

Les différents types de connexions implantaires : description, avantages, inconvénients et critères de choix

Nicolas Wasmer

▶ **To cite this version:**

Nicolas Wasmer. Les différents types de connexions implantaires : description, avantages, inconvénients et critères de choix. Sciences du Vivant [q-bio]. 2013. hal-01732868

HAL Id: hal-01732868
https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01732868

Submitted on 14 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-thesesexercice-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 DE LORRAINE

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2013

THESE

Pour le

DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Par

WASMER Nicolas

Né le 31/10/1984 à Thionville

Les Différents types de connexions implantaires : Description, avantages, inconvénients et critères de choix

Présentée et soutenue publiquement le

28 Juin 2013

Examinateurs de la thèse :

Pr J.P. LOUIS	**Professeur des Universités**	**Président**
Pr J.M. MARTRETTE	**Professeur des Universités**	**Directeur de thèse**
Dr S. BARONE	**Ancien Assistant**	**Co-directeur de thèse**
Dr C. AMORY	**Maitre de conférences des Universités**	**Juge**

REMERCIEMENTS

A notre Président de thèse,
Monsieur le Professeur Jean-Paul LOUIS

Officier des Palmes Académiques
Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur en Sciences Odontologique
Docteur d'Etat en Odontologie
Professeur des Universités- Praticien Hospitalier
Président Honoraire et Secrétaire perpétuel de l'Académie Nationale de Chirurgie Dentaire
Membre de l'Académie Lorraine des Sciences
Responsable de la Sous-section : Prothèses

Vous nous avez fait l'honneur d'accepter la présidence du jury de notre thèse, et nous vous remercions de votre disponibilité.

Nous nous souviendrons de la grande qualité de vos enseignements aussi bien pratiques que théoriques. Merci de nous avoir si bien transmis une part de votre expérience.

Veuillez trouver ici le témoignage de notre profond respect et de notre reconnaissance.

A notre Juge et Directeur de thèse,
Monsieur le Docteur Jean-Marc MARTRETTE

Docteur en Chirurgie Dentaire
Professeur des Universités- Praticien Hospitalier
Doyen de la Faculté d'odontologie de Nancy
Chef de Service du CSERD de Nancy
Docteur en Sciences Pharmacologiques
Habilité à diriger des Recherches
Sous-section : Sciences biologiques (Biochimie, Immunologie, histologie, Embryologie, Génétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie).

Nous vous remercions sincèrement de nous avoir fait l'honneur de bien vouloir diriger cette thèse.

Nous garderons en mémoire votre disponibilité ainsi que votre sympathie lors des stages hospitaliers.

Trouvez ici le témoignage de notre gratitude.

A notre Juge et Co-directeur de thèse,
Monsieur le Docteur Serge BARONE

Docteur en Chirurgie Dentaire
Ancien Assistant hospitalier universitaire
Sous-section : Prothèses

Nous vous remercions chaleureusement d'avoir accepté la co-direction de cette thèse et d'en avoir permis sa réalisation.

Merci pour l'intérêt que vous avez porté à ce travail, pour vos conseils ainsi que pour votre disponibilité et sympathie dans le service de prothèse.

Votre enseignement a beaucoup contribué à mon apprentissage de la profession.

Trouvez ici le témoignage de notre sincère reconnaissance.

A notre Juge,
Monsieur le Docteur Christophe AMORY

Docteur en Chirurgie Dentaire
Maître de Conférences des Universités- Praticien Hospitalier
Sous-section : Odontologie Conservatrice - Endodontie

Vous avez accepté de faire partie de ce jury avec spontanéité et nous vous en remercions. Nous sommes honorés de vous compter parmi nos invités.

Nous avons beaucoup apprécié votre présence au sein du service d'odontologie conservatrice et d'avoir pu bénéficier de vos précieux conseils tout au long de nos études.

Soyez assuré de notre sincère reconnaissance.

A Priscila,

Merci à toi chérie pour l'aide que tu m'as apportée pour la mise en page ^^ et pour m'avoir supporté pendant que j'écrivais ma thèse…..mais bon n'oublions pas que c'est l'odontologie qui nous a réunis, sinon je ne serais jamais allé en Equateur, alors c'est un moindre mal !!! Merci de me soutenir, de croire en moi, et de m'apporter ta joie chaque jour ☺ Ne deviens pas comme les Français !!!!!

A ma famille,

Merci a tous de m'avoir permis d'arriver jusqu'ici, de m'avoir soutenu dans ma décision de me réorienter après la prépa, d'avoir cru en moi. Merci pour tous les moments passés ensemble et pour être toujours présents en cas de besoin.

A Hugues, (ou plutôt Chwane_rouge)

Tellement de choses à dire… Tellement de moments partagés… Tellement de folies accomplies… Peut être la personne qui aime autant gagner que moi.. et donc qui est aussi mauvaise perdante que moi ;p ; sur qui j'ai toujours pu compter, tel un grand frère.
Tu m'as fait parcourir la France à force de changer de ville pour tes études, et malgré tout nous ne nous sommes jamais perdus de vue.
Je t'adore mon ghoul. :P

A Manu et Pauline, Dany et Jerem,

L'équipe de choc du vendredi soir ; Moi je dis : « si vous aviez pas eu les gares la partie n'aurait pas duré jusque 7h du mat alors c'est pas la peine de se plaindre » :P
Accessoirement acolytes de baby-foot au départ et par la suite pour les vacances… (Jeremy j'espère qu'on pourra te compter parmi nous la prochaine fois ☺ pcq les boulets sont durs à gérer seul !!! :p)
Plein d'anecdotes..
Manu, son Rgo et ses jeux de rôle + minijeux qu'il m'a fait découvrir (ps : j'attends que tu nous prépares le prochain !!!!!)
Dany qui essaie de jouer au Tennis (Ptdr.. :p) ou qui met ses lunettes et retire ses lentilles quand ya pu rien à espérer de lui :D
Jerem et les soirées faluches, (eh oui on est toujours frère de faluche ! :p) les week end d'integration…(de désintégration…) Ehhh toii la baaaaaass tu…….. ? :p
Au Chien, merci à toi pour ta bonne humeur, tu es en général assez partante pour tout, facile à vivre ; tu es qqn de bien, sur qui on peut compter, et accessoirement tu me fais bien délirer. Et tu nous permets de garder contact avec tes messages à 2 balles ;P bizzzz

J'espère vraiment qu'on ne se perdra pas de vue les loulous.

A Nico et Thibaut,

Les plus mauvais babyfooteurs de la fac :p baaaah allez on déconne, vous aviez juste une technique bien à vous… faire rire l'adversaire pour en profiter :P
Et mes partenaires de squash et de foot (à l'occaz !!) sans oublier
Ne changez pas les deux compères, et que l'on continue à se voir !!

A mon Pilzou,

Je crois que tu es la personne la plus déconnectée de la vie réelle que j'ai pu rencontrer… Je sais pas combien de fois tu peux oublier de choses par jour, mais c'est pas mal :p.
Mon compère de révisions très très tardives (dans tous les sens du terme) (bon Oliv arrête de manger des framboises faut remonter réviser maintenant xD) Mon prof de patho, qui a essayé de me convertir au rugby… sans oublier que tu resteras le plus grand joueur de backgammon au monde :P
J'attends encore avec impatience le jour ou il me sera permis de t'entendre jouer de ton violoncelle.. et nous faire une petite partie de golf pour que tu m'inities :p

A Anne-so,

Ahhhhh, Anne-so depuis la p2 on s'est un peu perdu de vue au niveau de la régularité de nos rencontres, et pourtant, le temps passe et rien ne change. On garde cette complicité qui nous réunit ! (c'était cool d'être a Bonsecours avec toi ;p entre autres !!)
A quand une virée a Cannes ? :D

A Mylena,

Mylena, ou ma binôme pour quasi toutes les vacations.. Je crois qu'on peut dire qu'on s'est formé ensemble !! du moins en partie..Et du coup je dois te remercier d'avoir su supporter mes retards en clinique ma chère binôme (Et oui j'ai toujours eu du mal à me lever..)
De légers différents en fin de t1 qui nous ont rappelé que nous étions deux personnes au caractère bien trempé… j'espère te revoir vite !!

A Clément,

Un des acolytes de l'aventure équatorienne ; peut être celui que je connaissais le moins avant de partir, et celui avec qui je me suis le mieux entendu.. souvenir des soirées à Banos.. que de fous rires.. dommage que tu sois parti en Erasmus l'année d'après :p

A très vite poulet.

A Emmeline,

Ah lala, tout d'abord ma marraine de faluche.. je n'oublierai jamais le baptême avec tous les jeux sur la place Carrière :P
Tu as réalisé un prodige sans t'en rendre compte : me convaincre de danser avec toi pour CHAQUE spectacle de fin d'année ! de belles aventures et plein de souvenirs.. ;)
Ps : ça a toujours été un calvaire pour moi d'être juste avant toi dans l'ordre alphabétique parce que cela m'obligeait à voir tes résultats au tableau en même temps que les miens xD

A tous les autres, (Elo, Marin, Oliv, Florian, l'équipe d'Equateur et tous ceux que j'oublie avec qui je me suis bien entendu dans mes promos....)

A tous merci pour les moments partagés ensemble au cours de mes études, je garderai tout cela bien au chaud dans ma mémoire.

Sommaire

Table des matières

Index des tableaux……7

Index des Illustrations……7

Introduction……14

1 Historique 15

1.1 Les débuts. 15

1.2 La période pré-moderne (1910-1930) : 17

1.3 La période moderne (1930_1981) : 18

1.3.1 Les implants endo-osseux de première génération (ou endodontique) 18

1.3.2 Les implants sous-périostés 18

1.3.3 Les implants endo-osseux de seconde génération. 19

2 Notions d'implantologie 23

2.1 Description du complexe « implant-pilier-prothèse » 23

2.2 Classification des différents types d'implants 25

2.2.1 Classification selon le nombre d'éléments. 25

2.2.1.1 Les implants monobloc. 25

2.2.1.2 Les systèmes à un étage 25

2.2.1.3 Les systèmes à deux étages 25

2.2.1.4 Les systèmes à trois étages 26

2.2.2 Classification selon la localisation de l'interface implant-pilier. 26

2.2.2.1 Les implants trans-muqueux (non-enfouis) 26

2.2.2.2 Les implants juxta-osseux (enfouis) 26

2.2.3 Classification selon le type de fixation 27

2.2.3.1 Les implants avec connexion passive 28

2.2.3.2 Les implants avec connexion active 28

2.3 Les différentes connexions implantaires 29

2.3.1 Géométrie de la connexion implant-pilier 29

2.3.1.1 Les connexions passives 30

2.3.1.1.1 Les connexions externes : 30

2.3.1.1.2 Les connexions internes : 30

2.3.1.2 Les connexions actives 32

2.3.2 Connexion pilier-prothèse 33

2.3.2.1 Prothèse fixée 33

2.3.2.1.1 Prothèse vissée 33
2.3.2.1.2 Prothèse scellée 35
2.3.2.2 Prothèse amovible supra-implantaire 37
2.4 Le Col Implantaire 40
2.5 Le Pilier 41
2.5.1 Les pilliers entiérement coulés (type « ucla ») à partir d'une maquette en résine calcinable. 42
2.5.2 Les Piliers Usinés 43
2.5.2.1 Les piliers usinés préfabriqués 43
2.5.2.2 Les piliers usinés adaptables 43
2.5.2.3 Les piliers usinés CFAO 44
2.5.3 Les piliers hybrides 45
2.6 Caractéristiques d'une bonne connexion. 45
2.6.1 Biocompatibilité. 45
2.6.2 Esthétique. 46
2.6.3 Mécanique. 46
2.6.4 Economique. 47
2.6.5 Ergonomique 47
3 Critères de choix 49
3.1 Biocompatibilité et respect des tissus au niveau des connexions. 49
3.1.1 Notion d'espace biologique. 49
3.1.1.1 Définition. 49
3.1.1.2 Etude histologique. 50
3.1.1.3 Règle de placement des implants pour respecter l'espace biologique. 51
3.1.2 La Cratérisation 53
3.1.2.1 Définition. 53
3.1.2.2 Causes de la résorption osseuse 53
3.1.2.3 Comparaison de l'étanchéité des différentes connexions 59
3.1.2.3.1 Moyens d'étude de l'étanchéité. 59
3.1.2.3.2 Dimensions du micro-hiatus dans les différentes connexions. 59
3.1.2.3.3 Stabilité des connexions et influence sur l'étanchéité 64
3.1.2.4 Evaluation de la résorption osseuse suivant les différents types de connexion. 67

3.1.2.4.1 Suivant la géométrie de connexion : 67
3.1.2.4.2 Suivant la quantité de stress généré par la connexion. 69
3.1.2.4.3 Selon le niveau d'enfouissement. 70
3.1.2.5 Solutions et leurs limites. 72
3.1.2.5.1 Utilisation de systèmes autres que les 2 pièces vissés. 72
3.1.2.5.2 Modification de l'utilisation des systèmes 2 pièces vissés. 75
3.1.3 Concept de Plataform Switching. 78
3.1.3.1 Définition. 78
3.1.3.2 Indication du concept. 79
3.1.3.3 Intérêt de son utilisation. 87
3.1.3.4 Ses limites. 87
3.2 Suivant le matériau. 88
3.2.1 Métaux/alliages de métaux. 88
3.2.1.1 Alliage de Titane. 88
3.2.1.2 Alliage d'Or. 89
3.2.1.3 Alliage de Nitinol (TiNi). 90
3.2.2 Céramiques. 90
3.2.2.1 Oxyde d'Aluminium ou Alumine. 90
3.2.2.2 Oxyde de Zirconium ou Zircone. 91
3.2.2.3 Mélange de céramiques. 95
3.2.3 Piliers Mixtes 96
3.2.3.1 Les assemblages « titane/zircone » en deux étages. 96
3.2.3.2 Les piliers « mixtes : titane/zircone ». 97
3.2.3.3 Cas particulier : bague de col implantaire en zircone. 99
3.2.4 Polymères : le Peek. 100
3.2.5 Complication dues aux matériaux. 101
3.3 Suivant les contraintes mécaniques et stabilité dans le temps. 102
3.3.1 Vissage / Dévissage. 102
3.3.1.1 Le vissage dans les connexions à épaulement horizontal. 102
3.3.1.2 Le torque et la précharge. 102
3.3.1.3 Incidence des caractéristiques de la vis dans le phénomène de dévissage. 103
3.3.1.3.1 Etat de surface. 103
3.3.1.3.2 Géométrie du col de la vis. 105

3.3.1.4 Application aux connexions coniques. 105
3.3.1.5 Limites du vissage. 109
3.3.1.6 Causes du dévissage. 110
3.3.2 Fracture 112
3.3.2.1 Fracture de fatigue. 112
3.3.2.2 Influence de la géométrie de la connexion sur sa durabilité sous la contrainte. 113
3.3.2.3 Géométrie de la connexion et durabilité de la vis. 117
3.3.3 Rotation et systèmes d'indexation. 118
3.3.3.1 Notion d'indexation. 118
3.3.3.2 Les systèmes anti-rotationnels dans les connexions passives. 118
3.3.3.3 Les systèmes anti-rotationnels dans les connexions actives. 120
3.4 Influence sur la connexion des techniques de coulée et sur coulée pour la réalisation des piliers. 121
3.4.1 Effet sur la rotation et la stabilité. 121
3.4.2 Effet sur l'adaptation et l'étanchéité. 123
3.5 Autres critères 126
3.5.1 Choix des connexions suivant le cas clinique 126
3.5.1.1 Situation en bouche 126
3.5.1.2 Selon le type de prothèse (plurale/ unitaire) 127
3.5.2 Facilité d'utilisation 127
Conclusion……..130
Bibliographie……..132

Index des tables

Table 1 : Dimensions des micros hiatus des différentes connexions sous 120N de contrainte appliquée à 30° d'inclinaison. (D'après Streckbein P. et coll, 2012). 645

Index des illustrations

Illustration 1 : Maxillaire de Faid Souar II (D'après Jean Granat)..... 15
Illustration 2 : Rétro-alvéolaire de la 15 du crâne Faid Souar II (D'après Jean Granat) 16
Illustration 3 : Vue vestibulaire (a), palatine (b), et occlusale (c) de la 15 de Faid II (D'après Jean Granat) 16
Illustration 4 : Implant de Greenfield E. (D'après http://www.neuronarc.com/history-and-present-status-of-implant-dentistry.html) 17
Illustration 5 : Implant endodontique (D'après Szmukler-Moncler S. et coll, 2008) 18
Illustration 6 : a) Schéma d'un implant périosté. (D'après Szmukler-Moncler S .et coll) ; b) Radiographie d'un implant périosté. (D'après Szmukler-Moncler S .et coll, 2008)..... 19
Illustration 7 : a) Schéma d'un implant hélicoïdal de type Formiggini (Szmukler-Moncler S. et coll.) b) Radiographie d'un implant hélicoïdal de type Formiggini (Szmukler-Moncler S. et coll)..... 19
Illustration 8 : a) Shéma d'un implant aiguille. (d'après Szmukler-Moncler S. et coll).b) Radiographie d'un implant aiguille. (d'après Szmukler-Moncler S. et coll).....20
Illustration 9 : a) Shéma d'un implant lame de Linkows. (D'après Szmukler-Moncler S. et coll, 2008) b) Radiographie d'un implant lame de Linkows. (D'après Szmukler-Moncler S. et coll, 2008)..... 20
Illustration 10 : Radiographie implant disque.(http://www.em-premium.com.bases-doc.univ-lorraine.fr/module/displayarticle/article/189440/iconosup/fig5) 21
Illustration 11 : L'ensemble implant, pilier, prothèse (http://www.implantologie-dentaire.net/images/fr/composantes-dents-implants-dentaire.jpg) 23

Illustration 12 : Type de connexion prothèse-pilier (http://www.dentalexpress.ma/images/euroteknika_aesthetica_prothese.jpg) 24
Illustration 13 : Implant trans-muqueux a gauche, implant juxta osseux a droite. (D'après Weng et coll, 2008). 27
Illustration 14 : connexions passives (A B), connexion active (C) (Pessoa RS., et coll., 2010) 28
Illustration 15 : forces de rétention sur un implant Bicon. (httpwww.thaimakeover.comimagesthailand-dental-photobicon-dental-implant-system-thailand.gif) 29
Illustration 16 : connexion externe (D'après Szmukler-Moncler S. et coll, 2008)..... 30
Illustration 17 : a) connexion hexagone interne et polygone interne. b) connexion interne 3 lobes et 3 lobules. (D'après Szmukler-Moncler S. et coll, 2008)..... 31
Illustration 18 : a) Système Dentsply Friadent. (Disponible sur www.dentsply-friadent.de). b) Système Sluzer Calcitek (disponible sur www.dochemp.com/implant.htlm) 32
Illustration 19 : a) Connexion cône morse pur. b) cône morse indexé (d'après Szmukler-Moncler S. et coll, 2008. 32
Illustration 20 : Prothèse vissée et scellée à connexion externe à gauche et à hexagone interne a droite. (Freitas AC Jr. et coll 2011).. 36
Illustration 21 : Barre système de rétention par barre. (5) (D'après Postaire M., et coll 2011)..... 37
Illustration 22 : Locator (6) Système d'attachements axiaux Dalboplus (7) (D'après Postaire M., et coll 2011)..... 38
Illustration 23 : Microfiletage cervical, implant Evl de Serf (Leclercq P.)..... 40
Illustration 24 : Implant astra avec évasement cervical prononce et micro filetage cervical (Leclercq P.)..... 40
Illustration 25 : Etat de surface progressif (d'après www.sweden-martina.comgfxdocumentic-imp-out2-f.pdf)..... 41
Illustration 26 : Pilier type « ucla » : les différentes étapes lors de l'utilisation d'un pilier UCLA pour aboutir à un faux moignon droit (a) : À gauche, le pilier de départ/ Au milieu, le travail sur la gaine calcinable par ajout de cire/ à droite, le pilier coulé en or. Les différentes étapes dans l'utilisation d'un pilier UCLA pour aboutir à un faux moignon angulé (b). À gauche, le pilier de départ/ Au milieu, le travail sur la gaine

calcinable par ajout de cire/ À droite, le pilier coulé en or. (D'après http://www.les-implants-dentaires.com/implants-multimedia/pilier/ucla/faux-mignon.jpg) 42
Illustration 27 : Pilier usinés adaptables (Zuck G., 2009)..... 43
Illustration 28 : pilier usiné numériquement (Zuck G., 2009). 44
Illustration 29 : Pilier hybride (http://www.oraldesingn.fr/images-photos/Lux-Merlino 080708-5egrd.jpg) 45
Illustration 30 : L'espace biologique (Gharibi A. et coll, 2009). 49
Illustration 31 : Distance horizontale idéale entre 2 implants, et entre un implant et une dent adjacente (Martinez H. et coll, 2008). 52
Illustration 32 : Résorption et régénération osseuse sur un pilier nervuré au laser (Nevins M . et coll, 2010)..... 54
Illustration 33 : Implant en deux parties avec les sources de perturbation tissulaires. a : représente la présence d'un micro-hiatus. b : le dévissage et revissage du pilier. c : les micros mouvements du pilier. d : l'infiltration bactérienne. e : les contraintes occlusales sur le complexe implant/pilier. (D'après Szmukler-Moncler S., et coll, 2008)..... 56
Illustration 34 : Remaniement osseux selon le niveau de l'interface implant pilier (D'après Broggini et coll, 2006). 57
Illustration 35 : a : joint implant pilier classique en bout à bout. b : réaction de diffusion l'inflammation chronique au niveau de la connexion implant/pilier. (D'après Szmukler Moncler S., et coll, 2008). 58
Illustration 36 : Etude connexion épaulement horizontal (D'après Tsuge T , et coll , 2008)..... 60
Illustration 37 : Etude connexion épaulement horizontal coupe (D'après Tsuge T , et coll, 2008). 60
Illustration 38 : connexion externe adaptation (D'après Romanos GE., 2009). 61
Illustration 39 : connexion interne adaptation (D'après Romanos GE., 2009). 61
Illustration 40 : système hexagone interne à friction, systeme tapered screw vent zimmerdental (D'après http://www.zimmerdental.com/pdf/lib_catImpSystems4860.pdf). 62
Illustration 41 : connexion conique adaptation système ankylos (D'après Romanos GE., 2009). 63

Illustration 42 : coupe connexion hexagone interne à friction zimmerdental (d'après http://www.zimmerdental.com/pdf/lib_catImpSystems4860.pdf). 63
Illustration 43 : Evaluation de la perte osseuse pour les différents systèmes. (D'après Koo K-T., 2012)..... 67
Illustration 44 : a) Connexion interne conique. (Ankylos A8, Dentsply Friadent) b) Connexion hexagone externe (TiUnite Brånemark Mk III, Nobel Biocare). Les points rouges représentent le joint implant pilier. La ligne jaune représente le niveau osseux lors de la pose de l'implant. (D'après Weng D., 2010). 68
Illustration 45 : Distribution des forces sur l'os péri-implantaire, sur 7 systèmes implantaires. (D'après Streckbein P. et coll., 2012). 69
Illustration 46 : Etude du stress osseux en faisant varier le diamètre (gauche) et la profondeur de la connexion (droite) (D'aprés Chu C-M. et coll., 2012). 70
Illustration 47 : Résorption osseuse avec une connexion interne conique (Ankylos A8, Dentsply Friadent) et une connexion hexagone externe. (TiUnite Brånemark Mk III, Nobel Biocare). A gauche les implants ont été placés au niveau de la crête osseuse, à droite ils ont été enfouis. (D'après Weng et coll., 2011 ; Vol.26). 71
Illustration 48 : Exemple d'implant une pièce. Nobel Perfect. (D'après Ostman PO.,et coll.,2007). 73
Illustration 49 : 3 types de design et états de surface pour les implants 1 pièce. A gauche : profil évasé et surface usinée ; au centre : profil concave et microfilté ; a droite : profil droit a surface traitée par oxydation. (D'après Kim S. et coll., 2010)..... 74
Illustration 50 : Col en zircone. (D'après http://fr.tbr-implants.com/wp-content/uploads/periosave-Z1_Z1M1-1024x534.png). 76
Illustration 51 : Vue au microscope électronique d'un implant et son pilier en alliage titate-nikel. A gauche le complexe est refroidi et a droite réchauffé. (D'après Pautke et Coll., 2009). 77
Illustration 52 : Exemple de platform swiching des plus grandes marques. (D'après Siffert F. et Etienne O., 2011). 79
Illustration 53 : Implant avec sa connexion hexagone externe désaxée par rapport au centre de l'implant. (Vandeweghe S. et De Bruyn H., 2012). 80
Illustration 54 : Résorption osseuse coté platform swiching et coté classique (bout a bout) de l'implant a connexion externe désaxée sur une durée d'un an. (Vandeweghe S. et De Bruyn H., 2012). 81

Illustration 55 : Résorption osseuse coté platform swiching et coté classique (bout a bout) de l'implant a connexion externe désaxée selon le type de parodonte. (Thin= fin) (Thick= épais) (Vandeweghe S. et De Bruyn H., 2012). 82
Illustration 56 : T Taux de résorption osseuse mesurée (en mm) avec et sans platform swiching, d'après plusieurs études menées. (D'après Siffert F. et Etienne O., 2011)..... 83
Illustration 57 : Perte osseuse après 18 mois selon la géométrie choisie. (a) : absence de platform swiching ; (b) : platform swiching classique ; (c) : platform swiching profond. (D'après Cocchetto R. et coll., 2010). 84
Illustration 58 : rayon de diffusion des bactéries issues du joint implant pilier : a gauche pilier sans platform swiching, a droite avec platform swiching. (D'après Szmukler-Moncler S. et coll, 2008)..... 85
Illustration 59 : Répartition du stress sur le tissu osseux avec platform switching (ps) avec un système standard (rp) et avec un implant de gros diametre (wp) sous contrainte axiale. (Min= force compression, max= force tension, von Mises= critère synthétisant les différentes contraintes) (D'apres Tabata LF., et coll., 2011)..... 86
Illustration 60 : Répartition du stress sur le tissu osseux avec platform switching (ps) avec un système standard (rp) et avec un implant de gros diametre (wp) sous contrainte oblique. (Min= force compression, max= force tension, von Mises= critère synthétisant les différentes contraintes) (D'apres Tabata LF., et coll., 2011)..... 86
Illustration 61 : Pilier titane (Bressan E. et coll., 2011)..... 88
Illustration 62 : Pilier alliage d'or. (Bressan E. et coll., 2011). 89
Illustration 63 : Adaptation des différents matériaux a un implant en titane (Yüzügüllü B., Avci M., 2008). 94
Illustration 64 : Pilier zirconia. (Bressan E. et coll., 2011)..... 96
Illustration 65 : Pilier contour, Zimmerdental http://www.zimmerdental.fr/popup/piliers_droits_ceramique.htm. 97
Illustration 66 : Piliers associant zircone et titane privilégient une connectique titane/titane totale (pilier Procera pour implant NobelReplace™) (d'après Etienne O., Baixe S)..... 98
Illustration 67 : L'implant Smilea (Biotech) à bague en zircone (Etienne O., Baixe S., 2009)..... 99

Illustration 68 : Précharge obtenue pour chaque vis selon le matériau choisi. (ti-tite= alliage de titane avec état de surface traité) (Stüker RA. et coll., 2008). 104
Illustration 69 : Vis en titane à gauche, et en titane avec le revêtement « tungsten carbide carbon » (d'après Park JK., et coll., 2010). 104
Illustration 70 : Différents design de connexions coniques : vissée (Ankylos, ITI), transvissée (Astra, Nobel), et encastrée (Bicon) (d'après Bozkaya D., Müftü S., 2003)..... 107
Illustration 71 : Dévissage d'un pilier conique transvissé. (Riccicardi Coppete et coll., 2009)..... 108
Illustration 72 : Courbe d'élasticité de l'acier inoxydable et du titane. (Altman M. et coll., 2012). 109
Illustration 73 : Resistance à la fatigue d'un implant en acier et en titane. (Altman M. et coll., 2012). 112
Illustration 74 : Schéma de présentation des différentes connexions à épaulement horizontal. (D'après Steinebrunner L. et coll., 2008). 113
Illustration 75 : Comparaison entre différentes connexions a épaulement horizontal. (D'après Steinebrunner L. et coll., 2008). 114
Illustration 76 : Comparaison de la résistance des principales connexions.les zones cerclées de rouge sont les zones de fracture. (Dittmer S. et coll., 2011). 116
Illustration 77 : Im implant Ankylos (C) à droite et (C/X) a gauche. D'après www.Dentsplyfriadent.de). 120
Illustration 78 : Photos de la connexion implant-pilier de chaque groupe au microscope électronique. D'après (Kano SC. Et coll., 2006). 122
Illustration 79 : Représentation du jeu en rotation (Kano SC. Et coll., 2007). 122
Illustration 80 : Comparaison de l'adaptation des différents piliers. (Kano SC, Binon PP, Curtis DA., 2007)..... 124
Illustration 81 : (a) pilier plastique calcinable. (b) pilier plastique calcinable avec bague usinée. (c) piliers une fois coulés. (Do Nascimento C. et coll., 2009). 125

Introduction

INTRODUCTION

L'implantologie occupe, au fil des années, une part de plus en plus importante dans les plans de traitements. Bien que les implants ne soient pas une solution à tous les problèmes, ils sont devenus incontournables rendant ce secteur d'activité attrayant et très concurrentiel avec une multitude de systèmes et de connexions implant pilier. A l'heure actuelle, il est relativement compliqué de se retrouver parmi l'abondance d'informations offertes par les fabricants et le choix de la connexion s'avère cornélien. Cependant, cette décision va être capitale pour la pérennité des prothèses supra implantaires.

Cette thèse se propose de faire le point sur les différentes connexions qui existent sur le marché, de comparer leurs différentes propriétés, pour ensuite tenter de mettre en avant la meilleure connexion.

Dans une première partie, nous ferons un rapide historique de l'implantologie, ses circonstances d'apparition et son évolution jusqu'à la période Brânemark ouvrant la voie de l'implantologie contemporaine.

Dans une seconde partie nous allons proposer une présentation du système implantaire dans sa totalité avec une description de chacun de ces composants. Nous nous attacherons à proposer différentes classifications pour les connexions existantes et établirons un cahier des charges de la connexion.

Dans une troisième partie, nous allons étudier les différents paramètres qui vont modifier l'utilisation d'une connexion plutôt qu'une autre. Tout d'abord nous verrons leur impact sur l'espace biologique, puis nous évaluerons leurs propriétés mécaniques. Ensuite nous essaierons de mettre en lumière les avantages et inconvénients des différents matériaux existants, ainsi que leur biocompabilité respective avec les tissus biologiques. Enfin nous finirons par comparer leur facilité d'utilisation et leurs indications suivant le cas clinique considéré.

1ère partie: Historique

1 Historique

1.1 Les débuts.

Les prémices en matière d'implantologie sont datées d'environ 7000ans avant Jésus Christ. Cette date n'a pas été choisie arbitrairement mais grâce à une datation très précise au carbone 14, d'un crâne d'homo sapiens découvert en 1954 : le crâne de Faïd Souar II. Il est porteur de la plus ancienne pièce prothétique recensée à ce jour. *(Illustration 1).*



Illustration 1 : Maxillaire de Faid Souar II (D'après Jean Granat)

On constate que la 15 a été remplacée par un « pseudo-élément » faisant office à la fois d'implant et de couronne. Cette « dent » aurait été conçue à l'aide d'un fragment osseux, probablement une phalange polie… La fenestration visible a l'apex, nous donne une idée de la piètre qualité de l'osteointégration…

La confirmation se fait à la radio rétro-alvéolaire avec une belle lyse osseuse au niveau dudit implant, laissant supposer la formation d'une lésion granulomateuse ou kystique qui se serait fistulisée vestibulairement. *(Illustration 2).*

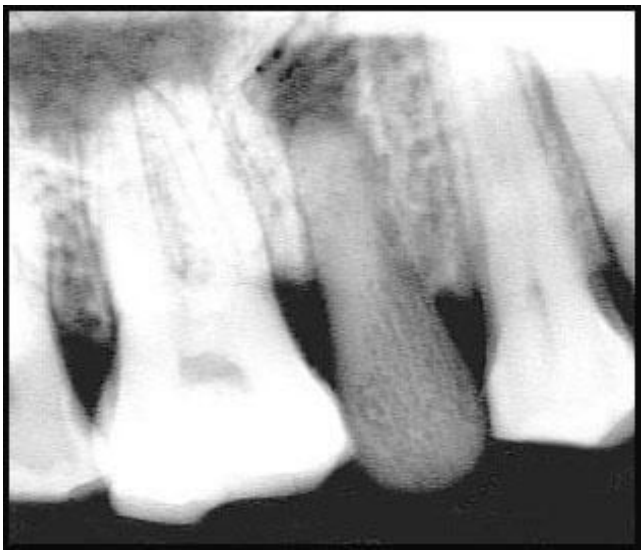


Illustration 2 : Rétro-alvéolaire de la 15 du crâne Faid Souar II (D'après Jean Granat)

Néanmoins, on constate une certaine application à reformer le galbe, l'état de surface, la morphologie d'une vraie dent, allant jusqu'à recréer un collet. *(Illustration 3a)*

La dimension vestibulo-palatine est à peu près respectée, la surface occlusale tend à rappeler une cuspide, et un point de contact existe. *(Illustration 3b et c)*

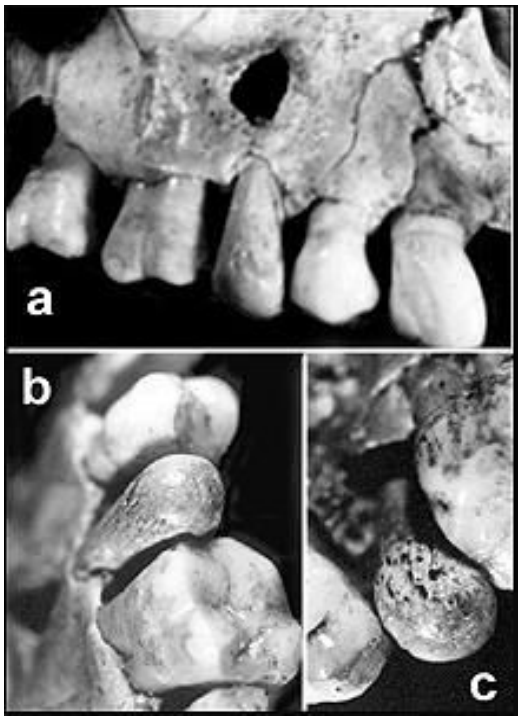


Illustration 3 : Vue vestibulaire (a), palatine (b), et occlusale (c) de la 15 de Faid II (D'après Jean Granat)

Le pseudo-implant était ankylosé à l'os excluant de ce fait une implantation post-mortem. Il s'agit donc bien du premier cas connu de restauration implantaire.

Au cours de la période antique, du moyen âge, jusqu'à l'implantologie pré-moderne, toutes les tentatives de reconstitution étaient vouées à l'échec car elles ne prenaient pas du tout en compte l'intégration tissulaire. (Heim J.L., Granat J.).

1.2 La période pré-moderne (1910-1930) :

Elle débute par l'invention, à l'époque révolutionnaire, d'un nouveau type d'implant ; les premiers à posséder une connexion. Il s'agit d'un panier cylindrique en or pour Paynes, ou en céramique pour Greenfield. Il vient se loger dans l'os spongieux précédemment alésé avec un forêt et par-dessus se connecte une couronne en céramique (D'après Szmukler-Moncler S. et coll, 2008) *(Illustration 4).*

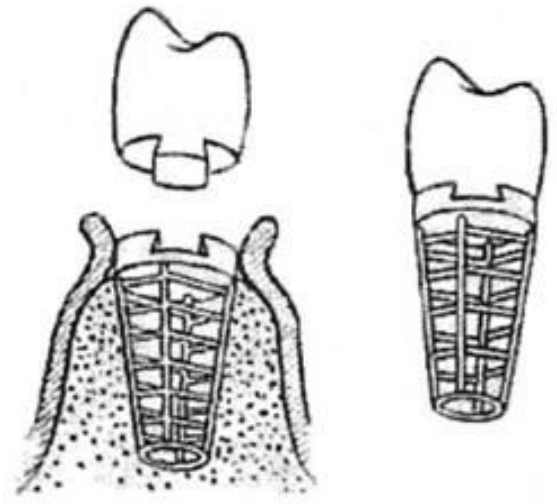


Illustration 4 : Implant de Greenfield E. (D'après http://www.neuronarc.com/history-and-present-status-of-implant-dentistry.html)

1.3 La période moderne (1930_1981) :

Durant ce laps de temps ont vu le jour 3 grandes familles d'implants :

1.3.1 Les implants endo-osseux de première génération (ou endodontique)

En 1943, les frères STROCK créent l'implant endodontique. L'implant est vissé à travers la racine et au-delà de l'apex dans l'os spongieux. *(Illustration 5)*.

