone de concentration des forces mécaniques sur l'implant. ***(51 ; 6 ; 49)***

Conclusion

La chirurgie implantaire permet une réhabilitation prothétique dans de nombreux cas cliniques d'édentement, des plus simples aux plus complexes. Une multitude de systèmes implantaires existent sur le marché, différents par leur forme, leur taille, leur état de surface et leur type de connexion. Mais tous ont pour objectif commun d'obtenir des restaurations prothétiques supra implantaires pérennes dans le temps d'un point de vue biomécanique et esthétique. Le tissu osseux péri-implantaire assure la stabilité implantaire et le maintien des tissus mous, il est donc indispensable de le préserver. Toute perte osseuse péri-implantaire même minime ne compromet pas nécessairement le résultat fonctionnel mais altère considérablement l'esthétique. Suite à l'ostéo-intégration de l'implant, différents facteurs altèrent la stabilité des tissus péri-implantaires :

- Intervention sur la connexion (vissage, dévissage vis de cicatrisation, empreinte...)
- Micro-mouvements du pilier par rapport à l'implant
- Présence de micro-hiatus entre pilier et implant
- Contrainte occlusale.

A l'analyse des modes de perturbation possibles de l'espace biologique péri-implantaire, il apparait que les solutions peuvent être de deux types (l'une n'excluant pas l'autre) :

- Favoriser la stabilité du pilier dans l'implant, pour cela certains dessins implantaires, intégrant une connexion de type « cône-morse », semblent être stables et étanches. L'intimité entre implant et pilier résultant du vissage de ces connexions semble très serrée. Le terme de « soudure à froid » a même été utilisé.
- Accroitre la distance entre la perturbation et l'os péri-implantaire, pour cela certains dessins implantaires tentent d'éliminer ces problèmes en éloignant la jonction pilier /implant de l'os. Il s'agit par exemple des implants transgingivaux (la connexion est alors juxt-gingivale). D'autres systèmes suppriment simplement cette connexion (l'implant et le pilier ne font plus qu'un). Une autre orientation consiste à déplacer la jonction pilier/implant vers le centre en utilisant un pilier de diamètre inférieur à celui à celui du col de l'implant, c'est le platform switching.

Le platform switching permet d'éloigner la jonction pilier/implant du bord de l'implant, ce qui limite l'influence des micro-mouvements et de l'infiltrat inflammatoire sur l'os crestal péri-implantaire .En effet, la «fusée inflammatoire» semble être détournée horizontalement ou vers le haut, ce qui se traduirait par la préservation verticale de la crête osseuse et une faible

lyse verticale. De plus, le diamètre du pilier étant diminué, l'épaisseur des tissus mous est plus importante. Une meilleure vascularisation est alors obtenue, ce qui la rend plus résistante aux agressions, et plus esthétique.

La technique du platform switching ou plateforme de commutation apparait comme un moyen simple et efficace pour diminuer la perte osseuse dans le temps et donc maintenir la stabilité biomécanique de l'implant ainsi que les tissus mous assurant l'esthétique et la protection contre les agressions mécaniques et bactériennes.

Toutefois, il existe une grande hétérogénéité dans les systèmes pilier /implant intégrant le platform switching, le degré de la résorption osseuse péri-implantaire est inversement proportionnelle à la plateforme créée entre le pilier et l'implant, mais aucun consensus n'existe sur le rapport idéal entre ces deux éléments. De plus les protocoles chirurgicaux diffèrent selon les cas cliniques (implantation immédiate, différée, mise en charge immédiate ou non).

Des études complémentaires restent donc nécessaires afin de trouver un consensus sur les techniques chirurgicales et les types de jonction pilier/implant à utiliser, afin de garantir une préservation de l'os péri-implantaire optimale et reproductible dans la majorité des cas cliniques traités.

INDEX ICONOGRAPHIQUE

Figures 1, 2, 3 : Piette Goldberg, La dent normale et pathologique. DeBoeck Université.

Figures 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10 et11 : Herbert F.Wolf & Edith M. & Klaus H. Rateitschak, Parodontologie. Masson.

Figures 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 21, 22, 23, 24, 25, 26, 27, 28, 30, 31, 33, 34, 35, 36, 37, 38, 39, 40, 41, 42, 43, 44, 45, 46, 47 : M. Davarpanah, S. Szmukler-Moncler, P.M. Khoury, B. Jakubowicz-Kohen, H. Martinez, Manuel d'implantologie Clinique – Concepts, protocols et innovations récentes - 2ème édition. JPIO, Editions CdP.

