



<http://portaildoc.univ-lyon1.fr>

Creative commons : Paternité - Pas d'Utilisation Commerciale -
Pas de Modification 2.0 France (CC BY-NC-ND 2.0)



<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/2.0/fr>

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD-LYON I
U.F.R. D'ODONTOLOGIE

Année 2013

THESE N° 2013 LYO 1D 003

T H E S E
POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le : 22 Janvier 2013

par

Suiphon Prescylia

Née le 26 octobre 1984, à Lyon (69)

**Etanchéité bactérienne des connectiques coniques :
apports dans la prévention des phénomènes de résorption péricrestale**

JURY

M. Jean-Jacques Morrier	Président
<u>M. Thomas Fortin</u>	<u>Assesseur</u>
Mme Kerstin Gritsch	Assesseur
M. Fabris Matthieu	Assesseur
Mme Sanon Clarisse	Assesseur
<u>M. Bernard Chapotat</u>	<u>Assesseur</u>

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD LYON I

Président de l'Université
Vice-Président du Conseil Scientifique
Vice-Président du Conseil des Etudes et de Vie Universitaire
Directeur Général des Services

M. le Professeur F-N. GILLY
M. le Professeur P-G. GILLET
M. le Professeur P. LALLE
M. A. HELLEU

SECTEUR SANTE

Comité de Coordination des Etudes Médicales	Président : Mme la Professeure C. VINCIGUERRA
Faculté de Médecine Lyon Est	Directeur : M. le Professeur. J. ETIENNE
Faculté de Médecine et Maïeutique Lyon-Sud Charles Mérieux	Directeur : Mme la Professeure C. BURILLON
Faculté d'Odontologie	Directeur : M. le Professeur D. BOURGEOIS
Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques	Directeur : Mme la Professeure C. VINCIGUERRA
Institut des Sciences et Techniques de la Réadaptation	Directeur : M. le Professeur Y. MATILLON
Département de Formation et Centre de Recherche en Biologie Humaine	Directeur : M. le Professeur P. FARGE

SECTEUR SCIENCES ET TECHNOLOGIES

Faculté des Sciences et Technologies	Directeur : M. le Professeur F. DE MARCHI
UFR des Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives	Directeur : M. le Professeur C. COLLIGNON
Institut Universitaire de Technologie Lyon 1	Directeur : M. C. VITON, Maître de Conférences
Ecole Polytechnique Universitaire de l'Université Lyon 1	Directeur : M. P. FOURNIER
Institut de Science Financière et d'Assurances	Directeur : Mme la Professeure V. MAUME DESCHAMPS
Institut Universitaire de Formation des Maîtres De l'Académie de Lyon (IUFM)	Directeur : M. A. MOUGNIOTTE
Observatoire de Lyon	Directeur : M. B. GUIDERDONI, Directeur de Recherche CNRS
Ecole Supérieure de Chimie Physique Electronique	Directeur : M. G. PIGNAULT

FACULTE D'ODONTOLOGIE DE LYON

Doyen : M. Denis BOURGEOIS, Professeur des Universités
Vice-Doyen : Mme Dominique SEUX, Professeure des Universités

SOUS-SECTION 56-01:

PÉDODONTIE

Professeur des Universités :
Maître de Conférences :

M. Jean-Jacques MORRIER
M. Jean-Pierre DUPREZ

SOUS-SECTION 56-02 :

ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE

Maîtres de Conférences :

M. Jean-Jacques AKNIN, Mme Sarah GEBEILE-CHAUTY,
M. Laurent MORGON, Mme Claire PERNIER,
Mme Monique RABERIN

SOUS-SECTION 56-03 :

PRÉVENTION - EPIDÉMIOLOGIE ECONOMIE DE LA SANTÉ - ODONTOLOGIE LÉGALE

Professeur des Universités
Maître de Conférences

M. Denis BOURGEOIS
M. Bruno COMTE

SOUS-SECTION 57-01 :

PARODONTOLOGIE

Professeur des Universités Emérite :
Maîtres de Conférences :

M. Jacques DOURY
M. Bernard-Marie DURAND, Mme Kerstin GRITSCH
M. Pierre-Yves HANACHOWICZ,
M. Philippe RODIER, Mme Christine ROMAGNA

SOUS-SECTION 57-02 :

CHIRURGIE BUCCALE - PATHOLOGIE ET THÉRAPEUTIQUE ANESTHÉSIOLOGIE ET RÉANIMATION

Maître de Conférences :

Mme Anne-Gaëlle CHAUX-BODARD, M. Thomas FORTIN,
M. Jean-Pierre FUSARI

SOUS-SECTION 57-03 :

SCIENCES BIOLOGIQUES

Professeur des Universités :
Maîtres de Conférences :

M. J. Christophe FARGES
Mme Odile BARSOTTI, Mme Béatrice RICHARD,
Mme Béatrice THIVICHON-PRINCE, M. François VIRARD

SOUS-SECTION 58-01 :

ODONTOLOGIE CONSERVATRICE - ENDODONTIE

Professeur des Universités :
Maîtres de Conférences :

M. Pierre FARGE, Mme Dominique SEUX
Mme Marion LUCCHINI, M. Thierry SELLI, M. Cyril VILLAT

SOUS-SECTION 58-02 :

PROTHÈSE

Professeurs des Universités :
Maîtres de Conférences :

M. Guillaume MALQUARTI, Mme Catherine MILLET
M. Christophe JEANNIN, M. Renaud NOHARET, M. Gilbert VIGUIE,
M. Stéphane VIENNOT, M. Bernard VINCENT

SOUS-SECTION 58-03 :

SCIENCES ANATOMIQUES ET PHYSIOLOGIQUES OCCLUSODONTIQUES, BIOMATÉRIAUX, BIOPHYSIQUE, RADIOLOGIE

Professeur des Universités :
Maîtres de Conférences :

M. Olivier ROBIN
M. Patrick EXBRAYAT, Mme Brigitte GROSGOGEAT,
Mme Sophie VEYRE-GOULET

MORRIER Jean-Jacques

Professeur des Universités à l'UFR d'Odontologie de Lyon

Praticien-Hospitalier

Docteur en Chirurgie Dentaire

Maître en Biologie Humaine

Docteur de l'Université Lyon I

Habilité à Diriger des Recherches

Responsable de la sous-section Odontologie Pédiatrique

Habilité à Diriger des Recherches

Responsable de la sous-section Odontologie Pédiatrique

Nous vous remercions pour la spontanéité avec laquelle vous avez accepté la présidence de ce jury de thèse.

Voyez dans ce travail le signe de notre gratitude pour vos enseignements théoriques et cliniques qui nous ont donné le goût de la prise en charge des « petits poussins ».

FORTIN Thomas

Maître de Conférences à l'UFR d'Odontologie de Lyon

Praticien-Hospitalier

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université Grenoble

Responsable de la sous-section Chirurgie Buccale, Pathologie et
Thérapeutique

Habilité à Diriger des Recherches

Nous vous remercions d'avoir accepté de diriger cette thèse.