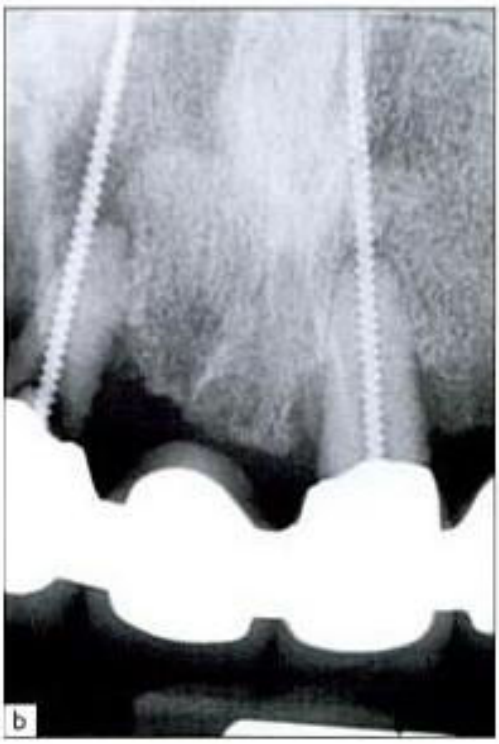


Illustration 5 : Implant endodontique (D'après Szmukler-Moncler S. et coll, 2008)

1.3.2 Les implants sous-périostés.

Ils sont mis au point en 1941 par Dahl. Ce sont des implants de grande étendue, plus ou moins adaptés à la situation osseuse du patient. Ils sont utilisés pour les reconstructions chez le patient édenté. Une armature métallique vient au contact direct de la crête osseuse et la recouvre partiellement. Sur cette armature sont fixés

des piliers destinés à recevoir la prothèse (D'après Szmukler-Moncler S. et coll, 2008) *(Illustration 6a et b).*

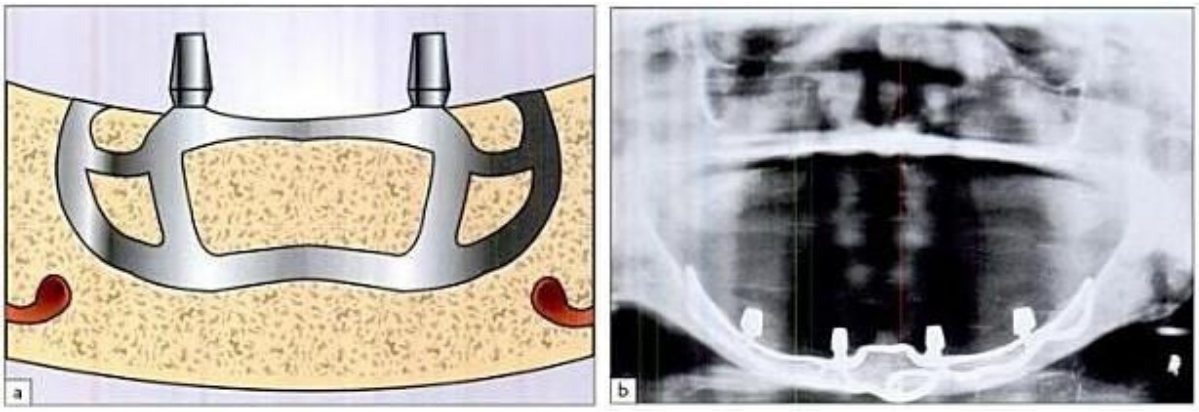


Illustration 6 : a) Schéma d'un implant périosté. (D'après Szmukler-Moncler S .et coll) ; **b) Radiographie d'un implant périosté. (D'après Szmukler-Moncler S .et coll, 2008)**

1.3.3 Les implants endo-osseux de seconde génération.

Les implants endo-osseux de seconde génération sont les seuls à être encore utilisés aujourd'hui. A partir des années 1940, différentes formes d'implants sont crées. L'implant hélicoïdal en spirale de Formiggini, mis au point en 1947, est en acier inoxydable ou en tantale. *(Illustration 7a et b).*

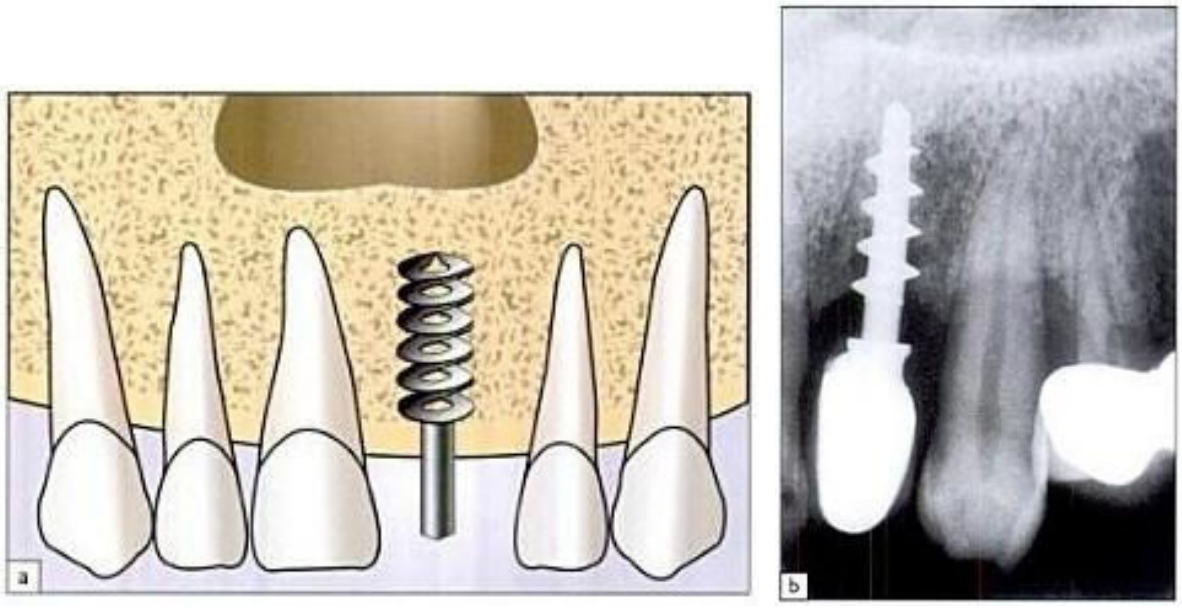


Illustration 7 : a) Schéma d'un implant hélicoïdal de type Formiggini (Szmukler-Moncler S. et coll.) b) Radiographie d'un implant hélicoïdal de type Formiggini (Szmukler-Moncler S. et coll)

Scialom est le promoteur d'un implant en trépied appelé « implant aiguille ». Les trois parties du trépied s'unissent pour supporter la couronne. *(Illustration 8a et b)*.

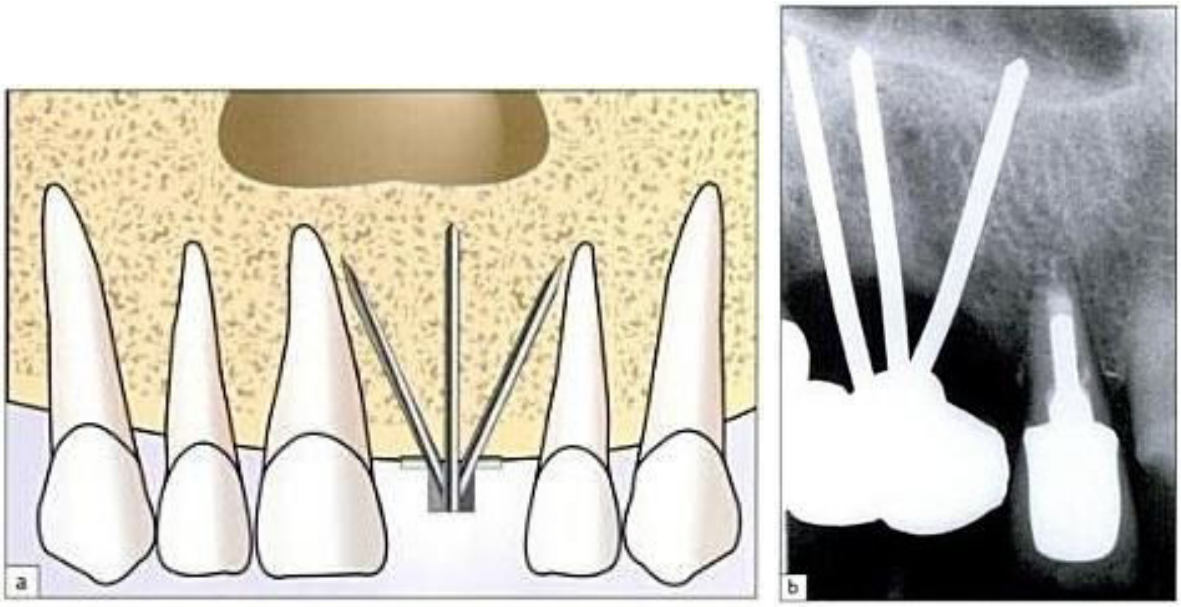


Illustration 8 : a) Shéma d'un implant aiguille (d'après Szmukler-Moncler S. et coll) b) Radiographie d'un implant aiguille (d'après Szmukler-Moncler S. et coll)

Linkow introduit en 1967, l'implant lame en titane. Il est fréquemment utilisé jusque vers la fin des années 1980. (Szmukler-Moncler S. et coll, 2008) *(Illustration 9a et b).*

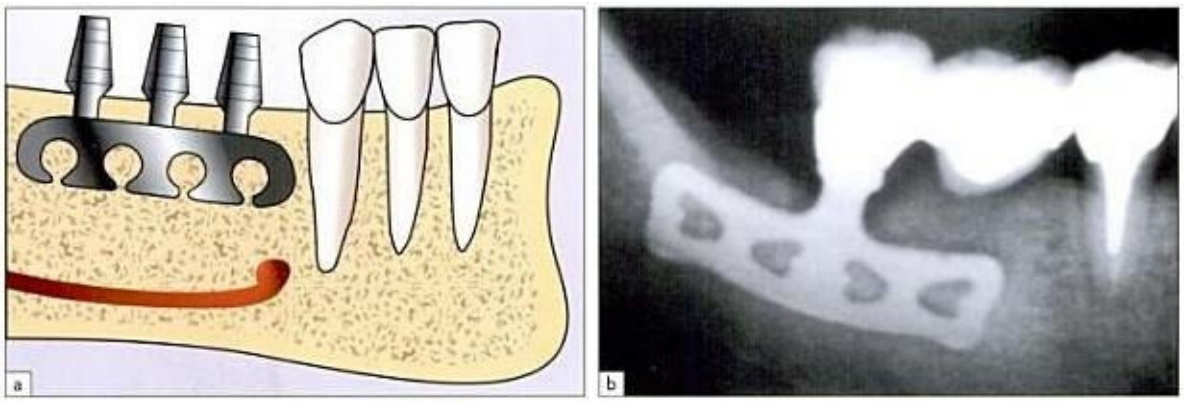


Illustration 9 : a) Shéma d'un implant lame de Linkows. (D'après Szmukler-Moncler S. et coll, 2008) b) Radiographie d'un implant lame de Linkows. (D'après Szmukler-Moncler S. et coll, 2008)

L'implantologie des années 1950 à 1970 a été celle de tous les essais et de toutes les erreurs. Des taux de succès de l'ordre de 50 % à court terme sont parfaitement acceptés et sont considérés comme encourageants. (Davarpanah M.)

Les années 1970 marquent un tournant, avec l'apparition des implants de type Brånemark. Les implants aiguille, les implants lame et les autres sont donc abandonnés. Seuls sont encore utilisés aujourd'hui les implants à plateau d'assise (implants disques) *(Illustration10)* par certains praticiens dans certains cas complexes. Avec l'arrivée des implants « vis », on commence à prendre en compte plus sérieusement la notion de biocompatibilité et de respect des tissus vivants. Ces implants ont évolué pour donner ceux que nous connaissons à ce jour avec désormais des taux de succès de l'ordre de 95 à 100%. (Leclercq P. et coll., 2008) (Davarpanah M.)

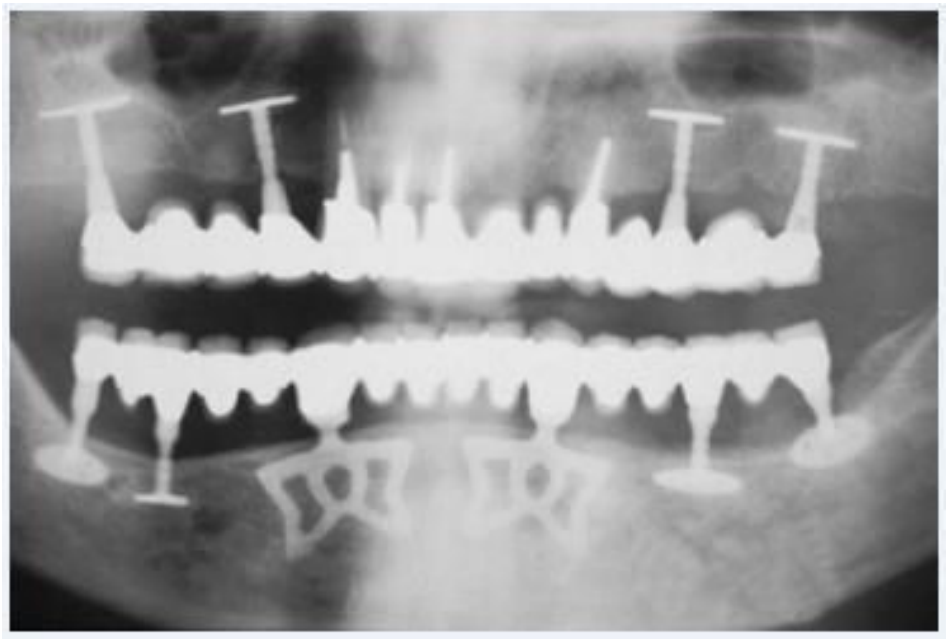


Illustration 10 : Radiographie implant disque.(http://www.em-premium.com.bases-doc.univ-lorraine.fr/module/displayarticle/article/189440/iconosup/fig5)

2ère partie : Notions d' implantologie

2 Notions d'implantologie

2.1 Description du complexe « implant-pilier-prothèse »

Les principaux éléments d'une prothèse implanto-portée sont au nombre de 3. On distingue l'implant en lui-même, le pilier, et pour finir l'élément prothétique. (*Illustration 11)*.

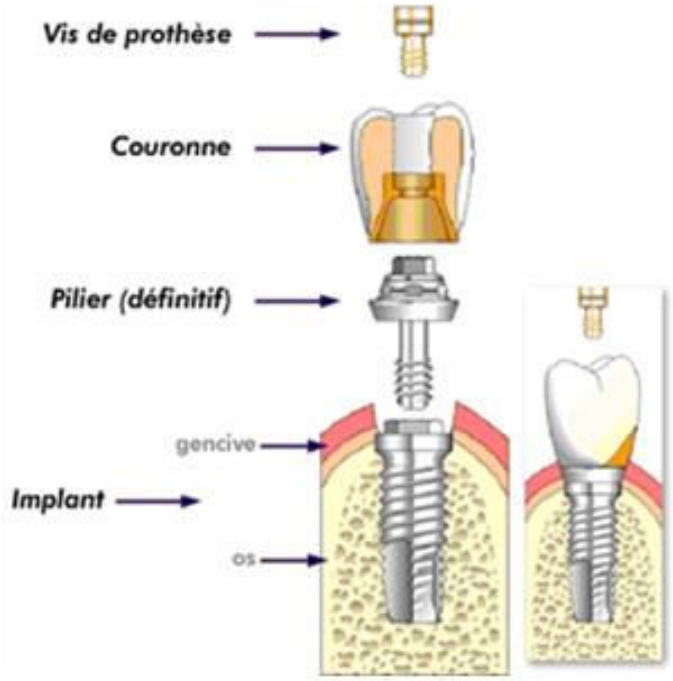


Illustration 11 : L'ensemble implant, pilier, prothèse (http://www.implantologie-dentaire.net/images/fr/composantes-dents-implants-dentaire.jpg)

L'implant est la partie qui permet d'ancrage du complexe au niveau du tissu osseux, une fois qu'il a été foré. Ils sont généralement en titane ou en alliage de titane et parfois en zircone. Ils sont composés d'une extrémité apicale variable (arrondie ou sécante), d'un corps fileté pour une meilleure rétention, et d'un col fileté ou non. Il en existe de plusieurs types, tailles, formes (cylindrique, cylindro-conique, conique, auto-perforants) et différents états de surface :

Ils peuvent être lisses (surface classique) ou traités pour améliorer leur intégration ; en effet, une surface rugueuse augmente la surface de contact os/implant et ainsi

l'importance de l'ancrage. Il existe différents moyens pour modifier l'état de surface, mais le plus reconnu est actuellement l'association sablage-mordançage. (Leclercq P. et coll).

Le pilier fait la liaison entre le milieu intérieur endo-osseux et la cavité buccale. Il comporte deux parties : le col et la partie coronaire. Le col du pilier (trans gingival) correspond à la partie en contact direct avec la muqueuse péri-implantaire. Il se fixe à l'implant par l'intermédiaire d'une vis ou non suivant le type de connexion. Cette vis peut varier d'un système à l'autre, de part sa taille, son diamètre, la forme de sa tête, son filetage (nombre de spires, pas…). La partie coronaire quant à elle, correspond à la partie qui fait jonction avec l'élément prothétique. (Noharet R., 2010).

La prothèse vient se fixer sur le pilier et a pour but de remplacer une ou plusieurs dents manquantes. La prothèse pourra être fixée unitaire, plurale, ou amovible. Elle pourra être scellée à l'aide d'un ciment, transvissée, ou encore « clipsée » grâce à des attachements. (Prothèse amovible) *(Illustration 12).*



Illustration 12 : Type de connexion prothèse-pilier (http://www.dentalexpress.ma/images/euroteknika_aesthetica_prothese.jpg)

2.2 Classification des différents types d'implants

2.2.1 Classification selon le nombre d'éléments.

2.2.1.1 *Les implants monobloc.*

Un implant dentaire monobloc est similaire à un implant conventionnel, la seule différence réside dans le fait que le pilier fait partie intégrante de l'implant. L'avantage principal de cet implant dentaire réside dans le fait qu'il n'y a pas de connexion, donc pas de risque supplémentaire de fracture. Les deux parties ne font qu'une et sont usinées dans le même métal. Par la suite il suffira de rajouter la prothèse au-dessus. Ce type d'implant dentaire ne peut pas être utilisé dans tous les cas, il répond à des besoins spécifiques.

En effet, il nécessite que l'axe « implant-prothèse » soit parfaitement droit, car il n'est pas possible par la suite de corriger des éventuelles erreurs. De la même manière, les cas de reconstitution multiple, comme les bridges de grande ou de petite étendue, seront difficiles à réaliser car ils exigent une situation clinique qui permette un parallélisme de tous les implants entre eux. Enfin tous les sites avec une hauteur de tissu osseux insuffisante nécessiteront un pilier angulé.

2.2.1.2 *Les systèmes à un étage*

Dans ces systèmes, le pilier et la prothèse ne forment qu'un élément. Cet ensemble sera fixé à l'implant. Il y a donc une seule connexion. De la même manière que précédemment, ce système a les mêmes limites.

2.2.1.3 *Les systèmes à deux étages*

Le pilier est connecté à l'implant, puis la prothèse est à son tour connectée au pilier, par scellement ou vissage. Il y a donc deux connexions ce qui offre une plus grande souplesse, pour traiter la majorité des cas cliniques.

2.2.1.4 *Les systèmes à trois étages*

Ce système utilise une bague trans-gingivale qui se fixe sur l'implant. Sur le pilier vient se connecter une armature sur laquelle sera installée la prothèse/il y a donc bien trois interfaces.
Cette classification n'est plus très judicieuse. Premièrement la majeure partie des systèmes n'a que deux étages, et deuxièmement le nombre de partie est moins important que la position par rapport au parodonte et au tissu osseux. On parle donc alors plutôt d'implant trans-muqueux ou juxta-osseux.

2.2.2 Classification selon la localisation de l'interface implant-pilier.

2.2.2.1 *Les implants trans-muqueux (non-enfouis)*

Les implants trans-muqueux sont stabilisés au-dessus du niveau de la crête osseuse. Ils remplacent les anciens systèmes à trois étages. Leurs cols sont de manière générale évasés et lisses. Ils se situent dans l'épaisseur de la gencive et reçoivent pour la plupart des connexions passives internes ou externes. L'avantage principal de ce type d'implant est qu'ils seront posés en une seule étape chirurgicale.

2.2.2.2 *Les implants juxta-osseux (enfouis)*

Les implants enfouis sont des implants dont la limite supérieure vient affleurer la surface de la crête osseuse. A l'inverse des implants trans-muqueux, ils nécessitent une seconde intervention chirurgicale, après leur mise en place (Après cicatrisation et ostéo-intégration) pour permettre la suite des étapes prothétiques. *(Illustration 13)*.

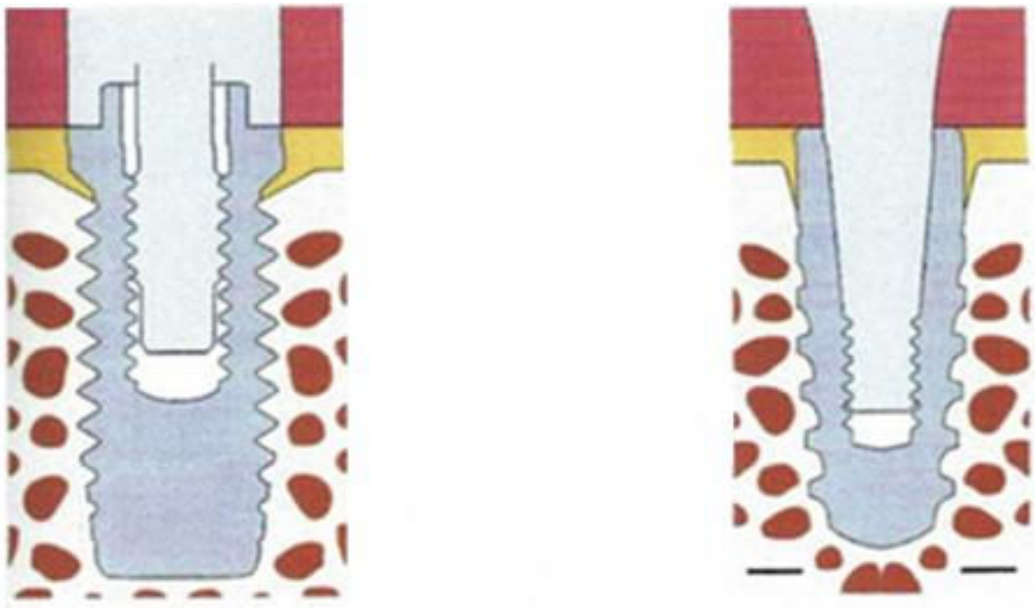


Illustration 13 : Implant trans-muqueux a gauche, implant juxta osseux a droite. (D'après Weng et coll, 2008).

La quasi totalité de ces implants est aujourd'hui des implants vis dont le corps est cylindrique ou cylindro-conique.

Les implants vis cylindriques ont un corps fileté, et existent en différentes longueurs et différents diamètres.

Les implants cylindro-coniques sont dits « anatomiques ». Le diamètre de ces implants diminue du col vers l'apex, ce qui explique que leur forme soit proche de celle d'une racine artificielle. Ces implants sont intéressants à utiliser dans le cas d'avulsions-implantations immédiates, de concavités vestibulaires de la crête alvéolaire ou d'obstacles anatomiques proéminents. (Leclercq P. et coll).

2.2.3 Classification selon le type de fixation

Initialement, les connexions étaient différenciées en fonction de l'appartenance de l'élément mâle à l'implant et femelle au pilier, ou inversement. On parlait alors de connexion externe ou interne :

- Les connexions externes : l'hexagone appartient au pôle prothétique de l'implant et le pilier prothétique vient s'y encastrer.

- Les connexions internes : le pilier prothétique (partie male) pénètre dans le pôle prothétique de l'implant (partie femelle).

Par la suite on a préféré distinguer les différentes connexions de par leur comportement mécanique : les connexions passives ou actives :

2.2.3.1 *Les implants avec connexion passive*

La connexion peut être définie comme passive lorsqu'il existe un léger espace entre les composants qui ne sont solidarisés que par une vis. (C'est la majorité des systèmes implantaires.) La performance de ce type de connexion dépend de sa géométrie mais aussi du jeu entre les pièces mâle et femelle.

2.2.3.2 *Les implants avec connexion active*

Elle est active lorsque la connexion se fait par friction. Dans ce dernier cas, il n'existe pas d'espace entre les composants et les deux parties sont encastrées (cône morse). Dans ce type de connexion, il n'y a plus obligatoirement de vis. Le pilier peut être lui-même directement fileté pour se visser dans l'implant et conservera sa position grâce à la pression et la friction. (Théry L.) *(Illustration 14)*.

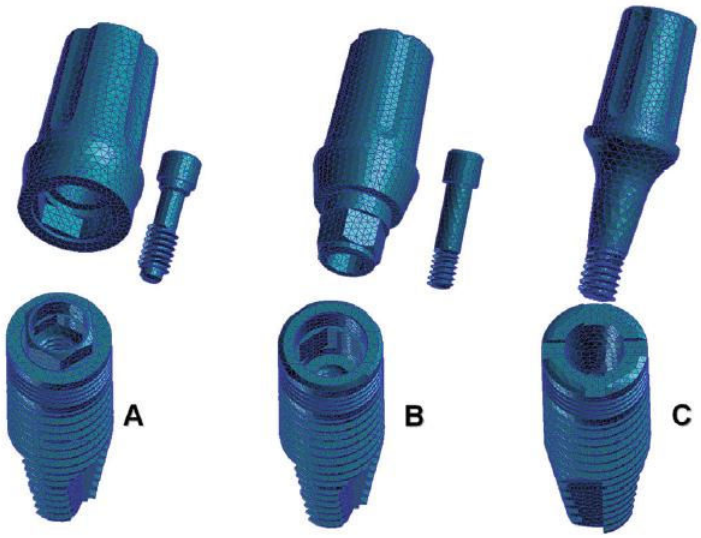


Illustration 14 : connexions passives (A B), connexion active (C), (Pessoa RS., et coll., 2010)

Certains systèmes n'utilisent même plus de pilier fileté mais un pilier conique de 1.5° au niveau de son fut qui est encastré par force dans l'implant. Ici seule la très forte conicité va permettre la rétention du pilier. (Exemple: système Bicon) *(Illustration 15)*.



Illustration 15 : forces de rétention sur un implant Bicon. (httpwww.thaimakeover.comimagesthailand-dental-photobicon-dental-implant-system-thailand.gif)

2.3 Les différentes connexions implantaires

2.3.1 Géométrie de la connexion implant-pilier

Elle correspond a un emboitement entre une pièce male et une pièce femelle qui connecte le pilier prothétique au corps implantaire endo-osseux. Cet emboitement est soit passif, soit actif, et inclut ou non un système anti rotationnel.

2.3.1.1 *Les connexions passives*

2.3.1.1.1 Les connexions externes :

Ce sont les plus rependues, et les plus anciennes. La surface prothétique de l'implant possède une forme de plateau surmonté en son centre d'un hexagone et associé à un pas de vis central. Le pilier est emboité sur l'hexagone, il est vissé à l'aide d'une vis en or ou en titane. Cet hexagone externe offre de par sa structure plusieurs positionnements possibles pour le pilier, et permet de s'opposer aux forces rotationnelles. Il est cependant nécessaire avec ce type de système de réaliser une radiographie de contrôle afin de s'assurer de la bonne mise en place du pilier (Szmukler-Moncler S.) *(Illustration 16)*.



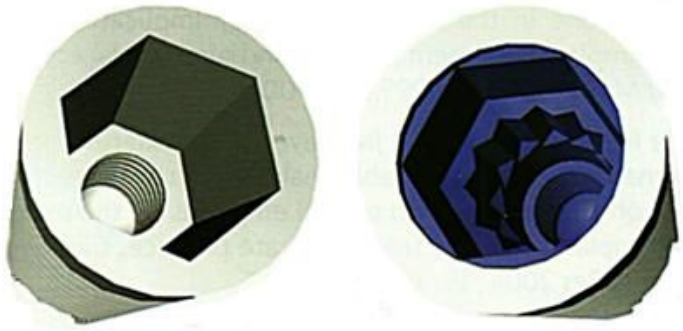
Illustration 16 : connexion externe (D'après Szmukler-Moncler S. et coll, 2008)

2.3.1.1.2 Les connexions internes :

Il s'agit d'une évolution dans la volonté d'améliorer le système anti rotationnel. Ce type de connexion n'était pas envisageable au début de l'implantologie car l'épaisseur des parois du corps de l'implant était trop faible. Les progrès effectués dans le domaine des biomatériaux ont vu apparaitre de nouveaux alliages de titane dits de « grade 4 ou 5 » beaucoup plus résistants.

Il existe différents types de connexions internes passives ; elles diffèrent surtout par la forme du système anti-rotationnel.

Le plus courant est le système à hexagone interne *(Illustration 17a),* mais il existe toutes sortes de polygones, voire des lobes ou lobules (*illustration 17b*). La vraie différence réside dans le nombre de positionnement possible des piliers. Plus le modèle choisi comporte de face et plus le positionnement du pilier sera modulable. (Szmukler-Moncler S.)



a)



b)

Illustration 17 : a) connexion hexagone interne et polygone interne. b) connexion interne 3 lobes et 3 lobules. (D'après Szmukler-Moncler S. et coll, 2008)

Un système à créneaux un peu différent de par sa conception est aussi proposé. Ici il ne s'agit plus d'un polygone qui vient s'insérer dans l'autre ; le piler est pourvu de 6 digitations qui viennent s'encastrer dans l'implant, ce qui offre une stabilité encore meilleure. Ce système existe en connexion externe (Sluzer Calcitek ou spline, zimmerdental) ou en connexion interne (Dentsply Friadent) *(Illustration 18 a et b)*.

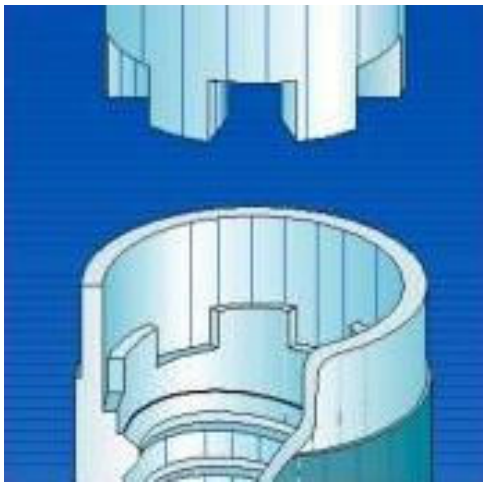
a)  b) 

Illustration 18 : a) Système Dentsply Friadent. (Disponible sur www.dentsply-friadent.de). b) Système Sluzer Calcitek (disponible sur www.dochemp.com/implant.htlm)

2.3.1.2 *Les connexions actives*

Les connexions actives (voire paragraphe 2.2.3.2) sont principalement représentées par la connexion cône morse. Le pilier, conique, vient s'insérer dans le corps de l'implant qui possède une conicité correspondante. La rétention est basée sur la friction du pilier dans l'implant. On y ajoute ou non un pas de vis, selon les systèmes. Le principal inconvénient des premiers cônes morse dits « cônes morses purs » est qu'ils ne sont pas munis de systèmes anti rotationnels. Il est donc difficile de gérer le repositionnement du pilier en bouche à l'identique de la position du modèle de travail. Il y a donc nécessitée d'utiliser une clé de repositionnement qui permet le transfert. Pour résoudre cette difficulté, on associe des polygones au cône morse. C'est ce que l'on appelle l'indexation. (Désigné par exemple par la lettre x dans l'outillage de Dentslpy.) *(Illustration 19)*.

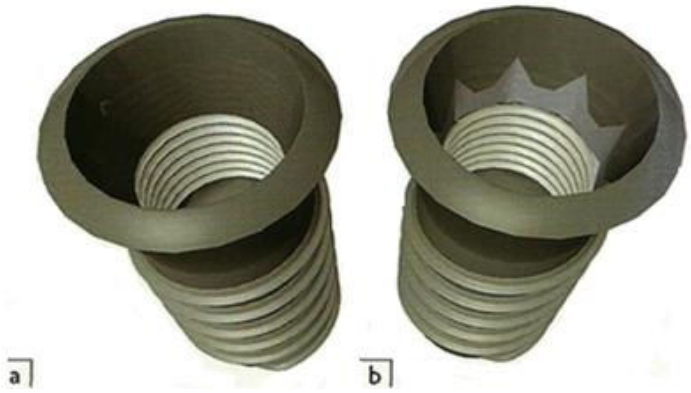


Illustration 19 : a) Connexion cône morse pur. b) cône morse indexé (d'après Szmukler-Moncler S. et coll, 2008.

2.3.2 Connexion pilier-prothèse

2.3.2.1 *Prothèse fixée*

2.3.2.1.1 Prothèse vissée

Cette technique est spécifique de la prothèse sur implant. La prothèse peut alors être vissée dans le pilier trans-gingival ou directement sur l'implant.

- ✓ *Prothèse vissée dans un pilier trans-gingival*

Parmi les piliers utilisés actuellement, on distingue les piliers à deux étages de type Branemark et les piliers monoblocs.

Les piliers à deux étages se composent d'un pilier transvissé par une première vis creuse ; la prothèse est alors maintenue par une petite vis en or vissée dans la vis du pilier qui a servie à le connecter à l'implant. Les fractures de la petite vis en or sont fréquentes, au point qu'on la surnomme « vis fusible ». À l'inverse, les piliers monoblocs sont directement vissés dans l'implant. La prothèse est donc maintenue à l'aide d'une grosse vis solidement vissée dans le pilier.

La hauteur des piliers dépend du type de limite choisi, c'est-à-dire juxta- ou supra-gingivale. Ces piliers sont vissés selon un couple de serrage déterminé par le fabricant. Les piliers monoblocs ne possédant pas de propriétés antirotationnelles, ils sont surtout utilisés dans le cas de prothèses plurales qui par définition relieront entre eux plusieurs implants. En revanche, les piliers à deux étages possèdent un système anti-rotationnel de type hexagone externe ou interne. Mais cela compense difficilement le problème de fragilité de la vis fusible.

Les piliers monoblocs sont les systèmes de référence actuellement pour les prothèses fixées implanto-portées étendues.

✓ *Prothèse vissée dans l'implant*

Des gaines usinées en or sont souvent utilisées comme support pour une surcoulée au laboratoire. Ces gaines servent alors de support à l'armature prothétique et offrent une adaptation précise de la prothèse sur l'implant. Des gaines calcinables peuvent aussi être utilisées. En théorie, avec cette dernière méthode, l'adaptation de la prothèse sur le plateau de l'implant serait moindre à cause des variations dimensionnelles survenant pendant la coulée. En pratique, si l'on dispose de prothésistes bien équipés et que les pièces calcinables utilisées sont de bonne qualité (brûle sans laisser de résidus), cette technique demeure la plus performante.

Pour les édentements unitaires, un système de liaison type hexagone externe ou interne possédant des propriétés anti rotationnelles est indispensable pour éviter le dévissage intempestif de la prothèse. Cependant, dans le cas de prothèses plurales, ce type de liaison n'est pas indispensable car la solidarisation des implants annule le risque de dévissage.

Toujours dans le cadre des prothèses vissées, il est possible de faire produire des armatures en titane par conception et fabrication assistées par ordinateur (CFAO), possédant ainsi les qualités d'une pièce usinée.

Avantages de la prothèse vissée :

- Technique d'utilisation simple.
- Démontage éventuel de la prothèse vissée est plus simple que pour la prothèse scellée.
- Indiquée lorsque l'espace disponible entre le plateau implantaire et le plan occlusal antagoniste est réduit. (en effet, un espace plus petit, signifie un pilier plus court, et donc une surface de rétention plus faible pour une prothèse scellée).
- Absence complète de ciment de scellement, donc respect des tissus parodontaux.
- Possibilité de se passer d'un pilier (fragile et couteux)

Inconvénients de la prothèse vissée :

Problématique du puits d'accès à la vis de fixation de la couronne au pilier :

- L'axe implantaire peut être défavorable à un positionnement idéal lingual ou occlusal de ce puits d'accès.
- La présence d'un puits d'accès rend la surface prothétique non homogène, et peut être inesthétique. (de part l'utilisation d'un composite pour l'obturation). De plus, l'adaptation occlusale au niveau du puits n'est pas optimale puisque non réalisée au laboratoire.
- Fragilisation de la céramique.
- Risque d'endommager le pas de vis de l'implant (à la suite de nombreux dévissages lors de l'élaboration prothétique) (Lamy M. 2011).

2.3.2.1.2 Prothèse scellée

Il existe différents types de piliers sur lesquels la prothèse peut être scellée :

- les piliers pleins vissés en titane ;
- les piliers usinés en titane transvissés dans les implants ;
- les piliers en zircone usinés transvissés dans les implants ;
- les piliers personnalisés transvissés dans les implants qui sont soit réalisés par CFAO en titane ou en céramique (exemple : système Diadem®), soit surcoulés en alliage précieux ou non.

Ce type de prothèse présente de nombreux avantages, car ces prothèses ressemblent beaucoup à des prothèses fixées classiques sur dents naturelles. Elles ne possèdent pas de puits d'accès aux vis, ce qui va non seulement supprimer le déficit esthétique lié au composite obturant le puits, mais aussi supprimer l'interface supplémentaire qu'il engendre et qui peut réduire l'étanchéité du système. Il est, de plus, possible de corriger les axes des implants grâce aux faux-moignons angulés. Ainsi, dans le cas où l'axe de l'implant est tel que le puits d'accès aux vis se trouverait en pleine face vestibulaire, la prothèse scellée permet de corriger l'axe

sans déficit esthétique. Au final, les réglages occlusaux sont simplifiés et comparables à ceux d'une prothèse classique.

Mais ce système a aussi ses inconvénients, en particulier la difficulté à contrôler l'insertion passive de la prothèse et une démontabilité difficile, car pouvant nécessiter la destruction de l'élément prothétique. C'est pour cette raison qu'il est relativement consensuel de sceller les éléments prothétiques avec un ciment de scellement provisoire. Cela dit, après une longue période de validation à l'aide d'une prothèse transitoire implantoportée fixée, le scellement définitif d'une prothèse d'usage ne semble pas déraisonnable ; bien au contraire, c'est dans ce cas un gage de stabilité.

A la question du choix d'une technique prothétique scellée ou vissée, il n'y a donc pas une réponse unique. Le choix d'une par rapport à l'autre se fera en fonction de la situation clinique, des possibilités qu'offre le système implantaire avec lequel on travaille, et les préférences de chaque praticien. Il est important de préciser que les deux techniques donnent de bons résultats à moyen et à long terme. *(Illustration 20).*

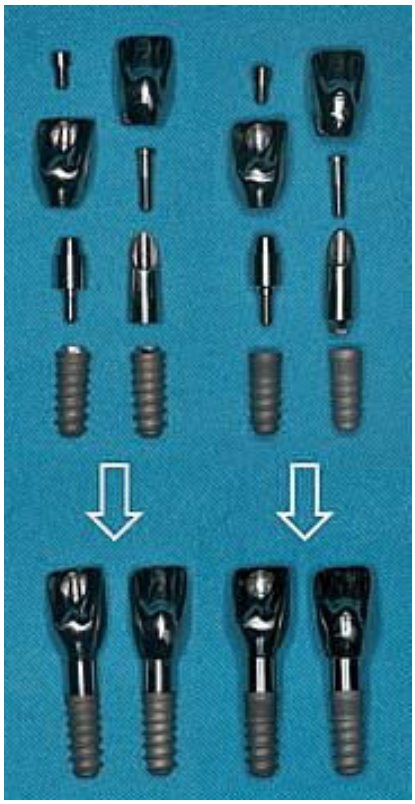


Illustration 20 : Prothèse vissée et scellée à connexion externe à gauche et à hexagone interne a droite. (Freitas AC Jr. et coll 2011).