Figure 29 : Christophe Grosjean, Les états de surface en implantologie et leur influence sur l'ostéointégration : données actuelles. Thèse n°15.03.

Figure 32 : Anthony G. Sclar, Considérations esthétiques et parodontales en implantologie. Quintessence International.

Figure 48 : http://www.ndc-implant.com/ndc%20NobelActive.jpg

Figure 49 : http://straumann.imagedirector.net/albums/?album_code=phn8mmhjb96x

Figures 50 à 54 : http://osseosource.com/dental-implants/product_info.php?products_id=1535

Figures 55, 56, 57, 58 : Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? Clinical Oral Implants Research 2007.18(5):581-584.Epub 2007 Jun 30.

Figures 59 et 60 : Canullo L, Iurlaro G, Iannello G. Double-blind randomized controlled trial study on post-extraction immediately restored implants using the switching platform concept: soft tissue response. Preliminary report. Clinical Oral Implants Research 2009(b).20(4):414-420.

Figures 61, 62, 63 : Degidi M, Iezzi G, Scarano A, Piattelli A. Immediate loaded titanium implant with a tissue-stabilizing/maintaining design('beyond platform switch') retrieved from man after 4 weeks: a histlogical and histomorphometrical evaluation. A case report. Clinical Oral Implants Research 2008.19(3):276-282.Epub 2007 Dec 13.

Figures 64, 65, 66, 67, 68, 69, 70, 71, 72, 73 : Luongo R, Traini T et Al. Hard and soft tissue responses to the platform-switching technique. The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry 2008.28(6):551-557.

Figures 74, 75, 76, 77, 78, 79 : Becker J, Ferrari D et Al. Influence of platform switching on crestal bone changes at non-submerged titanium implants : a histomorphometrical study in dogs. Journal of Clinical Periodontology 2007.34(12):1089-1096.Epub 2007 Oct 22.

Figures 80, 81, 82, 83, 84, 85, 86, 87, 88, 89, 90 : Becker J, Ferrari D et Al. Stability of crestal bone level at platform-switched non-submerged titanium implants : a histomorphometrical study in dog. Journal of Clinical Periodontology 2009.36(6):532-539.

Figures 91, 92 : Hürzeler M, Fickl S, Zuhr O, Wachtel HC. Peri-implant bone level around implants with platform-switched abutments: preliminary data from a prospective study. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery 2007.65(Suppl1):33-39.

Figures 93, 94, 95, 96, 97 : Canullo L, Goglia g, Iurlaro G, Iannello G. Short-term bone level observations associated with platform switching in immediate placed and restored single maxillary implant: a preliminary report. International Journal of Prosthodondics 2009(a).22(3):277-282.

BIBLIOGRAPHIE

1-Abrahamsson I, Berglundh T, Wennstrom J, Lindhe J. The peri-implant hard and soft tissues at different implant systems. A comparative study in the dog. Clinical Oral Implants Research 1996;7:212-219.

2-Abrahamsson I, Berglundh T, Lindhe J. The mucosal barrier following abutment dis/reconnection.An experimental study in dogs. Journal of Clinical Periodontology 1997;24:568-572.

3-Abrahamsson I, Berglundh T, Glantz PO, Lindhe J. The mucosal attachment at different abutments. An experimental study in dogs. Journal of Clinical Periodontology 1998.25:721-727.

4-Abrahamsson I, Berglundh T. Tissue characteristics at microthreaded implants. An experimental study in dogs. Clinical Implant Dentistry and Related Research 2006.8:107-113.

5-Araujo MG, Lindhe J. Dimensional ridge alterations following tooth extraction. An experimental study in the dog. Journal of Clinical Periodontology 2005.32:212-218.

6-Assenza B. Crestal bone remodeling in loaded and unloaded implant and the microgap: a histological study. Implant Dentistry 2003.12:235-241.

7-Bain CA, Weng D et Al. A meta-analysis evaluating the risk for implant failure in patients who smoke. Compend Contin Educ Dent 2002.23:695-699.

8-Bauman GR, Rapley JW, Hallman WW, Mills M. The peri-implant sulcus. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants 1993.8:273-280.