Recevez l'expression de notre gratitude pour vos conseils précieux, grâce auquel nous avons pu proposer un travail au plan un peu plus « musclé ».

GRITSCH Kerstin

Maître de Conférences à l'UFR d'Odontologie de Lyon

Praticien-Hospitalier

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université Lyon I

Nous vous remercions d'avoir bien voulu apporter votre approche parodontale à ce jury.

Soyez sûre que nous avons grandement apprécié vos conseils judicieux, vos encouragements et votre sérénité dans le cadre de ce travail.

FABRIS Matthieu

Assistant hospitalo-universitaire au CSERD de Lyon

Ancien Interne en Odontologie

Docteur en Chirurgie Dentaire

Nous vous remercions de l'intérêt que vous avez manifesté lorsque nous vous avons demandé de participer à ce jury.

C'est toujours avec un grand plaisir que nos chemins professionnels se croisent.

SANON Clarisse

Assistant hospitalo-universitaire au CSERD de Lyon

Docteur en Chirurgie Dentaire

Nous vous remercions de nous avoir fait l'amitié de siéger dans ce jury.

Nous avons connu l'étudiante consciencieuse, l'amie généreuse, nous avons découvert l'enseignante : impliquée, patiente, précise. Sans surprise.

Surtout ne changez rien, Docteur Sanon.

CHAPOTAT Bernard
Docteur en Chirurgie Dentaire

Nous vous remercions d'avoir (courageusement) proposé de nous encadrer pour cette thèse, et de nous accompagner dans la découverte d'un sujet passionnant.

Trouvez dans ces quelques mots l'expression de ma profonde reconnaissance, pour vos conseils cliniques autant que pour vos leçons de vie.

Table des matières

Introduction.....	1
1 La jonction implanta-prothétique.....	2
1.1 Les restaurations pilier-implant à un ou deux étages	2
1.1.1 Avantages de l'utilisation d'un implant en deux parties.....	2
1.1.2 Les temps chirurgicaux	3
1.1.2.1 Chirurgie en deux temps, enfouie, mise en nourrice (école Bränemarkienne).....	3
1.1.2.2 Chirurgie en un temps, non-enfouie (école Schroederienne).....	3
1.1.2.3 L'étape prothétique.....	4
1.2 Description des restaurations pilier-implant.....	4
1.2.1 Le col de l'implant	4
1.2.2 La vis de transfixation.....	5
1.2.3 L'élément antirotationnel.....	6
1.2.4 L'élément d'indexation.....	6
1.3 Les différents concepts de connexion du pilier implantaire	6
1.3.1 Les connectiques à plat ou à emboîtement parallèle : l'hexagone externe « de Bränemark » ..	7
1.3.2 L'hexagone interne.....	7
1.3.3 Le cône autobloquant, ou « cône Morse ».....	8
1.4 Cônes « Morse » : Des caractéristiques variées.....	9
1.4.1 Conicité, pente, angulation et surface d'un cône	9
1.4.2 La possibilité de travailler « avec 360° de liberté » : sans indexation	10
1.4.3 Des connexions coniques avec ou sans vis.....	10
1.5 Différents systèmes à connexion conique proposés.....	10
1.6 L'exemple de l'InKone de Tekka.....	11
1.6.1 Le corps implantaire.....	11
1.6.2 Le col.....	12
1.6.3 Les vis de cicatrisation.....	12
1.6.4 Séquence de forage.....	12
1.6.5 Les piliers implantaires.....	13
1.6.6 Transferts d'empreinte.....	13
1.6.7 La dépose des éléments intermédiaires : les extracteurs.....	14
1.6.8 Caractéristiques des piliers implantaires.....	14
2 2 Comportement mécanique	15
2.1 Stabilité du couple pilier-implant.....	15
2.1.1 Surface interne	15
2.1.2 Tolérance de l'hexagone.....	15
2.1.3 Hiatus	16
2.1.3.1 Connexion « autobloquante » (qui soulage la vis de transfixation).....	16
2.1.3.2 Dévissage.....	16
2.1.3.3 Fractures implantaires.....	17
2.2 Résistance à la flexion	17
2.3 Répartition/transfert des contraintes le long de l'implant.....	18
2.3.1 Transfert des forces à l'os : expérience de Bozkaya	19
2.3.2 Intérêt du placement sous-crestal de l'implant	20
3 Biologie des tissus péri-implantaires.....	21
3.1 Autour de la jonction pilier-implant : le parodonte péri-implantaire	21
3.1.1 La muqueuse périimplantaire	22
3.1.1.1 L'épithélium sulculaire.....	22
3.1.1.2 L'épithélium de jonction.....	22
3.1.1.3 L'attache conjonctive.....	22
3.1.2 Rôle de la muqueuse péri-implantaire	23

3.1.3 L'os péri-implantaire.....	23
3.1.4 Modifications du niveau osseux marginal autour de l'implant osteointégré.....	24
3.1.5 La cratérisation initiale	24
3.1.6 Le développement du platform switching.....	24
3.2 Notion d'espace biologique péri-implantaire	25
3.2.1 Rappels.....	25
3.2.1.1 Définition.....	25
3.2.1.2 Description de l'espace biologique implantaire.....	25
3.2.1.3 Stabilité dimensionnelle de l'espace biologique.....	26
3.2.2 Mise en place de l'espace biologique implantaire.....	26
3.2.2.1 Chirurgie en un temps, non-enfouie (école Schroederienne)	26
3.2.2.2 Chirurgie en deux temps, enfouie, mise en nourrice (école Branemarkienne).....	26
3.2.2.3 Concept de la switching-platform	26
3.3 Les bactéries buccales	27
3.3.1 Flore physiologique.....	27
3.3.2 Bactéries buccales et surfaces : la notion de biofilm	27
3.3.3 Bactéries buccales : une flore globalement similaire à celle des parodontites	28
3.3.4 La taille des bactéries.....	29
3.3.5 Colonisation bactérienne de la jonction pilier-implant par les bactéries	29
3.3.5.1 Tests in vitro d'innoculation/incubation.....	29
3.3.5.2 Tests in vitro « dynamic loading model ».....	30
3.3.5.3 Tests in vivo.....	30
3.4 Phénomènes pathologiques péri-implantaires : généralités	31
3.4.1 La gingivite péri-implantaire.....	31
3.4.2 La péri-implantite.....	31
3.5 Un phénomène « physiologique » : la cratérisation initiale	31
3.5.1 Etiologie.....	32
3.5.1.1 Facteurs étiologiques et aggravants.....	32
3.5.1.2 Etiopathogénie de la résorption osseuse.....	32
3.5.2 Caractéristiques de la jonction implant-pilier influant sur la cratérisation :	33
3.5.2.1 Sa présence ou son absence.....	33
3.5.2.2 Sa position par rapport à la crête	33
3.5.2.3 La septicité / colonisation bactérienne.....	33
3.5.2.4 La taille du hiatus.....	34
3.5.2.5 Les micromouvements entre l'implant et le pilier	34
3.5.2.6 L'état de surface du col implantaire	34
3.5.2.7 Le diamètre implantaire	35
3.5.2.8 Le décalage de diamètre entre implant et pilier (= platform switching)	36
3.5.3 Conséquences de la cratérisation initiale	36
3.5.3.1 Morphologie des tissus durs.....	36
3.5.3.2 Adhérence bactérienne au niveau du col implantaire : augmentation du risque de péri-implantite	36
3.5.3.3 Augmentation de l'effet de levier, impact fonctionnel.....	36
3.5.3.4 Impact esthétique.....	37
3.5.4 Prise en charge / Conduite à tenir.....	37
3.5.4.1 Les possibilités de guérison de l'os péricrestal.....	37
3.5.5 Prévention.....	38
3.5.5.1 Phase d'étude du cas.....	38
3.5.5.2 Phase pré-opératoire.....	38
3.5.5.3 Phase chirurgicale.....	39
3.5.5.4 Phase prothétique.....	39
3.5.5.5 Choix du design implantaire.....	39
3.5.6 Résultats cliniques.....	40
3.5.6.1 Etudes.....	40