2.3.2.2 *Prothèse amovible supra-implantaire*

Il s'agit de prothèses classiques muco-supportées, mais qui sont en plus implanto-retenues, ce qui améliore considérablement leur rétention. Les deux grands types de rétention sont les barres de conjonction et les boutons pression.

- ✓ *Rétention par barres de conjonction :*

Les barres de conjonction sont vissées sur les implants par l'intermédiaire de piliers transgingivaux transvissés avec un couple de serrage approprié. Si l'on dispose de prothésistes capables de réaliser des coulées de très bonne qualité et de pièces calcinables de bonne qualité, il est préférable de réaliser des barres coulées directement transvissables dans les implants. Des cavaliers sont placés dans l'intrados de la prothèse en regard de la barre. (Barre de Dolder de section ronde, ovoïde ou à bords parallèles, barre d'Ackermann.etc.). *(Illustration 21).*



Illustration 21 : Barre système de rétention par barre. (5) (D'après Postaire M., et coll 2011).

- ✓ *Rétention par boutons de pression :*

Les boutons pression (parties mâles) sont vissés directement dans les implants. Il est souhaitable que ces moyens de rétention se situent à 1 mm au-dessus de la limite gingivale. Les parties femelles sont incluses dans la prothèse amovible de façon classique au laboratoire de prothèses. Cependant, elles peuvent aussi être incluses directement en bouche grâce à de la résine auto polymérisable.

Les avantages de cette approche sont nombreux. Les prothèses amovibles sont réalisées de façon comparable à des prothèses classiques et répondent aux principes de la prothèse complète. La rétention et la stabilité de la prothèse sont considérablement augmentées, notamment à la mandibule où il est toujours délicat de réaliser une prothèse rétentive et efficace. D'ailleurs au maxillaire, la rétention d'une prothèse amovible étant beaucoup plus simple à obtenir, il est préférable de ne pas réaliser ce genre de constructions. (Leclercq P.). *(Illustration 22).*



!!Illustration 22 : Système d'attachements axiaux Locator® (6) et Dalboplus® (7) (D'après Postaire M., et coll 2011).

Critère de choix entre les deux types d'attachements

Le choix entre les deux systèmes se fait suivant différents critères tels que :

- *Le cout :*

Le coût des attachements axiaux est sensiblement plus faible que celui des composants nécessaires à la réalisation d'une barre de conjonction. De plus, la mise en oeuvre des connexions axiales nécessite moins d'étapes de laboratoire que les barres de conjonction. Le coût de ces étapes est donc plus limité. Néanmoins, la valeur globale de ces deux types de traitement reste similaire.

- *La distance inter implantaire :*

Il est habituel de préconiser une distance minimale de 8 à 10 mm entre les faces proximales adjacentes de deux implants afin de permettre la mise en place d'un cavalier rétentif sur la barre de conjonction réunissant ces implants. La distance

maximale entre ces piliers est de 15 mm afin d'éviter toute déformation de la barre pendant la fonction. (Postaire M., Daas M., 2011).

- *Le parallélisme implantaire* :

Une faible divergence entre attachements axiaux (5 à 10 degrés) ne compromet pas l'insertion prothétique mais augmente l'usure des différentes pièces du dispositif rétentif. Réaliser une barre de conjonction permet de résoudre ce problème, car chaque pilier prothétique supportant la barre est transvissé dans son axe. L'alternative à ce choix consiste en l'utilisation de systèmes d'attachements axiaux à rattrapage d'angulation. Ils sont constitués d'une base transvissée dans l'axe implantaire sur laquelle se connecte une partie mâle qui compense l'aparallélisme des implants.

- *L'espace inter crête :*

Si l'espace prothétique s'avère limité et afin d'éviter un surcontour prothétique inesthétique ou gênant, notamment pour la langue, il est préférable de privilégier des attachements axiaux de taille réduite (Locator®) a des barre de rétention plus volumineuses.

- *Le degré de résorption et qualité de la crête osseuse :*

Dans le cas d'un os basal fortement résorbé, il est prudent d'augmenter le nombre d'implants et de réunir ceux-ci par une barre de conjonction, rigidifiant le système implantaire.

- *La forme de la crête mandibulaire :*

Schématiquement sur le plan horizontal, il existe trois formes de crête édentée mandibulaire : trapézoïdale, arrondie et ogivale.
Si l'on considère que la mise en place de deux implants en sites canins droit et gauche représente une solution classique en PACSI, seule la première forme de crête facilite la réalisation d'une barre de conjonction. En effet, moins la région antérieure de la crête édentée est rectiligne, plus une barre de conjonction reliant ces

deux implants sera curviligne, au risque de créer un bras de levier défavorable. La nécessité de diminuer la courbure de cette barre impose la réalisation d'un sur contour prothétique lingual qui entraîne un handicap fonctionnel majeur. Dans le cas d'arcade arrondie ou ogivale, soit il faut choisir des attachements axiaux, soit augmenter le nombre d'implants pour segmenter la courbure en différentes parties rectilignes favorables à la réalisation d'une barre de conjonction. (Fromentin O.).

2.4 Le Col Implantaire

C'est la partie haute de l'implant qui reçoit le pilier.

Le col était en général une surface lisse haute de 1 à 3 mm, mais les cols développés actuellement sont plutôt micro filetés pour un meilleur blocage cortical de l'implant. Le diamètre cervical peut être identique à celui du corps de l'implant (col droit), mais il peut aussi y avoir un évasement au niveau du col.Ce type d'implant à plateau cervical évasé est souvent privilégié car il améliore la stabilité primaire de l'implant dans certains cas délicats de type avulsion-implantation immédiate, ou lorsque l'os alvéolaire est peu dense. Dans cette même optique de stabilisation implantaire, ce col évasé de blocage est de plus en plus souvent associé à un microfiletage cervical. (Leclercq P. et coll). *(Illustration 23 et 24)*.

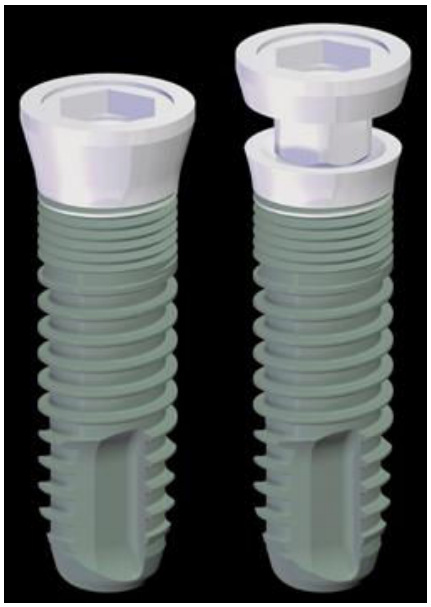


Illustration 23 : Microfiletage cervical, implant Evl de Serf (Leclercq P.)



Illustration 24 : Implant Astra avec évasement cervical prononce et micro filetage cervical (Leclercq P.)

Les cols implantaires sont le plus souvent en titane, mais peuvent être agrémentés d'une bague en zircone (pour les implants transgingivaux). Cette bague permet un meilleur rendu esthétique et diminue le risque de voir apparaitre un liseret métallique à la base de la couronne. (À cause de la récession gingivale qui peut intervenir avec le temps). La surface lisse de la zircone permet aussi une diminution de la rétention de plaque. À l'inverse la partie enfouie du col de l'implant est quand a elle rugueuse, sablée ou mordancée, afin de favoriser l'osteointégration. Pour les implants transgingivaux, la transition entre les deux états de surface peut être nette ou progressive. *(Illustration25)*.

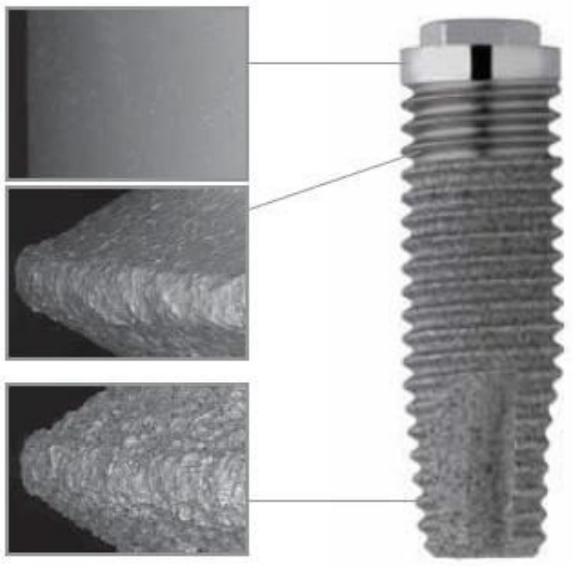


Illustration 25 : Etat de surface progressif (d'après www.sweden-martina.comgfxdocumentic-imp-out2-f.pdf).

2.5 Le Pilier

Le pilier peut être réalisé de deux manières différentes :
Soit par des méthodes de coulée (pilier coulé), soit usiné par des machines outils (pilier usiné) et ils sont standards ou personnalisés, ou encore par les deux principes à la fois (pilier hybride).

2.5.1 Les pilliers entiérement coulés (type « ucla ») à partir d'une maquette en résine calcinable.

Ils furent inventés dans les années 90. Ils présentent une maquette en résine calcinable, conçue pour s'adapter sur le sommet de l'implant. Une fois élaborée, elle est coulée selon les procédures habituelles de coulée métallique au laboratoire, et va former l'armature métallique sur laquelle sera scellée la prothèse. La conception de ces piliers permettait de faire face aux situations pour lesquelles l'offre technologique disponible ne donnait pas de solutions (angulation importante).
Ces piliers présentent deux inconvénients majeurs :

- Imprécision plus fréquente des techniques de coulée métallique en comparaison des techniques d'usinage industriel.

- Persistance d'un hiatus important à la jonction entre le sommet de l'implant et la base des piliers prothétiques. Ceci va pouvoir entrainer une prolifération bactérienne très délétère pour les tissus osseux environnant, et conduire à une récession du niveau osseux. (Zuck G., 2009). *(Ilustration 26)*.

a)  b) 

Illustration 26 : Pilier type « ucla » : les différentes étapes lors de l'utilisation d'un pilier UCLA pour aboutir à un faux moignon droit (a) : À gauche, le pilier de départ/ Au milieu, le travail sur la gaine calcinable par ajout de cire/ à droite, le pilier coulé en or. Les différentes étapes dans l'utilisation d'un pilier UCLA pour aboutir à un faux moignon angulé (b). À gauche, le pilier de départ/ Au milieu, le travail sur la gaine calcinable par ajout de cire/ À droite, le pilier coulé en or. (D'après http://www.les-implants-dentaires.com/implants-multimedia/pilier/ucla/faux-mignon.jpg)

2.5.2 Les Piliers Usinés

2.5.2.1 *Les piliers usinés préfabriqués*

Ils sont en titane ou en céramique. Ce sont des piliers standards proposés par les fabricants, lors de la commande de l'implant. Leur usinage permettent de proposer une qualité de réalisation identique quelque soit le choix de la connexion. Ils sont utilisables pour des cas cliniques idéaux, ne nécessitant pas de retouche.

2.5.2.2 *Les piliers usinés adaptables*

L'adaptabilité de ces piliers doit permettre de traiter les cas plus complexes que les piliers standards ne peuvent pas traiter. Ils doivent permettre de faire face à des impératifs de corrections d'axes et de positionnement de la finition cervicale au niveau imposé par les circonstances cliniques. La modification des piliers se fait par meulage intra-oral ou au laboratoire. Dans le cas de pilier en zircone, il est impératif de connaitre les limites de fraisage à ne pas transgresser, afin de conserver la solidité de la céramique après meulage. *(Illustration 27).*



Illustration 27 : Pilier usinés adaptables (Zuck G., 2009).

2.5.2.3 *Les piliers usinés CFAO*

Le point de départ d'une conception fabrication assistée par ordinateur (CFAO) est un système de numérisation qui transforme un élément physique, en données numériques exploitables dans un logiciel informatique. A partir de ces données de base, le prothésiste peut alors réaliser le pilier implantaire de manière complètement virtuelle, et ensuite le faire fabriquer par l'intermédiaire d'un tour à commande numérique. (Ex : Cerec®/ Sirona) (Lamy M., 2011).

La technologie numérique conjugue avec talent les performances de l'usinage industriel et les qualités biologiques et esthétiques due à la possibilité d'utiliser les matériaux en céramique, en les exploitants au mieux. (Zircone). La technique assistée par ordinateur convient à tous les types de prothèses, tous les types de piliers. En effet, comme ils sont usinés spécifiquement pour chaque patient, le col du pilier peut être modelé de façon optimale afin, d'une part, soutenir les tissus mous péri-implantaires et, d'autre part, de pouvoir enfouir la limite cervicale en fonction du niveau muqueux. Ils se rapprochent finalement de la morphologie d'un moignon préparé pour une dent naturelle. (Noharet R., 2010).
La seule limite est le cout toujours élevé de l'appareillage. Il sera donc conseillé d'y avoir recours pour les cas complexes ou nécessitant un rendu esthétique parfait (secteur antérieurs maxillaire) *(Illustration 28).*

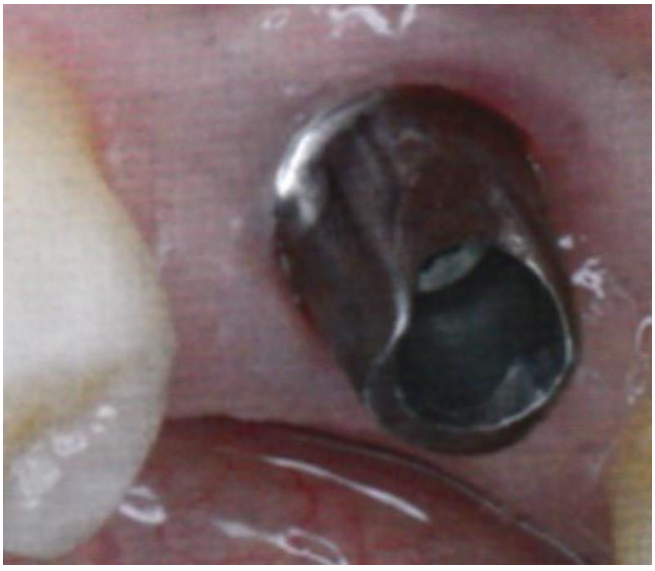


Illustration 28 : pilier usiné numériquement (Zuck G., 2009).

2.5.3 Les piliers hybrides

Il s'agit de piliers standards qui vont être modifiés par une sur coulée métallique adaptée à la situation, la base usinée métallique offre la précision de l'usinage industriel et la résine calcinable en vue de la sur coulée permet au prothésiste d'adapter la forme aux exigences de la situation clinique. La précision du joint implant-pilier est ainsi conservée avec une meilleure adaptabilité. *(Illustration 29).*



Illustration 29 : Pilier hybride (http://www.oraldesingn.fr/images-photos/Lux-Merlino 080708-5egrd.jpg)

2.6 Caractéristiques d'une bonne connexion.

Les innovations récurrentes en implantologie interviennent toujours afin d'améliorer l'une des caractéristiques essentielles suivantes :

2.6.1 Biocompatibilité.

Tout biomatériau médical doit répondre à la norme ISO 10993. Les biomatériaux dentaires y sont donc inclus.

Avant d'expliciter la notion de biocompatibilité il convient d'expliquer celle de biomatériau. Un biomatériau est un matériau non vivant, utilisé dans un dispositif médical, à des fins thérapeutiques ou non, et appelé à interagir avec les systèmes biologiques. La biocompatibilité est alors, la capacité de ce biomatériau à remplir une

fonction spécifique dans un endroit spécifique, et avec une réponse appropriée de l'hôte. La biocompatibilité a longtemps été synonyme d'inertie du matériau, c'est-à-dire liée à l'absence de réponse de l'hôte et à l'absence de dégradation par l'hôte. (Grégoire G. et coll, 2011).

Aujourd'hui, plus que l'inertie, il faut une intégration du biomatériau a l'organisme, comme s'il en faisait partie ; Ce serait en effet le biomatériau idéal. Dans les faits, en implantologie, il s'agit principalement d'une réduction du périmètre de contamination autour de l'implant, ou encore une amélioration de son ostéo-intégration. (Szmukler-Moncler S. et coll,2009).

Pour illustrer cela, on peut prendre l'exemple de l'or. Il peut être défini comme un matériau biocompatible ou pas en fonction du but dans lequel il est employé : il est considéré comme biocompatible s'il est utilisé pour une restauration coronaire mais ne l'est pas s'il est employé comme implant car il n'induit pas, comme le titane, d'ostéo-intégration. (Camps J., 2010).

2.6.2 Esthétique.

C'est un élément qui prend de plus en plus de place dans la thérapeutique. La connexion idéale doit à l'heure actuelle permettre l'optimisation du rendu esthétique, par la dissimulation des éléments prothétiques. Pour se faire, l'utilisation de matériau comme la zircone, le choix de certaine forme de connexion, du type de pilier, etc...

2.6.3 Mécanique.

La connexion idéale doit offrir une bonne étanchéité, afin de limiter la colonisation bactérienne responsable de complications infectieuses. En plus d'une bonne adaptation, il y a nécessité d'avoir une méthode de conception fiable qui permette une étanchéité optimale et ce, quelque soit le pilier réalisé. (Une méthode de fabrication qui offre une bonne reproductibilité du résultat attendu.)

La solidité de la connexion va dépendre :

- de sa stabilité (absence de dévissage),
- d'une dureté suffisante du matériau (limiter l'usure),
- de sa rigidité (pas de déformation lors de la mise en place du pilier),
- de sa résistance (aux forces de cisaillement, à la flexion et à la fatigue engendrées par les forces masticatoires)

2.6.4 Economique.

Le choix de la connexion et donc du système implantaire, ainsi que son mode de conception doivent être accessible au plus grand nombre; le cout de fabrication et de mise en place clinique doit donc être le plus faible possible à efficacité égale.

2.6.5 Ergonomique.

Afin d'être plus facilement mise en place par le praticien, la connexion doit être a la fois simple a utiliser, pratique, et efficace. Elle doit permettre une prise d'empreinte aisée et rapide. (Utilisation d'un système d'indexation pour retrouver rapidement le positionnement du pilier).

Elle doit permettre une ré-intervention ultérieure.

Elle doit avoir une adaptabilité aux différentes situations cliniques. (Szmukler-Moncler S. et coll, 2009).

3ère partie: Critéres de choix

3 Critères de choix

3.1 Biocompatibilité et respect des tissus au niveau des connexions.

3.1.1 Notion d'espace biologique.

3.1.1.1 *Définition.*

L'espace biologique représente le système d'attache ou la jonction entre la dent et la gencive. Il est composé d'un épithélium jonctionnel et d'une attache conjonctive. Bien que l'épaisseur moyenne soit relativement constante pour l'attache conjonctive (+/- 1mm), elle peut être plus variable selon les individus en ce qui concerne l'attache épithéliale. (Mallet J., 2010) cette dernière, située au collet de la dent, va lui assurer le soutien et l'intégrité du parodonte. *(Illustration 30)*.

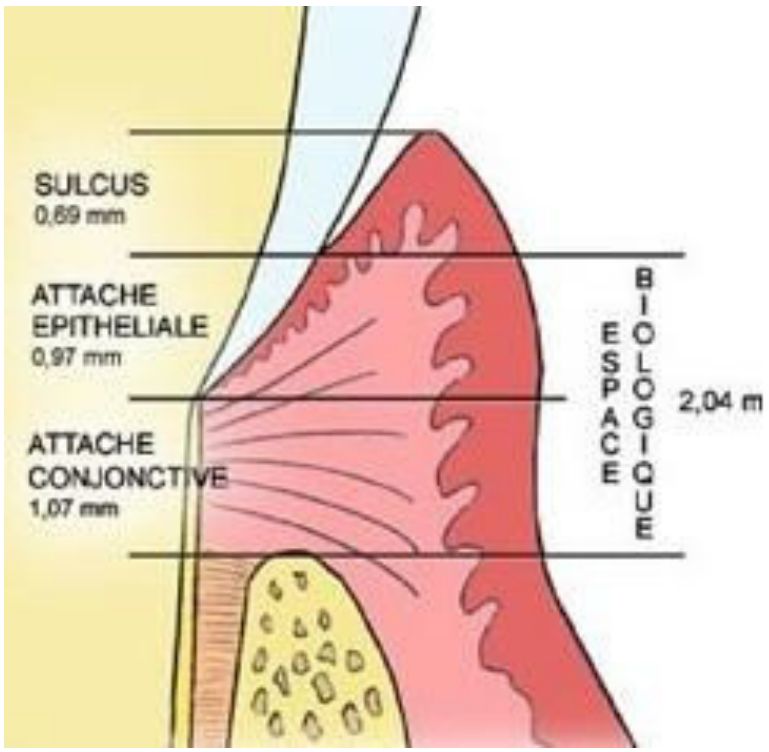


Illustration 30 : L'espace biologique (Gharibi A. et coll, 2009)

Cette structure va être modifiée après la pose d'un implant. L'espace biologique péri-dentaire va se transformer en espace biologique péri-implantaire. Bien qu'existant des divergences sur le plan histologique, toute diminution d'un de ces espaces biologiques va entrainer une résorption osseuse. Elle se traduira par une récession gingivale dans le cas d'un parodonte fin, et par une formation de poches parodontales dans les cas d'un parodonte épais. (Gharibi A. et coll, 2010).

3.1.1.2 *Etude histologique.*

L'épithélium de jonction implantaire se différentie de celui de la dent par un nombre moins élevé d'hemi-desmosomes, et une lamina dura plus difficilement mise en évidence. Cependant les deux types restent semblables dans leurs organisations. (Jakubowicz-Kohen B. et coll, 2008).
En ce qui concerne la zone conjonctive peri-implantaire, on note une concentration plus importante en fibres de collagène et une diminution du nombre de fibroblastes, par rapport a la gencive classique. Elle s'apparente donc plus à un tissu cicatriciel, qu'à un tissu conjonctif normal. (Närhi T. O., 2012).

Les fibres de Sharpey, formant le desmodonte, n'existent plus dans les tissus péri-implantaires. Ces fibres, à l'origine, sont orientés en éventail depuis le tissus créstal osseux jusqu'au cément dans lequel elles s'insèrent. Elles servent d'ancrage à la dent, et jouent parallèlement un rôle d'amortisseur. Le tissus péri-implantaire ne contient plus non plus de fibres inter-circulaires, trans-septales, et semi-circulaires. Seules des fibres de collagène, parallèles au grand axe de l'implant, sont existantes. Cela a pour effet de considérablement diminuer le soutien des tissus mous qui entourent l'implant. (De Sanctis M. et coll, 2010).

Enfin le desmodonte a un rôle important dans la vascularisation de cette région car il s'anastomose au niveau de la face interne du sulcus, avec les vaisseaux alvéolaires et gingivaux. Ce plexus vasculaire participe à la défense contre les agressions extérieures et favorise la cicatrisation. Il est moins développé au niveau du parodonte péri-implantaire qui est donc plus fragile.

Cette faiblesse de la vascularisation, et du soutien des tissus, peuvent expliquer les différences de hauteur entre les papilles inter-dentaires et les papilles inter-implantaires. (Jakubowicz-Kohen B. et coll, 2008).
Pour remédier a ce problème, il convient d'adapter les règles de respect des papilles inter dentaires, à la situation implantaire.

3.1.1.3 *Règle de placement des implants pour respecter l'espace biologique.*

- ✓ Composante verticale :

La hauteur de gencive, comme de la papille, dépend de la structure osseuse sous jacente. Toute récession gingivale est précédée d'une perte osseuse. La littérature rapporte l'existence d'une distance maximale entre le niveau de la crête osseuse et le point de contact entre deux couronnes adjacentes, puis entre une dent et un implant, et enfin entre deux implants.

Lorsqu'une distance inférieure ou égale à 5mm est observée entre le sommet de la papille et de la crête osseuse, la papille est présente dans 100% des cas. Au fur et à mesure que cette distance augmente, les chances de maintenir une papille s'amoindrissent. Les distances sont similaires pour les papilles entre une dent et un implant. Cependant elles sont beaucoup plus faibles pour les papilles entre deux implants. Lorsque la distance entre le sommet de la papille et de la crête osseuse inter-implantaire est supérieure à 5mm, la papille est presque systématiquement absente. Elle n'est présente que si cette distance est comprise entre 2 à 4 mm. (Choquet V. et coll) (Szmukler-Moncler S., 2008).

- ✓ Composante horizontale :

Pour maintenir l'intégrité papillaire, il faut au moins 1.5 à 2mm entre la dent et l'implant dans le sens mésio-distal et au moins 3 à 3.5mm entre deux implants. *(Illustration 31)*.

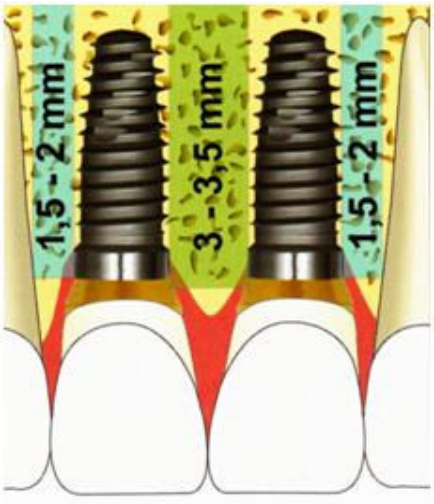


Illustration 31 : Distance horizontale idéale entre 2 implants, et entre un implant et une dent adjacente (Martinez H. et coll, 2008).

Si la distance entre deux implants est inférieure à 3mm, une résorption osseuse d'environ 1mm peut survenir ; si cette distance est supérieure à 3mm, une résorption osseuse inférieure à 0.5mm est rapportée. (Martinez H. et coll, 2008) (Barros R.R.M. et coll, 2010).

D'autre part, la distance à respecter entre le bord externe de l'implant, et le rebord de la table vestibulaire est de 2mm. Ainsi, la lyse osseuse circonférentielle n'atteint pas la corticale vestibulaire, sa limite coronaire n'est pas affectée. (Szmukler-Moncler S., 2008).

Ces règles de positionnement des implants sont des conditions nécessaires mais non suffisantes pour garantir un respect des tissus environnants. En effet, une multitude d'autres facteurs vont pouvoir entrainer une résorption osseuse, et donc induire un remodelage de l'espace biologique.

Il est à noter cependant que l'étude (Bakaeen L. et coll, 2009) a prouvé » que le mode de mise en charge (immédiat ou différé) n'a quand a lui aucun impact sur la santé des tissus péri-implantaires.

3.1.2 La Cratérisation.

3.1.2.1 *Définition.*

Sur la plupart des implants en 2 pièces, on aperçoit durant les premiers mois de la mise en fonction une lyse osseuse de 1.5mm en moyenne, atteignant la première spire de l'implant, sur toute sa périphérie. Ce phénomène est appelé « cratérisation ».

3.1.2.2 *Causes de la résorption osseuse*

La cratérisation serait issue d'agressions multiples se manifestant au niveau du tissu osseux en regard de la connexion pilier-implant. Un certain nombre de paramètres en sont responsables :

- ✓ Les manipulations récurrentes du pilier. (vissage/dévissage)

Les dévissages et revissages répétés des vis de cicatrisation et des piliers implantaires lors des différentes étapes de contrôle ou de réalisation prothétique (empreinte, essai, pose...) sont à l'origine de traumatismes et de colonisation bactérienne provoquant une résorption osseuse.

Certains auteurs déclarent que le début de la cratérisation interviendrait seulement après le second temps chirurgical, correspondant au desenfouissement de l'implant. (Hermann F. et coll., 2007).

Pour d'autres, Il apparait que sans prendre en compte la configuration de la connexion, une perte osseuse de 0.3 à 0.4mm est attendue après une quelconque opération chirurgicale, (premier ou second temps chirurgical) résultat du traumatisme de l'intervention. (Weng D. et coll., 2011, vol.26)

Enfin, « Weng D. et coll., 2010 » ont montré que des manipulations à 4, 5, et 5.5 mois après la pose du pilier ne semblent plus entrainer de modification du tissu osseux.

- ✓ La présence d'organismes pathogène au niveau de l'épithélium de jonction et du sulcus.

Les fibres de collagène s'organisent de manière parallèle à l'implant au lieu de se fixer sur celui-ci. Cela facilite la pénétration d'organismes pathogène. Voir (3.1.1.2). L'utilisation d'implant avec des surfaces rugueuses traitées par oxydation ont cependant permis d'observer la formation de fibres de collagène dans une position perpendiculaire au grand axe, et qui seraient fonctionnelles. (De Sanctis M. et coll, 2010).

Une étude (Nevins M. et coll, 2010) a aussi fait les preuves de l'importance du design du pilier au niveau de la connexion dans le phénomène de cratérisation. Il a été prouvé que la réalisation de micro-nervures au laser à la base du pilier, juste au dessus de la connexion, va favoriser la fixation de fibres de collagène sur le pilier à la manière d'une dent dans son alvéole. Ainsi l'infiltration bactérienne est limitée et la régénération du tissu osseux, favorisée. *(Illustration 32)*.

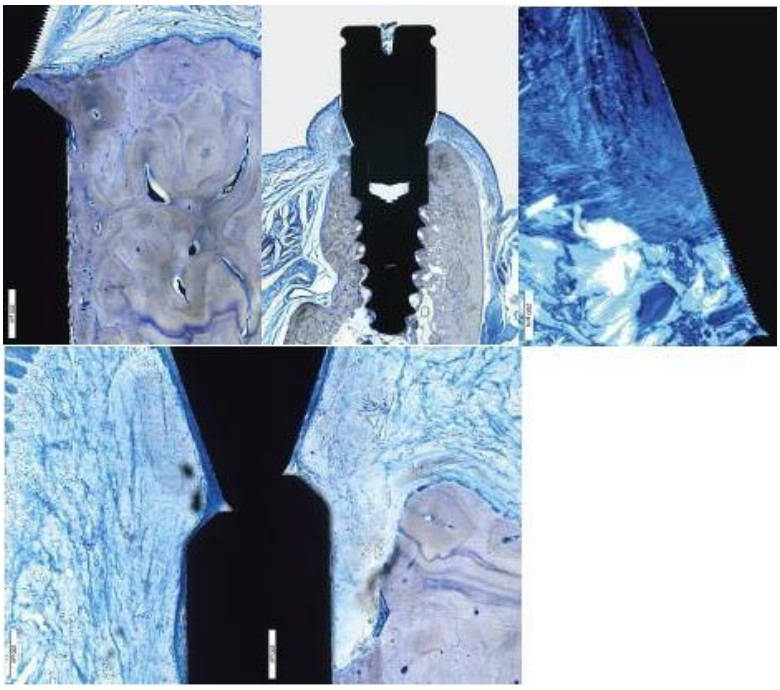


Illustration 32 : Résorption et régénération osseuse sur un pilier nervuré au laser (Nevins M . et coll, 2010).

De plus la texture du titane va avoir son importance. Un col implantaire rugueux va favoriser lui aussi une meilleure fixation des fibres de collagène et l'osteointegration, ce qui va limiter la résorption osseuse. (Schwartz F. et coll., 2008).

Pour finir, le choix du matériau va avoir son importance : La nature des matériaux utilisés, va influencer la qualité de l'adhésion des tissus mous sur l'implant, et donc expliquer la perte d'attache qui résulte en une formation de poche péri-implantaire. Les matériaux comme le titane et la zircone offrent une bonne attache alors que l'or et la céramique ne favorisent pas l'adhésion. Ces derniers vont même provoquer une lyse osseuse pour permettre au tissus conjonctif supracrestal d'adhérer à la surface en titane de l'implant. (Giovannoli JL., 2011).

- ✓ La présence d'un micro-hiatus au niveau de la connexion implant/pilier.

La majorité des systèmes implantaires en 2 pièces présentent un micro-hiatus entre le pilier et le col de l'implant. Cet espace permet une percolation bactérienne depuis la limite prothétique (externe) ou depuis le puits d'accès aux vis (interne) vers la jonction implant/pilier. Le micro-hiatus jouerait un rôle de réservoir pour les bactéries, mais ce sont les micromouvements qui vont chasser les bactéries vers le tissu osseux. (Jakubowicz-Kohen B., 2008).

- ✓ Les micromouvements du pilier par rapport à l'implant.

La rigidité de connexion entre l'implant et le pilier est donc un facteur crucial. La stabilité à long terme de l'os marginal dépend des sollicitations mécaniques générées par l'implant, notamment autour de son col. Sous l'effet des contraintes occlusales, surtout lorsque celles-ci sont désaxées par rapport au pilier, il va y avoir une mise sous tension de la connexion puis un relâchement au rythme des cycles masticatoires. Le micro-hiatus s'ouvre et se ferme. Il se forme un phénomène de micro- pompe, responsable de la diffusion d'un infiltrat inflammatoire dans le champ d'une demi-sphère d'un rayon de 1 à 1,5 mm, qui contribue à la lyse osseuse péri-implantaire. (Jakubowicz-Kohen B., 2008)
Une étude (Hermann JS, 2001) aurait mis en évidence que la taille micro-hiatus influe de manière moins importante que les micromouvements sur la résorption osseuse durant les trois premiers mois de la cicatrisation osseuse. Il a de plus été démontré que le serrage au torque recommandé par le fabricant, réduit ces micromouvements. (Lopes de Chaves EC., 2012) Les charges occlusales et la distribution du stress au niveau de l'implant et du pilier.

- ✓ Les charges occlusales et la distribution du stress au niveau de l'implant et du pilier.

Les contraintes occlusales vont engendrer des micromouvements du pilier. Ceux-ci seront encore plus importants en cas de sur-occlusion. Pour exemple, des essais sur le singe ont montré que dès une surocclusion de 180µm, il y a une perte osseuse conduisant à la perte de l'implant, et ce même en l'absence d'inflammation des tissus osseux péri-implantaires. (Miyata T. et coll, 2000). *(Illustration 33)*.

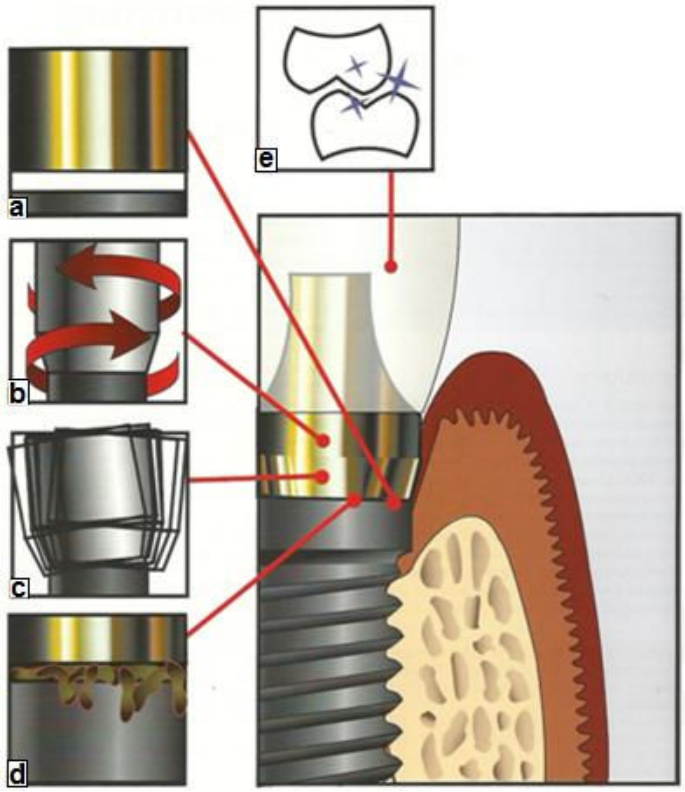
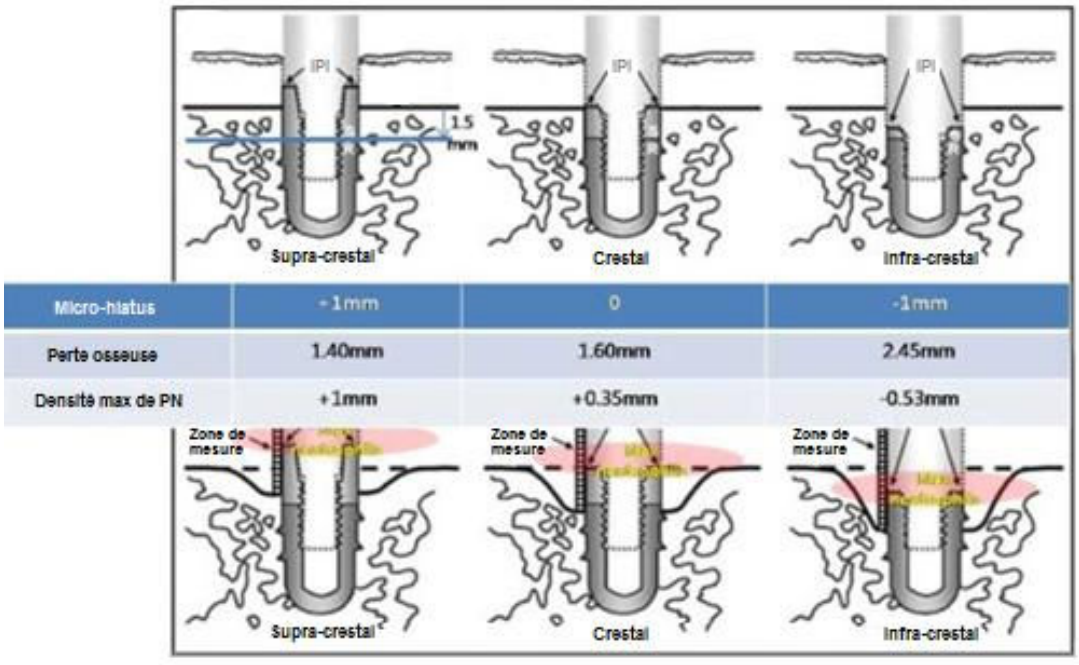


Illustration 33 : Implant en deux parties avec les sources de perturbation tissulaires. a : représente la présence d'un micro-hiatus. b : le dévissage et revissage du pilier. c : les micros mouvements du pilier. d : l'infiltration bactérienne. e : les contraintes occlusales sur le complexe implant/pilier. (D'après Szmukler-Moncler S., et coll, 2008).