9-Baumgarten H, Cocchetto R et Al. A new implant design for crestal bone preservation : initial obseravations and case report. Practical Procedures and Aesthetic Dentistry 2005.17(10):735-740.

10-Becker J, Ferrari D et Al. Influence of platform switching on crestal bone changes at non-submerged titanium implants : a histomorphometrical study in dogs. Journal of Clinical Periodontology 2007.34(12):1089-1096.Epub 2007 Oct 22.

11-Becker J, Ferrari D et Al. Stability of crestal bone level at platform-switched non-submerged titanium implants : a histomorphometrical study in dog. Journal of Clinical Periodontology 2009.36(6):532-539.

12-Becker W, Becker BE, Israelson H et Al. One-step surgical placement of Bränemark implants: A prospective multicenter clinical study. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants 1997.12:454-462.

13-Berglundh T, Lindhe J et Al. The soft tissue barrier at implants and teeth. Clinical Oral Implants Research 1991.2:81-90.

14-Berglundh T, Lindhe J. Dimension of the periimplant mucosa. Biological width revisited. Journal of Clinical Periodontology 1996.22:971-973.

15-Botticelli D, Berglundh T, Lindhe J. Hard-tissue alterations following immediate implant placement in extraction sites. Journal of Clinical Periodontology 2004.31:820-828.

16-Brägger U, Häfeli U, Huber B et Al. Evaluation of post chirurgical crestal bone levels adjacent to non-submerged dental implants. Clinical Oral Implants Research 1998.9:218-224.

17-Broggini N, McManus LM, Hermann JS et Al. Persistent acute inflammation at the implant - abutment interface. Journal of Dental Research 2003.82:232-237.

18-Broggini N, McManus LM, Hermann JS et Al. Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. Clinical Oral Implants Research 2006.85:473-478.

19-Buser D, Weber HP, Brägger U, Balsiger C. Tissue integration of one stage ITI implants: 3 year results of a longitudinal study with hollow-cylindre and hollow screw implants. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants 1991.6:405-412.

20-Calvo-Guirado JL, Ortiz-Ruiz AJ et Al. Immediate loading and immediate restoration in 105 expanded-platform implants via Diem System after a 16-month follow-up period. Medicini Oral, Patologia Oral y Cyrurgia Bucal 2008.13(9).576-581.

21-Calvo-Guirado JL,Saez Yuguero MR et Al. immediate provisionalization on a new implant design for esthetic restoration and preserving crestal bone. Implant Dentistry 2007.16(2):155-164.

22-Calvo-Guirado JL, Ortiz-Ruiz AJ et Al. Immediate maxillary restoration of single-tooth implants using platform switching for crestal bone preservation. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants 2009.24(2):275-281.

23-Canay S, Akça K. Biomechanical aspects of bone-level diameter shifting at implant-abutment interface. Implant Dentistry 2009.18(3):239-248.

24-Canullo L, Rasperini G. Preservation of peri-implant soft and hard tissues using platform switching of implants placed in immediate extraction sockets: a proof-of-concept study with 12-to 36-month follow-up. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants 2007.22(6):995-1000.

25-Canullo L, Goglia g, Iurlaro G, Iannello G. Short-term bone level observations associated with platform switching in immediate placed and restored single maxillary implant: a preliminary report. International Journal of Prosthodondics 2009(a).22(3):277-282.

26-Canullo L, Iurlaro G, Iannello G. Double-blind randomized controlled trial study on post-extraction immediately restored implants using the switching platform concept: soft tissue response. Preliminary report. Clinical Oral Implants Research 2009(b).20(4):414-420.

27-Canullo L, Fedele GR, Iannello G, Jepsen S. Platform switching and marginal bone-level alterations; the results of a randomized controlled trial. Clinical Oral Implants Research 2010.21(1):115-121.

28-Canullo L, Quanranta A, Teles RP. The microbiota associated with implants restored with platform switching:a preliminary report. Journal of Periodontology 2010. 81(3): 403-411.

29-Cappiello M, Luongo R et Al. Evaluation of peri-implant bone loss around platform-switched implants. The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry 2008.28(4):347-355.

30-Cecchinato D, Olsson C, Lindhe J. Submerged or non submerged healing of endosseous implants to be used in the rehabilitation of partially dentate patients. Journal of Clinical Periodontology 2004.31:299-308.

31-Chang CL, Chen CS, Hsu ML. Biomechanical effect of platform switching in implant dentistry: a three-dimensional finite element analysis. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants 2010. 25(2):295-304.