3.5.6.2 Résultat clinique: pose d'un implant à connectique conique en place de 12.....	40
4 4 Discussion : apports de l'étanchéité bactérienne de la connectique cône Morse dans la prévention de la résorption péricrestale.....	42
Conclusion.....	44
Bibliographie.....	45

Introduction

Le premier défi en implantologie était de parvenir à une acceptation de l'implant par l'organisme de manière aussi systématique que possible : les principes nécessaires à cette bonne ostéointégration sont désormais bien connus (1) et maîtrisés, d'où d'excellents taux de réussite à court et moyen termes.

Un deuxième défi est ensuite d'assurer la pérennité de l'implant une fois sa mise en place effectuée : l'ostéointégration ne le met pas à l'abri pour autant des incidents mécaniques (2), tels les fractures, ni des incidents infectieux (3-5), comme les péri-implantites. D'autant que le traitement de ces dernières s'avère souvent beaucoup plus complexe que celui d'une parodontite.

L'étiologie des fractures et des péri-implantites est multiple et se situe souvent à hauteur de la connexion implant-prothèse (6,7).

Les reconstitutions implantaire font appel à différents types de connexions implant-pilier (8,9) : si l'historique hexagone externe (système Bränemark d'origine) a encore de nombreux adeptes, on lui préfère désormais souvent les connectiques internes telles que le bien connu hexagone interne, mais aussi le cône autobloquant, dit « cône Morse », développé il y a 25 ans et qui suscite un intérêt nouveau depuis plusieurs années (10,11). Cette dernière utilise un cône avec une angulation variable (12) selon les fabricants qui permet une meilleure répartition des forces au niveau crestal(13). Il faut ainsi, une fois l'implant ostéointégré, limiter les contraintes exercées sur cet os et l'infiltration bactérienne pouvant contribuer à une inflammation chronique des tissus péricrestaux (6,14).

Les qualités mécaniques (15) et structurelles (16) de la connectique « cône Morse » lui confèrent une résistance aux micromouvements (17) et une étanchéité bactérienne (18) qui apportent des bénéfices non négligeables dans les phénomènes de résorption osseuse péricrestale.

1 La jonction implanto-prothétique

1.1 Les restaurations pilier-implant à un ou deux étages (1)

Les implants endosseux soutenant les restaurations prothétiques peuvent être :

- soit monobloc : constitués d'une pièce unique en contact avec l'os, la gencive et le milieu buccal, ils sont dits « en une pièce ». La prothèse sera scellée directement sur le moignon qui fait corps avec l'implant.
- soit constitués de deux pièces distinctes : une partie endo-osseuse qui est appelée « l'implant » , et une partie intermédiaire transmuqueuse qui supportera la prothèse et est appelée « pilier ».

Le couple pilier-implant est généralement solidarisé à l'aide d'une vis de transfixation.

Le pilier peut être mis en place au moment de la chirurgie implantaire (chirurgie « en un temps », implant « non-enfoui ») ou une fois l'ostéointégration effectuée (chirurgie « en deux temps », implant « enfoui »).

Les ancrages endosseux développés par Bränemark (19) dans les années 70 étaient usinés à partir de tiges de titane de 3.5mm de diamètre. Monobloc, leur extrémité hexagonale permettait leur préhension et leur vissage dans l'os.

Ces implants ont servi dans un premier temps de support pour des reconstitutions plurales mandibulaires : une fois les implants stabilisés, la partie hexagonale pouvait être fraisée afin d'obtenir une meilleur insertion du bridge supraimplantaire transvissé.

L'extension des indications des reconstitutions implantaires a mené à une modification de ces systèmes implantaires. Le souhait de pouvoir compenser des édentements partiels posait un problème de rétention des prothèses : moins de piliers, moins de friction, la vis de transfixation se dévissait ou cassait bien plus facilement que dans le cas d'une reconstitution plurale. Les piliers ont donc été repensés et modifiés afin d'offrir une meilleure stabilité. (8)

1.1.1 Avantages de l'utilisation d'un implant en deux parties

Ce système a depuis longtemps la préférence des praticiens car il :

- Permet une mise en place enfouie (l'ostéointégration se fait alors totalement à l'abri des charges occlusales et des bactéries buccales) lorsqu'elle est souhaitée
- Autorise des axes différents entre l'implant et la reconstitution prothétique (cas des incisives maxillaires ou des piliers distaux pour des cantilevers maxillaires) grâce à l'utilisation de piliers angulés
- Permet de choisir et de modifier de manière extemporanée, hors bouche, la forme de moignon la plus adaptée
- Autorise de plus la réintervention : changement de type de connexion implant/pilier (passage d'une couronne implanto-portée à un attachement pour appareil complet) ou réfection de celui-ci (attachement boule mâle usé), et ce sans devoir retoucher à la partie ostéointégrée.

- Est plus ergonomique : les pièces séparées étant plus courtes qu'un implant monobloc, elles sont plus faciles à insérer en bouche, y compris dans un espace réduit comme dans les secteurs postérieurs

1.1.2 Les temps chirurgicaux (1)

Depuis les années 60, différentes écoles se sont affrontées concernant la chronologie de mise en place des différentes pièces implantaire : le pilier pouvait être fixé à l'implant soit le jour de la chirurgie osseuse, soit après la période d'ostéointégration.

Elles cohabitent désormais en fonction des indications et des objectifs de chaque traitement.

1.1.2.1 Chirurgie en deux temps, enfouie, mise en nourrice (école Bränemarkienne)

A l'aube des années 80, l'école Bränemarkienne a préconisé la mise en place des implants en deux temps :

- L'implant est placé dans l'os, et le plateau est recouvert par une vis de couverture. La gencive est refermée à l'aide de sutures étanches. Cet enfouissement était considéré comme un prérequis indispensable à l'ostéointégration. L'implant est alors à l'abri du milieu buccal pendant les 4 à 6 mois de cicatrisation osseuse.
- La seconde intervention, appelée mise en fonction, consiste à mettre l'implant en relation avec le milieu buccal. Elle consiste en une incision muqueuse pour découvrir la tête de l'implant et remplacer la vis de couverture par une vis de cicatrisation transgingivale. Cette étape est justement souvent associée à une greffe conjonctive qui permet d'améliorer l'émergence de la prothèse supraimplantaire surtout dans le secteur antérieur. Six à huit semaines plus tard, la vis de cicatrisation ayant permis de remodeler le cône épithélioconjonctif muqueux, il est possible de placer la pilier et la prothèse implantaire.