Si les deux premiers facteurs sont indépendants, les 3 derniers sont intimement liés. En effet, les charges occlusales vont favoriser les micromouvements au niveau de la connexion, ce qui va augmenter le micro-hiatus déjà présent à l'interface implant pilier. Tous ces facteurs sont la cause d'un phénomène unique, la contamination bactérienne :

Même si pour certains auteurs, la lyse verticale est due à la mise en place de l'espace biologique (Wallace et coll. ; Hermann et coll.), la plupart d'entre eux attribuent les lyses osseuses, observées sur les implants à 2 étages, à la présence d'une inflammation chronique (Persson et coll.). L'existence de cette inflammation chronique a été mise en évidence sur un modèle animal expérimental. (Ericsson et coll.) (Broggini et coll, 2006).

Broggini et coll. ont mis en place plusieurs implants sur des animaux en faisant varier le niveau de l'interface « implant-pilier » par rapport à la crête osseuse. (supracrestal, crestal, infracrestal), après trois mois de cicatrisation, ils connectent les piliers. Ils réalisent divers vissages, dévissages à 4, 8 et 10 semaines, afin de simuler au mieux la réalisation de la prothèse. Six mois après la pose de l'implant, ils analysent le tissu osseux péri-implantaire *(Illustration 34)*.



PN: Polynucléaires Neutrophiles.
IPI: Interface Implant-Pilier.

Illustration 34 : Remaniement osseux selon le niveau de l'interface implant pilier (D'après Broggini et coll, 2006).

On constate que plus l'interface implant-pilier est infra-osseux, plus la destruction osseuse est importante. De plus la concentration en polynucléaire neutrophile est toujours plus importante a proximité de la connexion, ce qui indique la présence d'un foyer infectieux.

Parallèlement, Chu CM. Et coll, 2011 ont réalisé une étude sur le stress au niveau du tissu osseux. Il a été montré que le stress osseux suite à une contrainte mécanique est plus important lorsque l'interface implant-pilier est juxta-osseuse que lorsqu'elle est infra-osseuse.La cause du remodelage osseux serait donc induite de manière significative par l'inflammation d'origine bactérienne à l'interface implant-pilier.Les germes qui sont à l'origine de cette inflammation chronique proviendraient soit de l'intérieur de l'implant, après migration le long des interstices délimités par les puits de vissage, soit le long des piliers. Ils s'y multiplieraient et migreraient à travers l'interface non hermétique, implant-pilier. La diffusion de cette inflammation occuperait un espace d'une demi-sphère, sur un rayon de 1 à 1.5mm environ. Elle se traduirait verticalement par une migration osseuse en direction apicale, jusqu'au niveau de la première spire. Horizontalement, le parcours de l'inflammation intéresserait l'os adjacent à l'implant et se traduirait par une lyse osseuse équivalente (Szmukler-Moncler S., 2008) *(Illustration 35)*.

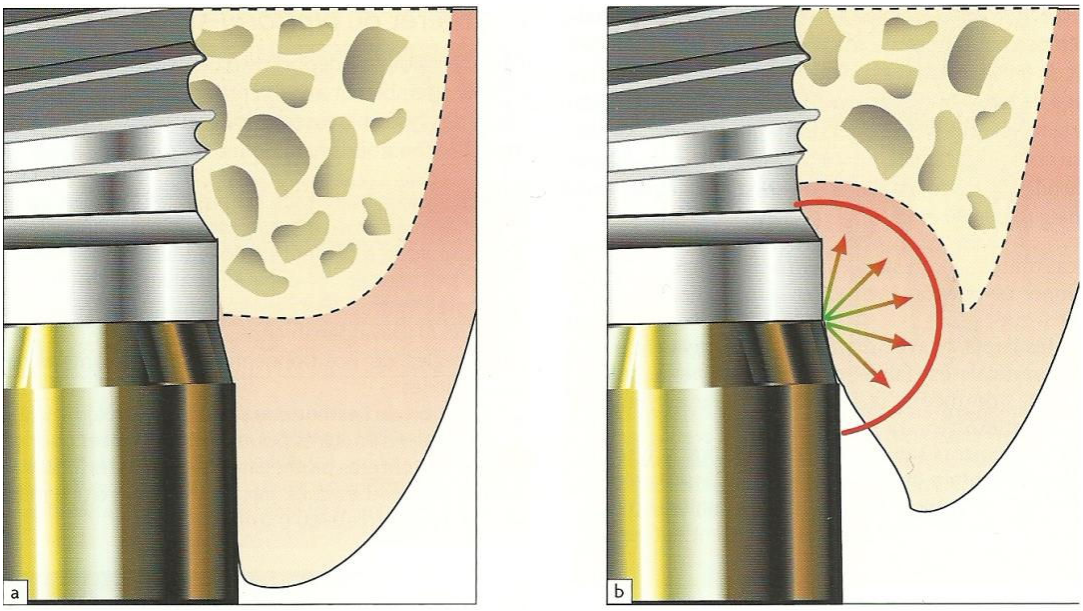


Illustration 35 : a : joint implant pilier classique en bout à bout. b : réaction de diffusion l'inflammation chronique au niveau de la connexion implant/pilier. (D'après Szmukler Moncler S., et coll, 2008).

Cette infiltration, cette perméabilité aux bactéries, va varier quantitativement selon le type de connexion implant/pilier.

3.1.2.3 *Comparaison de l'étanchéité des différentes connexions*

3.1.2.3.1 Moyens d'étude de l'étanchéité.

L'étanchéité de la connexion entre l'implant et le pilier implantaire semble jouer un rôle essentiel dans le succès thérapeutique. Cela explique le grand intérêt des chercheurs à développer des techniques pour la mettre en évidence et la quantifier. Certaines études vont rechercher la présence de bactéries in vivo ou in vitro, d'autres vont observer la diffusion de colorants ou d'endotoxines. Enfin plus récemment, un modèle utilisant de l'azote gazeux a été utilisé. (Torres JH. et coll., 2011). L'aspect novateur de ce dernier réside dans le fait qu'au lieu d'avoir un résultat simplement positif ou négatif, on va pouvoir quantifier la perméabilité, en mesurant de manière exacte, la quantité de gaz qui aura diffusé.

Cependant les résultats obtenus sont, bien entendu, différents lorsqu'il s'agit de mettre en évidence la perméabilité à un gaz ou à une bactérie, de par leur différence de dimensions respectives. Il convient donc d'interpréter les résultats avec prudence selon le modèle d'étude utilisé.

3.1.2.3.2 Dimensions du micro-hiatus dans les différentes connexions.

Comme nous l'avons dit précédemment (3.1.2.2) les micromouvements vont influer sur l'étanchéité des différentes connexions en modifiant les dimensions du micro-hiatus. Celles-ci ne dépendent au départ uniquement de la précision d'usinage, ou de fabrication. En effet, au repos, il n'y a que les irrégularités de surface qui vont empêcher une bonne coaptation de l'implant et du pilier.

Connexions à épaulement horizontal (passives) :

Une étude (Tsuge T. et coll, 2008) sur quelques connexions à épaulement horizontal a démontré que les dimensions du micro hiatus varient entre 2.3 et 5.6 microns au repos. *(Illustration 36*) et *(Illustration 37*).

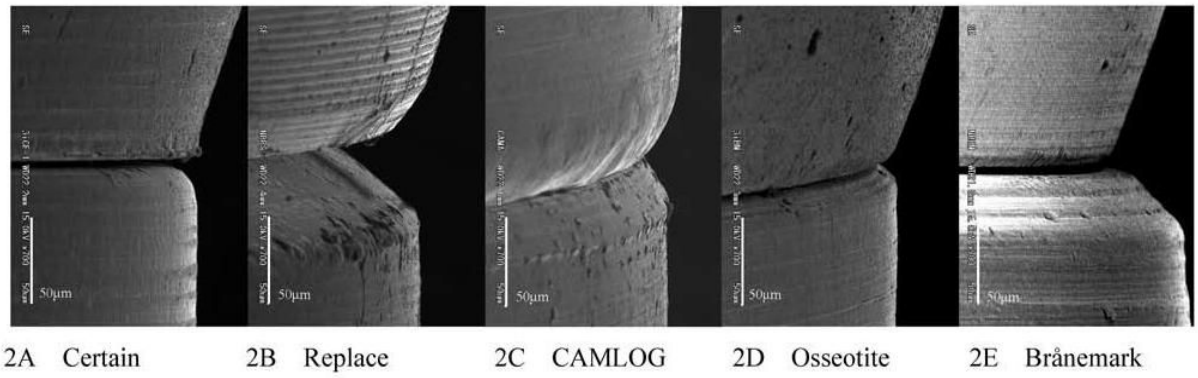


Illustration 36 : Etude connexion épaulement horizontal (D'après Tsuge T , et coll , 2008).

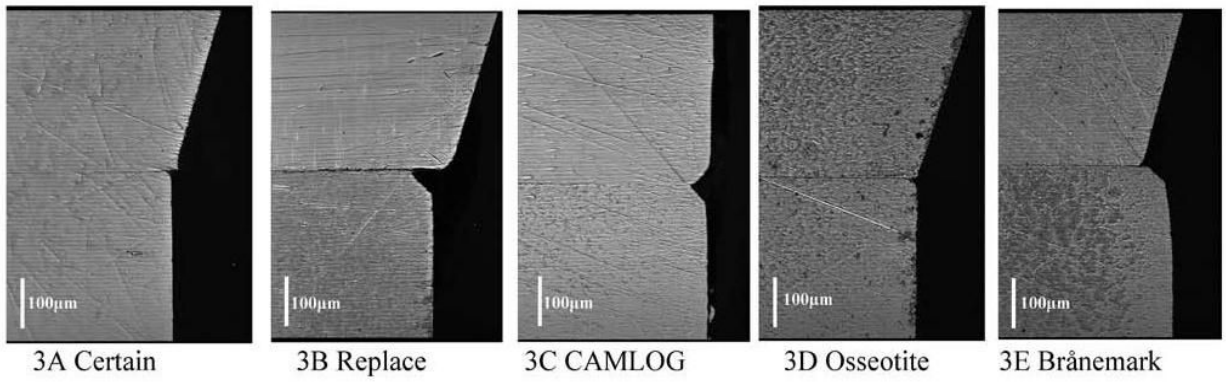


Illustration 37 : Etude connexion épaulement horizontal coupe (D'après Tsuge T , et coll, 2008).

✓ Mise en évidence de micro-hiatus dans les connexions externes : *(Illustration 38).*

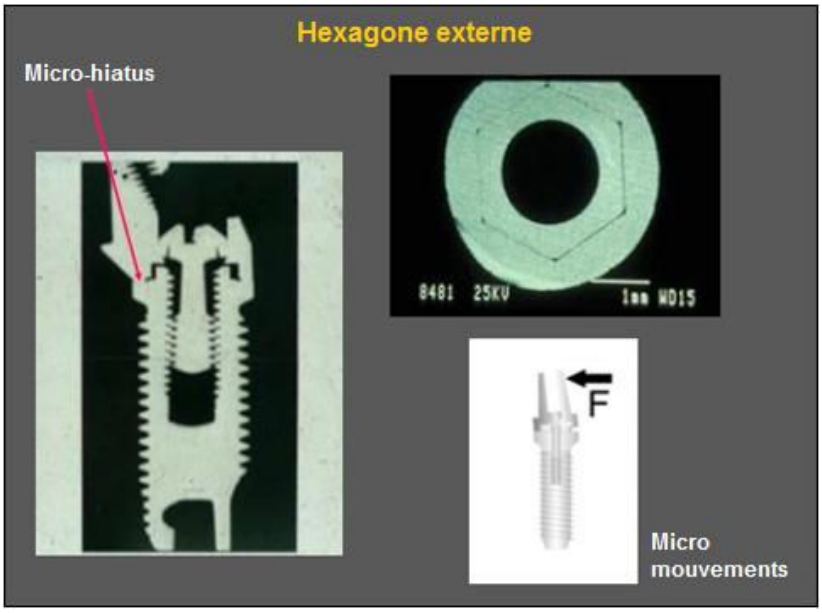


Illustration 38 : connexion externe adaptation (D'après Romanos GE., 2009).

✓ Mise en évidence de micro-hiatus dans les connexions internes : *(Illustration 39).*

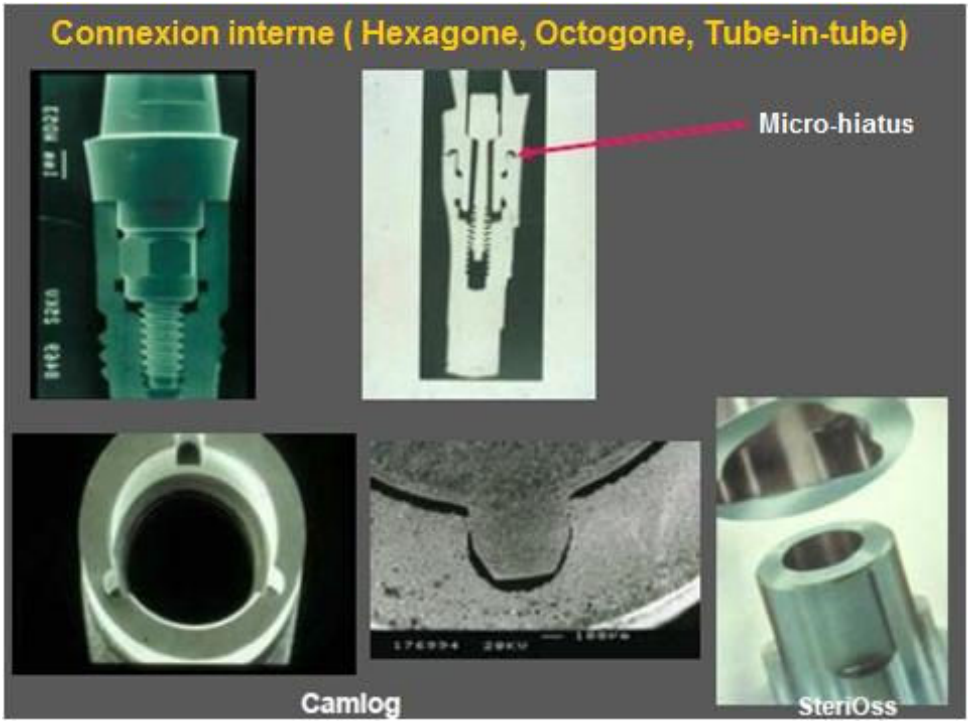


Illustration 39 : connexion interne adaptation (D'après Romanos GE., 2009).

Connexions actives :

Dans les connexions actives, il y a une adaptation naturelle entre le pilier et l'implant. Le degré de conicité va varier selon les systèmes :
Pour les connexions coniques, les systèmes avec des conicités importantes (Astra Tech 11°) vont nécessiter une vis de rétention pour maintenir en place le pilier. D'autres systèmes vont utiliser un cône morse pur avec une conicité moins importante et une vis de fixation incorporée au design du pilier (system Ankylos Dentsply 4°), ou sans vis de fixation (ex : bicon, conicité a 1.5°).
D'autres connexions actives ont une forme de type hexagone interne et vont présenter elles aussi une conicité faible afin d'assurer la rétention du pilier dans l'implant uniquement par friction. (Exemple : système hexagone interne à friction de Zimmerdental conicité a 1°) *(Illustration 40).*



Illustration 40 : système hexagone interne à friction, systeme tapered screw vent® zimmerdental (D'après http://www.zimmerdental.com/pdf/lib_catImpSystems4860.pdf).

Cependant, dans tous les cas, après un serrage du pilier au torque recommandé par le fabricant, on constate une quasi-disparition du micro hiatus (inferieur a 0.5microns). Lorsque l'on observe une coupe de ce type de connexion on constate que le pilier se lie de manière très intime à l'implant. Il est fréquemment utilisé dans la littérature le terme de « soudure à froid ».

(Illustration 41) et (Illustration 42).

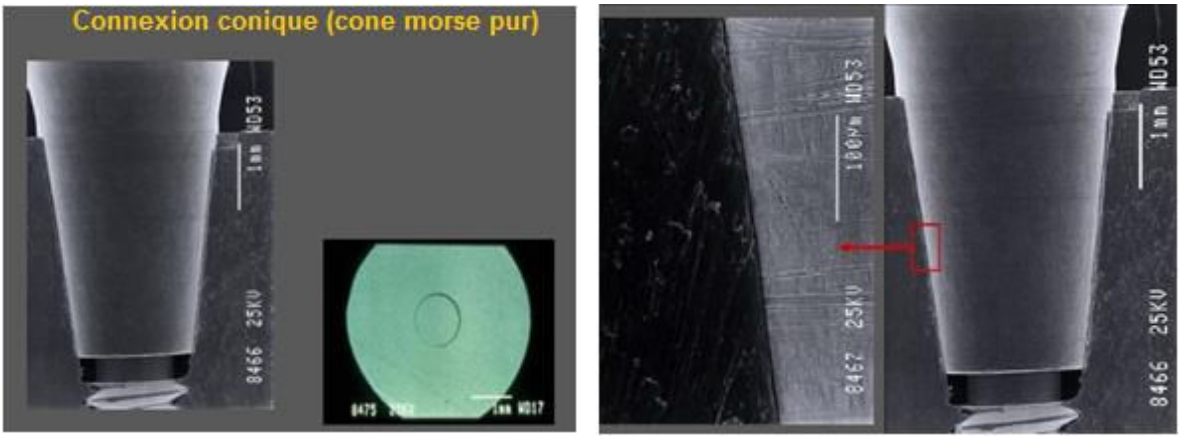


Illustration 41 : connexion conique adaptation système ankylos® (D'après Romanos GE., 2009).



Illustration 42 : coupe connexion hexagone interne à friction zimmerdental (d'après http://www.zimmerdental.com/pdf/lib_catImpSystems4860.pdf).

Ces résultats sont confirmés par différentes études (Baixe S. et coll, 2010) (Streckbein P. et coll., 2012) qui ont observé des **micro-hiatus plus important dans les connexions de type « flat to flat » (épaulement horizontal) que pour les connexions actives**.

3.1.2.3.3 Stabilité des connexions et influence sur l'étanchéité.

Stabilité :

Les connexions à hexagone externe présentent la moins bonne stabilité. Ceci s'explique par la dimension importante de l'hexagone et un plus haut centre de rotation, ce qui induit une plus grande sensibilité aux forces latérales et à la rotation. (Narang P., et coll, 2011) (Lee TS., 2008)

Les connexions internes présentent une meilleure stabilité et s'oppose mieux à la rotation grâce à leur plus profonde zone de connexion, ce qui induit une meilleure répartition des forces. De plus, elles présentent une plus haute résistance aux charges obliques, due à un centre de rotation plus bas. (Narang P., et coll, 2011)(Lee TS., 2008).

Enfin les connexions actives vont reprendre les avantages des connexions internes classiques, en y ajoutant la friction (ex : morse taper) ce qui va accroitre encore leur stabilité. (Narang P. et coll, 2011).

Streckbein P. et coll., 2012 ont réalisé une étude comparant les dimensions des micros hiatus de 7 implants sous une charge de 120N/cm². Les 4 implants à connexions coniques n'ont laissé apparaitre aucun micro hiatus. *(Table1).*

	Nom du produit	Diamètre (mm)	Type de connexion	Angle(°)	Taille du micro hiatus (µm)
Brånemark	MK III®	3,75	épaulement horizontal	90°	0,5
Camlog	Screw Line®	3,3	épaulement horizontal	90°	3,4
Xive	S plus®	3,4	épaulement horizontal	90°	1,8
Bego	Semados RI®	3,75	45° conique	45°	0
Straumann	Bone Level®	3,3	faible conicité	15°	0
Astra	Osseospeed S®	3,5	faible conicité	11°	0
Dentsply	Ankylos®	3,5	petite conique	5,5°	0

Table 1 : Dimensions des micros hiatus des différentes connexions sous 120N de contrainte appliquée à 30° d'inclinaison. (D'après Streckbein P. et coll, 2012).

Les connexions actives présentent donc un plus faible micro hiatus, et une meilleure stabilité.

Etanchéité :

Les résultats concernant l'adaptation et la stabilité des différents systèmes, se retrouvent dans les études concernant l'étanchéité. Nombreuses d'entre elles mettent en avant certaines connexions coniques avec cependant quelques nuances ; par exemple :

- ✓ *Jaworski M E. et coll., 2012* : Les connexions de type hexagone externe (Titamax Ti cortical®, NEODENT) ont montré une plus grande perméabilité aux bactéries que les connexions de type cône morse (Titamax CM®, NEODENT), même si les deux systèmes ont montré une perméabilité.
- ✓ *Tesmer M. et coll., 2009 :* Les implants avec une connexion conique de type « cône morse pur » (Ankylos®, Dentsply Friadent) présentent une contamination bactérienne faible (30% des implants) alors que les implants à connexion interne trilobée (Replace select®, Nobel Biocare) ont montré une contamination de 90% des implants.
- ✓ *Dibart S. et coll., 2005 :* une étude menée sur des implants à connexion conique (Bicon) a montré une contamination de seulement 20% d'entre eux.
- ✓ *Faria R. et coll., 2011 :* Comparaison de 150 implants d'un même fabricant (Conexão Sistemas de Prótese Ltda. ®, Brazil): 50 avec connexion hexagone externe, 50 avec connexion hexagone interne et 50 avec cône morse. Les taux de perméabilité mesuré ont été respectivement de 10.53%, 4.88% et 7.5%. Cependant l'étude donnant ces résultats n'a été qu'une étude statique. Lorsque des contraintes one été ajoutées pour simuler les charges occlusales, il a été noté que tous les systèmes ont montré une perméabilité ; toutefois, les systèmes avec le moins de micromouvements (cône morse, connexion interne) ont obtenu les meilleurs résultats.
- ✓ *Aloise et coll., 2010 :* une comparaison de deux systèmes à connexion conique (Ankylos®: cône more pur, Bicon® : conique encastré) a abouti sur une égalité. 20% des implants de chaque système ont montré une perméabilité aux bactéries.

- ✓ *Koutouzis et coll., 2011 :* un seul implant à connexion cône morse pur sur 14 testés (Ankylos®, Dentsply) a montré une perméabilité bactérienne contre 12 implants sur 14 pour l'autre connexion conique. (Bone level®, Straumann).
- ✓ *Jansen et coll., 1997 :* comparaison de 3 connexions coniques. (Ankylos®, Astra tech et Straumann) La part d'implants ayant montré une perméabilité s'élève respectivement à 50%, 69% et 96. Ces résultats sont confirmés par une étude de (Harder S. et coll., 2010).
- ✓ *Teixeira W., et coll, 2011:* Cette étude a comparé des connexions à hexagone interne (Titamax II Plus®, Neodent) à des connexions coniques (Titamax CM®, Neodent). Les résultats ont montré une perméabilité dans 77% des cas pour les connexions coniques, et 100% pour connexions à hexagone interne.

Malgré les **bons résultats en règle générale des connexions internes coniques**, ils ne sont pas systématiques. Certains travaux n'ont pas confirmé ces résultats en étudiant des systèmes différents (Teixeira W. et coll., 2011) ou les ont confirmés partiellement (Jansen et coll., 1997).
Il faut donc tenir compte du système envisagé, de son recul clinique, et des conditions de réalisation des études (Étude statique, dynamique, durée, etc...)

Ceci étant, les connexions cône morse pur (Ankylos), conique encastrée (Bicon) et conique interne avec vis de rétention (Osseospeed®, Astra Tech) semblent obtenir de bons résultats en matière d'étanchéité.
Harder S. et coll., 2010 ont toutefois mis en évidence les limites des connexions Ankylos et Osseospeed en montrant que les deux systèmes étaient perméables aux endotoxines, et que donc, ces connexions n'étaient pas étanches au niveau moléculaire.

3.1.2.4 *Evaluation de la résorption osseuse suivant les différents types de connexion.*

3.1.2.4.1 Suivant la géométrie de connexion :

Comme nous l'avons vu précédemment, l'inflammation induite par un manque d'étanchéité de certaines connexions va pouvoir engendrer une résorption osseuse.

- ✓ Une étude de Koo K.T. et coll., sept 2012, a comparé la résorption osseuse induite par un système à connexion hexagone externe (20 implants, Branemark®, Nobel Biocare) et un autre à connexion octogonale interne (20 implants, Astra Tech). Les deux types d'implants ont subit le même traitement de surface de leur corps, et sont pourvus d'un col micro fileté. Seules les connexions sont différentes.

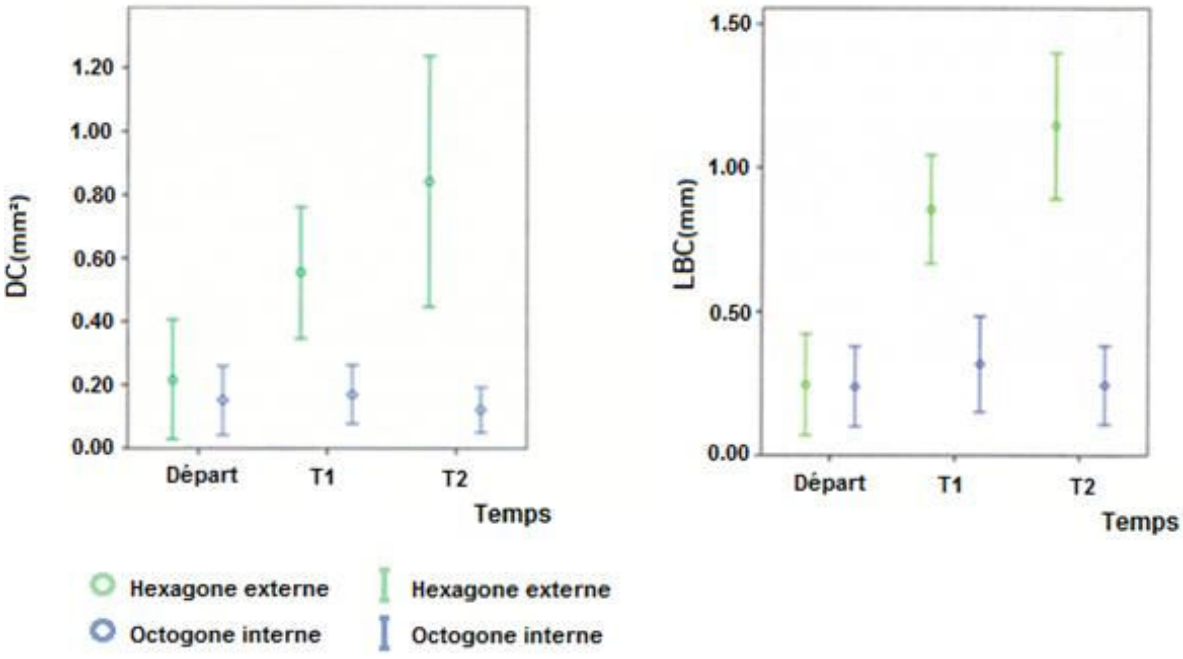


Illustration 43 : Evaluation de la perte osseuse pour les différents systèmes. (D'après Koo K-T., 2012).

La résorption osseuse a été mesurée à deux endroits. D'une part la distance entre la connexion implant-pilier et premier contact os implant. (Notée LBC pour linear bone change) et d'autre part le volume osseux perdu au niveau du col de l'implant (Noté DC pour Dimensional change). On constate une **résorption beaucoup plus importante pour les connexions externes** sur les deux zones étudiées.

- ✓ Une connexion externe entraine une perte osseuse plus prononcée durant la phase de cicatrisation, qu'une connexion interne de type cône morse. (Weng D. et coll., 2011 ; vol.24).

a) 

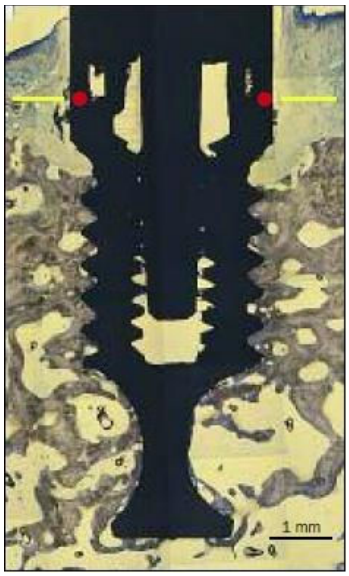
b) 

Illustration 44 : a) Connexion interne conique. (Ankylos A8, Dentsply Friadent) b) Connexion hexagone externe (TiUnite Brånemark Mk III, Nobel Biocare). Les points rouges représentent le joint implant pilier. La ligne jaune représente le niveau osseux lors de la pose de l'implant. (D'après Weng D., 2010).

Ces résultats sont en adéquation avec les études concernant l'étanchéité, laissant penser qu'il existerait un lien de cause à effet entre les deux phénomènes (perméabilité et résorption osseuse). Toutefois, de nouvelles études sont nécessaires pour pouvoir l'affirmer.

Cependant un autre facteur important pouvant être une autre cause de la résorption osseuse est à prendre en compte : le stress osseux.

3.1.2.4.2 Suivant la quantité de stress généré par la connexion.

Les cycles masticatoires vont transmettre des forces au tissu osseux, par l'intermédiaire du pilier puis de l'implant. Une étude (Streckbein P. et coll., déc. 2012) met en évidence de **bons résultats pour les connexions « flat to flat » externes et internes**, et des **résultats plus disparates selon la connexion conique envisagée.** *(Illustration 45).*

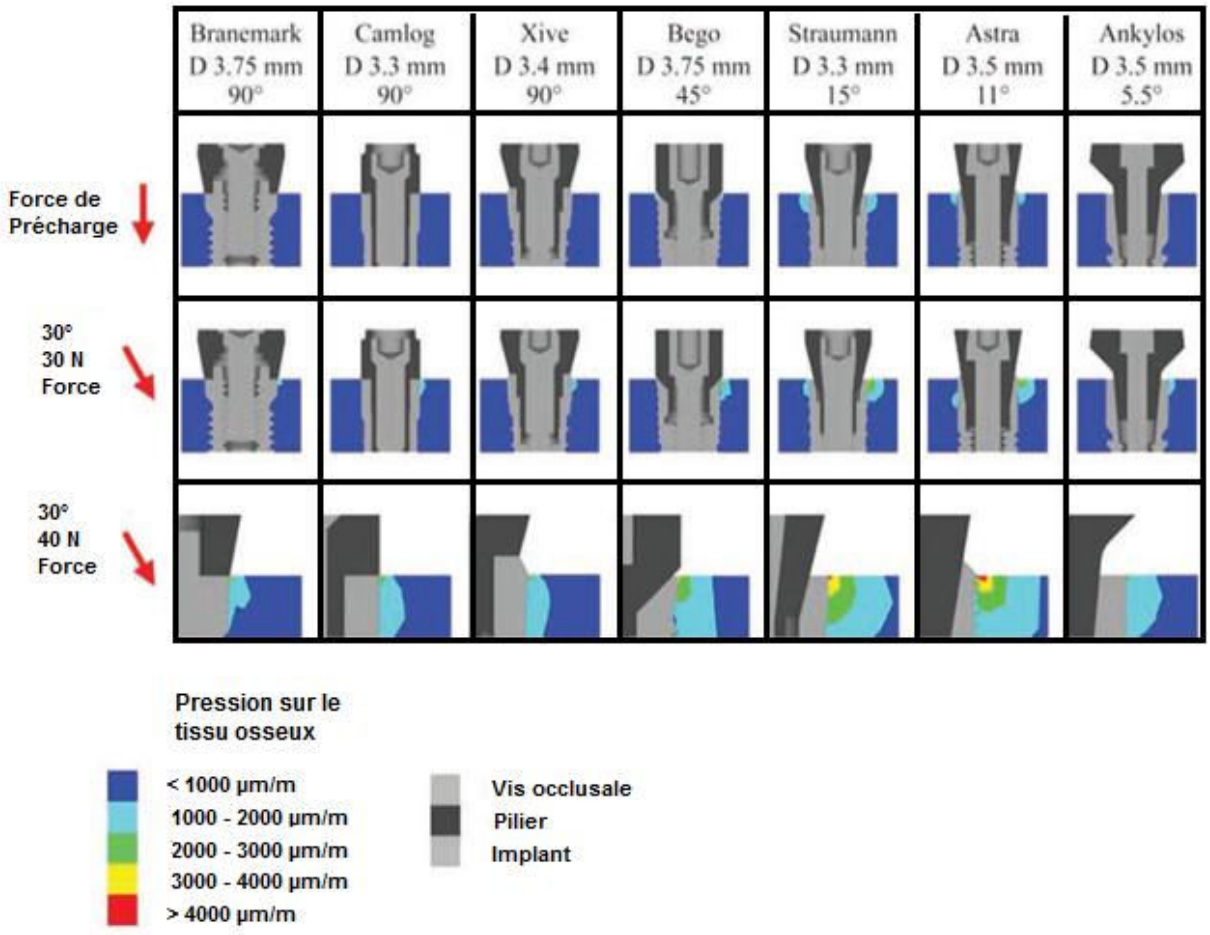


Illustration 45 : Distribution des forces sur l'os péri-implantaire, sur 7 systèmes implantaires. (D'après Streckbein P. et coll., 2012).

D’après (Chu C-M. et coll., 2012), en ce qui concerne les connexions coniques les résultats vont dépendre de plusieurs facteurs :

- ✓ Un diamètre de connexion plus réduit, diminuerait le stress au niveau du tissu osseux péri-implantaire.
- ✓ Une surface de contact plus importante, c'est-à-dire un pilier qui s’insère plus profondément dans l’implant offrirait une meilleure répartition des forces, et donc un impact plus faible sur le tissu osseux.
- ✓ Enfin, le degré de conicité semble quant à lui n’avoir qu’un effet limité et négligeable sur le stress osseux. *(Illustration 46).*

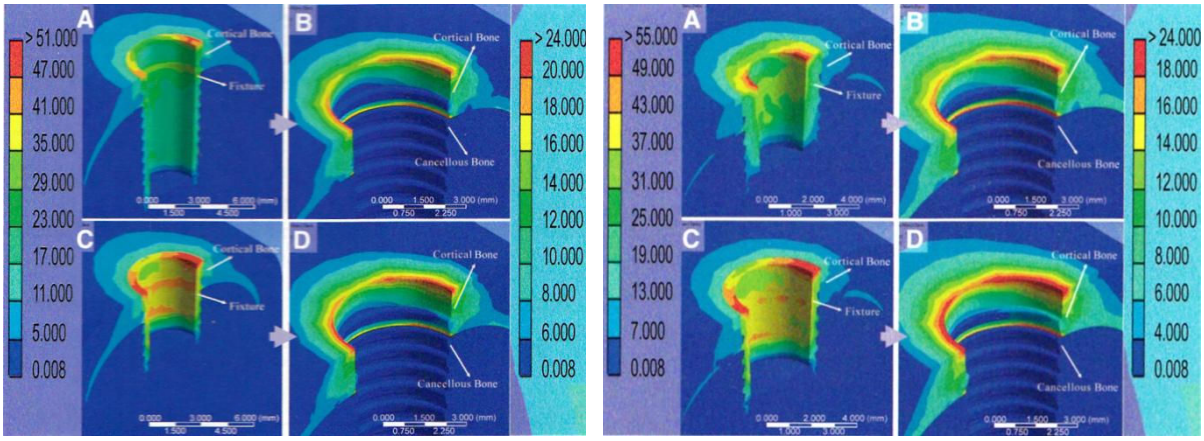


Illustration 46 : Etude du stress osseux en faisant varier le diamètre (gauche) et la profondeur de la connexion (droite) (D’aprés Chu C-M. et coll., 2012).

3.1.2.4.3 Selon le niveau d’enfouissement.

Nous avons vu dans le paragraphe (3.1.2.2.), qu’un enfouissement plus important de l’implant diminue le stress osseux et donc la résorption.

Cependant un positionnement plus apical de la connexion, va entrainer un enfouissement du micro-hiatus et des ses bactéries, ou endotoxines. Ceci aura pour effet d’augmenter le rayon d’impact de l’inflammation sur le tissu osseux environnant. « Veis A. et coll., 2010 » ont rapporté également que la réciproque était vraie : lorsque le joint implant pilier est placé plus coronairement, la distance entre l’infiltrat bactérien au niveau de la connexion et la crête osseuse est augmentée, et la quantité d’os résorbé est diminuée.

Ces données sont d'autant plus vérifiables, que la connexion est perméable : L'étude de « Weng et coll., 2011 ; Vol.26 » a comparé la résorption osseuse induite par deux systèmes implantaires (connexion interne cône morse, Ankylos ; et connexion externe, Branemark) suivant leur profondeur d'enfouissement.

On constate que pour les deux systèmes la résorption est plus importante lorsque l'implant est enfoui et que le système ankylos, qui laisse diffuser peu ou pas de bactéries, est donc moins sensible au degré d'enfouissement.
(Illustration 47).