32-Chauvel-Lebret DJ, Auroy P et Al. Evaluation de la genotoxicié des biomatériaux finis par la technique des comètes. Actualités en biomatériaux 2002.6 :405-412.

33-Choquet V, Hermans M et Al. Clinical and radiographic evaluation of the papilla level adjacent to single- tooth dental implants. Aretrospective study in the maxillary anterior region. Journal of Periodontology 2001.72:1364-1371.

34-Comte V, Lagneau C, Lissac M. Comportement des fibroblastes gingivaux sur différents alliages de titane (Ticp, Ti-6Al-4v, NiTi). Actualités en biomatériaux 2002 .6 :505-510.

35-Comut AA,Weber HP et Al. Connective tissue orientation around dental implants in a canine model. Clinical Oral Implants Research 2001.12:433-440.

36-Crespi R, Capparè P, gherlone E. Radiographic evaluation of marginal bone levels around platform-switched and non-platform-switched implants used in an immediate loading protocol. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants 2009.24(5):920-926.

37-Davarpanah M, Szmukler-Moncler S et Al. Théorie et pratique de la mise en charge immediate. Paris : Quintessence International 2007.

38-Davies JE. Understanding peri-implant endosseous healing. Journal of Dental Education 2003.67:932-949.

39-Degidi M, Iezzi G, Scarano A, Piattelli A. Immediate loaded titanium implant with a tissue-stabilizing/maintaining design(‘beyond platform switch’) retrieved from man after 4 weeks: a histlogical and histomorphometrical evaluation. A case report. Clinical Oral Implants Research 2008.19(3):276-282.Epub 2007 Dec 13.

40-Deshpande SS, Sarin SP, Parkhedkar RD. Platform switched of dental implants : Panacea for crestal bone loss? Journal of Clinical and Diagnostic Research 2009.Volume 3,Issue 1:1348-1352.

41-Engquist B, Ästrand P et Al. Marginal bone reaction to oral implants : A prospective comparative study of Astra Tech and Bränemark System implants. Clinical Oral Implants Research 2002.13:30-37.

42-Ericsson I, Persson LG, Berglundh T et Al. Different types of inflammatory reactions in peri-implant soft tissues. Journal of Clinical Periodontology 1995.22:225.

43-Ericsson I, Nilner K, Klinge B, Glantz PO. Radiographic and histologicalcharacteristics of submerged and nonsubmerged implants. An experimental study in the Labrador dog. Clinical Oral Implants Research 1996.7:20-26.

44-Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants.(1). Success criteria and epidemiology. Eu J Oral Sci 1998.106:527-551.

45-Feldman S, Boitel N et Al. Five-year survival distributions of short-length (10 mm or less) machined- surface and osseotite implants. Clin Implant Dent Relat Res 2004.6:16-23.

46-Fiorellini JP, Buser D et Al. A radiographic evaluation of bone healing around submerged and non-submerged dental implants in beagle dogs. Journal of Periodontology 1999.70:248-254.

47-Friberg B, Ekkestubbe A, Sennerby L. Clinical outcome of Bränemeark system implants of various diameters: a retrospective study. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants 2002.17:671-677.

48-Gardner DM. Platform switching as ameans to achieving implant esthetics. New York State Dental Journal 2005.71(3):34-37.

49-George E. Romanos, George-Hubertus Nentwig. Immediate functional loading in the maxilla using implants with platform switching: five year result. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants 2009.24:1106-1112.

50-Guindy JS, Schield H, Schmidle F, Wirz J. Corrosion at the marginal gap of implant supported superstructures and implant failure. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants 2004.19:826-831.

51-Hallab NJ, Bundy KL et Al. Evaluation of metallic and polymeric biomaterial surface energy and surfaceroughness characteristics for directed cell adhesion. Tissue Engineering 2001.7:55-71.

52-Harmand MF. Evaluation in vitro des biomatériaux à usage odontologique à l'aide de cellules d'origine humaine. Actualité en biomatériaux 1993.2:273-277.

53-Hartman GA, Cochran DL. Initial implant position determines the magnitude of crestal bone remodeling. Journal of Periodontology 2004.75:572-577.

54-Hellden L, Ericson G, Elliot A et Al. A prospective 5-year multi-center study of the Cresco implantology concept. The International Journal of Prosthodontics 2003.16:554-562.