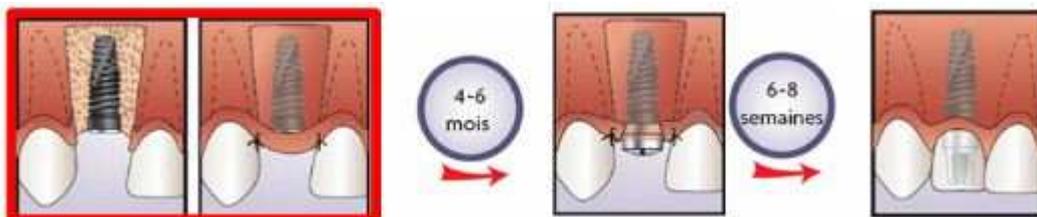


Figure 1 – chronologie de la chirurgie implantaire en deux temps (d'après Davaparnah)

1.1.2.2 Chirurgie en un temps, non-enfouie (école Schroederienne)

Les implants en deux pièces sont mis en place simultanément, comme s'il s'agissait d'implants monobloc.

Avec la mise en place concomitante de l'implant et du pilier, les incisions muqueuses et la trépanation osseuse cicatrisent simultanément.

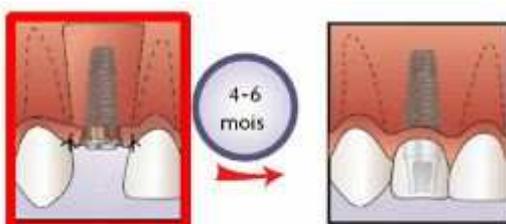


Figure 2 – Etapes de la chirurgie en un temps (d'après Davaparnah)

1.1.2.3 L'étape prothétique

L'objectif des chirurgies implantaire est de pouvoir fixer une prothèse fonctionnelle, en occlusion, sur les implants : cette étape, appelée mise en charge, peut être réalisée à divers moments selon les cas :

- dès la chirurgie osseuse : il s'agit alors d'une chirurgie en un temps avec mise en charge « immédiate ». La mise en occlusion de la prothèse génère des microcontraintes pouvant contrarier l'ostéointégration. Par conséquent, cette technique s'emploie principalement dans le cas de prothèses plurales, qu'elles soient temporaires ou non. Il faut préciser que dans le cadre des prothèses unitaires il s'agit plus d'une mise en fonction que d'une réelle mise en charge immédiate puisque la couronne est souvent laissée en sous-occlusion.
- ou bien une fois les cicatrisations osseuses et gingivales obtenues

1.2 Description des restaurations pilier-implant

Les surfaces internes et externes de l'implant sont usinées, elles sont souvent réalisées aux diamètres normes standard mais peuvent aujourd'hui être fabriquées en zircone.

L'implant se compose globalement de trois parties : le col, le corps, l'apex.

Nous nous concentrerons dans ce travail sur la partie la plus coronaire de l'implant : le col.

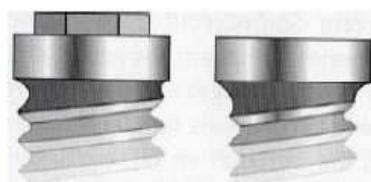
1.2.1 Le col de l'implant (20)

La grande majorité des corps implantaires portent des spires permettant de les visser dans l'os : le col est délimité par la première spire externe apicalement, et par le plateau coronairement.

Il est classiquement en contact avec les tissus durs (os) et/ou mous (gencive).

Il existe plusieurs **formes de col** implantaires :

- col droit
- col évasé ou rétréci, dont l'objectif est de permettre une meilleure organisation des tissus mous environnants et d'obtenir un profil d'émergence et un périmètre cervical adaptés à la taille de la dent à remplacer
- col concave dans sa partie transmuqueuse afin d'augmenter le volume de gencive marginale dans les zones esthétiques
- col festonné pour suivre le relief des papilles interdentaires
- bien qu'il ne s'agisse pas d'une anatomie cervicale limitée au corps implantaire, mentionnons aussi le design cervical à platform switching, lorsque le pilier est de diamètre inférieur à celui de l'implant.



Col droit



col évasé

platform switching =>



Figure 3 : différents concepts de cols implantaires – d'après Davaparnah

Tout comme pour le corps de l'implant, le col peut présenter différents **états de surface** : usiné, sablé mordancé, sablé au dioxyde de titane, ou encore recouvert de zircone. Certains cols peuvent de plus porter des microfilets.

L'état de surface est généralement dépendant du positionnement prévu pour le col :

- un col lisse favorisera la repousse des fibroblastes gingivaux, il sera donc préféré dans les situations transmuqueuses
- un col rugueux, lui, stimulera l'activité ostéoblastique, et offrira une surface implant/os augmentée. par des microrétentions ce qui a priori favorisera l'ostéointégration (21)

C'est au niveau du col que le pilier se fixe à l'implant. Le plateau porte en son centre les éléments de connexion, dont le puits pour la vis de transfixation du pilier.

1.2.2 La vis de transfixation

Afin de connecter le pilier à l'implant, la vis va traverser ces deux éléments. Elle constitue un élément central pour les connectiques à plat.

Sur les implants de diamètre standard, elle est en titane mais aussi en or afin limiter les phénomènes de friction/dévisage (22,23) au niveau du pas de vis, notamment dans les implants de Brånemark. Les fabricants ont souvent cherché à améliorer cet élément fragile. Ainsi, Nobel a successivement employé des vis en or, puis en titane, en titane recouvert de carbone... Ces efforts montrent bien l'existence d'incidents fréquents et/ou gênants à son niveau.

- L'étiologie du dévissage (24) a été décrite en 1993 par **Glantz et coll** qui rapportent par exemple qu'un hexagone externe court (<2mm) présente un haut risque de dévissage dès que des forces non axiales s'exercent sur le pilier.
- Du fait de sa grande finesse, cette vis de transfixation est aussi susceptible de se fracturer (2). Dans ce cas, la partie la plus apicale doit pouvoir être retirée du corps dans l'implant sans en détériorer le pas de vis afin de pouvoir en mettre une nouvelle.

Différents « designs » ont été envisagés pour remédier à ces problèmes. Il semblerait que les vis les plus résistantes soient celles avec une tige épaisse et une extrémité apicale non filetée (25).