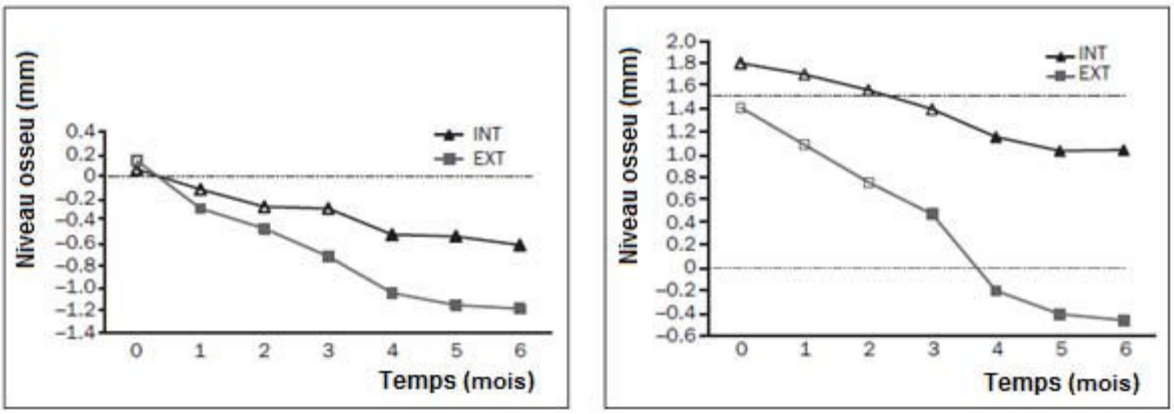


Illustration 47 : Résorption osseuse avec une connexion interne conique (Ankylos A8, Dentsply Friadent) et une connexion hexagone externe. (TiUnite Brånemark Mk III, Nobel Biocare). A gauche les implants ont été placés au niveau de la crête osseuse, à droite ils ont été enfouis. (D'après Weng et coll., 2011 ; Vol.26).

Certain auteurs ont même montré que du tissu osseux pouvait être néosynthétisé coronairement à la connexion (cône morse pur ; Ankylos, Dentsply) lorsque l'implant était placé en position subcrestale. (Assenza B. et coll., 2012).

3.1.2.5 *Solutions et leurs limites.*

Différentes solutions ont été apportées afin de lutter contre ce défaut d'étanchéité et de résorption osseuse.

3.1.2.5.1 Utilisation de systèmes autres que les 2 pièces vissés.

- ✓ Utilisation de piliers scellés :

Une première alternative, pour pallier à la présence du micro hiatus a été de remplacer le pilier transvissé, (ou lui-même directement vissé), par des piliers scellés. Une étude (Assenza B. et coll., 2012) a comparé l'étanchéité de 3 connexions (vissée : *Replace Select, Nobel biocare* ; scéllée : *Bone system, Milan* ; cône morse pur : *Ankylos, Dentsply Friadent).*

Les résultats indiquent qu'une différence non significative a été trouvée entre la perméabilité du cône morse pur (1 spécimen sur 10) et les connexions scellées (0 sur 10), alors que ces deux groupes présentaient de biens meilleurs résultats que la connexion interne vissée. (6 sur 10).

Le ciment va fuser et boucher chaque interstice de l'interface implant-pillier, et va empêcher les micromouvements. (Assenza B. et coll., 2005).

Si les connexions scellées présentent l'avantage d'une bonne herméticité, il faut néanmoins prendre en considération le fait que la quantité de ciment doit être bien adaptée ; En effet, il faut éviter qu'un excédent de ciment fuse le long de l'implant et entraine, inflammation chronique puis résorption osseuse.

Enfin un descellement ou un dévissage ont potentiellement les mêmes conséquences, de par l'obligation de ré-intervention qu'ils induisent, et vont augmenter le risque de pénétration bactérienne. Aussi, il faut noter qu'une fracture de vis est plus compliquée à gérer qu'un descellement. (Assenza B. et coll., 2012).

- ✓ Utilisation de pilier monoblocs :

Les piliers monoblocs peuvent être utilisés lors d'extraction réimplantation et mise en charge immédiate. (Soardi CM., et coll, 2012) Ces implants évitent les problèmes de micro-hiatus et de micromouvements car ils ne sont fait que d'une seule et même pièce : implant et pilier ne forment qu'une seule unité. (Jaworski ME. Et coll., 2012) Diverses études ont montré une faible résorption osseuse des implants une pièce. Une d'entre elles a trouvé un taux de succès de 98.5% après 3 ans avec une résorption moyenne de 0.79mm. (Finne K., et coll., 2012). D'autres ont montré de moins bons résultats en matière d'osteointégration que les implants 2 pièces. (Ostman PO. Et coll, 2007).

(Illustration 48 et 49).



Illustration 48 : Exemple d'implant une pièce. Nobel Perfect. (D'après Ostman PO.,et coll.,2007).

Sur les implants une pièce, la limite entre la surface lisse et la surface rugueuse va déterminer le niveau d'enfouissement. Il apparaitrait que l'état de surface de l'implant et son design vont jouer un rôle sur la qualité de l'ostéointégration.



Illustration 49 : 3 types de design et états de surface pour les implants 1 pièce. A gauche : profil évasé et surface usinée ; au centre : profil concave et microfilté ; a droite : profil droit a surface traitée par oxydation. (D'après Kim S. et coll., 2010).

Il apparait aux vues des résultats que la surface concave et micro filetée offrirait les meilleurs résultats… Cependant comme plusieurs paramètres varient, il est difficile de tirer des conclusions. L'important est de noter que les résultats sont différents selon le design. Plus d'études sont nécessaires pour déterminer quel serait le meilleur système. (Kim S. et coll. 2010)

Les implants 1-pièce vont présenter l'avantage de réduire le nombre d'étapes chirurgicales et prothétiques, ce qui implique une diminution de l'inflammation induite par les manipulations récurrentes, et un plus grand confort pour le patient. De plus, les implants 2 pièces, ayant une partie qui s'encastre dans l'autre, sont contraints de posséder une épaisseur suffisante pour éviter la fracture. (Saluja BS., Mittal D., 2012) L'implant monobloc lui va pouvoir permettre d'utiliser des diamètres de l'ordre de 3mm. (Sohn DS., et coll., 2011).

Le principal inconvénient réside dans le fait que ces implants ne vont pas pouvoir être placés dans tous les sites. En effet cette structure rigide qui est le principal avantage, en est aussi le principal inconvénient. Sa forme droite va empêcher tout « rattrapage » d'axe de plus de 15°, qu'il soit induit par une mauvaise mise en place de l'opérateur, ou à une trop faible hauteur d'os (Finne K., et coll., 2012). De même, étant la plupart du temps utilisés en cas de mise en charge immédiate, ils ne sont

pas indiqués pour les sites postérieurs, ou les charges occlusales sont plus importantes. (Saluja BS., Mittal D., 2012).

Pour finir ces implants nécessitent une taille du pilier in vivo, plus ou moins à la manière d'une préparation prothétique classique. L'inconvénient cette fois va être la surchauffe transmise par le corps de l'implant au tissu osseux, pouvant entrainer une résorption ou non selon les études (Finne K., et coll., 2012) (Ostman PO. Et coll., 2007). Il convient donc de réaliser le fraisage sous spray abondant et très délicatement.

Il apparait que les implants une pièce peuvent obtenir de bons résultats mais ils doivent être utilisés de manière rigoureuse en prenant garde aux indications et mise en garde, comme pour l'échauffement lors du fraisage. Ces implants offrent de nouvelles perspectives mais ils nécessitent d'autres études avec d'avantages de paramètres et surtout sur le long terme.

3.1.2.5.2 Modification de l'utilisation des systèmes 2 pièces vissés.

- ✓ Diminution de la charge bactérienne :

Nous avons vu dans le paragraphe (3.1.2.2.) que pour certains auteurs, la résorption osseuse commençait âpres le deuxième temps chirurgical. Pour d'autres, que chaque intervention sur le pilier favorisait la contamination bactérienne. Pour diminuer la charge bactérienne, il est recommandé de désinfecter l'implant de stériliser le pilier avant sa mise en place. Pour se faire l'utilisation de chlorhexidine à 1% appliquée dans le corps de l'implant à l'aide d'une micropipette est indiquée. La chlorhexidine est connue pour ses propriétés antiseptique mais aussi antimicrobien et antifongique. Son application avant la mise en place du pilier, permet de réduire sensiblement la contamination de l'interface implant pilier. (Paolantonio M. et coll., 2008).

Bien sûr, cette décontamination va de pair avec une stérilisation du pilier avant sa mise en place.Outre la décontamination, un autre moyen de diminuer la charge bactérienne est d'utiliser des matériaux spécifiques pour le col de l'implant. En effet, si l'on a vu (3.1.2.2.) qu'une surface rugueuse du corps de l'implant permet une meilleure ostéointégration, le col quant à lui est transgingival.

Il doit donc limiter le plus possible l'agrégation des bactéries sur sa paroi. D'après « Rimondini L et coll. »ou « Al-Radha ASD et coll., 2011 », l'utilisation de bagues en silicone ou en zircone qui s'insèrent sur le col va permettre cela. D'après ces études l'oxyde de zirconium serait moins propice à la contamination par des micro-organismes qu'un col en titane classique.

(Illustration 50).



Illustration 50 : Col en zircone. (D'après http://fr.tbr-implants.com/wp-content/uploads/periosave-Z1_Z1M1-1024x534.png).

« Salihoglu U et coll. » Bien qu'ayant trouvé une plus faible adhésion des bactéries a la zircone par rapport au titane, ils ont déclaré que cette différence n'était pas significative de par l'utilisation de certains alliages de titane. (Moins rugueux que le titane pur).

- ✓ Diminution de la pénétration bactérienne par l'utilisation de nouveaux alliages.

Des alliages à « mémoire de forme » sont en développement. Une étude portant sur un alliage à base de titane nikel (nitinol) sur une connexion conique aurait montré de meilleurs résultats que pour le titane classique.

Le nikel apporterait plus d'élasticité ce qui permettrait au pilier de reprendre sa position après les variations de température. (Comme lors de consommation de glace par exemple) *(Illustration 51).*

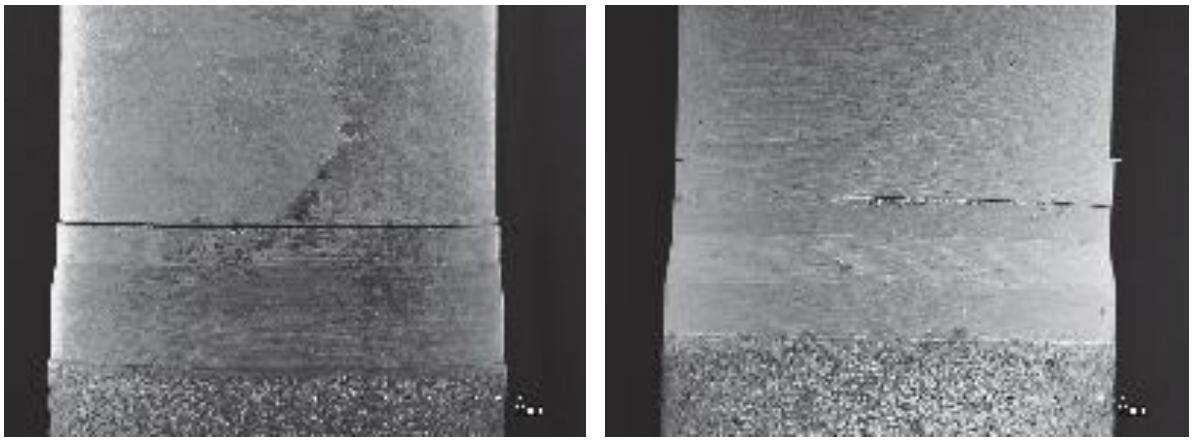


Illustration 51 : Vue au microscope électronique d'un implant et son pilier en alliage titate-nikel. A gauche le complexe est refroidi à 0°C et a droite réchauffé à 37°C. (D'après Pautke et Coll., 2009).

On constate que le joint diminue visiblement, et que le pilier reprend sa place normale lors du retour à la température initiale. La contamination bactérienne s'en trouverait réduite. D'autres études avec des forces occlusales autres qu'axiales (cisaillement) seraient intéressantes pour des conclusions plus proches de la situation in vivo.

Ce type d'alliage est déjà utilisé en médecine générale (ex : stent artériel) Cependant il faut être prudent avec ce genre de matériaux. De nombreux patients sont allergiques au nikel, ce qui exclue pour ces personnes l'utilisation de ce système. (Pauckte C. et coll., 2009).

- ✓ Diminution de l'effet des bactéries grâce au design implantaire.

La modification de la forme de l'implant par rapport à celle du pilier est apparue de manière fortuite en utilisant un pilier dont le diamètre n'était pas adapté à celui de l'implant. Cette « erreur » est devenue une solution à l'inflammation bactérienne. Aujourd'hui c'est un concept largement utilisé par l'industrie : le platform-swiching.

3.1.3 Concept de Plataform Switching.

3.1.3.1 *Définition.*

Le concept de platform switching se caractérise par une réduction du diamètre du pilier par rapport à celui du col implantaire. Le concept se généralise en prenant des noms divers selon les marques :

- « **Connective contour** » pour Astra Tech,
- « **Tissue creeping profile** » chez Tekka,
- « **Tissue Care Connection** » chez Dentsply,
- « **Platform shifting** » chez Nobel Biocare

(Illustration 52)



Illustration 52 : Exemple de platform swiching des plus grandes marques. (D'après Siffert F. et Etienne O., 2011).

La procédure requiert que le « swich » soit mis en place dès le jour du desenfouissement, et non pas pour regagner de la hauteur osseuse après l'échec d'un système conventionnel. (Talwar BS., 2012).

3.1.3.2 *Indication du concept.*

- ✓ Recentrage de l'infiltrat cellulaire inflammatoire **:**

Le recentrage permet une diminution de la résorption osseuse, d'une part à cause de l'éloignement du foyer inflammatoire du tissu osseux, et d'autre part par la facilitation de la création d'une barrière muqueuse d'épaisseur suffisante. En effet, le Platform swiching va permettre une augmentation de la surface de soutien pour le tissu conjonctif, en utilisant la plateforme implantaire laissée libre, et former un « joint torique muqueux» autour de la connexion.

La concavité crée par le joint implant pilier va permettre au tissu sain muqueux de former ce sertissage peri-implantaire sans avoir à résorber de tissu osseux pour trouver l'espace nécessaire à sa réalisation. (Siffert F. et Etienne O., 2011).

Ce recentrage inflammatoire a très bien été mis en évidence par « Stefan Vandeweghe et Hugo De Bruyn ».Ils ont réalisé une comparaison très intéressante en simulant sur un même pilier, une connexion avec ou sans platform swiching. Pour se faire, ils ont tout simplement conçu un implant avec une connexion volontairement désaxée. La connexion est donc d'un coté en continuité avec l'implant et le pilier, et de l'autre côté elle est décalée simulant un platform swiching.

(Illustration 53).

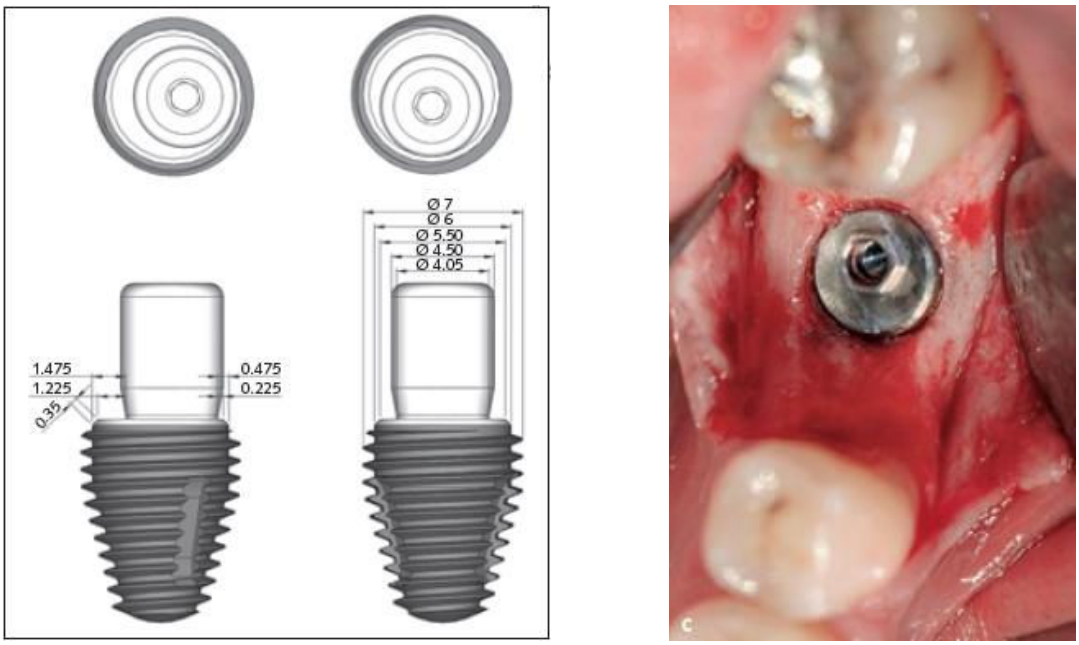


Illustration 53 : Implant avec sa connexion hexagone externe désaxée par rapport au centre de l'implant. (Vandeweghe S. et De Bruyn H., 2012).

Le principal avantage de cette étude est que la comparaison se fait sur un même implant, dans le même milieu, ayant subi les mêmes interventions et cela sur 20 patients différents.

Les résultats de l'étude menée sur 1 an, montre un gain significatif de hauteur d'os du côté du platform swiching, ce qui nous montre l'importance du recentrage de l'infiltrat inflammatoire. *(Illustration 54).*

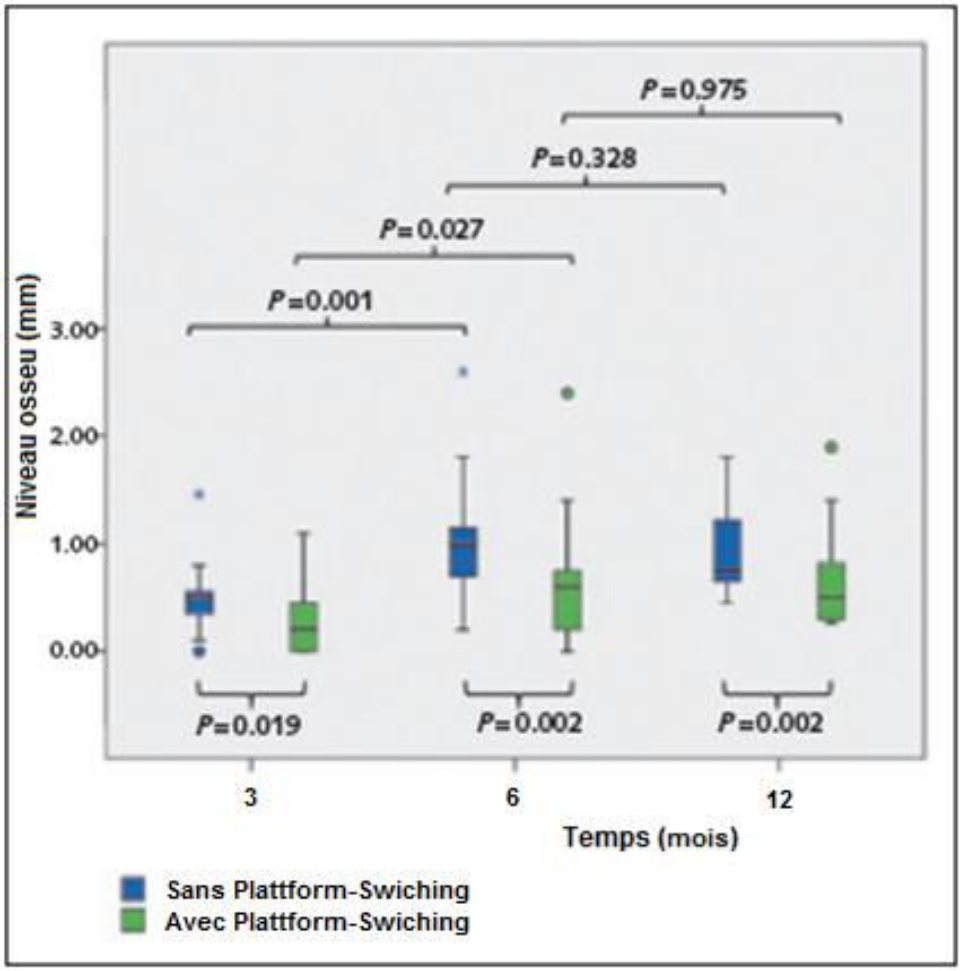


Illustration 54 : Résorption osseuse coté platform swiching et coté classique (bout a bout) de l'implant a connexion externe désaxée sur une durée d'un an. (Vandeweghe S. et De Bruyn H., 2012).

L'étude a aussi pris en compte l'épaisseur de gencive comme facteur influant sur la résorption osseuse. Il apparait que le platform swiching semble avoir un effet plus modéré sur les gencives fines. *(Illustration 55).*

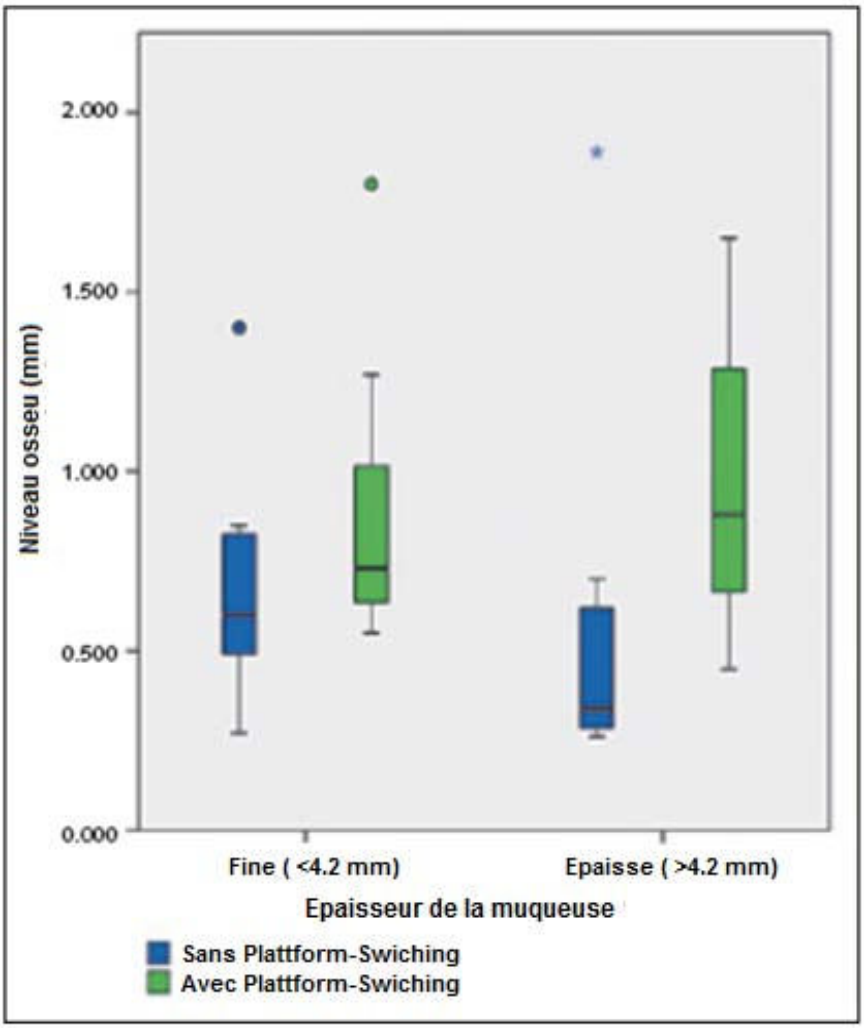


Illustration 55 : Résorption osseuse coté platform swiching et coté classique (bout a bout) de l'implant a connexion externe désaxée selon le type de parodonte. (Thin= fin) (Thick= épais) (Vandeweghe S. et De Bruyn H., 2012).

L'utilisation d'une connexion externe est intéressante également, car cela prouve que le platform swiching n'est pas une avancée uniquement pour les connexions hexagone interne ou pour les connexions coniques. Les résultats des connexions à hexagone externe peuvent eux aussi être sensiblement améliorés par ce système.

✓ Quantification de la diminution de la résorption osseuse **:**

La diminution de la résorption osseuse a été étudiée dans de nombreuses études et les résultats vont quasi exclusivement dans le même sens peu importe les systèmes considérés :

- Connexion internes et cône morse avec platform switching (Pieri F. et coll., 2010).
- Connexions externes et internes avec paltform switching (Canullo L. et coll., 2012)
- Connexions externes (Vandeweghe S. et De Bruyn H., 2012)

Les systèmes possédant un platform switching obtiennent quasiment systématiquement un meilleur résultat. *(Illustration 56).*

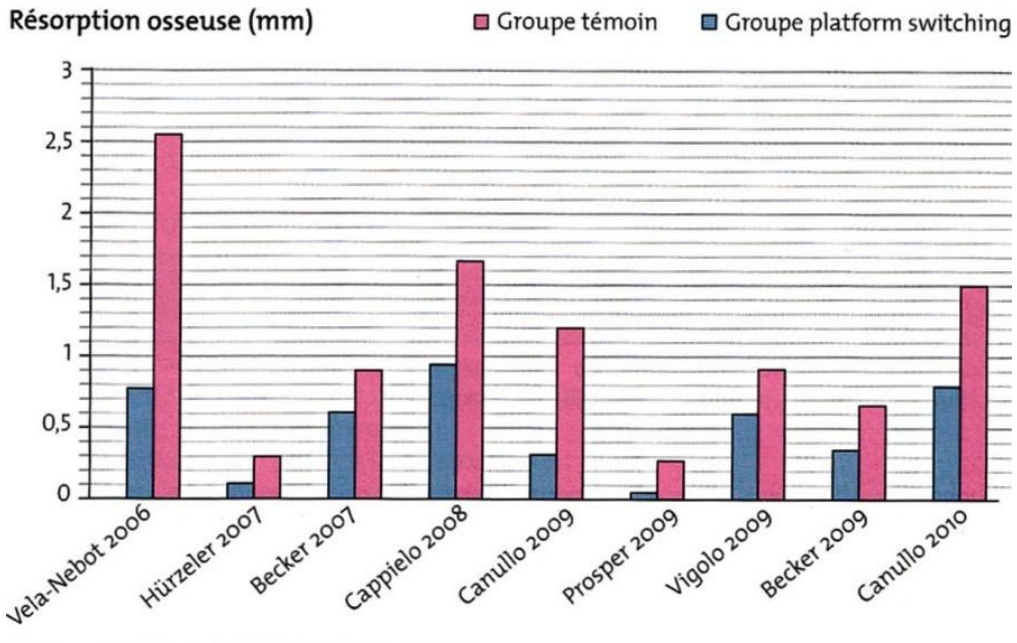


Illustration 56 : T Taux de résorption osseuse mesurée (en mm) avec et sans platform swiching, d'après plusieurs études menées. (D'après Siffert F. et Etienne O., 2011).

Cependant on voit que toutes ces études on été réalisées entre 2006 et 2010, ce qui implique que le recul clinique est inferieur a 10 ans. Fickl et coll., 2010 ont tiré les mêmes conclusions en matière de résorption osseuse, en précisant que des études sur le long terme seraient nécessaires.

- ✓ Augmentation de l'espace biologique et augmentation de la distance entre la jonction implant-pilier et la crête osseuse :

D'après une étude de « Cocchetto R. et coll., 2009 », plus le plattform swiching est important, plus cette distance est augmentée, et plus le niveau osseux est préservé. *(Illustration 57)*.

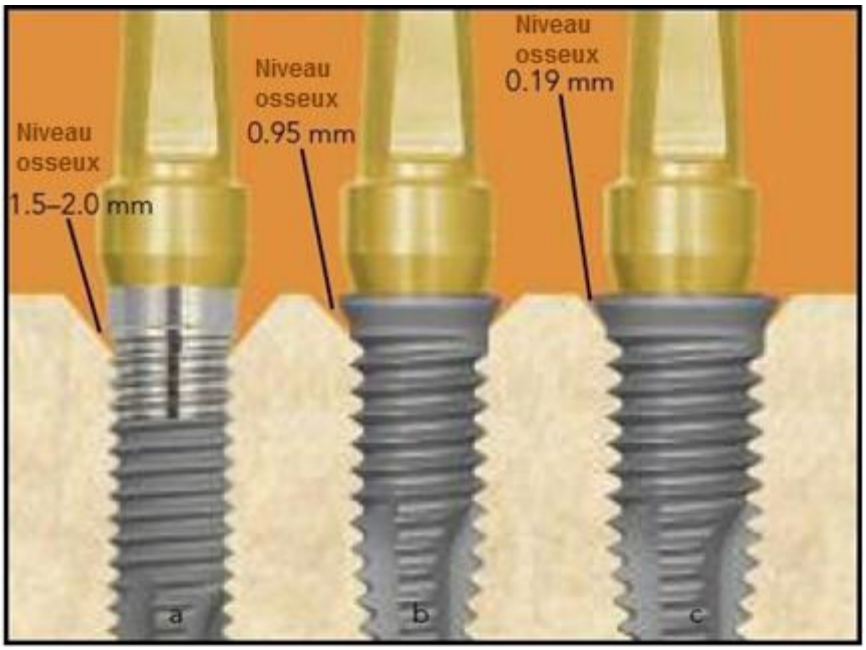


Illustration 57 : Perte osseuse après 18 mois selon la géométrie choisie. (a) : absence de platform swiching ; (b) : platform swiching classique ; (c) : platform swiching profond. (D'après Cocchetto R. et coll., 2010).

De plus, le diamètre du pilier étant diminué, l'épaisseur des tissus mous est plus importante. Une meilleure vascularisation est ainsi obtenue. Le tissu est donc plus résistant et plus esthétique. (Jakubowicz-Kohen B. et coll., 2008).

- ✓ L'influence du micro-hiatus sur la crête osseuse est diminuée :

Une étude de Veis A. et coll., 2010 « a montré que le platform swiching diminuait significativement la résorption osseuse pour les implants placés en position sub crestale, mais que plus l'implant était juxta osseux, moins les bénéfices étaient évidents ». Ceci s'explique par le fait que le rayonnement des bactéries se fait sur 90° avec un platform swiching contre 180° pour une connexion sans platform

swiching. La trajectoire de diffusion est modifiée par le rebord saillant de l'implant. (Siffert F. et Etienne O., 2011). *(Illustration 58)*.

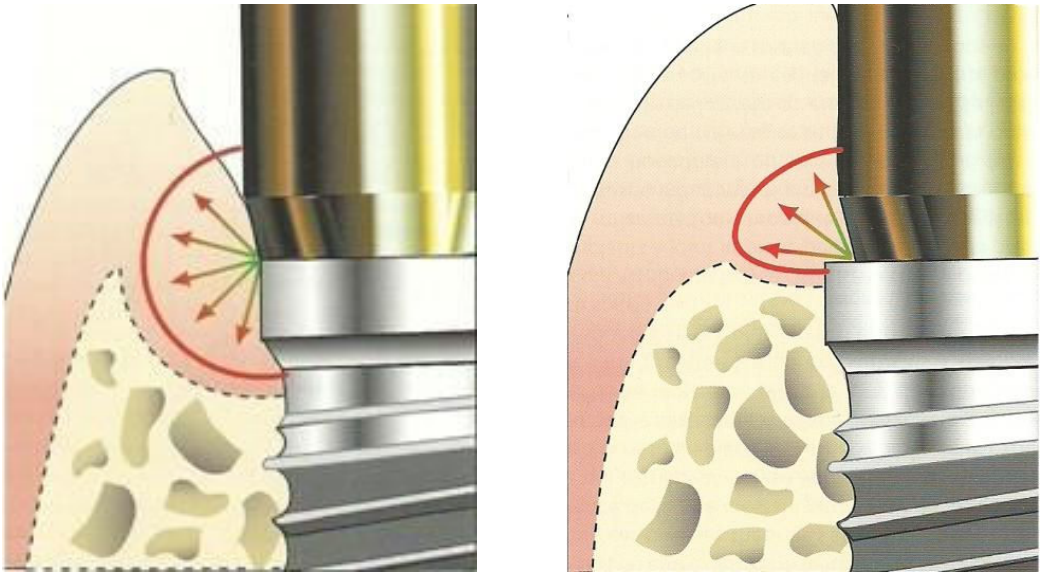


Illustration 58 : rayon de diffusion des bactéries issues du joint implant pilier : a gauche pilier sans platform swiching, a droite avec platform swiching. (D'après Szmukler-Moncler S. et coll, 2008).

- ✓ Diminution des niveaux de stress sur l'os péri-implantaire.

Plusieurs études ont montré une diminution de la quantité des contraintes en utilisant un platform swiching. Des valeurs de l'ordre de 2 à 7% ont été relevées. (Siffert F. et Etienne O., 2011).

Au-delà de l'intensité des contraintes, des travaux ont été menés pour déterminer la localisation de ces contraintes au niveau de l'os cortical et alvéolaire. Il apparait que les forces sont déplacées vers le centre de l'implant et influent donc moins sur l'os environnant. Le concept de platform swiching aurait donc pour avantage d'éloigner les contraintes du tissu osseux, et améliorerait la répartition des forces mais aux dépens d'une augmentation des contraintes au niveau du pilier et de la vis du pilier. (Tabata LF., et coll., 2011).

(Illustration 59 et 60).

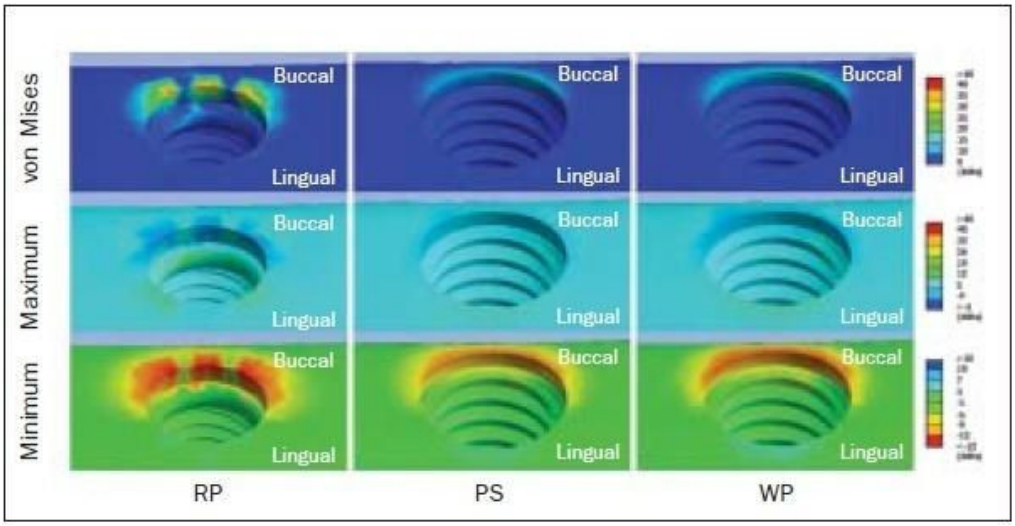


Illustration 59 : Répartition du stress sur le tissu osseux avec platform switching (ps) avec un système standard (rp) et avec un implant de gros diametre (wp) sous contrainte axiale. (Min= force compression, max= force tension, von Mises= critère synthétisant les différentes contraintes) (D'apres Tabata LF., et coll., 2011).

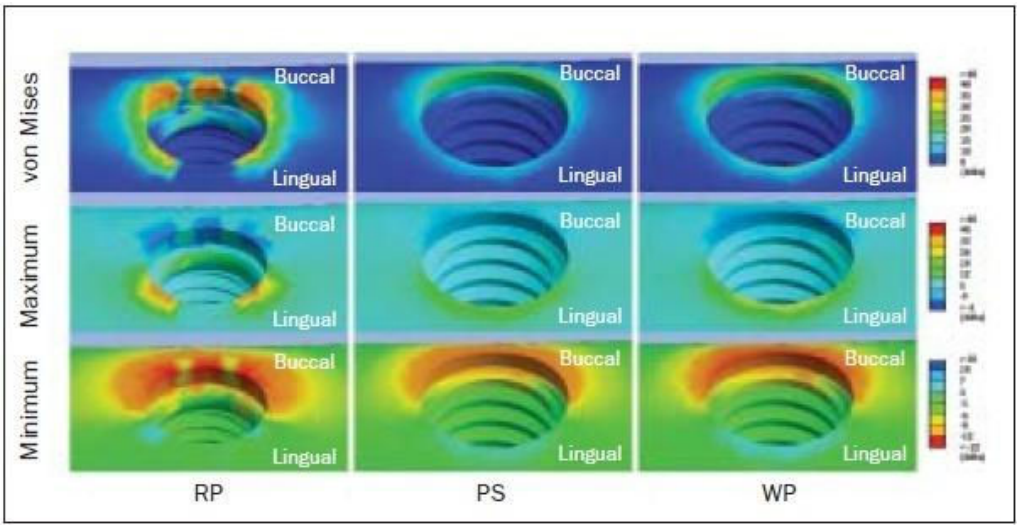


Illustration 60 : Répartition du stress sur le tissu osseux avec platform switching (ps) avec un système standard (rp) et avec un implant de gros diametre (wp) sous contrainte oblique. (Min= force compression, max= force tension, von Mises= critère synthétisant les différentes contraintes) (D'apres Tabata LF., et coll., 2011).

Enfin, il apparaitrait que la bonne attache conjonctive qu'offre le platform swiching, va permettre de diminuer le remaniement osseux initial, ce qui va ensuite permettre une meilleure stabilité mécanique, qui elle-même va favoriser la conservation de ce capital osseux sur le long terme. (Siffert F. et Etienne O., 2011) (Prasad KD. et coll., 2011).

3.1.3.3 *Intérêt de son utilisation.*

- Augmentation de la durée de vie de l'implant.
- Réduction sensible de la perte osseuse sur les parodontes épais. (Vandeweghe S. et De Bruyn H., 2012).
- L'esthétique est améliorée car la préservation osseuse crestale contribue à préserver la papille.
- La distance inter-implantaire minimale est diminuée. Un minimum de 3 mm de distance inter-implantaire est nécessaire pour préserver l'os marginal avec des implants classiques. (voir 3.1.1.3). Or, des distances de 1, 2 et 3mm entre les implants pourvus d'une connexion cône morse associée à un platform swiching, n'entraîneraient pas de différences statistiquement significatives dans la perte osseuse autour des implants, que ces implants soient enfouis ou non. (Prasad KD. Et coll., 2011) Ceci en fait donc un design particulièrement intéressant pour les reconstitutions antérieur avec peu d'espace disponible (comme pour les latérales).