55-Hermann F, Lerner H, Palti A. Factors influencing the preservation of the periimplant marginal bone. Implant Dentistry 2007.16(2):165-175.

56-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. Journal of Periodontology 1997.68:1117-1130.

57-Hermann JS, Buser D et Al. Biologic width around titanium implants. A physiologically formed and stable dimension over time. Clinical Oral Implants Research 2000.11:1-11.

58-Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Biologic Width around one- and two-piece titanium implants. Clinical Oral Implants Research 2001(a).12:559-571.

59-Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histomorphometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandibule. Journal of Periodontology 2001(b).72:1372-1383.

60-Hermann JS, Schoolfield JD, Nummikoski PV, Schenk RK, Buser D, Cochran DL.Crestal bone changes around titanium implants: A methodologic study comparing linear radiographic with histomorphometric measurements. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants 2001.16:475-485.

61-Hsu JT, Fuh LJ et Al. Bone strain and interfacial sliding analyses of platform switching and implant diameter on an immeditely loaded implant : experimental and three-dimensional finite element analyses. Journal of Periodontology 2009.80(7):1125-1132.

62-Hunt RP, Gartner JL, Norkin FJ. Choice of a dental implant system. Compend Contin Educ Dent 2005.26:239-240.

63-Hürzeler M, Fickl S, Zuhr O, Wachtel HC. Peri-implant bone level around implants with platform-switched abutments: preliminary data from a prospective study. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery 2007.65(Suppl1):33-39.

64-Hürzeler M, Fickl S, Zuhr O, Wachtel HC. Peri-implant bone level around implants with platform-switched abutments: preliminary data from a prospective study. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery 2008.66(10):2195-2196.

65-Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. Clinical Oral Implants Research 2006.17:8-18.

66-Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants1997.12:527-540.

67-Jung RE, Jones AA et Al. The influence of non-matching implant and abutment diameters on radiographic crestal bone levels in dogs. Journal of Periodontology 2008.79:260-270.

68-King GN, Hermann JS et Al. Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: a radiogrqphic study in the canine mandible. Journal of Periodontology 2002.73:1111-1117.

69-Lazzara RJ, Poter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry 2006.26(1):9-17.

70-Levy D, Deporter DA, Pharoah M, Tomlinson G. A comparison of radiographic bone height and probing attachment level measurements adjacent to porous- coated dental implants in humans. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants 1997.12:541-546.

71-Li Q, Lin Y et Al.Clinical study of application of platform switching to dental implant treatment in esthetic zone. Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi 2008.43(9):537-541.

72-Liu XJ, Li ZY, Xia HB et Al. Influence of implant-abutment connection mode on stress distribution in peri-implant bone. Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi 2008.43(1):50-53.

73-Lopez-Mari L, Calvo-Guirado JL et Al. Implant platform switching concept: an update review. Medicini Oral, Patologia Oral y Cyrurgia Bucal 2009.14(9):450-454.

74-Luongo R, Traini T et Al. Hard and soft tissue responses to the platform-switching technique. The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry 2008.28(6):551-557.

75-Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? Clinical Oral Implants Research 2007.18(5):581-584.Epub 2007 Jun 30.

76-Martin JY, Dean DD et Al. Proliferation, differenciation and protein synthesis of human osteoblast-like cells (MG63) cultured on previously used titanium surface. Clinical Oral Implants Research 1996.7:27-37.

77-Mifsud S, Lagneau C, Grosgogeat B, Lissac C. Influence des procédés de stérilisation et de désinfection sur la biocompatibilité des matériaux à base de titane. Actualités en biomatériaux 2002.6 :439-445.

78-Mombelli A, van Oosten MA, Schurch E Jr, Lang NP. The microbiota associated with successful or failing osseointegrated titanium implants. Oral Microbiology and Immunology 1987.2:145-151.

79-Nardin N. Mécanismes d'adhésion et systèmes biologiques. Actualités en biomatériaux 2002.6 :121-138.

80-Novaes AB Jr, Oliveira RR, Muglia VA et Al. The effect of interimplant distances on papilla formation and crestal resorption in implants with a morse cone connection and a platform switch: A histomorphometric study in dogs. Journal of Periodontology 2006.77:1839-1849.

81-Persson LG, Lekholm U, Leonhardt A, Dahlén G, Lindhe J. Bacterial colonization on internal surfaces of Bränemark System implant components. Clinical Oral Implants Research 1996.7:90-95.