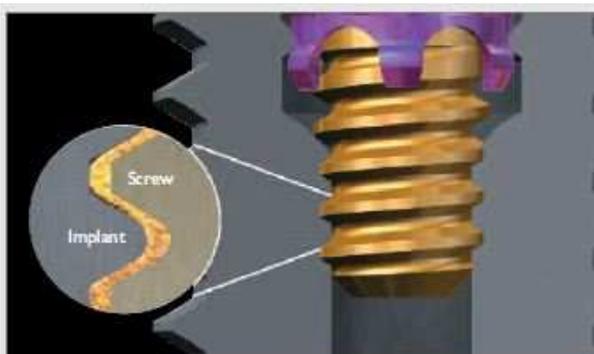


Figure 4 – extrémité d'une vis en or Biomet 3i (d'après Lazzara)

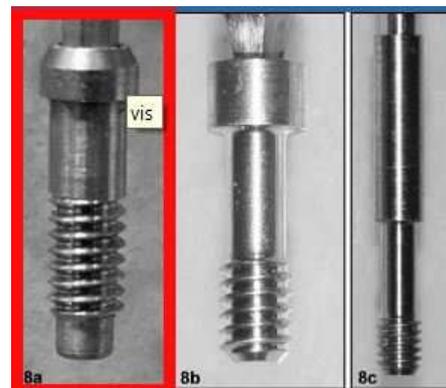


Figure 5 – différents modèles de vis. Remarquer celle à extrémité non filetée sur la gauche

L'importance des conséquences d'un dévissage est souvent sous-estimée, à tort, car il peut sembler simple de resserrer la vis. Or, en 1996, **Balshi** (2) analyse les causes de fracture implantaire et signale que les

déviassages doivent être considérés comme des signes d'alerte. Un défaut d'adaptation de l'armature prothétique induit des forces de cisaillement augmentant le risque de dévissage dans un premier temps, puis de fracture du col de l'implant. Par conséquent, le dévissage de la vis de transfixation doit occasionner systématiquement une réévaluation de l'adaptation de l'armature.

Radiographiquement, il constate que les phénomènes de dévissage et de fracture d'implant sont souvent associés à une lyse osseuse angulaire circonférentielle, appelée cratérisation.

1.2.3 L'élément antirotationnel

La rotation se définit par le « mouvement d'un corps autour d'un axe qui le traverse ou autour d'un point intérieur à ce corps » (Larousse 2008).

Afin de s'opposer à ce mouvement du pilier, les deux éléments doivent être maintenus en position. Ceci peut se faire soit par un emboîtement géométrique (comme pour les connectiques à plat), soit par friction des pièces entre elles : c'est l'objectif de la plupart des connectiques que nous allons voir en détail un peu plus loin.

1.2.4 L'élément d'indexation

L'index est le « repère servant au réglage de la position d'un élément mobile ou à la lecture d'une graduation » (Larousse 2008).

L'élément d'indexation le plus utilisé en implantologie est l'hexagone. Il peut n'avoir que ce rôle d'index, ou bien cumuler avec les fonctions d'élément antirotationnel, antitranslationnel...

1.3 Les différents concepts de connexion du pilier implantaire (1)

La connexion, c'est-à-dire l'emboîtement entre une pièce mâle et une pièce femelle qui connecte le pilier prothétique au corps implantaire endosseur a beaucoup évolué avec le temps (8), et influence grandement les caractéristiques (26) et les indications du système auquel elle correspond.

Le col et le pilier sont généralement en continuité : excepté dans le cas particulier du platform switching (27), les diamètres de l'implant et du pilier sont identiques.

Lorsque l'emboîtement entre les deux parties permet un repositionnement précis du pilier et s'oppose à tout mouvement de rotation des éléments, on parle de connexion antirotationnelle.

L'emboîtement peut s'effectuer sur une connexion « à plat » (ou « à emboîtement parallèle », généralement hexagonale) externe, ou interne ou enfin, depuis quelques années seulement externe, interne, ou sur une connexion conique.

Figure 6 – Les 3 principaux types de piliers : hexagone externe, hexagone interne, cône interne (d'après Pessoa)



Figure 2. Implants, abutments, and abutment screws meshes. A, External hex. B, Internal hex. C, Morse taper. Note that the Morse-taper abutment and abutment screw are one single piece.

1.3.1 Les connectiques à plat ou à emboîtement parallèle : l'hexagone externe « de Brånemark » (28)

Il représente le mode de connexion pilier-implant « historique » (19).



Figure 7: Hexagone externe (d'après Davaparnah)

Le plateau de l'implant est surmonté en son centre d'un hexagone (0.7mm de haut pour le Nobel Biocare © Speedy). Le pilier est emboîté sur l'hexagone puis vissé.

Bien que le terme d'emboîtement parallèle soit utilisé, ce parallélisme ne peut pas être total : une certaine tolérance est en effet nécessaire afin de permettre le glissement des parois les unes contre les autres. Il existe donc un hiatus entre le pilier et l'implant, d'une trentaine de microns en général, indispensable à l'emboîtement des deux pièces métalliques.

Afin de permettre le maintien de la liaison entre les deux pièces, une vis de transfixation doit donc les relier ; une fois serrée, c'est sur elle que repose la stabilité du système. Ce type de connectique est dit passive.

Initialement, la partie mâle hexagonale portée par l'implant était un moyen de préhension pour le vissage de l'implant, dans le cas de reconstitutions plurales (prothèses fixes sur pilotis). Une fois l'implant en place, l'hexagone pouvait être éliminé par fraisage, afin d'obtenir un axe d'insertion plus favorable pour le bridge.

Comme nous l'avons déjà signalé, c'est le développement de la prothèse unitaire sur implant qui a poussé à retravailler les piliers afin d'améliorer la rétention de la pièce prothétique, la stabilité du couple pilier-implant, la répartition des forces...

1.3.2 L'hexagone interne

L'existence du hiatus entre les deux surfaces favorise des micromouvements entre les pièces : les contraintes répétées vont s'exercer majoritairement sur la vis, ce qui risque d'engendrer son dévissage ou bien à sa fracture (2).

Une solution partielle à ce problème est apparue avec l'implant à **hexagone interne** (28), qui repose sur le même principe de base que l'hexagone externe, mais dont la partie mâle se trouve sur le pilier, tandis que la partie femelle peut s'étendre à l'intérieur de l'implant.

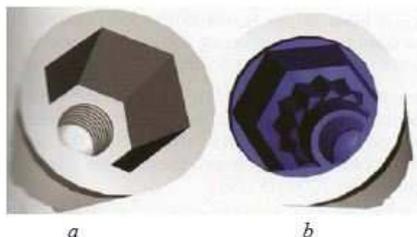


Figure 8 : Hexagone interne classique et complété par un polygone (d'après Davaparnah)

La surface de contact pilier-implant est augmentée, ce qui confère à cette jonction de meilleures qualités rétentes, diminue les micromouvements et protège donc en partie la vis de transfixation des risques de fracture ou de dévissage, sans les supprimer toutefois.