3.1.3.4 *Ses limites.*

- Si des piliers de taille normale doivent être utilisés, les implants de plus grande taille doivent être placés. Ce n'est pas possible pour tous les sites cliniques, surtout si la largeur de la crête osseuse est diminuée.
- Si les implants de taille normale sont placés, des piliers de plus petit diamètre sont nécessaires, ce qui peut compromettre le profil d'émergence, en particulier dans les cas antérieurs.
- L'utilisation de piliers de plus faible diamètre pourrait aussi augmenter le risque de fracture des piliers. (Prasad KD. Et coll., 2011)
- Comme dit précédemment, le transfert des contraintes au niveau de la vis, pourrait entrainer une fragilité de celle-ci. (Siffert F. et Etienne O., 2011)
- Faible amélioration sur les parodontes fins. (Vandeweghe S. et De Bruyn H., 2012).

3.2 Suivant le matériau.

3.2.1 Métaux/alliages de métaux.

3.2.1.1 *Alliage de Titane.*

Ils présentent l´avantage d´une manipulation facile et de bonnes propriétés mécaniques. Cependant dans certaines situations cliniques ils peuvent ne pas répondre aux exigences esthétiques cliniques. Les limites d´utilisation des piliers en titane sont dues à un manque d´adaptation, en raison des différents diamètres du complexe pilier-couronne. Certes, il est possible théoriquement de restaurer l´anatomie naturelle de la racine en les préparant ou en apposant de la céramique sur le pilier. Cependant, cette méthode ne peut être utilisée qu´en présence d´une hauteur adéquate des tissus mous marginaux, c´est-à-dire en présence d´un espace vertical suffisant pour l´assise prothétique en titane et en céramique (exception : le système CFAO Procera® permet de produire des piliers implantaires individualisés en titane qui s´adaptent de façon optimale aux tissus mous fins). Un autre problème peut apparaître en présence de tissus mous fins, celui de leur coloration grisâtre par les piliers en titane. Si le sourire est gingival, le résultat peut être inacceptable. *(Illustration 61)*.



Illustration 61 : Pilier titane (Bressan E. et coll., 2011)

3.2.1.2 *Alliage d'Or.*

Le premier pilier implantaire UCLA en alliage d´or a été développé à l´Université de Californie, à Los Angeles, USA (22). Ce pilier a été mis sur le marché au début en tant que pilier calcinable. Le principal problème lors de l´utilisation des piliers en alliage d'or réside en une augmentation des récessions au niveau des tissus mous péri-implantaires, contrairement aux piliers en titane ou en céramique. Ceci est probablement dû aux faibles propriétés d´adhésion des alliages en or [réduction de l´attache des tissus mous comparativement au titane et à la céramique et/ou risque de corrosion à l´interface pilier-implant (les potentiels d´oxydo-réduction sont différents entre l´or et le titane)]. (Hanisch O).

Il existe également le risque d´apercevoir une partie du pilier métallique au travers de tissus mous fins même si (Bressan E., et coll., 2011) ont montré qu'un alliage d'or était nettement plus esthétique que ceux en titane, et se rapprochait plus des résultats obtenus avec la céramique.

Concernant ses propriétés mécaniques, les alliages d'or bien que plus malléables que le titane et a fortiori de la céramique, ils n'entrainent cependant pas d'augmentation du jeu en rotation. (Viogolo P. et coll., 2008). *(Illustration 62)*.



Illustration 62 : Pilier alliage d'or. (Bressan E. et coll., 2011).

3.2.1.3 *Alliage de Nitinol (TiNi).*

Le nitinol est un alliage à mémoire de forme. Son utilisation est encore au stade de prototype en implantologie orale, mais il a déjà fait ses preuves dans d'autres sphères comme l'orthopédie. (Altmann M. et coll., 2012) Des études auraient d'hors et déjà montré de meilleurs résultats au niveau de l'étanchéité de ce nouvel alliage. (Voir 2.1.2.5.2.) (Paukte C. et coll., 2009).

Des études sur le long terme sont cependant nécessaires pour pouvoir envisager de manières plus globales les bienfaits et méfaits éventuels apportés par ce nouvel alliage.

3.2.2 Céramiques.

En raison des inconvénients ésthétiques des piliers métalliques, et par analogie aux piliers dentaires, des piliers à la couleur des dents présentant de bonnes propriétés mécaniques ont été développés ces dix dernières années. Ces piliers céramiques présentent des propriétés telles que non seulement ils empêchent la coloration grisâtre des tissus mous, mais aussi permettent une transmission de la lumière. D'autre part, la céramique est un excellent biomatériau, très favorable à la régénération tissulaire osseuse et parodontale. (Nevins M. et coll., 2011).

3.2.2.1 *Oxyde d'Aluminium ou Alumine.*

L´oxyde d´aluminium (Al2O3) est utilisée pour la réalisation d´implants et de couronnes (Procera®). Le premier pilier implantaire en céramique a été conçu pour l´implant Brånemark. Il est constitué à 99,5 % d´Al2O3 et est fixé à l´aide d´une vis en or sur l´hexagone externe. Les avantages de ces piliers translucides et de couleur comparable à celle des dents sont évidents au niveau du secteur antérieur, comparativement aux piliers métalliques. Ils présentent une bonne biocompatibilité, une absence de coloration grisâtre des tissus mous environnants et une transmission de la lumière dans les tissus mous péri-implantaires. Une couronne tout-céramique avec des masses céramiques au collet transmettant la lumière est alors réalisée.

Contrairement aux couronnes céramo-métalliques conventionnelles, elle empêche la coloration grisâtre des tissus mous (réflexion de la lumière au niveau des parties métalliques).

Les piliers Al2O3 peuvent être ajustés par rapport au contour des tissus mous, en étant soit préparés, soit en apposant de la céramique Al2O3. Le système CFAO Procera® représente une alternative. Ici, la forme du pilier implantaire est réalisée directement sur ordinateur à l´aide d´un logiciel spécial (Procera CADD-3D®).

Après détermination des paramètres sur le maître modèle, le programme reconnaît la position des implants sur un modèle virtuel. Une fois la hauteur, la largeur, l´angulation, et le contour du pilier déterminés par ordinateur, les données sont transmises au centre d'usinage. L´inconvénient des piliers en Al2O3 est le risque de fracture pendant leur préparation. C´est pourquoi, les piliers en Al2O3 doivent être préparés sous irrigation, afin d´éviter d´avoir des microfissures. Si lors de la préparation du pilier on s´attend à ce que les parois soient fines, il est conseillé d´utiliser alors un pilier en oxyde de zirconium. Ceci est valable également pour les patients sujets au bruxisme.

En dépit de ses avantages esthétiques (indice de réfraction lumineuse plus faible que la zircone) ce pilier a été progressivement abandonné avec l'introduction de la zircone dans les piliers implantaires, beaucoup plus résistante d'un point de vue biomécanique. (Etienne O., Baixe S., 2009).

3.2.2.2 *Oxyde de Zirconium ou Zircone.*

De par ses valeurs élevées de résistance, l´oxyde de zirconium (ZrO2) possède des propriétés permettant de réaliser des piliers fins. Comparativement à Al2O3, des fractures ne sont pas à attendre des piliers en oxyde de zirconium du fait de ses valeurs élevées de résistance à la flexion et de ténacité à la rupture. Pour cette raison, un pilier en oxyde de zirconium doit être choisi en présence d´une grande angulation entre le pilier et l´axe implantaire ou d´un faible espace vertical conduisant à une finesse des parois du pilier ou de ses limites.

Face aux contraintes esthétiques (des endentements antérieurs) et à ces contraintes biomécaniques, la zircone s'est imposée comme matériau de choix pour les piliers implantaires transvissés, au détriment de l'alumine et autres assemblages.

Cependant, des contraintes spécifiques au matériau entrent en compte lors de la conception de ces piliers : difficultés, complexité et coût de fabrication et d'usinage (préparation traditionnelle avec des fraises diamantées demande trop de temps et coute plus cher), risques d'endommager la zircone et d'amoindrir ses propriétés biomécaniques au cours de l'usinage.

Les propriétés physico-chimiques de la zircone dépendent de la façon dont elle a été préparée, de sa pureté, de sa densité, de sa porosité, de la taille des Grains, etc…Ces caractéristiques vont influencer la pérennité du pilier en bouche et son esthétique. De plus, comparativement à Al2O3, il existe aussi un autre problème : la couleur blanche du pilier. En présence de tissus mous fins ou de limites supra gingivales du pilier, ceci peut entraîner un effet non naturel aux restaurations.

Ne disposant pas d'un recul clinique à long terme sur le devenir en milieu buccal des pièces prothétiques en zircone (usures des pièces implantaires, diminution de leurs propriétés), les industriels ont développé des concepts différents de pilier, pour essayer de répondre à ces contraintes, chacun ayant des avantages et des inconvénients. Ainsi, les piliers dits " en zircone" peuvent être soit entièrement composés de zircone, soit composés d'assemblages de zircone et de métal (alliages de titane). La zircone composant la plupart de ces piliers est de la 3Y-TZP, ou zircone stabilisée en phase tétragonale avec de l'oxyde d'yttrium (à 3 mol pour cent). (Etienne O., Baixe S., 2009).

Les Piliers " tout Zircone "

Parmi les piliers « tout Zircone », il est possible de distinguer :

- ✓ Des piliers préfabriqués :

Ils peuvent être de forme cylindrique ou anatomique. Les premiers nécessitent d'être personnalisés par le laboratoire de prothèse. A partir d'un modèle de travail, le principe consiste à tailler un pilier en zircone globalement cylindrique pour lui donner la forme adaptée à la situation clinique. Les piliers ZirDesign™ ou Zircone, suivent cette option technique. Les seconds systèmes ont développé une gamme de piliers en zircone préformés, de hauteur et de taille différentes, permettant de choisir celui qui se rapproche le plus de la situation clinique. La personnalisation est, dans ce cas, minime voire inexistante. Les piliers Procera® Esthetic Abutment (Nobel Biocare) ou CERCON® Balance Anterior (Dentsply Friadent) proposent cette solution.

- ✓ Des piliers personnalisés directement :

Ils sont réalisés par CFAO (par exemple, Procera®/DCS® ou Cerec inlab®/ Sirona):
Le pilier Procera® Abutment, les piliers Diazir®, ou la partie secondaire personnalisée du système céramique CARES (Computer Aided REstorative Service) utilisent cette technique assistée par ordinateur. Quel que soit le type de personnalisation du pilier tout zircone, sa connectique avec l'implant, interne ou externe, est réalisée entre la zircone et le titane (à l'exception du système CARES). En ce sens, il se crée une interface entre les deux matériaux aux propriétés mécaniques différentes, dont le comportement en clinique, soumis aux charges occlusales cycliques, est encore mal connu. En raison de l´extrême dureté des piliers Zircone, et en présence de micromouvements, il se produit un frottement au niveau du titane (qui est plus tendre) dans la zone de contact avec l´hexagone externe ou avec l´élément anti rotationnel pour une connexion interne.

Ce problème est général à tous les types de céramiques. Il est connu sous le terme de "**fretting wear**" (ou usure par frottement).

C´est pour cette raison que pour certains systèmes implantaires, le pilier céramique se compose de deux parties : une base métallique et un corps céramique. Celui-ci peut être collé ou vissé à la base métallique.

De par le contact titane-titane entre le pilier et l´implant, le phénomène "fretting wear" peut être évité. D´un autre côté, en raison de la limite métallique, ceci peut conduire à une coloration des tissus mous et /ou à une limitation de l´espace vertical entre la plateforme de l´implant et les tissus mous. (Hanisch O.)

Mis à part les avantages esthétiques des céramiques, une étude de « Yüzügüllü B., Avci M., 2008 » comparant les connexions titane/titane, titane/ zircone, et titane/ oxyde d'aluminium a permis de montrer qu'ils s'adaptent tous de la même façon sans augmenter de manière significative les dimensions du micro-hiatus. La vraie différence réside dans le fait que la céramique aura tendance à se fracturer, là ou le titane aura tendance à se déformer, ainsi que dans l'usure du pilier en titane par la céramique. *(Illustration 63)*.

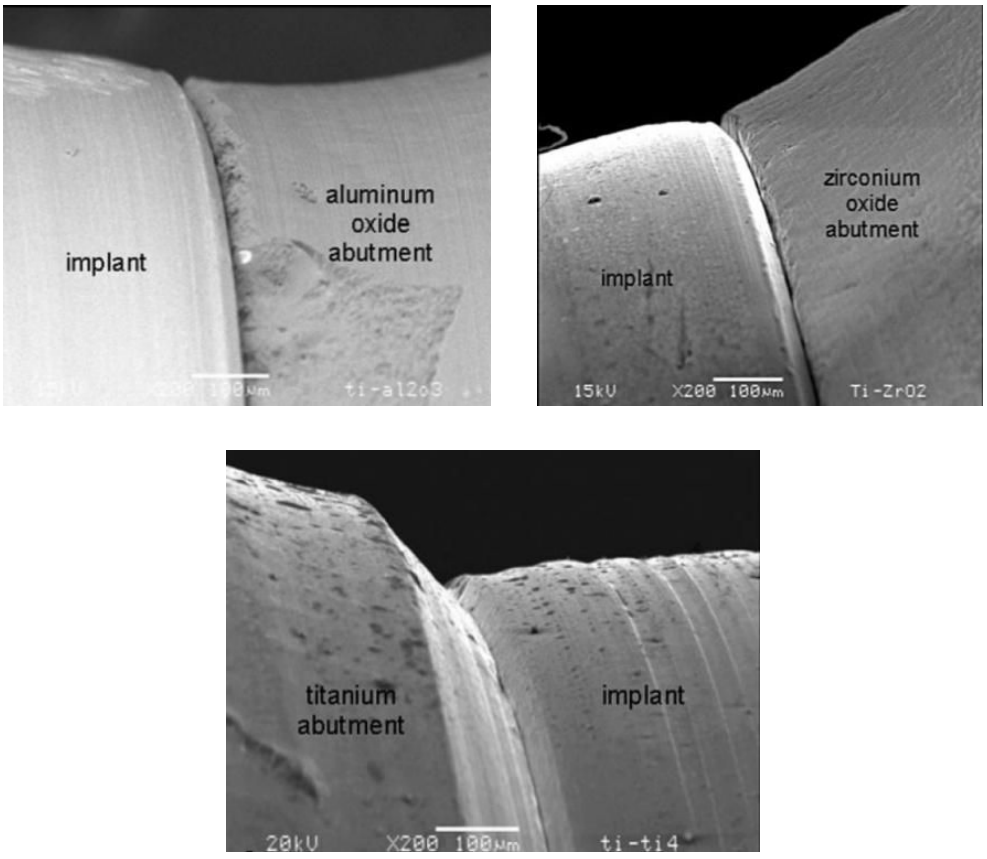


Illustration 63 : Adaptation des différents matériaux a un implant en titane (Yüzügüllü B., Avci M., 2008).

3.2.2.3 *Mélange de céramiques.*

In- Ceram Zirconia.

Le concept de ce pilier est d'utiliser une préforme céramique surdimensionnée et usinable qui s'adapte déjà à la tête de l'implant. Ainsi, l'usinage donne la forme au moignon, mais il doit tenir compte du profil gingival de la dent à remplacer, et respecter sa forme, (légèrement triangulaire pour les incisives et canines supérieures par exemple) Ce pilier est composé de 40% de zircone (ZrO_2) partiellement stabilisée à l'oxyde de cérium et de 60% d'alumine (Al_2O_3) pour limiter la propagation des fissures et permettre la liaison céramique cosmétique. (Un taux maximal de 40% de zircone dans le pilier est possible pour cela). La zircone augmente ainsi la résistance du pilier à la flexion, la fatigue et la dureté.

Les intérêts de ce système sont de pouvoir travailler le profil d'émergence selon la situation clinique, et d'ajouter la céramique cosmétique directement sur le pilier. L'adjonction de céramique dentine permet aussi de changer la forme et la couleur finale du pilier. Une céramique de teinte gingivale peut également être montée sur le pilier.

La technique de fabrication en deux étapes permet un usinage aisé et rapide, ainsi que des coûts de fabrication moins importants (usure des fraises et des machines moindre). Mais ce pilier reste très opaque, et seule la céramique de recouvrement peut atténuer cet effet. Bien que convenables, les propriétés biomécaniques de la céramique In-Ceram® Zirconia (Vita) sont inférieures à celles de la zircone, en résistance à la flexion et à la rupture notamment.

Ses principales indications par rapport au pilier en zircone sont donc :

- La reconstitution d'une anatomie cervicale " complexe ", quand les formes des piliers en zircone ne le permettent pas.
- un faible espace prothétique disponible : la céramique cosmétique peut alors être montée directement sur le pilier, réalisant ainsi une couronne céramo-céramique transvissée.

Ces indications doivent respecter un contexte occlusal favorable du fait de la plus grande fragilité de cette céramique (pas de bruxisme, pas d'excès de recouvrement). (Etienne O., Baixe S., 2009). *(Illustration 64)*.



Illustration 64 : Pilier zirconia. (Bressan E. et coll., 2011).

3.2.3 Piliers Mixtes

3.2.3.1 *Les assemblages « titane/zircone » en deux étages.*

Ce concept original est propre au système céramique CARES. Ce pilier possède un premier pilier Octa® 1,5 en titane et à connexion interne que l'on visse dans l'implant. Une partie secondaire personnalisée par CFAO tout en zircone est elle-même transvissée dans ce pilier. En cas d'usure du titane par la zircone, seul le pilier de transition est endommagé et doit être remplacé. Ces systèmes sont plus chers et

plus complexes car ils nécessitent des pièces supplémentaires (pilier et vis), et une réalisation par CFAO pour le moignon. De plus, ils créent un hiatus supplémentaire, source de possibles infiltrations microbiennes.

3.2.3.2 *Les piliers « mixtes : titane/zircone ».*

Ces piliers sont constitués de zircone et d'alliages de titane. Ces matériaux stables ne vont pas donner lieu à des échanges ioniques par simple contact des interfaces des pièces prothétiques au niveau de la connexion. La liaison zircone/titane au sein du pilier est faite par un assemblage breveté par chaque industriel. Ce sont des piliers préfabriqués qui doivent être personnalisés par la suite. Il existe actuellement :

- ✓ Un pilier tout en zircone avec une bague en titane au début de l'interface pilier-implant (en cervical). C'est le pilier Contour® (Zimmerdental) *(Illustration 65)*.



Illustration 65 : Pilier contour, Zimmerdental
http://www.zimmerdental.fr/popup/piliers_droits_ceramique.htm.

- ✓ Des piliers avec toute la connectique (interne ou externe) et le noyau du moignon en alliage de titane: piliers Smilea, Procera® Abutment Zirconia Nobel Replace™ ou ZiReal™ qui utilise une colle entre la zircone et le titane. *(Illustration 66)*.



Illustration 66 : Piliers associant zircone et titane privilégient une connectique titane/titane totale (pilier Procera pour implant NobelReplace™) (d'après Etienne O., Baixe S).

Le principal avantage de cette connectique est qu'en cas de dévissage ou de micromouvements, la zircone, bien plus dure que le titane (Y-TZP : 1200Hv, Ti : 250Hv), n'use pas le titane de l'implant au niveau de sa connectique au point de ne plus pouvoir le réutiliser. De plus, le contact titane/ titane permettrait un matage des pièces l'une contre l'autre. Cependant, il n'y a pas d'étude à ce jour prouvant qu'un pilier en zircone vissé dans les bonnes conditions occasionne plus d'usure à long terme sur l'implant qu'un pilier en titane. La bonne précision d'adaptation entre la zircone et le titane implique que le risque de dévissage n'est pas plus élevé pour un pilier en zircone que pour un pilier en titane.

3.2.3.3 *Cas particulier : bague de col implantaire en zircone.*

Ces implants ont été développés dans un but d'esthétique et de biocompatibilité. En effet, la partie transgingivale du pilier est ici entièrement réalisée en zircone. Cette option est utilisée par les implants Smilea ou Z1. *(Illustration 67)*.



Illustration 67 : L'implant Smilea (Biotech) à bague en zircone (Etienne O., Baixe S., 2009).

Elle est assemblée de façon définitive à l'implant par un procédé de sertissage n'utilisant ni ajout de matériau, ni colle, ni élévation de température. Le pilier que reçoit l'implant peut être choisi en titane ou en zircone. Outre ses propriétés optiques, la bague en zircone transgingivale possède de très bonnes propriétés biologiques : selon certaines études, elle permet une bonne cicatrisation et favorise la création d'une attache épithéliale, ainsi que la diminution d'adhésion de la plaque dentaire. (Etienne O., Baixe S., 2009).

3.2.4 Polymères : le Peek.

C’est un polymère haute performance, c'est-à-dire qu’il est composé d’une phase minérale et d’une phase organique et qu’il a des propriétés mécaniques élevées, tout en restant inférieures à celles des métaux.

Il offre la possibilité de traiter sa surface afin de le rendre hydrophile ou hydrophobe selon les portions de l’implant : « le plasma etching ». Cela va faciliter la fixation des fibres de collagènes, l’ostéo-integration, et à l’inverse, d’empêcher la fixation de bactérie dans la région plus coronaire de l’implant.

Ce matériau permet l’utilisation de la même gamme de diamètre que les implants en titane, en modulant les propriétés mécaniques selon les besoins avec l’ajout de fibres de carbone, fibres de verre ou en utilisant le modelage composite à jet continu. (Altmann M. et coll., 2012) Ceci permet de diminuer les propriétés mécaniques « en excès » qu’offre le titane, qui peuvent causer un stress sur le tissu osseux et induire sa résorption.

De plus le peek serait d’un cout très acceptable et permettrait un fraisage aisé au cabinet et supporterait de nombreuses stérilisations.

Le peek offre une radio transparence qui peut être modulée selon les besoins (par l’ajout de sulfate de baryum), une absence d’effet de corrosion et des possibilités de renforcement et d’adaptation du module d’élasticité suivant le cas. Le peek serait au moins aussi performant que le titane mais des études sur le long terme sont nécessaires. (Meningaud J-P., 2012)

Les piliers céramiques présentent des avantages par rapport aux piliers métalliques, de par leur couleur, leur forme et leur préparation individualisée qui ont ouvert de nouvelles perspectives. (Par exemple, une jonction implant pilier dans une situation plus cervicale qu’avec les piliers titane) Associés à des restaurations tout-céramique, il est possible d´obtenir une transmission de la lumière à partir du complexe couronne-pilier, et ce dans les tissus mous, à la manière d’une dent naturelle.

Malgré ces avantages, la sensibilité aux forces de cisaillement (comme avec le bruxisme), la fragilité face aux forces occlusales en position postérieures ou face à de trop fortes angulations, et enfin la trop grande dureté entrainant un « freeting wear » des piliers céramiques, font que les piliers en titane sont encore considérés pour l'instant comme la référence. (Etienne O., Baixe S., 2009).

La connectique pilier-implant est, actuellement, propre à chaque société, avec plusieurs conceptions très différentes, traduisant par là-même les incertitudes encore présentes. Parmi celles-ci, le risque d'usure de la connexion implantaire par le pilier en zircone, plus dur, semble être le point le plus critique. Les systèmes antirotationnels à base d'hexagone ou d'octogone, surtout de faible hauteur, pourraient ainsi perdre la précision de leur connectique au fil du temps, remettant en cause la pérennité de ces systèmes esthétiques supra-implantaires. (Hanisch O).

Par ailleurs, si les piliers en or ne sont plus recommandés dans le secteur antérieur en raison de leur tendance à provoquer des récessions au niveau des tissus mous, les nouveaux matériaux cités comme le peek ou le nitinol offrent de nouvelles perspectives dont il faut suivre les évolutions.

3.2.5 Complication dues aux matériaux.

Allergies : Les allergies causées par les métaux sont courantes dans la population (10 à 15%). Elles concernent principalement le chrome, le cobalt, et le nikel. Il va donc falloir prendre en compte ce paramètre lors de l'éventuelle utilisation de nitinol (TiNi) décrit précédemment, ou encore si l'on utilise des piliers coulés.

Artefact en imagerie : le titane et ses alliages, tout comme le nitinol (TiNi) ne sont pas ferro-magnétiques, et ne vont donc pas ou peu engendrer d'artefacts. Les alliages non précieux pouvant être utilisés dans le cas de piliers coulés vont quant à eux générer de nombreux artefacts. Enfin, les polymères comme le peek ne produisent aucuns artefacts.

Les céramiques ne sont quant à elles concernées par aucuns de ces phénomènes.

(Meningaud J-P., 2012).

3.3 Suivant les contraintes mécaniques et stabilité dans le temps.

3.3.1 Vissage / Dévissage.

3.3.1.1 *Le vissage dans les connexions à épaulement horizontal.*

Le serrage proprement dit, n'intervient que lorsque la vis est descendue de manière passive jusqu'à ce que sa tête entre en butée avec le pilier. C'est à cet instant qu'intervient le serrage.

Il correspond à l'application d'un couple (ou bien torque) à la tête de vis que l'on va pouvoir quantifier. L'unité du système international est le N*m (Newton *metre). Le couple va permettre dans un premier temps de faire avancer les spires de la vis dans ses contreparties (spires du pilier). Ensuite une fois le contact atteint le couple va entrainer un allongement de la vis, mettant ainsi la tige et les spires sous tension. Celles-ci vont avoir tendance à reprendre leur forme d'origine et donc à se raccourcir formant le serrage. C'est grâce à l'élasticité du matériau que cela se fait. (Altmann M. et coll., 2012).

Le couple appliqué, induit avec quelle « force » le serrage va se faire. C'est ce que l'on appelle la précharge. Elle correspond à la force qui devra être fournie pour séparer les différents composants.

3.3.1.2 *Le torque et la précharge.*

Comme définie précédemment, la précharge est la force nécessaire pour maintenir le contact entre les pièces. Il y a donc une valeur minimale pour laquelle le contact sera présent (mais laissant supposer un desserrage ultérieur) une valeur maximale, (au delà de laquelle la vis va se fracturer) et une précharge idéale, qui est le meilleur compromis entre les deux précédents.

La précharge se définit comme suit :

Torque de serrage = précharge * constante.

Cette constante va dépendre de la vis, son matériau, sa longueur, sa largeur, les dimensions du pas de vis, etc... Tous ces facteurs sont regroupés pour déterminer un coefficient de friction. Ce coefficient de friction différent pour chaque vis va déterminer sa précharge. En utilisant la relation citée au-dessus, les fabricants vont ensuite pouvoir en déduire la force de serrage idéale pour la mise en place du pilier.

En pratique, l'idéal est d'avoir une précharge la plus importante possible avec un couple de serrage le moins élevé possible. On va donc essayer d'augmenter le plus possible la valeur de ce coefficient de friction.

3.3.1.3 *Incidence des caractéristiques de la vis dans le phénomène de dévissage.*

3.3.1.3.1 Etat de surface.

L'une des techniques utilisée par les fabricants pour augmenter ce coefficient de friction consiste à interposer un film lubrificateur entre les surfaces de contact. L'utilisation de métaux avec de faibles forces de cisaillement comme l'or pur agirait aussi comme un lubrifiant a sec. Une étude a montré que des vis en or ou en titane plaqué or permettraient d'augmenter significativement la pré charge par rapport au vis en titane classique. (Stüker RA,et coll.,2008). *(Illustration 68)*.

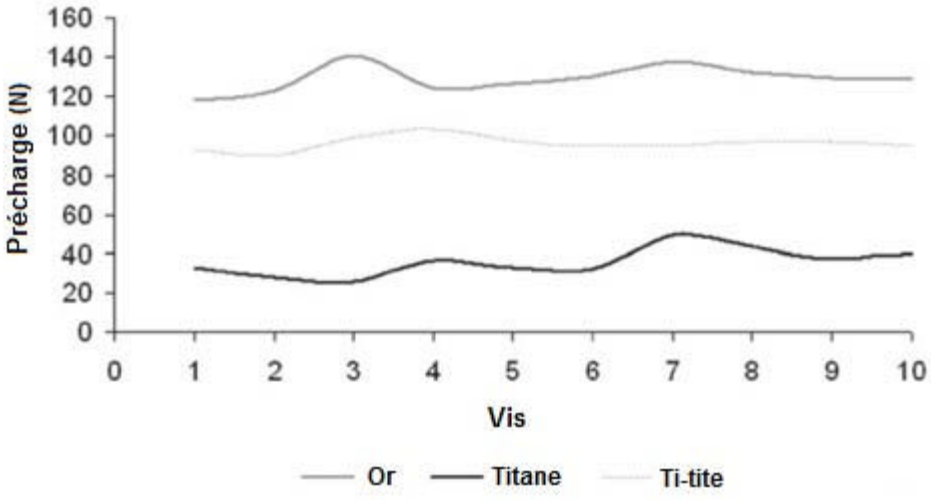


Illustration 68 : Précharge obtenue pour chaque vis selon le matériau choisi. (ti-tite= alliage de titane avec état de surface traité) (Stüker RA. et coll., 2008).

D'autres surfaces ont été développées:

- Un revêtement DLC : « diamond like carbon ».
- Les vis TorqTite (sterioss) qui sont en alliage de titane recouvert de téflon.
- Le procédé gold-tite qui est un alliage d'or recouvert d'une fine couche d'or pur.
- Un revêtement « tungsten carbide carbon ».

(Illustration 69)

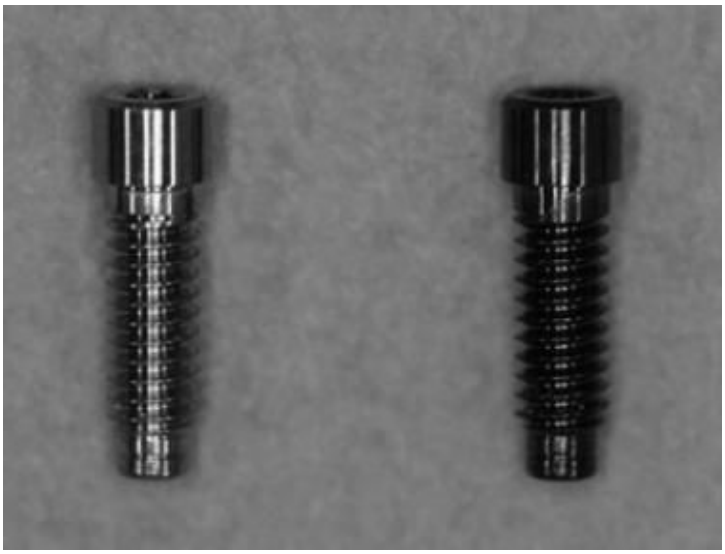


Illustration 69 : Vis en titane à gauche, et en titane avec le revêtement « tungsten carbide carbon » (d'après Park JK., et coll., 2010).

Tous ces systèmes visent à obtenir les mêmes effets que les vis en or pur ou les améliorer, à moindre cout.

Il est à noter cependant que l'or a une élasticité plus importante, ce qui signifie que les vis supportent très mal les vissages et dévissages successifs (comme pour les étapes de prothèses). Il va donc falloir les utiliser lors de la mise en place définitive du pilier et utiliser des vis classiques en titane pour les étapes préalables.

Pour les autres techniques qui consistent à apposer un revêtement sur la vis, le problème est identique, même si les raisons sont différentes. Ici les manipulations du pilier ne risquent pas de déformer la vis, mais il y a un risque d'éroder la fine couche de revêtement et perdre ses avantages à la manière des vis en or, il est donc conseillé la aussi de les utiliser uniquement lors de la mise e place définitive du pilier.

3.3.1.3.2 Géométrie du col de la vis.

Elle est conique ou cylindrique.

Il apparaitrait qu'une vis conique offre une meilleure absorption des chocs, par une meilleure transmission des contraintes au pilier. Ceci diminuerait la transmission des forces au filetage de la vis. De plus cette surface conique augmenterait la friction de la vis limitant aussi son dévissage. Ce système est appelé lorsqu' il est utilisé sur une connexion conique, double cône morse et semblerait assez efficace.

3.3.1.4 *Application aux connexions coniques.*

De la même manière que pour les connexions passives, lorsque l'on engage un pilier à connexion conique dans son implant, il faut le visser. Il va en résulter une certaine valeur de précharge. Cependant, dans les connexions coniques, cette précharge est contrecarrée par une force opposée, dite de désinsertion due à la forme conique des parois. Ces parois qui tendent à reprendre leur forme originelle ont pour effet d'expulser le pilier hors de l'implant.

Parallèlement, le pilier étant encastré dans l'implant, une force de frottement va être crée ce qui va augmenter sa rétention par rapport aux connexions a épaulement horizontal. En effet ici, les connexions coniques ne seront pas maintenues en place uniquement grâce a la vis. Ceci est la principale particularité des connexions coniques : le couple de serrage est différent du couple de desserrage. Pour mesurer cette différence, on parle d'efficacité. Elle se définit par la relation suivante :

Efficacité= couple de serrage/ couple de desserrage.

Une valeur supérieure a 1 induit qu'il sera plus difficile de desserrer le système que de le serrer. Il est courant de trouver des valeurs d'efficacité comprise entre 1 et 1.5. Cette efficacité de la connexion va dépendre de la friction entre l'implant et le pilier et du degré de conicité de l'implant, et l'efficacité de la vis (comme vu au paragraphe (3.4.1.3).

Le degré de conicité va influer sur la friction. L'efficacité va diminuer avec le degré d'ouverture du cône. Pour des valeurs inferieures à 4, lorsque le pilier est monobloc les forces de frictions sont telles que la vis devient inutile. C'est le cas des implants Bicon qui bloquent leur pilier avec une conicité de 1.5° seulement.

Hormis ces cas extrêmes ne nécessitant plus de vis de fixation, les connexions coniques vont pouvoir être classées en 2 familles :

- Utilisant les piliers monoblocs incorporant eux même la vis de fixation a leur base. Ces piliers vont être eux même directement visses dans l'implant (ex : système Ankylos).
- Utilisant des piliers transvissés, et donc en deux parties. La vis dans ce cas traverse le pilier mais n'en fait pas partie. *(Illustration 70)*.

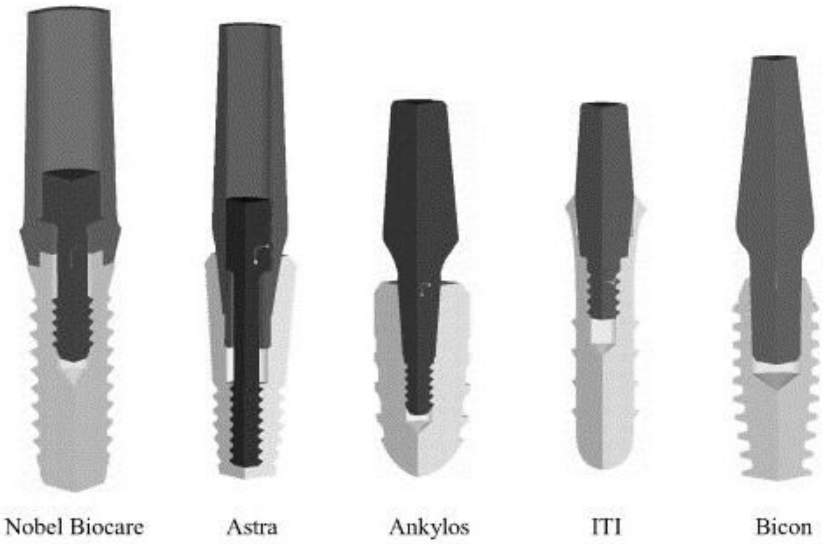


Illustration 70 : Différents design de connexions coniques : vissée (Ankylos, ITI), transvissée (Astra, Nobel), et encastrée (Bicon) (d'après Bozkaya D., Müftü S., 2003).

Ces piliers ne réagissent pas de la même manière au vissage :

Les piliers monoblocs se comportent comme une véritable vis, c'est-à-dire qu'ils vont tourner au fur et à mesure qu'on les visse et qu'on les dévisse.

Les piliers en 2 parties eux, vont être mis en place, et seule la vis qui les traverse va tourner. La différence avec le premier type de pilier est que le dévissage va se passer en 2 temps.

Première étape : elle correspond au déblocage de la vis dans le filetage de l'implant. Ensuite après quelques tours de vis sans plus avoir à forcer, la vis va entrer en contact avec la base du pilier.

Deuxième étape : à ce moment précis, la vis entre en butée contre la base du pilier ; le fait de continuer le dévissage va permettre le desemboitement du pilier. *(Illustration 71)*.

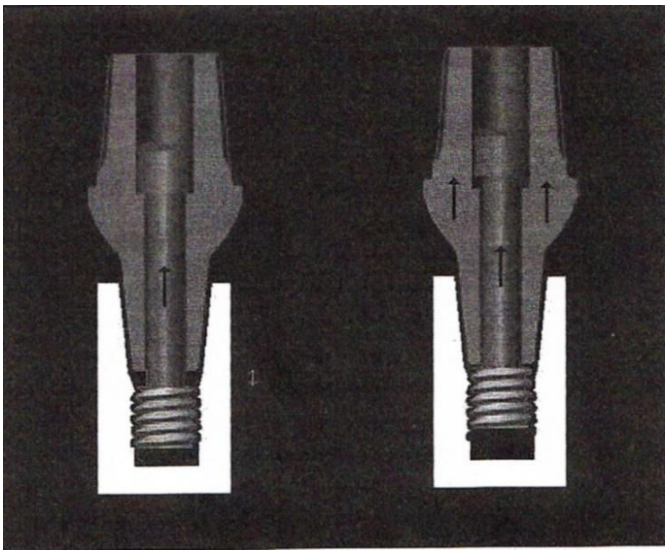


Illustration 71 : Dévissage d'un pilier conique transvissé. (Riccicardi Coppete et coll., 2009).

Comparaison des connexions coniques vissées et transvissées :

Une étude de « Riccicardi Coppete et coll., 2009 » ont comparé les couples de desserrage des différentes connexions après mise sous contrainte et sans mise sous contrainte (groupes témoins).

- ✓ Pour les connexions vissées :

Sans mise en charge : Le couple de desserrage est plus faible de 10% par rapport au couple de serrage.

Avec mise en charge : Le couple de desserrage gagne 5% de la valeur du couple de desserrage sans mise en charge.

On a donc gagné en efficacité de serrage après la mise en charge, et il correspond presque a la valeur de serrage initial. C'est ce que l'on recherche pour une connexion conique.