82-Pham AN, Fiorellini JP et Al. Longitudinal radiographic study of crestal bone levels adjacent to non-submerged dental implants. Journal of Oral Implantology 1994.20:26-34.

83-Priest GF. The esthetic challenge of adjacent implants. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery 2007.65(Suppl 1):2-12.

84-Prosper L, Redaelli S et Al. A randomized prospective multicenter trial evaluating the platform-switching technique for the preservation of postrestorative crestal bone loss. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants 2009.24(2):299-308.

85-Ricci M, Tonelli P et Al. Bone maintenance around dental implant : The role of platform switching. Dental Cadmos 2009.Volume 77,Issue 9:31-39.

86-Rodriguez-Ciurana X, Vela-Nebot X et Al. The effect of interimplant distance on the height of the interimplant bone crest when using platform-swithed implants. The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry 2009.29(2) :141-151.

87-Rodriguez-Ciurana X, Vela-Nebot X et Al. Biomechanical repercussions of bone resorption related to biologic width : a finite element analysis of three implant-abutment configurations. The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry 2009.29(5):479-487.

88-Romanos GE, Nentwig GH. Immediate functional loading in the maxilla using implants with platform switching: five-year results. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants 2009. 24(6): 1106-1112.

89-Rompen E, Domken O et Al. The effect of material characteristics, of surface topography and of implant components and connections on soft tissue integration : a literature review. Clinical Oral Implants Research 2006.17:55-67.

90-Saadoun AP, Le Gall MG, Touati B. Current trends in implantology. Part2. Treatment planning, aesthetic considerations and tissue regeneration. Practical Procedures and Aesthetic Dentistry 2004.16:707-714.

91-Saadoun AP, Touati B. Soft tissue recession around implants: is it still unavoidable? Part 1. . Practical Procedures and Aesthetic Dentistry 2007.19:55-62.

92-Schroeder A, van der Zypen E, Stich H, Sutter F. The reaction of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. J Maxillofac Surg 1981.9:15-25.

93-Schrotenboer J, Tsao YP et Al. Effect of microthreads and platform switching on crestal bone stress levels:A finite element analysis. Journal of Periodontology 2008. Volume79,Issue 11:2166-2172.

94-Schrotenboer J, Tsao YP et Al. Effect of platform switching on implant crest bone stress: A finit element analysis. Implant Dentistry 2009.18(3):260-269.

95-Shalabi MM, Gortemaker A et Al. Implant surface roughness and bone healing: A systematic review. Clinical Oral Implants Research 2006.85:496-500.

96-Silverstein LH, Lefkove MD, Garnick JJ. The use of free gingival soft tissue to improve the implant/soft tissue interface. J Oral Implantol 1994.20:36-40.

97-Silverstein LH, Lefkove MD. The use of the subepithelial connective tissue graft to enhance both the aesthetics and periodontal contours surrounding dental implants. J Oral Implantol 1994.20:135-138.

98-Stach RM, Kohles SS. A meta-analysis examining the clinical survivability of machined-surface and osseotite implants in poor-quality bone. Implant Dentistry 2003.12:87-96.

99-Stavropoulos A, Karring T, Kostopoulos L. Fully vs. pertialy rough implant in maxillary sinus floor augmentation: a randomized-controlled clinical trial. Clinical Oral Implants Research 2007.18:95-102.

100-Steigenga JT, al-Shammari KF et Al. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. Implant Dentistry 2003.12:306-317.

101-Steinebrunner L, Wolfart L, Bössmann K, Kern M. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants 2005.20:875-881.

102-Sugiura T, Horiuchi K, Sugimura M, Tsutsumi S. Evaluation of threshold stress for bone resorption around screws based on in vivo strain measurement of miniplate. Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interaction 2000.1:165-170.

103-Szmukler-Moncler S, Figuereido FR et Al. Immediate loading of single crowns retained by short implants. A histologic study with various surfaces in the canine mandible. Clinical Oral Implants Research 2000(b).11:373(abstract).

104-Tabata LF, Assunçao WG et Al. Implant platform switching : Biomechanical approach using two-dimansional finite element analysis. Journal of Craniofacial Surgery 2010.Volume 21,Issue 1:182-187.

105-Tarnow DP, Magner AW, Fletcher P. The effect of the distance from the contact point to the crest of bone on the presence or absence of the interproximal dental papilla. Journal of Periodontology 1992.63:995-996.