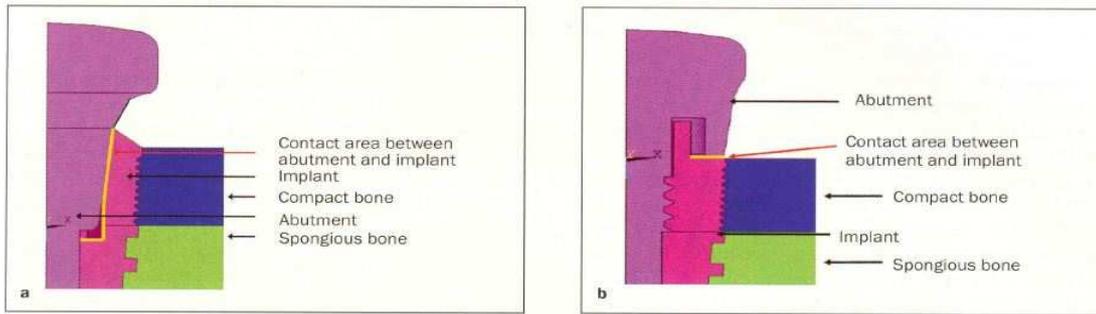


Figure 9 – zones de contact au niveau d'un hexagone interne et d'une hexagone externe (d'après Chun)

Il est de plus possible d'ajouter à l'hexagone interne un cylindre de centrage, et un ou plusieurs polygones permettant de juger au bruit du bon positionnement du pilier : orientation grâce à l'indexage, et enfoncement vertical grâce au « clic » audible (systèmes Anthogyr par exemple).

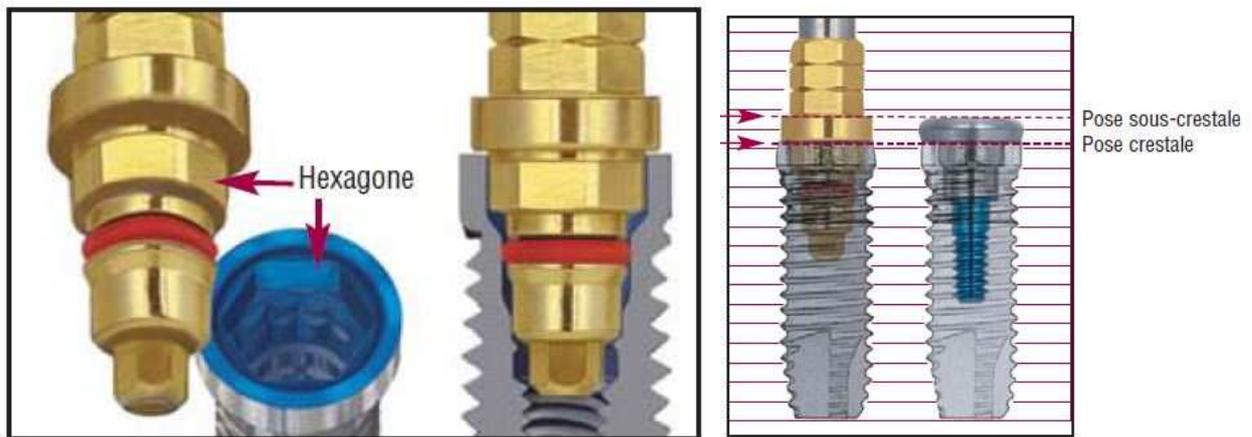


Figure 10 – Exemple de la connexion interne Certain 3i ® : hexagone + dodécagone interne

L'évolution de ce système a demandé quelques évolutions : les parois externes étant plus minces, il a fallu développer de nouveaux alliages.

1.3.3 Le cône autobloquant, ou « cône Morse »

Autre système de connectique interne (la partie mâle se trouve là aussi sur le pilier, et la partie femelle dans l'implant), le cône Morse repose sur l'emboîtement de deux éléments dont les parois ne sont pas parallèles mais convergentes.

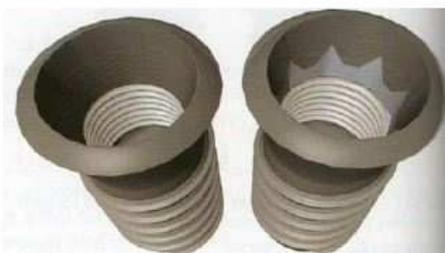


Figure 11 – Connexion coniques sans et avec élément antirotationnel (d'après Davaparnah)

Conçu/développé vers 1860 par Stephen A. Morse, l'emboîtement de cônes normalisés à 5% (soit 3° de conicité environ) est très utilisé dans l'industrie (machine-outil, automobile, aéronautique...) pour fixer fortement entre elles des pièces : les forces de friction s'opposent alors fortement à la désolidarisation, on parle de « soudure à froid ». C'est le phénomène que l'on peut observer au niveau du bouchon de certains flacons de parfum. Le système du cône Morse est aussi souvent employé en médecine pour les arthroplasties de hanche.

Dans le domaine de la dentisterie, afin de pouvoir procéder aux étapes de pose et dépose des différents piliers (cicatrisation, transfert d'empreinte, essayage) et à une éventuelle réintervention sans bloquer définitivement la pièce intermédiaire dans l'implant, on ne recourt généralement pas à une véritable soudure à froid : les angles varient généralement entre 5 et 11°, ce qui permet de bénéficier des avantages d'une connectique conique :

- une plus grande surface de contact interne (29), donc une friction et une rétention accrues
- un emboîtement plus facile permettant un centrage optimal : la mise en place s'en trouve facilitée, à tel point que certains auteurs considèrent que son aspect intuitif ne rend plus indispensable la radio de contrôle de positionnement du pilier (10).
- L'ajustage nécessitant une moins grande tolérance, il permet d'obtenir un hiatus moindre entre les éléments (30)

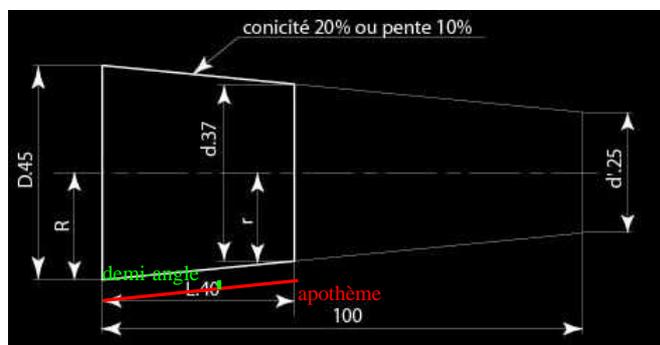
La vis de transfixation reste présente dans la plupart des systèmes, mais elle est considérée comme un moyen de serrage du cône plutôt que comme le moyen principal de rétention du couple pilier-implant. Il s'agit donc d'une connexion active reposant sur les forces de friction.

1.4 Cônes « Morse » : Des caractéristiques variées

1.4.1 Conicité, pente, angulation et surface d'un cône (31,32)

Sur une pièce conique, on appelle **conicité** le quotient de la différence des diamètres par la longueur. Cette valeur peut être rapportée à 100 mm pour un cône pourcenté et peut s'écrire: Conicité = 0,20 ou 20/100 ou 20%.