- ✓ Pour les connexions transvissées :

Sans mise en charge : le couple de desserrage est 30% inférieur au couple de serrage.

Avec mise en charge : pour la première partie du dévissage, il y a une perte de couple de serrage de 39% ; cependant lorsque la deuxième partie du desserrage

correspondant au desemboitement du pilier, on constate un **gain** de 39% par rapport au couple de serrage.

Conclusion :

Le vissage des connexions coniques **transvissées** apparait nettement plus efficace que celui des connexions vissées monoblocs. Cela s'explique par le fait que le corps conique du pilier ne peut pas être comprimé dans son homologue lorsque la vis fait partie intégrante du pilier à cause du filetage apical qui empêche la compression. Ceci a pour effet de diminuer les forces de friction par rapport aux piliers transvissés. (Riccicardi Coppete et coll., 2009).

3.3.1.5 *Limites du vissage.*

Comme nous l'avons vu précédemment, plus la précharge va être importante, plus il y aura de résistance au dévissage. Il ne faut cependant pas dépasser la limite de l'élasticité de la vis (différente suivant les matériaux=Rp) lors du serrage et arriver à sa phase de déformation plastique. A ce stade, la vis se déforme de manière irréversible (ductilité) jusqu'à son point de résistance maximale(Rm) ou elle va se fracturer. La précharge optimale réduisant les risques de dévissage sous des forces occlusales normales, serait de 75 à 90% de l'élasticité du matériau de la vis. (Narang P et coll., 2012). *(Illustration 72)*.

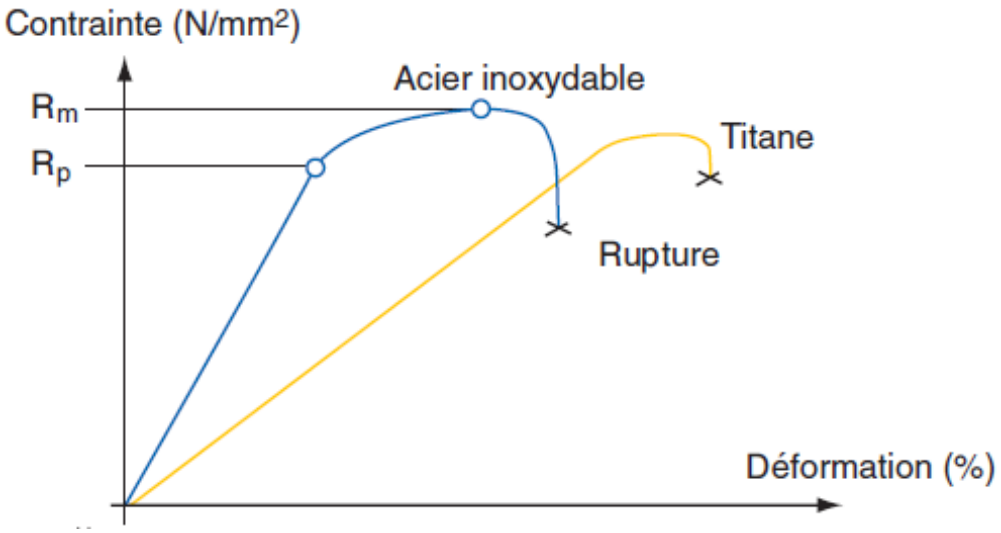


Illustration 72 : Courbe d'élasticité de l'acier inoxydable et du titane. (Altman M. et coll., 2012).

Nous avons vu que la précharge était fonction de plusieurs facteurs. Cette valeur sera la valeur limite tolérée pour les charges occlusales. Si celles-ci dépassent la précharge, il y aura dévissage ou une fracture de la vis. Chaque vis aura donc un torque optimal à respecter pour limiter ces risques. (Mangano C. et coll., 2010).

Une étude réalisée sur 20 implants cône morse a montré que dans le cas d'un serrage supérieur à celui recommandé par le fabricant, il y avait un déplacement axial du pilier dans l'implant. Ce décalage va pouvoir entrainer des imprécisions dans la conception de la prothèse, qui pourront avoir pour effet de générer des forces anormalement élevées sur le pilier, sa vis et même le tissu osseux. (Dailey B. et coll., 2009) Même si il est facile de contrôler le torque appliqué au cabinet, il faut que le prothésiste utilise lui aussi un instrument de mesure lors de la fabrication de la prothèse au laboratoire, sous peine d'entrainer ces déviation d'axe, que l'on va retrouver en bouche avec leurs conséquences citées précédemment.

3.3.1.6 *Causes du dévissage.*

Une étude comparant des implants scellés et vissés a montré qu'un an après leur mise en place, 28% des implants présentaient un dévissage, et aucun ne présentaient un descellement. Cela montre que ce n'est pas un phénomène marginal. (Assenza B. et coll., 2005) Ces dévissages ont plusieurs causes :

- ✓ *Un défaut d'adaptation entre implant et pilier :*

Il apparait que plus l'adaptation entre l'implant et le pilier est bonne, moins il y a de risque de desserrage. En effet les contraintes sont normalement partagées entre la vis et la structure naturellement rétentive de la connexion. Tout défaut d'adaptation va entrainer une diminution de cette friction naturelle. Cela entraine que la vis va devoir supporter plus de contrainte, impliquant ainsi un dévissage ou une fracture prématurée. (Coelho PG. et coll., 2008).

- ✓ *L'effet "settling"*

Il s'agit d'un mécanisme significativement important responsable du dévissage. Peu importe la précision avec laquelle a été usiné le pilier, il y aura toujours des irrégularités de surface au niveau microscopique, qui vont entrainer cet effet settling. Il s'agit de la compression de ces micro-abrasions lors du serrage initial du pilier. Cette compression va nécessiter un court laps de temps avant de se mettre en place. Apres 10 mn, les parties encastrables de l'implant et du pilier se seront adaptées l'une à l'autre à l'échelle microscopique, laissant un très léger jeu entre les pièces, suffisant pour entrainer un dévissage sur le long terme. Il est donc préconisé de réaliser un deuxième serrage 10mn après le premier avec le même couple. (Narang P. et coll., 2011). Les connexions les moins sensibles à cet effet settling sont les connexions à hexagone externe. (Kim KS. Et coll., 2011).

- ✓ *L'utilisation de pilier droit ou angulé :*

Une étude menée sur des implants a connexions interne et externe, et avec un pilier droit ou angulé, a montré que peu importe le type de connexion, un pilier coudé entraine toujours une augmentation du dévissage. (Panza L. et coll., 2010).

Une fois qu'une vis est dévissée, elle subit des contraintes plus importantes de part la mobilité du pilier. Elle ne devrait donc pas être réutilisée et remplacée systématiquement car le risque de fracture est augmenté sans compter les problèmes liés à l'état de surface cités précédemment (3.4.1.3.1.) (Assenza B. et coll., 2005).

3.3.2 Fracture

3.3.2.1 *Fracture de fatigue.*

Le matériau exposé de façon cyclique à une charge va se briser pour une charge inférieure à celle supportée lors d'une charge statique. Ce phénomène est appelé fracture de fatigue. *(Illustration 73)*.

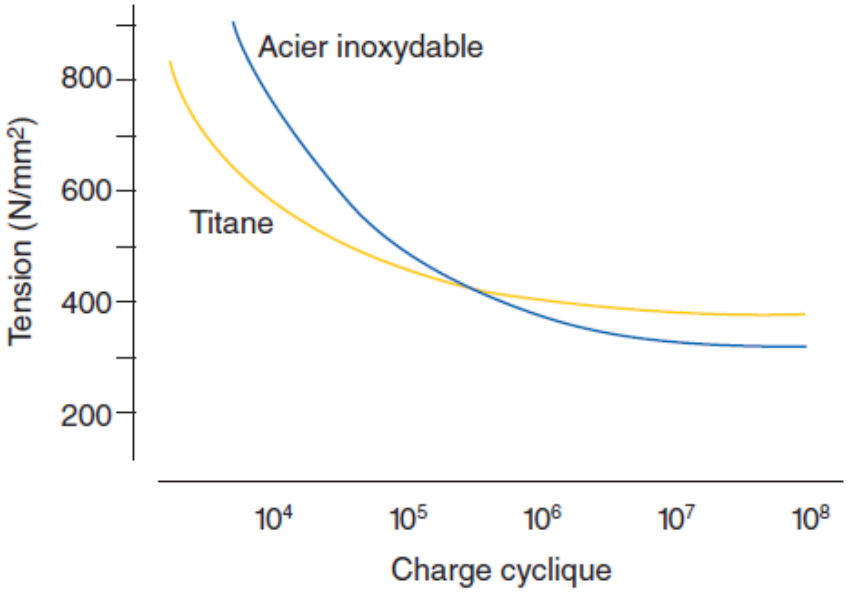


Illustration 73 : Resistance à la fatigue d'un implant en acier et en titane. (Altman M. et coll., 2012).

On voit que l'acier par exemple a une plus haute résistance à la fatigue pour un faible nombre de cycle, et en revanche que le titane a une plus haute résistance à la fatigue lorsqu'il est soumis à un nombre de cycle élevé.

3.3.2.2 *Influence de la géométrie de la connexion sur sa durabilité sous la contrainte.*

Les connexions à épaulement horizontal :

- Une étude a comparé la résistance à la fatigue de différentes connexions à épaulement horizontal :

A: Bränemark System (Nobel Biocare),

B: Screw-Vent System (Zimmer Dental)

C: Frialit-2-System (Friadent-Dentsply)

D: Camlog-System (Altatec)

E: Replace-Select System, (Nobel Biocare)

F: Compress System (BEGO Implant Systems). *(Illustration 74 y 75)*

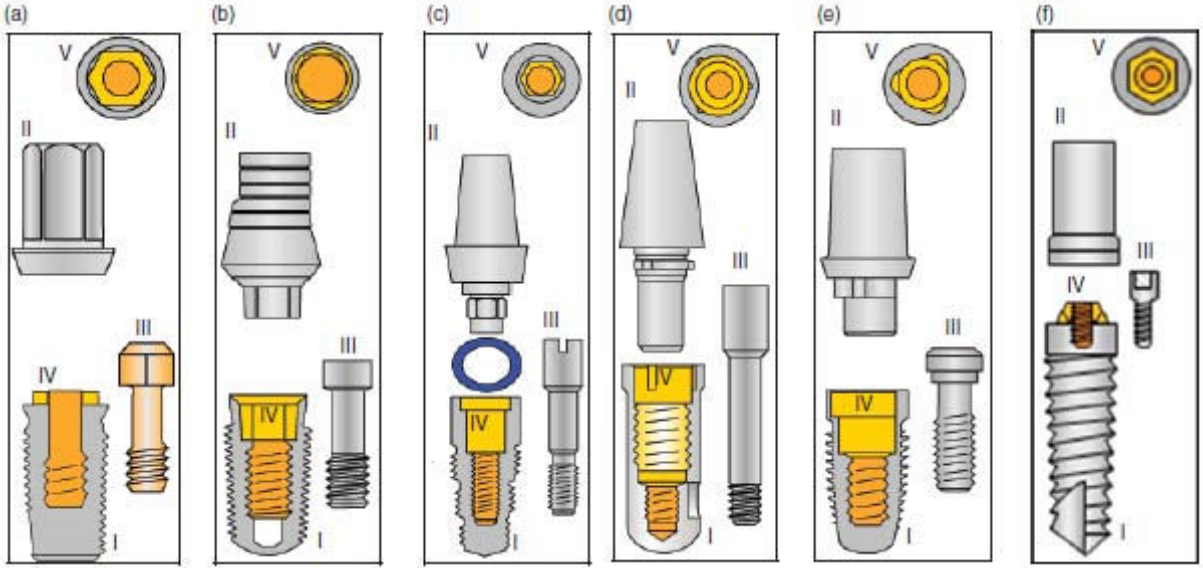


Illustration 74 : Schéma de présentation des différentes connexions à épaulement horizontal. (D'après Steinebrunner L. et coll., 2008).

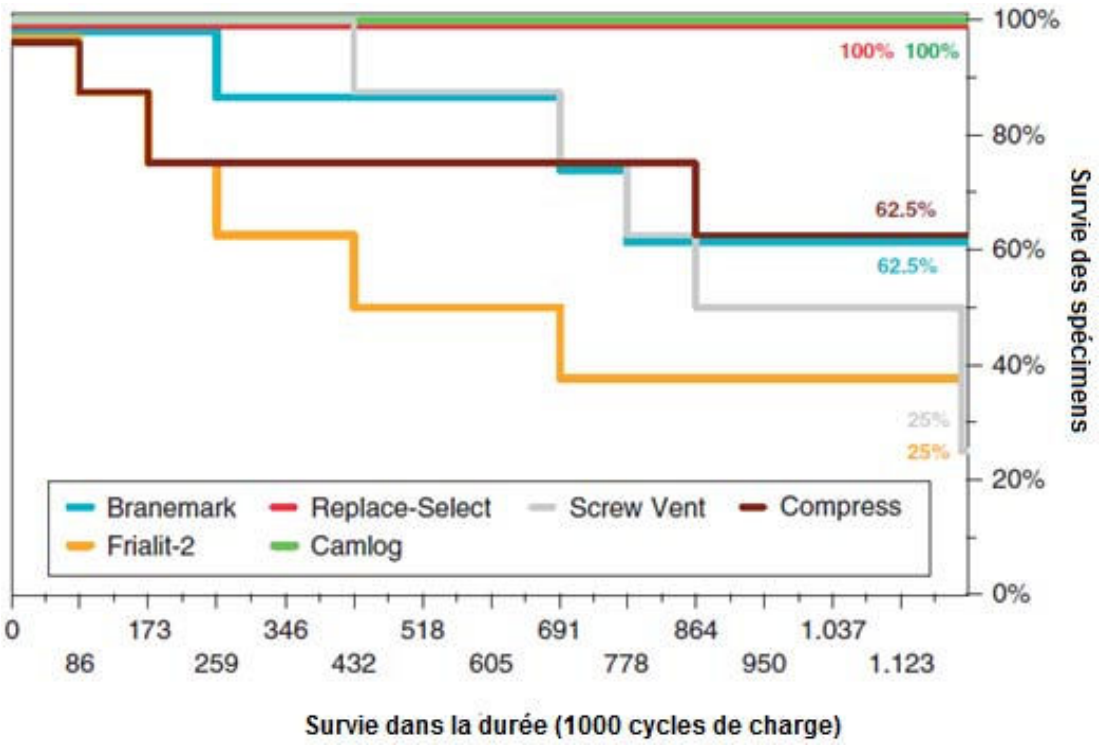


Illustration 75 : Comparaison entre différentes connexions a épaulement horizontal. (D'après Steinebrunner L. et coll., 2008).

On constate que les connexions internes « tube in tube » ont montré les meilleurs résultats en terme de résistance à la fatigue, suivies des connexions externes (quelque soit leur forme) puis la connexion a hexagone interne a friction, et enfin les connexions à hexagone interne standard qui ont montré la plus grande fragilité.

Les bons résultats des connexions « tube in tube » s'expliquent par une augmentation de la surface de contact de ces connexions, ce qui entraine une meilleure répartition des forces entre le pilier et l'implant. Cela permet de mieux protéger la vis de fixation en diminuant les forces qui s'appliquent sur elle. De plus la connexion interne présente l'avantage d'avoir un centre de gravité plus bas, plus centré dans l'implant. Cela explique aussi pourquoi la connexion screw-vent (hexagone interne a friction de courte taille) se fracture plus vite que les « tube in tube ».

- Le système Spline (Zimmerdental) (voir 2.3.1.1) qui est une connexion externe d'un autre genre (à créneaux), a montré une résistance comparable au système Screw-vent du même fabricant. (Ribeiro CG. Et coll., 2007).

Les connexions coniques :

- Le concept de platform switching décrit précédemment (3.1.3.) entraine une fragilisation du pilier de part la diminution du diamètre du pilier, et donc une diminution de sa résistance à la fracture. (Seetoh YL. Et coll., 2011)

- Le degré de conicité, la surface de contact entre l'implant et le pilier et l'épaisseur des parois seraient des critères importants de la résistance des connexions coniques. (Dittmer S. et coll., 2011)

- Le système Bicon (conique interne a 1.5° ; à friction uniquement) est sujet aux fractures à cause de ses parois trop fines. (Romanos GE. et coll., 2009).

Comparaison des deux types de design :

- Les connexions internes coniques ont une résistance supérieure aux connexions à hexagone externe en termes de résistance à la fatigue. (Narang P. et coll., 2011)

- Les connexions internes coniques ont montré une plus grande résistance à la déformation et fracture que les connexions à hexagone interne classique lors de mise en charge non axiales. (Narang P. et coll., 2011)

- Ces résultats sont confirmés par « Coppede AR., Bernasi E., 2009» qui ont conclu que les connexions internes coniques présentent une meilleure résistance à la fracture que les connexions à hexagone interne classique. (Coppede AR., Bernasi E., 2009).

- Les connexions à hexagone externe obtiendraient de meilleurs résultats par rapport aux connexions coniques avec un important platform swiching de part la fragilisation du pilier qu'il induit. (Seetoh YL. Et coll., 2011).

- « Dittmer S. et coll., 2011 » ont comparé plusieurs connexions :

A : conique interne transvissée (Astra) B : conique interne court (Bego) C : hexagone interne tube in tube (Cam) D : conique interne (Ankylos) E : hexagone externe (Nobel) F : Conique octogone interne (Straumann). *(Illustration 76)*.

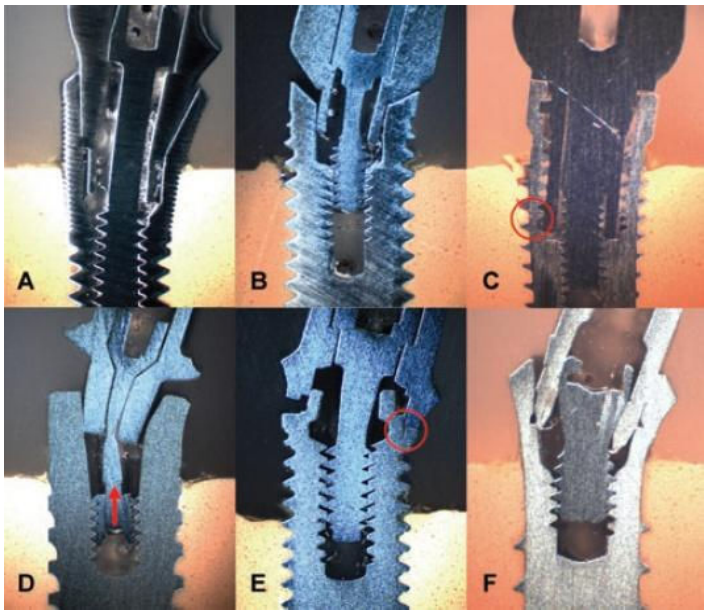


Illustration 76 : Comparaison de la résistance des principales connexions.les zones cerclées de rouge sont les zones de fracture. (Dittmer S. et coll., 2011).

On constate qu'une fois encore on a un bon comportement des connexions « tube in tube »(C). La connexion conique qui résiste le mieux est celle qui possède le design le plus proche des connexions tube in tube c'est-à-dire la (A). En effet le fût long du pilier permet une meilleure répartition des forces que pour Ankylos (D) par exemple.

Toutefois, les conclusions tirées d'une étude (Ribeiro CG. Et coll., 2010 sont totalement en contradiction avec ceux cités précédemment. Dans leur étude, ils ont trouvé une résistance plus importante pour les connexions à hexagone externe, puis à niveau égal les connexions internes coniques et celles à hexagone interne. Ils ont émis comme hypothèse que cette différence de résultats pouvait s'expliquer par une très bonne précision de l'usinage des connexions externes. (Ribeiro CG. Et coll., 2010.

Les systèmes comparés proviennent tous d'une même marque, moins connue sur le plan international (Conexão Sistemas de Prótese, Brazil). Cela peut laisser supposer que, si le choix de connexion est important, le choix de la marque l'est tout autant, avec une incidence sur la résistance des pièces implantaires.

Utilisation de la zircone :

Apres une étude comparant 3 systèmes de piliers, présentés à la fois en alliage de titane et en zircone, il s'est avéré que les piliers en zircone présentent dans la majorité des cas une prédisposition à la fracture et d'autant plus que la mise en charge est oblique. Les résultats concernant les piliers en alliage de titane sont quand à eux semblables quelques soient les systèmes considérés. (Ankylos/ Dentsply; Bone level/ Straumann; PrimaConnex System/Keystone Dental) (Seetoh YL.et coll., 2011).

3.3.2.3 *Géométrie de la connexion et durabilité de la vis.*

Les connexions externes :

Elles ne sont pas rétentives naturellement, c'est-à-dire de par leur forme. Elles tiennent en place uniquement grâce à la vis de fixation ce qui induit une forte sollicitation de celle-ci. Cependant ces connexions sont plus larges que les connexions internes et les vis peuvent donc avoir un diamètre plus important ce qui compense cet inconvénient.

Les connexions coniques (transvissées) :

Nous avons vu que le design conique permet de transférer les forces vers les parois du pilier lors de la mise en charge et ainsi éviter les contraintes importantes sur la vis. Cependant nous avons vu que ces connexions sont les seules à présenter un couple de desserrage plus important que celui du serrage. Si l'on dévisse ce type de connexion normalement la vis va se fracturer lors de la deuxieme phase du dévissage, correspondant au desencastrement du pilier dans l'implant. (Voir 3.4.1.4).

Il faut donc impérativement utiliser un instrument spécialisé pour le desencastrement du pilier une fois la première partie du dévissage effectué. Ensuite le dévissage peut reprendre normalement. (Coppete R.A., Chiarello de Mattos M., et coll., 2009).

Les connexions internes :

Nous avons vu que les connexions « tube in tube » offraient une plus grande surface de contact. Ceci induit donc que la vis va être de plus grande taille. Une étude menée par (Kim BJ. et coll., 2012) a montré que plus la vis était longue, plus elle était sujette à la fracture. Ce phénomène est compensé par le fait que l'augmentation de la surface de contact permet une meilleure répartition des forces. Cependant Kim et coll. en déduisent que lors d'une fracture de vis, il n'est pas nécessaire de retirer le fragment cassé. L'utilisation d'une vis plus courte fournira une résistance toute aussi importante. (Kim BJ., 2012).

Concernant les connexions a hexagone interne classique, elles présentent les avantages et inconvénients opposés aux connexions externes : une vis qui supporte moins de charge que les connexions externes, mais plus fragile de par leur plus petit diamètre.

3.3.3 Rotation et systèmes d'indexation.

3.3.3.1 *Notion d'indexation.*

Des lors que le pilier est mis en place dans l'implant, les forces occlusales font agir sur lui et provoquer sa rotation. Cela implique la nécessité pour les fabricants d'incorporer un système anti rotationnel à leurs connexions. Ce système va devoir à la fois diminuer le risque de rotation du pilier, et donc diminuer le dévissage, mais également permettre un repositionnement plus facile du pilier lors des étapes prothétiques. Même si la notion d'indexation ne concerne que le repositionnement du pilier, les deux sont intimement liés.

3.3.3.2 *Les systèmes anti-rotationnels dans les connexions passives.*

Ils regroupent les hexagones externes, internes et autres polygones comme les octogones. A ces systèmes s'ajoutent ceux à créneaux internes ou externes. (Voir 2.3.1)

Concernant l'indexation, plus le polygone possède de faces, plus on aura de possibilités pour le choix du positionnement du pilier. Cependant, le jeu en rotation va s'en trouver modifier. Le jeu en rotation pour les systèmes polygonaux, va dépendre de plusieurs facteurs : le nombre de face du polygone, le diamètre de la connexion, et le jeu d'adaptation entre les pièces connectées male et femelles.

Le nombre de faces du polygone :

Plus on va augmenter le nombre de faces du polygone, plus le jeu en rotation augmente. Cette amplification ne se fait pas de manière linéaire mais exponentielle, c'est-à-dire que le jeu augmentera plus vite que le nombre de faces du polygone.

En effet cela s'explique par le fait que, plus un polygone possède de faces, plus sa géométrie se rapprochera de celle d'un cercle, qui est la figure possédant le jeu en rotation le plus important.

Le jeu permettant la mise en place du pilier :

Il va rendre possible le positionnement de la partie male dans la partie femelle. Sans ce jeu, il serait impossible d'emboiter l'un dans l'autre dès que l'on aurait la plus petite imperfection d'usinage ou impureté. Un léger jeu est donc obligatoire mais l'augmenter trop augmenterait significativement la valeur du jeu en rotation. Ce jeu doit être augmenté pour chaque face supplémentaire sur le polygone de la même manière que l'on augmente la conicité des piliers pour chaque élément de plus sur un bridge en prothèse fixée.

Le diamètre de la connexion :

Pour un jeu d'adaptation et un nombre de face constant, **l'angle de rotation va être augmenté au fur et à mesure que l'on diminue le diamètre du pilier**. Les implants de petit diamètre vont donc être plus sujets aux rotations.

3.3.3.3 *Les systèmes anti-rotationnels dans les connexions actives.*

La particularité des connexions coniques réside dans le fait qu'elles sont soit monobloc soit transvissées.

Les piliers pleins monoblocs, ne peuvent pas posséder de système anti rotationnel, sinon il serait impossible de les visser dans l'implant. Si ces connexions présentent une conicité inférieure a 5°, on va parler de cône morse pur. (Ex : système Ankylos (C)). Ce système présente l'inconvénient de ne pas proposer de système d'indexation et donc, le rend compliqué à utiliser cliniquement. Dentsply a donc proposé un système Ankylos avec indexation. Pour se faire, ils ont tout simplement séparé la vis de fixation du pilier, en le transformant ainsi en un système transvissé. Ce système Ankylos C/X (C pour conique ; X pour indexé) rejoint donc les autres types de connexions coniques déjà présentes comme les connexions Astra. (Même si aujourd'hui les deux marques font parties du même groupe).

La plupart des connexions coniques incorporent un hexagone interne, l'implant Ankylos C/X présente quand a lui un système de rainures.

(Illustration 77).



Illustration 77 : Im implant Ankylos (C) à droite et (C/X) a gauche. D'après www.Dentsplyfriadent.de).

En ce qui concerne le jeu en rotation pour les connexions coniques, il sera fonction des mêmes critères que ceux cités précédemment dans le cas des connexions coniques transvissées qui incorporent un système d'indexation polygonal. Cependant il faudra en plus tenir compte du degré de conicité. Plus celui-ci est faible, moins le pilier sera susceptible de tourner dans l'implant. En ce qui concerne les connexions cône morse pur qui ne possèdent pas de système d'indexation, le jeu en rotation dépendra surtout du torque appliqué lors du serrage.

3.4 Influence sur la connexion des techniques de coulée et sur coulée pour la réalisation des piliers.

3.4.1 Effet sur la rotation et la stabilité.

Une étude menée par « Kano SC., et coll., 2007 » a décidé de comparer les connexions de piliers identiques mais ayant été fabriqués de manière différentes :

- Groupe A : pilier témoin en titane, usiné de manière standard.
- Groupe B : pilier UCLA en Paladium fabriqué a l'aide d'une chape calcinable, muni à l'extrémité d'une connexion préusinée dans une bague de palladium.
- Groupe C : Un pilier UCLA en Nikel-Chrome, obtenu par une chape calcinable.
- Groupe D : Un pilier en Chrome-Cobalt, obtenu par une chape calcinable.

(Illustration 78).

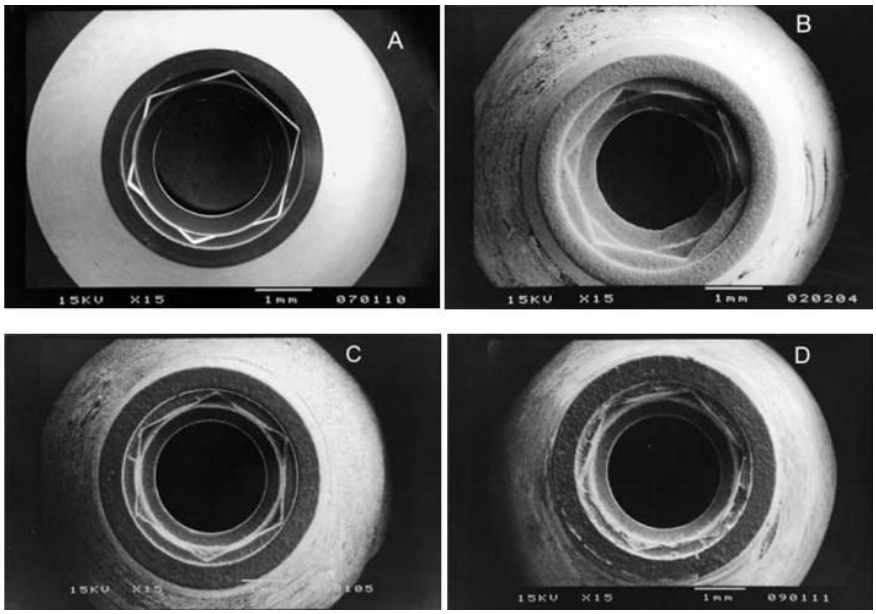


Illustration 78 : Photos de la connexion implant-pilier de chaque groupe au microscope électronique. D'après (Kano SC. Et coll., 2006).

L'objectif était de comparer l'influence de la conception du pilier (coulé, surcoulé, usiné) sur le dévissage des vis du pilier et sur le jeu en rotation. (Le jeu en rotation représente le défaut d'adaptation entre l'hexagone du pilier et de l'implant). *(Illustration 79)*.

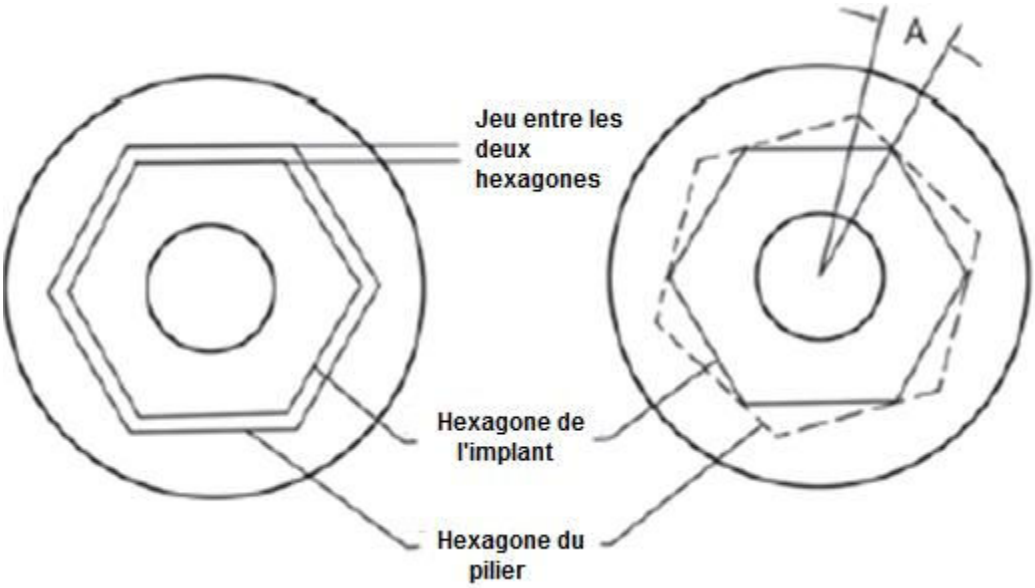


Illustration 79 : Représentation du jeu en rotation (Kano SC. Et coll., 2007).

Tous les groupes de pilier coulés ou surcoulés ont montré un jeu en rotation supérieur au pilier usiné test.

Cependant, il apparait que les groupes 2 et 3 ont montré un jeu en rotation inférieur à 2° et que la stabilité de la connexion était optimale, (comparable à celles du groupe test) alors que les alliages cr-co du groupe 4 ont montré un jeu en rotation moyen de 2.8°et une stabilité insuffisante. (Kano SC. Et coll., 2007).

Binon a montré qu'une diminution du jeu en rotation de 3° à 2° entrainait une diminution du nombre de cycle nécessaire à un dévissage de 7.6 à 4.9 millions. (Soit une diminution de 26%) Cela montre que la valeur trouvée pour le groupe 4 entrainerait de réels désagréments sur le plan clinique.

Il a donc été mis en évidence que certains piliers coulés pouvaient se rapprocher des piliers usinés. Ces résultats sont en accord avec une étude récente de (Malaguti G. et coll., 2011) qui ont obtenu un dégrée de rotation acceptable pour les connexions usinées comme pour les connexions coulées.

3.4.2 Effet sur l'adaptation et l'étanchéité.

Des mesures réalisées sur la même étude que celle citée précédemment (Kano SC. Et coll., 2007) ont montré que le défaut d'adaptation entre l'implant et le pilier n'était pas plus important pour les piliers coulés. Au contraire aux vues des résultats on voit que le groupe des piliers usinés (machined) est le seul à ne jamais présenter une adaptation parfaite (type I) *(Illustration 80)*.

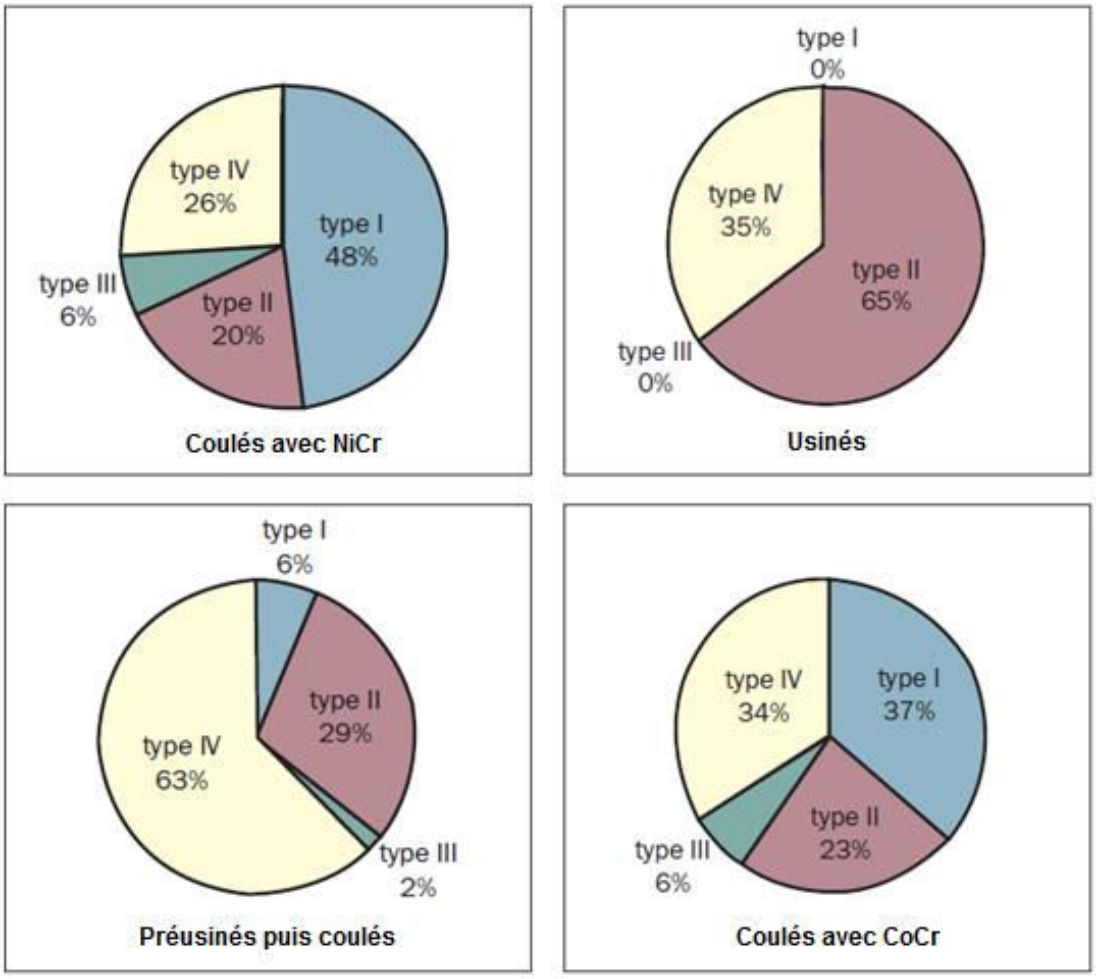


Illustration 80 : Comparaison de l'adaptation des différents piliers. (Kano SC, Binon PP, Curtis DA., 2007).

Type I: Pas de défaut d'adaptation vertical (A) ni horizontal (B)

(A = 0 and B = 0). Cette classe est considérée idéale.

Type II: Défaut d'adaptation horizontal: sous contour (B < 0) ou sur contour (B > 0).

Type III: Défaut d'adaptation vertical : (A>0).

Type IV : Défaut d'adaptation horizontal et vertical observés.

Cependant une étude concernant l'étude de l'étanchéité de piliers coulés et usinés (avec surcoulée) a montré une meilleure étanchéité des piliers usinés. *(Illustration 81)*.



Illustration 81 : (a) pilier plastique calcinable. (b) pilier plastique calcinable avec bague usinée. (c) piliers une fois coulés. (Do Nascimento C. et coll., 2009).

Ces résultats quelque peu contradictoires peuvent s'expliquer par la grande variabilité dans les résultats pour les piliers coulés. En effet le résultat pour ceux-ci dépend fortement de l'opérateur réalisant le wax up, ainsi qu'un éventuel problème lors de la coulée (comme lors de la fabrication d'un inlay core..) de plus ces études n'ont pas mis en œuvre de forces simulant les forces occlusales, qui, on l'a vu, vont influencer beaucoup les résultats en terme d'étanchéité.

Il serait donc nécessaire de réaliser une étude prenant en compte tous ces paramètres avant de pouvoir tirer d'avantage de conclusions sur les techniques de coulée et de surcoulée pour la réalisation des piliers. (Do Nascimento C. et coll., 2009).