106-Tarnow DP, Cho SC, Wallace SS. The effect of interimplant distance on the height of interimplant bone crest. Journal of Periodontology 2000.71:546-549.

107-Tarnow DP, Elian N, Cho SC et Al. Vertical distance from the crest of bone to the height of the interproximal papilla between adjacent implants. Journal of Periodontology 2003.74:1785-1788.

108-Testori T, Wiseman L, Woolfe S, Porter SS. A prospective multicenter clinical study of the Osseotite implant: four-year interim report. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants 2001(b).16:193-200.

109-Trammell K, Geurs NC et Al. A prospective, randomized, controlled comparison of platform-switched and matched-abutment implants in short-span partial denture situations. The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry 2009. 29(6): 599-605.

110-Tuner CH. On Wolff's Law of trabecular architecture. Journal of Biomechanics 1992.25:1-9.

111-Vela-Nebot X, Rodriguez-Ciurana X, Rodado-Alonso C, Segalà-Torres M. Benefits of an implant platform modification technique to reduce crestal bone resorption. Implant dentistry 2006.15:313-320.

112-Vigolo P, Givani A. Platform-switched restorations on wide-diameter implants: a 5 year clinical prospective study . International Journal of Oral and Maxillofacial Implants 2009.Volume 24,Issue 1:103-109.

113-Waerhaug J. Subgigival plaque and loss of attachment in periodontosis as evaluated on extracted teeth. Journal of Periodontology 1977.45:125.

114-Wagenberg B, Froum SJ. Prospective study of 94 platform-switched implants observed from 1992 to 2006. The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry 2010.Volume 30,Issue 1:9-17.

115-Weber HP, Crohin CC, Fiorellini JP. A 5 year prospective clinical and radiographic study of non-submerged dental implants. Clinical Oral Implants Research 2000.11:144-153.

116-Weng Dn Nagata MJ et Al. Influence of microgap location and configuration on the pri-implant bone morphology in submerged implants. An experimental study in dogs. Clinical Oral Implants Research 2008.11:1141-1147.

117-Weyant R. Characteristics associated with the loss and peri-implant tissue health of endosseous dental implants. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants 1994.9:95-102.

118-Zetterqvist L, Feldman S et Al. A prospective, randomized-controlled study of hybrid and non-hybrid DAE implants for the incidence of periimplantitis: a three-year interim evaluation. Academy of Osseointegration, Annual Meeting March 16-18;2006 (Seattle, WA) Poster presentation.

LACH Patrick : Concept « platform switching » et stabilité osseuse péri-implantaire.

Th : Chir.-Dent. : Nancy : 2010

Mots clés : - platform switching
- dental implant
- crestal bone loss

LACH Patrick : Concept « platform switching » et stabilité osseuse péri-implantaire.

Les réhabilitations prothétiques supra implantaires doivent être non seulement fonctionnelles mais également esthétiques et pérennes dans le temps. Pour cela la préservation du tissu osseux est indispensable (maintien de l'implant et soutien des tissus mous), notre étude fait le point sur une technique appelée le platform switching. Le principe est d'utiliser un pilier de diamètre inférieur à celui du col de l'implant de manière à déporter vers le centre de l'implant la jonction entre ces deux éléments. Notre travail passe en revue la bibliographie parue depuis 2005 à 2010, les données des études radiologiques, histologiques, muco-gingivales et biomécaniques recueillies sont présentées sous forme de tableaux afin que le lecteur puisse accéder rapidement aux conclusions importantes. Ainsi le but de notre travail est d'apporter quelques éléments de réponse à notre problématique : la technique du platform switching présente-t-elle un réel intérêt clinique dans la préservation de l'os péri-implantaire et permet-elle de pallier concrètement au phénomène de cratérisation péri-implantaire ? Par rapport à une connexion standard, une connexion utilisant la technique du platform switching est-elle susceptible d'avoir une influence sur la stabilité des tissus péri-implantaires ?

M. P. AMBROSINI	Professeur des Universités	Président
M. J. PENAUD	Maître de Conférences	Juge
M. D. JOSEPH	Assistant Hospitalier Universitaire	Juge
M. D. PONGAS	Docteur en chirurgie dentaire	Juge

Adresse de l'auteur : LACH Patrick
9, Rue Sainte Barbe
54320 MAXEVILLE