On appelle **pente** le quotient de la différence des rayons par la longueur. C'est en trigonométrie, la tangente de l'angle intercepté. Cette valeur peut être également rapportée à 100 mm pour une pente pourcentée, et peut s'écrire : Pente = 0,10 ou 10/100 ou 10%.



A chaque conicité correspond un angle au sommet, que l'on peut déduire sachant que la tangente de l'angle d'orientation est égale à la 1/2 conicité

$$\text{ainsi pour notre exemple : } \text{atan}(0.5 \cdot 20/100) = 5,42^\circ$$

Figures 12 et 13 (d'après Chevalier)

Exemple d'un cône normalisé avec un diamètre de 45 à la base, et 37 au sommet, pour une longueur de 40 :

La conicité sera de $(45-37)/40$ soit $0.20=20/100=20\%$

La pente vaudra $(22.5-18.5)/40$ soit $0.10=10/100=10\%$

Conicité en %	1/2 angle au sommet	Conicité en %	1/2 angle au sommet
1	0°17'10"	8	2°17'30"
2	0°34'23"	10	2°51'45"
3	0°51'30"	12	3°26'00"
4	1°8'40"	15	4°17'20"
5	1°25'56"	16	4°34'30"
6	1°43'10"	18	5°8'30"
6,25	1°47'20"	20	5°42'30"

Au delà-de 20%, les conicités sont exprimées en degrés. C'est le cas en implantologie orale, où on indique soit la valeur du **demi-angle**, soit l'**ouverture** (la sommes des deux demi-angles), en degrés.

Rappelons enfin que la **surface d'un cône** vaut : $\pi \cdot (\text{somme des rayons}) \cdot \text{apothème}$

1.4.2 La possibilité de travailler « avec 360° de liberté » : sans indexation (10)

Le design interne de la connexion conique ne présentant pas d'angles devant se correspondre, le pilier placé dans l'axe de l'implant peut être orienté dans une infinité de possibilités.

Cette qualité représente un avantage notable : la liberté de placement est totale, par exemple pour choisir au laboratoire l'orientation d'un pilier angulé ou d'un élément de rétention.

Elle peut aussi constituer un inconvénient en terme d'ergonomie : cette même liberté de placement rend nécessaire une clé de repositionnement réalisée par le prothésiste pour le transfert en bouche.

1.4.3 Des connexions coniques avec ou sans vis

Norton 2000 (33) a démontré que dans un implant à connexion conique, la présence d'une vis ou d'un hexagone d'indexage ne diminue en rien la résistance de l'ensemble pilier-implant à la flexion.

1.5 Différents systèmes à connexion conique proposés

◆ Ankylos de Dentsply Friadent

Nentwig et Moser ont imaginé le principe de l'implant NM, futur Ankylos, (la légende veut que ce soit à l'arrière d'un sous-verre à la fête de la bière....) en 1985, et ont commencé à l'expérimenter cliniquement en 1987.

L'implant : 8 à 17mm de long, 3.5 à 7mm de large, titane pur grade 2 sablé et mordancé à haute température

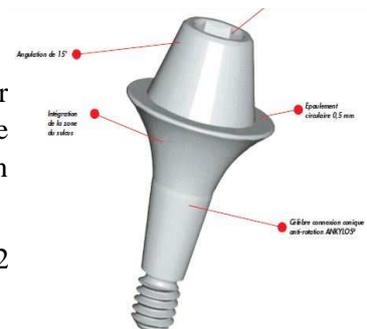


Figure 14 : pilier Ankylos

Le cône : Le pilier est autobloquant du fait de son cône Tissue Care Connection ® qui présente une pente de 5.7°, mais reste déposable si nécessaire, existe aujourd'hui en version indexée (X) ou non (C : nécessite une clé de repositionnement), et porte une vis dont le serrage préconisé est de seulement 15N.cm-1.

L'angulation coronaire du pilier peut varier de 0 à 37.5°, et la hauteur transmuqueuse de 0.75 à 4.5mm. Le col de l'implant, initialement lisse, est désormais sablé mordancé.

Angulations and head heights Regular C/
or /X Abutment

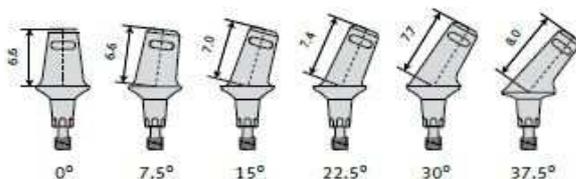


Figure 15 : différents piliers angulés Ankylos

Seul l'axe du moignon change, la conicité de la connexion reste identique dans tous les cas.

Les prothèses peuvent être unitaires, plurales, adjointes. La couronne peut être scellée ou vissée

latéralement, voire transvissée occlusalement directement dans l'implant pour les piliers droits ou angulés, mais à condition que l'insertion de la vis ne se fasse pas par la partie vestibulaire. Elles peuvent être aussi transvissées dans le faux-moignon et scellées provisoirement ce qui permet un démontage facile en cas de problème.

◆ Conical Seal Design d'Astra Tech (29)

Très présent dans la littérature, le cône Morse d'Astra Tech a lui aussi été développé dès 1985.

L'implant a une forme conique, sa surface est modifiée au fluor grenailée à l'oxyde de titane TiO₂, avec un microfiletage au col.

Le pilier est connecté à l'implant par un cône de 14°, avec une vis de transfixation dont le serrage est conseillé à 25N.cm-1.

Ankylos et Astra Tech sont tous deux réunis au sein du groupe Dentsply Friadent depuis fin 2012.

◆ InKone de Tekka

L'InKone présente une connectique interne conique à 11° avec vis. Nous reviendrons sur l'exemple précis de ce système dans le chapitre II.3.

Tekka commercialise aussi un implant à cône morse externe, appelé TwinKone : son profil d'émergence est concave.

◆ Axiom d'Anthogyr

Anthogyr a lancé une gamme d'implants à connectique conique entre 2009 et 2011 : l'Axiom Regular, puis l'Axiom 2.8 (le diamètre de l'implant), un système avec connectique conique par impaction, sans vis grâce à une ouverture proche des 3°. La gamme a ensuite été complétée par un implant large. Le système d'indexation repose sur un trilobe plutôt que sur un hexagone, limitant le nombre de positions possibles.

◆ Bicon

L'ouverture de 3° apporte une très forte friction. Le système ne comporte pas de vis, le pilier se fixe par impaction. Les implants Bicon ont la particularité d'être impactés dans un os foré à très faible vitesse (sans irrigation sur la fin du forage), et non vissés comme c'est généralement le cas.

1.6 L'exemple de l'InKone de Tekka

Nous avons souhaité étudier plus en détail un système de connectique conique avec une ouverture de 11°, comme l'Inkone de Tekka.