3.5 Autres critères

3.5.1 Choix des connexions suivant le cas clinique

3.5.1.1 Situation en bouche

La position et les dimensions de l'édentement vont fortement influer sur le choix de la connexion. Par exemple dans le cas ou les espaces sont restreints et que les axes sont favorables, il sera indiqué d'utiliser des implants monobloc de faible diamètre (3mm).
Si les axes ne permettent pas de les utiliser, certaines connexions cône morse de faible diamètre (implant Axiom, 2.8mm) peuvent offrir une bonne alternative. Ces implants étant de faibles diamètres ils seront surtout indiqués pour les zones esthétiques antérieures avec de faibles charges occlusales (incisives mandibulaires, incisives latérales maxillaires).
Les connexions à épaulement horizontal (hexagone externe et interne) seront toujours trop larges à cause du diamètre minimum de la vis de fixation. (Au minimum 3.4mm) (Rousselet B., 2011).

Il est encore plus important pour les connexions à hexagone externe, ce qui va empêcher les reconstitutions esthétiques des dents de faible diamètre. De plus l'hexagone externe augmente la hauteur de la connexion pouvant être la cause de désagréments esthétiques.

L'utilisation de pilier en céramique sera justifiée pour les reconstitutions esthétiques antérieures mais seront contre-indiquée en postérieur car les forces occlusales vont engendrer de trop importants risques de fracture des piliers. Dans ces zones le titane reste le matériau de choix.

L'hexagone externe est difficile à utiliser si la connexion est enfouie profondément lorsque le parondonte est épais, car il y a toujours un risque de pincements des muqueuses dans la connexion. (Ribeiro CG. et coll, 2010).

3.5.1.2 Selon le type de prothèse (plurale/ unitaire)

En théorie, toutes les connexions peuvent être utilisées pour les reconstitutions plurales ou unitaires. Cependant certaines seront plus indiquées que d'autres suivant la situation. Par exemple, les connexions coniques de par leur très bonne résistance au dévissage et leur très bonne stabilité feront de ces connexions les plus adaptées aux reconstitutions unitaires. (RIBEIRO CG. Et coll, 2010).

Les connexions à hexagone interne pourront aussi être utilisée pour les prothèses unitaires ainsi que pour les restaurations plurales à condition d'avoir un ratio taille prothèse/taille implant <1. (Clelland NL. et coll., 2010).

Les hexagones externes sont davantage indiqués pour les restaurations plurales car en restaurations unitaires ces connexions sont les plus susceptibles de se dévisser. (Clelland NL. et coll., 2010)

Enfin, les bridges mixtes dent/implant obtiennent les meilleurs résultats avec les connexions externes car les micromouvements induits par l'hexagone externe se rapprochent des micromouvements de la dent. « Da silva EF. Et coll., 2010 » ont réalisé une comparaison des contraintes sur des bridges implants/ dents avec des connexions externes internes et coniques. La trop grande stabilité des connexions internes semblerait transmettre de trop grosses contraintes au tissu osseux, par rapport au coté de la dent.

3.5.2 Facilité d'utilisation

La facilité d'utilisation d'un système joue un rôle important dans la pratique. Au delà des résultats techniques en matière de durabilité du complexe implant pilier choisi, la facilité de mise en place, de prise d'empreinte va également pouvoir influencer le choix de la connexion.

Connexions coniques :

S'il s'avère que les connexions coniques montrent les meilleurs résultats mécaniquement parlant, ce qui laisse supposer un nombre plus limité de ré interventions dans le temps, les connexions cône morse purs n'offrent pas de système d'indexation et sont donc plus délicates à utiliser. En ce qui concerne les connexions coniques à deux étages (avec une vis de rétention) il va falloir faire preuve de prudence lors des étapes prothétiques nécessitant un dévissage du pilier, car il y aura toujours un risque de fracture de vis si l'on n'utilise pas l'outillage nécessaire et indispensable à un dévissage sécurisé. (Voir 3.3.1.4) (RIBEIRO CG. et coll., 2010).

Connexion à hexagone externe :

Les connexions à hexagone externe vont quand à elles offrir un plus grand confort pour le praticien. Outre leur facilité d'utilisation et le peu de contraintes inhérentes à leur mise en place (mise à part la radio de contrôle vérifiant le bon placement du pilier), ces connexions étant les plus anciennes, elles sont très largement utilisées par les praticiens et offrent le plus grand nombre de piliers pouvant s'adapter au même implant. De plus, les connexions à hexagone externe des différents fabricants offrent des résultats homogènes en termes de résultats et en qualité de fabrication, offrant une relative sécurité dans le choix de la marque.

Pour finir, ces connexions sont les plus polyvalentes concernant les résolutions des problèmes liés au profil d'émergence lors de la réalisation des prothèses au laboratoire. (Possibilité de mettre la céramique jusqu'à la connexion) (Ribeiro CG. Et coll, 2010).

Connexion à hexagone interne :

Les connexions à hexagone interne sont en quelque sorte un mix entre les deux types de connexions précédentes au niveau de leur facilité d'utilisation. Elles ne nécessitent pas de radio de contrôle, il n'y a pas de risque de fracture de vis lors des manipulations de piliers, et semble être un assez bon compromis au niveau simplicité.

Conclusion

Conclusion

Le choix entre les différentes connexions était facile il y a peu. Aujourd'hui l'offre explose. Le nombre de fabricants augmente et chacun veut avoir un système différent du concurrent en ventant ses avantages. Concrètement, chaque système va être différent de celui du voisin en conservant un socle commun, ce qui les rend très difficile à départager. Si il y a peu de temps les connexions externes étaient majoritairement utilisées, la tendance actuelle s'oriente plutôt vers les connexions internes. Les résultats exceptionnels au niveau mécanique des connexions coniques internes en font des connexions de choix à l'heure actuelle, mais la facilité d'utilisation des connexions externes fait qu'elles restent encore très fréquemment employées. De plus les taux de succès à 4 ans pour les connexions externes, internes et coniques sont respectivement de 97.3%, 97.6% et 97.5%. Ces valeurs très comparables expliquent pourquoi aucun type de connexion n'a encore fait l'unanimité.

Au cours des différentes parties, nous avons vu que chaque type de connexion pouvait avoir ses indications propres ; pilier monoblocs, à deux étages, vissés/ scellés, tous ont encore à l'heure actuelles des avantages et inconvénients qui leurs sont propres et qu'il s'agit d'exploiter au mieux. La connexion idéale répondant à toutes les problématiques (mécanique, biologique, biocompatibilité, esthétique, ergonomie) n'existe toujours pas. A cela, il faut ajouter qu'il est nécessaire de choisir un système qui va permettre par la suite de trouver facilement des pièces de rechange…

Une connaissance approfondie du système est obligatoire avant sa sélection pour mener à bien sa réhabilitation prothétique à court, moyen et long terme, en se tenant informé des dernières innovations techniques dans un milieu en perpétuelle évolution.

Bibliographie

Bibliographie

1. Heim. J.L., Granat J., Prothèse dentaire préhistorique ostéo-implantée. Disponible sur http://www.biusante.parisdescartes.fr/sfhad/vol5/, (consulté le 26/08/2012)

2. Szmukler-Moncler S., Davarpanah M., Khoury P.M., Jacubowicz- Kohen B., Martinez H., Manuel d'implantologie clinique, 2e édition. Rueil-Malmaison : Ed. Cdp, 2008 ; p.2-5, p.84-89, p.497-499.

3. Davarpanah M., L'implantologie : Période antique à nos jours. Disponible sur http://www.les-implants-dentaires.com/implantologie/chirurgie-implantaire.htm#premoderne (consulté le 14/09/2012)

4. Leclercq P., Dohan S.L., Dohan D.M., Implantologie axiale : procédures chirurgicales et stratégies prothétiques. EMC - Médecine buccale 2008:1-29 [Article 28-820-G-10]

5. Weng D., Nagata MJ., Bell M., Bosco A.F., de Melo LG.,Richter EJ.,Influence of microgap location and configuration on the periimplant bone morphology in submerged implants. An experimental study in dogs. Clinical Oral Implants Research, 2008; 19(11); 1141-1147.

6. Rose L., Mealey B., Genco R. Periodontics: medicine, surgery and implants. St Louis, Mo.: Elsevier Mosby, 2004; 990p.

7. Théry L., La connexion implantaire interne ou externe? L'information dentaire 2006 ; 88(25): 1467-1470.

8. Pessoa RS., Muraru L., Junior EM., Vaz LG., Sloten JV., Duyck J., Jaecques SV., Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately placed implants - CT-based nonlinear, three-dimensional finite element analysis. Clinical Implant Dentistry and Related Research, 2010; 12(3): 219-234.

9. http://www.thaimakeover.com/cosmetic-dental-clinic-bangkok-thailand/implant-dental-bangkok-thailand.html [en ligne] (consulté le 04/10/2012)

10. Maria Bateli, Wael Att, Jorg R. Strub. Implant Neck Configurations for Preservation of Marginal Bone Level: A Systematic Review. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2011; 26(2):209-300.

11. Yamanishi Yasufumi, Yamaguchi Satoshi, Imazato Satoshi, Nakano Tamaki, Yatani Hirofumi : Influences of implant neck design and implant–abutment joint type on peri-implant bone stress and abutment micromovement: Three-dimensional finite element analysis. Dental Materials, 2012 ; 28(11) :1126-1133.

12. http:// www.sweden-martina.com [en ligne] (consulté le 04/10/2012)

13. http://www.dochemp.com/implant.htlm [en ligne] (consulté le 06/10/2012)

14. http://www.dentsply-friadent.de [en ligne] (consulté le 08/10/2012)

15. http://www.les-implants-dentaires.com/implants-multimedia/pilier/ucla/faux-moignon [en ligne] (consulté le 04/10/2012)

16. Zuck G., Le choix des piliers implantaires. In : Le défit implantaire, Paris : Espace Information Dentaire, 2009 ; p.121-130.

17. Noharet R., Cannas B., Gillot L. Piliers implantaires: anticiper le choix. L'information dentaire, 2010 ; 92(20) :18-22.

18. Wehbé H., Naaman NBA., L'échec implantaire: revue de la littérature. International Arab Journal of Dentistry 2009 ; 2(2):78-82.

19. Lamy M., Prothèse implantaire fixe scellée et vissée à l'heure du numérique. L'information dentaire, 2011; 93(12): 75-79.

20. Fromentin O., Critères de choix des systèmes d'attachements en prothèse amovible complète supra-implantaire (PACSI), Réalites cliniques, 2003 ; 14(2): 161-171.

21. Szmukler-moncler S., Wiskott A., Crottaz C.; quintessence, Intérêt clinique des évolutions matérielles en implantologie 2009 ; [En ligne] sur http://www.adf.asso.fr/fr/espace-formation/publications/quintessence/detail/1403?view=quintessence. [en ligne] (Consulté le 22/04/2012)

22. CAMPS J., Notions de biocompatibilité, Société Francophone de Biomatériaux Dentaires 2010. [En ligne] sur http://umvf.univ-nantes.fr/odontologie/enseignement/chap7/site/html/cours.pdf [en ligne] (consulté le 18/04/2012)

23. Freitas AC Jr., Bonfante EA., Rocha EP, Silva NRFA., Marotta L., Coelho PG.,Effect of implant connection and restoration design (screwed vs. cemented) in reliability and failure modes of anterior crowns. European Journal of Oral Science, 2011; 119(4): 323–330.

24. Grégoire G., Bayle M.A., Guyonnet J.J., Evaluation de la biocompatibilité des dispositifs médicaux utilisés en odontologie : Moyens et protocole d'expérimentation. EMC (Eselvier Masson SAS, Paris) Medecine buccale, 2011 ; 28-225-L-10.

25. Todescan F.F., Pustiglioni F.E., Imbronito A.V., Albrektsson T., Gioso M., Influence of the Microgap in the Peri-implant Hard and Soft Tissues: A Histomorphometric Study in Dogs. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2002; 17(4): 467-471.

26. Talwar, B. A Focus on Soft Tissue in Dental Implantology. Journal of Indian Prosthodontic Society, 2012; 12(3): 137-142.

27. Postaire M., Daas M., Edentement complet mandibulaire et prothèse amovible implanto-retenue. L'information dentaire, 2011 ; 12: 85-87.

28. Cannas B. , Gillot L., Noharet R., Evolution du macro-design de l'implant vis. L'information dentaire, 2012 ; 94(5): 10-3.

29. Abulius R., Jakubowicz-Kohen B., Le fraisage en prothèse implantaire. Stratégie prothétique, 2006 ; 6(4): 291-296.

30. Mallet J., Dentisterie restauratrice et environnement parodontal. Cours de parodontologie D2, Faculté d'odontologie Paris VII, 2010 ; p.155 ; disponible en ligne sur : http://www.garanciere.fr/aeg/wp-content/uploads/2010/12/Paro-P7.pdf [en ligne] (consulté le 21/05/2012)

31. Gharibi A., Kissa J., Ousehal L., L'elongation coronaire chirurgicale, 2010. Disponible sur : http://www.lecourrierdudentiste.com/dossiers-du-mois/lelongation-coronaire-chirurgicale.html [en ligne] (consulté le 18/05/2012)

32. Jakubowicz-Kohen B., Rouach T., Rignon-Bret C., Esthétique et préservation tissulaire péri-implantaire. L'information dentaire, 2008; 90(23): 1268-1272.

33. Närhi T. O., Structure of peri-implant gingival tissues. In: Tissue engineering and regenerative medicine, Boca Raton: CRC Press, 2013; p.190-192.

34. De sanctis M., Baldini N., Vignoletti F., Biological width around Implants. Histological evidence: a review on animal studies. Journal de parodontologie et d'implantologie orale, 2010. 29(4) : 245-260.

35. Martinez H., Renault P., Georges-Renault G., Pierrisnard L., Rouach T., Les implants: chirurgie et prothèse. Choix thérapeutique stratégique, Rueil-Malmaison : Ed CdP, 2008; p.121-123, 268-269.

36. Choquet V., Hermans M., Adriaenssens P., Daelemans P., Tarnow DP., Malevez C., Clinical and radiographic evaluation of the papilla level adjacent to single tooth dental-implant. A retrospective study in the maxillary anterior region. Journal of Periodontology, 2001; 72(10): 1363-1371.

37. Wallace SS., Significance of the biologic width, with respect to root-form implants. Dental implantology update, 1994; 5: 25-29.

38. 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; 67: 1117-1130.

39. Persson LG., Lekholm U., Leonhardt A., Dahlen G., Lindhe J., Bacterial colonization on internal surface of bränemark system implant components. Clinical oral implants research, 1996; 7(2): 90-95.

40. Ericsson I., Nilner K., Klinge B., Glantz PO., Radiographical and histological characteristics of submerged and nonsubmerged titaniums implants. An experimental study in the Labrador dog. Clinical oral implants research, 1996; 7(1): 20-26.

41. Nevins M., Kim DM., Jun S-H., Guze K., Schupbach P., Nevins M. L, Histologic évidence of a connective tissue attachment to laser microgrooved abutments: a canine study. The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry, 2010; 30(3): 245-254.

42. Barros R.R.M., Novaes Jr. A. B., Muglia V.A., Iezzi G., Piatelli A., Influence of interimplant distances and placement depth on peri-implant bone remodeling of adjacent and immediately loaded Morse cone connection implants: a histomorphometric study in dogs. Clinical oral implants research, 2010; 21(4): 371-378.

43. Bakaeen L., Quinian P., Schoolfield J., Lang N., Cochran D., The Biologic Width Around Titanium Implants: Histometric Analysis of the Implantogingival Junction Around Immediately and Early Loaded Implants. The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry, 2009; 29(3): 297-305.

44. Norton M. R., Multiple Single-Tooth Implant Restorations in the Posterior Jaws: Maintenance of Marginal Bone Levels with Reference to the Implant-Abutment Microgap. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2006; 21(5): 777-783.

45. Broggini N., McManus LM., Hermann JS., Medina R., Schenk RK, Buser D., Cochran DL., Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface.; Journal of Dental Research, 2006; 85(5): 473-478.

46. Chu CM., Hsu JT., Fuh LJ., Huang HL., Biomechanical evaluation of subcrestal placement of dental implant: in vitro and numerical analyses; Journal of Periodontology, 2011; 82(2): 302-310.

47. Hermann F., Lerner H., Palti A., Factors influencing the preservation of the periimplant marginal bone. Implant Dentistry, 2007; 16(2): 165-175.

48. Torres JH, Mechali M, Romieu O, Cuisinier F., Mise au point d'un modèle de diffusion gazeuse pour l'évaluation de l'étanchéité des connexions implantaires. EDP Sciences, 2011 [en ligne] sur http://www.sfmbcb-congres.org (consulté le 18/10/2012)

49. Lopes de Chaves EC., Dias M., Bisognin ED., Harari ND., Machado SJ., da Silva CP., De Almeida Soares GD., Vidigal GM.Jr., Evaluation of Implant-Abutment Microgap and Bacterial Leakage in Five External-Hex Implant Systems: An In Vitro Study; International journal of oral and maxillofacial implants, 2012; 27(2): 346-351.

50. Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on the crestal bone changes round titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. Journal of Periodontology, 2001; 72: 1372–1383.

51. Miyata T., Kobayashi Y., Araki H., Ohto T., Shin K., The influence of controlled occlusal overloard on peri-implant tissue. A histologic study in monkeys. International journal of oral and maxillofacial implants, 2000; 15(3): 425-431.

52. Tsuge T., Hagiwara Y., Matsumura H., Marginal Fit and Microgaps of Implant-abutment Interface with Internal Anti-rotation Configuration. Dental Materials Journal, 2008; 27(1): 29-34.

53. Romanos G.E., Implants with progressive threads and conical implant-abutment connections, Eastman Dental center, Rochester university, Division of normal dentistry and Periodontology, NY, 2009; [en ligne] disponible sur http://www.pdconf.com/cms2009/attached/handout/pdf/75.pdf (consulté le 18/11/2012)

54. Tapered screw-vent implant sytem. Disponible sur http://www.zimmerdental.com/pdf/lib_catImpSystems4860.pdf (consulté le 18/11/2012)

55. Baixe S, Fauxpoint G, Arntz Y, Etienne O. Microgap between zirconia abutments and titanium implants. International journal of oral and maxillofacial implants, 2010; 25: 455-460.

56. Narang P., Gupta H., Arora A., Bhandari A., Biomechanics of implant abutment connection: A review. Indian Journal of Stomatology, 2011; 2(2): 113-116.

57. Lee TS., Han J-S., Yang J-H., Lee J-B., Kim S-H., The assessment of abutment screw stability between the external and internal hexagonal joint under

cyclinc loading. Journal of Korean Academy of Prosthodontontics, 2008; 46(6): 561-567.

58. Harder S., Dimaczek B., Açil Y., Terheyden H., Freitag-Wolf S., Kern M., Molecular leakage at implant-abutment connection. In vitro investigations of tightness of internal conical implant-abutment connections against endotoxin penetration. Clincal Oral Investigation, 2010; 14: 427-432.

59. Assenza B., Tripodi D., Scarano A., Perrotti V., Piatetelli A., Lezzi G., D'Ercole S., Bacterial leakage in implants with different implant-abutment connections : an in vitro study. Journal of Periodontology, 2012; 83(4): 491-497.

60. Jaworski M E., Moreira Melo A C., Telles Picheth CM., De Mattias Sartori I A., Analysis of the Bacterial Seal at the Implant-Abutment Interface in External-Hexagon and Morse Taper–Connection Implants: An In Vitro Study Using a New Methodology. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2012; 27(5): 1091-1095.

61. Teixeira W., Ribeiro R F., Sato S., Pedrazzi V., Microleakage into and from Two-Stage Implants: An in vitro Comparative study. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2011; 26(1): 56-62.

62. Tesmer M., Wallet S., Koutouzis T., Lundgren T., Bacterial colonization of the dental implant fixture-abutment interface: an in vitro study. Journal of Dental Research, 2009; 80: 1991-1997.

63. Aloise JP., Curcio R., Laporta MZ., Rossi L., Da Silva AM., Rapoport A., Microbial leakage through the implant abutment interface of morse taper implants in vitro. Clinical Oral Implants Research, 2010; 21: 328-335.

64. Dibart S., Warbington M., Su MF., Skobe Z., In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants, 2005; 20: 732-737.

65. Koutouzis T., Wallet S., Calderon N., Lundgren T., Bacterial colonization of the implant abutment interface using an in vitro dynamic loading model. Journal of Periodontology, 2011; 82: 613-618.

66. Faria R., Gressler May L., De Vasconcellos DK., Volapto CAM., Bottino MA., Evaluation of the bacterial leakage along the implant–abutment interface. Journal of Dental Implants, 2011; 1(2): 51-57.

67. Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant–abutment interface. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants, 1997; 12: 527-40.

68. Steinebrunner L., Wolfart S., Bössmann K., Kern M., In Vitro Evaluation of Bacterial Leakage Along the Implant-Abutment Interface of Different Implant SystemsThe International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2005; 20: 875-881.

69. Streckbein P., Streckbein R.G., Wilbrand J.F., Malik C.Y., Schaaf H., Howaldt H.P., Flach M., Non linear 3d evaluation of different oral implant abutment connection. Journal of Dental Research, 2012; 91(12): 1184-1189.

70. Koo K-T., Lee E-J., Kim J-Y., Seol Y-J., Han J.s., Kim T.I., Lee Y.M., Ku Y., Wikesjö U.M.E., Rhyu I-C., The Effect of internal versus external abutment connection modes on crestal bone changes around dental implants: a radiographic analysis. Journal of periodontology, 2012; 83: 1104-1109.

71. Chu C-M., Huang H-L., Hsu J-T., Fuh L-J., Influence of tapered abutment designs on bone stress around a dental implant: three dimensional finite element method with statistical evaluation. Journal of periodontology, 2012; 83: 111-118.

72. Veis A., Parissis N., Tsirlis A., Papadeli C., Marinis G., Zogakis A., Evaluation of Peri-Implant Marginal Bone Loss Using Modified Abutment Connections at Various Crestal Level Placements. The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry, 2010; 30(6): 609-616.

73. Weng D., Hitomi Nagata M. J., Leite CM., Nascimento De Melo LG., Bosco AF., Influence of Microgap Location and Configuration on Radiographic Bone Loss in Nonsubmerged Implants: An Experimental Study in Dogs. The International Journal of Prosthodontics., 2011; 24(5): 445-450.

74. Weng D., Hitomi Nagata M. J., Bosco AF., Nascimento De Melo LG., Influence of Microgap Location and Configuration on Radiographic Bone Loss around

submerged Implants: An Experimental Study in Dogs. The International Journal of Prosthodontics., 2011; 26(5): 941.946.

75. Weng D., Hitomi Nagata M. J., Bell M., Nascimento De Melo LG., Bosco AF., Influence of Microgap Location and Configuration on Peri-implant Bone Morphology in Nonsubmerged Implants: An Experimental Study in Dogs. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2010; 25(3): 540-546.

76. Schwartz F., Herten M., Bieling K., Becker J., Crestal bone changes at nonsubmerged implants (camlog) with different machined collar lengths: a histomorphometric pilot study in dogs. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2008; 23(2): 335-342.

77. Paolantonio M., Perinetti G., D'Ercole S., Graziani F., Catamo G., Sammartino G., Piccolomini R. Internal Decontamination of Dental Implants: An In Vivo Randomized Microbiologic 6-Month Trial on the Effects of a Chlorhexidine Gel. Journal of Periodontology, 2008, 79(8): 1419-1425.

78. Rimondini L., Marin C., Brunella F., Fini M., Internal contamination of a 2-component implant system after occlusal loading and previsionally luted reconstruction with or without a washer device. Journal of Periodontology, 2001; 72(12): 1652-1657.

79. http://fr.tbr-implants.com/home/periosave/ (consulté le 15/12/2012)

80. Salihoglu U., Boynuegri D., Engin D., Duman AN., Gokalp P., Balos K., Bacterial adhesion and colonization differences between zirconium oxide and titanium alloys: an in vivo human study. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2011; 26(1): 101-107.

81. Al-Radha ASD., Dymock D., Younes C., O'Sullivan D., Surface properties of titanium and zirconia dental implant materials and their effect on bacterial adhesion. Journal of dentistry, 2012; 40(2): 146-153.

82. Assenza B., Triopodi D., Scarano A., Perrotti V., Piattelli A., Iezzi G., D'Ercole S., Bacterial leakage in implants with different implant-abutment connections : an in vitro study. Journal of Periodontology, 2012; 83(4): 491-497.

83. Assenza B., Scarano A., Leghissa G., Carusi G., Thams U., San Roman F., Piattelli A., screw- vs cement-implant-retained restorations: an experimentae study in the beagle. Part 1. Screw and abutment loosening. Journal of Oral Implantology, 2005; 35(5): 242-246.

84. Sohn DS., Bae MS., Heo JU., Park JS., Yea SH., Romanos GE., Retrospective multicenter analysis of immediate provisionalization using one piece implant narrow diameter (3mm) implants. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2011; 26(1): 163-168.

85. Soardi CM., Bianchi AE., Zandanel E., Spinato S., Clinical and radiographic evaluation of immediately loaded one-piece implants placed into fresh extraction sockets. Quintessence international, 2012; 43(3): 449-456.

86. Jaworski ME., Moreira Melo AC., Telles Picheth CM., De Mattias Sartori IA., Analysis of the Bacterial Seal at the Implant-Abutment Interface in External-Hexagon and Morse Taper Connection Implants: An In Vitro Study Using a New Methodology. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2012 ; 27(5) : 1091-1095.

87. Saluja BS., Mittal D., One piece implant. A return to simplicity. Guident, 2012; 5(3): 26-28.

88. Finne K., Rompen E., Toljanic J., Three-Year Prospective Multicenter Study Evaluating Marginal Bone Levels and Soft Tissue Health Around a One-Piece Implant System. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2012; 27(2): 458-465.

89. Ostman PO., Hellman M., Albrektsson T., Sennerby L., Direct loading of Nobel Direct and Nobel Perfect one-piece implants: a 1-year prospective clinical and radiographic study. Clincal Oral implants research, 2007; 18(4): 409-418.

90. Kim S., Oh KC., Han DH., Heo SJ., Ryu IC., Kwon JH., Han CH., Influence of Transmucosal Designs of Three One-Piece Implant Systems on Early Tissue Responses: A Histometric Study in Beagle Dogs. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2010; 25(1): 309-314.

91. Paukte C., Kolk A., Brokate M., Wehrstedt JC., Kneissl F., Miethke T., Steinhauser E., Horch HH., Deppe H., Development of Novel Implant Abutments

Using the Shape Memory Alloy Nitinol: Preliminary ResultsThe International Journal of Oral & Maxillofacial Implants , 2009 ; 24(3): 447-483.

92. Lopez-Mari L., Calvo-Guirado JL., Martin-Castellote B., Gomez-Moreno G., Lopez-Mari M., Implant platform switching concept: An updated review. Medicina Oral, Patologia Oral Cirugia Bucal, 2009; 14(9): 450-454.

93. Prasad KD., Shetty M., Bansal N.,, Hegde C., Connection Plate-forme switching : Une réponse à la perte de la crête osseuse. Journal of dental implants, 2011; 1(1): 13-17.

94. Balwar TS., A Focus on Soft Tissue in Dental Implantology. Journal of Indian Prosthodontics Society, 2012; 12(3): 137-142.

95. Cocchetto R., Traini T., Caddeo F., Celletti R., Evaluation of Hard Tissue Response Around Wider Platform–Switched. ImplantsThe International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry, 2010; 30(2): 163-171.

96. Veis A., Parissis N., Tsirlis A., Papadeli C., Marinis G., Zogakis A., Evaluation of Peri-Implant Marginal Bone Loss Using Modified Abutment Connections at Various Crestal Level Placements. The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry, 2010; 30(6): 609-617.

97. Siffert F. et Etienne O., Le concept du platform swiching : analyse de la littérature. Quintessence international, 2011 ; 8(4) : 260-268.

98. Giovannoli JL., Etages transmuquex et santé peri-implantaire. Titane, 2011 ; 8(4) : 244-248.

99. Atieh M A., Ibrahim HM. Atieh AH., Platform Switching for Marginal Bone Preservation around Dental Implants: A Systematic Review and Meta Analysis. Journal of Periodontology, 2010; 81(10): 1350-1366.

100. Tabata LF., Rocha EP., Barao VAR., Assunçao WG., Platform Switching: Biomechanical Evaluation Using Three-Dimensional Finite Element Analysis. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2011; 26(3): 482-491.

101. Fickl S., Zuhr O., Stein JM., Hürzeler MB., Peri-Implant Bone Level Around Implants with Platform-Switched Abutments. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2010. 25(3) : 577-581.

102. Vandeweghe S. et De Bruyn H., A within-implant comparison to evaluate the concept of platform switching. A randomized controlled trial. European Journal of Oral Implantology, 2012; 5(3): 253–262.

103. Canullo L., Rosa JC., Pinto VS., Francischone CE., Götz W., Inward-Inclined Implant Platform for the Amplified Platform-Switching Concept: 18-Month Follow-up Report of a Prospective Randomized Matched-Pair Controlled Trial. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2012; 27(4): 927-933.

104. Pieri F., Aldini NN., Marchetti C., Corinaldesi G., Influence of Implant-Abutment Interface Design on Bone and Soft Tissue Levels Around Immediately Placed and Restored Single-Tooth Implants: A Randomized Controlled Clinical Trial. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2011; 26(1): 169–178.

105. Kano SC, Binon PP, Bonfante G, Curtis DA. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. Journal of Prosthodontics, 2006; 15(2): 77-81.

106. Kano SC, Binon PP, Bonfante G, Curtis DA., The effect of casting procedures on rotational misfit in castable abutments. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2007; 22(4): 575-579.

107. Malaguti G., Denti J., Bassoli E., Franchi I., Bortolini S., Gatto A., Dimensional Tolerances and Assembly Accuracy of Dental Implants and Machined Versus Cast-On Abutments. Clinical Implant Dentistry & Related Research, 2011; 13(2): 134-140.

108. Kano SC, Binon PP, Curtis DA., A Classification System to Measure the Implant-Abutment Microgap. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2007; 22(6): 879–885.

109. Do Nascimento C., Santos Barbosa RE., Mardegan Issa JP., de Albuquerque Junior RF.,Use of checkerboard DNA–DNA hybridization to evaluate the internal contamination of dental implants and comparison of bacterial leakage with cast or pre-machined abutments. Clinical Oral Implant Research, 2009; 20: 571–577.

110. Altmann M., Cognet JM., Eschbach L., Gasser B., Richards G., Simon P., Matériaux utilisés pour l'osteosynthese. EMC, Techniques-chirurgicales- Orthopédie-traumatologie, 2007, 44-015 ; p.1-6.

111. Stüker RA, Teixeira ER, Beck JC, da Costa NP. Preload and torque removal evaluation of three different abutment screws for single standing implant restorations. Journal of Applied Oral Science, 2008 ; 16(1): 55-8.

112. Mangano C., Mangano F., Piattelli A., Iezzi G., Mangano A., La Colla L., Prospective Clinical Evaluation of 307 Single-Tooth Morse Taper–Connection Implants: A Multicenter Study. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2010; 25(2): 394-400.

113. Coelho PG., Sudack P., Suzuki M., Kurtz KS., Romanos GE., Silva N.R.F.A., In vitro evaluation of the implant abutment connection sealing capability of different implant systems. Journal of Oral Rehabilitation, 2008; 35: 917–924.

114. Panza L., BOscatto N., Del Bel Cury A.A., Evaluation of pre-tightening in abutments and prosthetic screws on different implant connections. Revista odonto ciência, 2010; 25(3): 292-295.

115. Dailey B., Jordan L., Blind O., Tavernier B., Axial Displacement of Abutments into Implants and Implant Replicas, with the Tapered Cone-Screw Internal Connection, as a Function of Tightening Torque. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2009; 24(2): 251-255.

116. Assenza B., Scarano A., Leghissa G., Carusi G., Thams U., San Roman F., Piattelli A., screw- vs cement-implant-retained restorations: an experimentae study in the beagee.part 1: screw and abutment loosening. Journal of Oral Implantology, 2005; 31(5): 242-246.

117. Bozkaya D., Müftü S., Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. Journal of Biomechanics, 2003; 36(11): 1649-1658.

118. Coppete R.A., Chiarello de Mattos M., Silveira Rodriguez R.C., Ribeiro RF., Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: an in vitro study. Clinical of Oral Implant Research, 2009; 20: 624-632.

119. Park JK., Choi JU., Jeon YC., Choi KS., Jeong CM., Effects of Abutment Screw Coating on Implant Preload. Journal of Prosthodontics, 2010; 10: 458–464.

120. Kim KS., Lim YJ., Kim MJ., Kwon HB., Yang JH., Lee JB., Yim SH., Variation in the total lengths of abutment/implant assemblies generated with a function of applied tightening torque in external and internal implant–abutment connection. Clinical of Oral Implant Research, 2011; 22: 834-839.

121. Steinebrunner L., Wolfart S., Ludwig K., Kern M., Implant–abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. Clinical of Oral Implant Research, 2008; 19: 1276-1284.

122. Ribeiro CG, Maia MLC, Scherrer SS, Cardoso AC, Wiskott Hwa., Resistance of three implant-abutment interfaces to fatigue testing. Journal of Applied Oral Science, 2010; 19(4): 413-420.

123. Pedroza J., Torrealba Y., Elias A., Psoter W., Comparison of the compressive strength of 3 different implant design systems. Journal of Oral Implantology, 2007; 33(1): 1-7.

124. Coppede AR., Bernasi E., Chiarello de Mattos M., Silveira Rodriguez R.C., De Mattias SartoriIA., Ribeiro RF.Fracture Resistance of the Implant-Abutment Connection in Implants with Internal Hex and Internal Conical Connections Under Oblique Compressive Loading: An In Vitro Study. International Journal of Prosthodontontics, 2009; 22(3): 283-296.

125. Seetoh YL., Tan KB., Chua EK., Quek HC., Nicholls JI., Load Fatigue Performance of Conical Implant-Abutment Connections. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2011; 26: 797–806.

126. Dittmer S., Dittmer MP., Kohorst P., Jendras M., Brochers L., Stiesch M., Effect of Implant–Abutment Connection Design on Load Bearing Capacity and Failure Mode of Implants. Journal of Prosthodontics, 2011; 20: 510–516.

127. Kim BJ., Yeo IS., Lee JH., Kim SH., Heo SJ., Koak JY., The Effect of Screw Length on Fracture Load and Abutment Strain in Dental Implants with External Abutment Connections. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2012; 27(4) : 820-823.

128. Hanisch O., Piliers implantaires : critères de choix en vue de restaurations antérieures d´apparence naturelle. Stratégie prothétique, 2003; 3(4): 247-261

129. Nevins M., Camelo M., Nevins ML., Schupbach P., Kim DM., Pilot Clinical and Histologic Evaluations of a Two-Piece Zirconia Implant. The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry, 2011; 31(2): 157-163.

130. Bressan E., Paniz G., Lops D., Corazza B., Romeo E., Favero G., Influence of abutment material on the gingival color of implant-supported all-ceramic restorations: a prospective multicenter study. Clinical Oral Implant Research, 2011; 22: 631–637.

131. Viogolo P., Fonzi F., Majzoub Z., Cordioli G., Evaluation of Gold-Machined UCLA-type Abutments and CAD/CAM Titanium Abutments with Hexagonal External Connection and with Internal Connection. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2008; 23: 247-252.

132. Etienne O., Baixe S., Les piliers implantaires en zircone. Stratégie prothétique, 2009; 9(1): 1-14.

133. Meningaud J-P., Spahn F., Donsimoni J-M., L'après titane, le Peek? Revue de stomatologie et Chirurgie Maxillofaciale, 2012; 135(5) : 408-411.

134. Yüzügüllü B., Avci M., The Implant-Abutment Interface of Alumina and Zirconia Abutments. Clinical Implant Dentistry and Related Research, 2008; 2: 113-121.

135. Clelland NL., Seidt JD., Daroz LGD., McGlumphy EA., Comparison of Strains for Splinted and Nonsplinted Implant Prostheses Using Three-Dimensional Image Correlation. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2010; 25(5): 953-959.

136. Da Silva EF., Pellizzer EP., Quinelli Mazaro JV., Garcia Junior IR., Influence of the Connector and Implant Design on the Implant–Tooth-Connected Prostheses. Clinical Implant Dentistry and Related Research, 2010; 12(3): 254-262.

137. Rousselet B., Le remplacement des dents de petit diamètre dans les zones esthétiques. Une nouvelle alternative l'implant Axiom de diamètre 2.8mm. Implant, 2011; 17: 109-117.

WASMER Nicolas - Les Différents types de connexions implantaires :
Description, avantages, inconvénients et critères de choix.

Nancy : 2013 – 146 pages
Th. Chir – Dent : 2013

Mots-clés : Interface Implant-Pilier
Connexions passives et actives
Etanchéité
Résistance

WASMER Nicolas - Les Différents types de connexions implantaires :
Description, avantages, inconvénients et critères de choix.

Nancy : 2013 – 146 pages

L'implantologie moderne fait partie intégrante du panel de solutions dont dispose tout praticien en 2013 pour la réalisation de son plan de traitement. Depuis l'invention des implants vis de type Branemark dans les années 1970-80, l'offre ne cesse d'augmenter. Chaque marque apporte des innovations qui n'en sont d'ailleurs pas toujours ; Le choix de la géométrie de la connexion (active ou passive ; interne, externe ou conique) s'avère compliqué et n'est pas systématique : Les critères à prendre en compte sont nombreux (étanchéité, résistance, biocompatibilité, matériaux, habileté du praticien, etc..) et le nombre de différentes situations cliniques est infini. Après avoir comparé les différents systèmes implantaires par l'intermédiaire d'études portant sur chacune des caractéristiques, il apparait qu'encore à ce jour, la connexion idéale satisfaisant à tous les critères n'existe pas. Cependant, la tendance actuelle (lorsque le cas clinique le permet) semble tout de même s'orienter vers les différentes connexions coniques internes. Parallèlement, une maitrise et une connaissance profonde du système utilisé par le praticien, lui permettront de minimiser les risques et d'améliorer les chances de succès à court, moyen et long terme.

Jury :

Pr J.P. LOUIS	**Professeur des Universités**	**Président**
Pr J.M. MARTRETTE	**Professeur des Universités**	**Directeur de thèse**
Dr S. BARONE	**Assistant**	**Co-directeur de thèse**
Dr C. AMORY	**Maitre de conférences des Universités**	**Juge**

Adresse de l'auteur : Nicolas WASMER
53 Grand rue
54640 Bettainvillers