1.6.1 Le corps implantaire

Composé de titane de grade 5 sablé par des microbilles de corindon de haute pureté, le corps peut présenter des diamètres de 3.5, 4, 4.5 ou 6mm. Le corps cylindroconique porte un double filetage de profondeur croissante pour une accroche par condensation osseuse progressive. L'extrémité apicale est autotaraudante grâce à une triple ailette, ce qui ne dispense pas de recourir à un protocole de forage classique avec des forets de diamètre croissant.

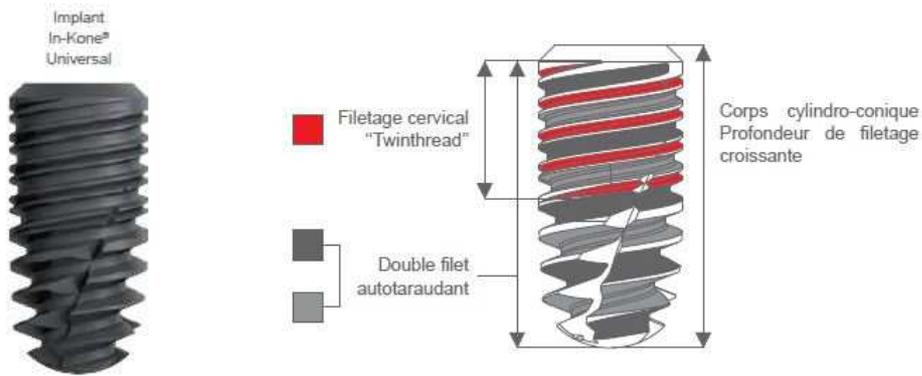


Figure 16 – corps de l'implant InKone © Tekka

1.6.2 Le col

Le filetage cervical « twinthread » permet une meilleure répartition des contraintes sur l'os cortical.

1.6.3 Les vis de cicatrisation

Il en existe de différentes hauteurs sulculaires, permettant de correspondre à toutes les épaisseurs de tissus mous rencontrées habituellement : de 0.7 à 7mm.

Le diamètre correspondant à celui de l'implant est repérable facilement grâce à un code couleur obtenu par coloration anodique. Le serrage se fait uniquement manuellement, à 10N.cm



Figure 17 (à gauche) : vis de cicatrisation de hauteurs variables

Vis de couverture



Figure 18 (à droite) : vis de couverture

Pour les chirurgies enfouies : il existe des vis de couverture standard.

1.6.4 Séquence de forage

Le protocole de forage sera variable selon le diamètre implantaire souhaité et la densité osseuse. Il est identique à celui des systèmes implantaires à emboîtement sauf que, comme nous le verrons ensuite, la profondeur du forage est différente.

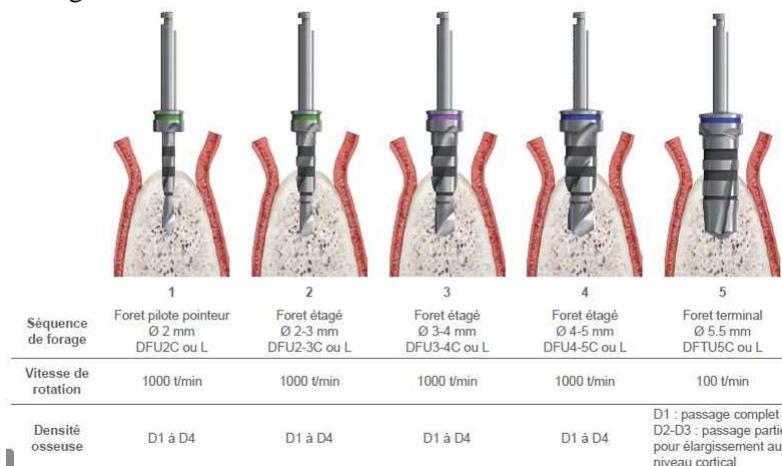


Figure 19 : exemple d'une séquence de forage pour un implant InKone de diamètre 5.5mm.

La mise en place de l'implant se fait manuellement à 70N.cm maximum, ou à l'aide d'un micromoteur 15tour.min-1 maximum.

1.6.5 Les piliers implantaires

Ce sont les piliers, éventuellement précédés des vis de cicatrisation, qui vont modeler la forme du cône épithélioconjonctif, c'est-à-dire le profil d'émergence de l'implant.

La largeur de ces éléments est indépendante du diamètre de l'implant. Leur hauteur sera elle choisie en fonction de l'épaisseur des tissus muqueux et de la profondeur de placement du plateau implantaire dans l'os.

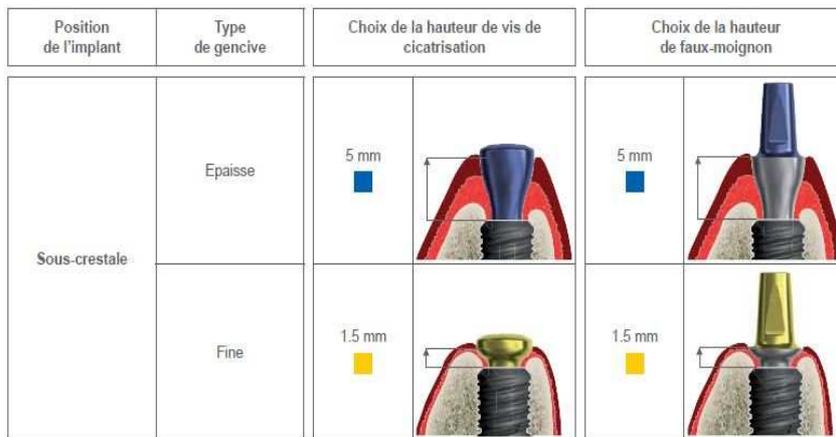


Figure 20 :

Comparaison de la forme de la vis de cicatrisation et du pilier implantaire correspondant.

1.6.6 Transferts d'empreinte

L'objectif premier de l'empreinte est bien sûr d'enregistrer la position de l'implant en relation avec les éléments durs environnants, dont les dents et implants adjacents.

Le deuxième est de transmettre au prothésiste les caractéristiques du cône épithélioconjonctif modelé par les vis ou les piliers provisoires :

- Il est dans tous les cas impératif d'indiquer le type de vis de cicatrisation ou, plus simple, de lui en envoyer un double
- Enregistrer le profil d'émergence pour qu'il puisse être reproduit est encore plus souhaitable : pour ce faire, il est possible de mettre un peu de silicone light ou de composite fluide autour du transfert d'empreinte (avec le risque de laisser fuser du matériau au niveau de l'émergence creuse de l'implant)
- Utiliser des transferts portant déjà la forme du profil d'émergence préparé implique de disposer de plusieurs pièces différentes (transferts de type (ciel ouvert ou fermé) et diamètre différents, mais aussi de hauteurs sulculaires variées!).
- Utiliser un système qui permet de transférer le positionnement de la vis de cicatrisation mais ce processus est coûteux



Figure 21: cône épithélioconjonctif et les étapes de son enregistrement lors de l'empreinte, à l'aide d'un duplicata de la vis de cicatrisation réalisé en résine Duralay © et clipsé sur le transfert (photographies Dr Schneck)

1.6.7 La dépose des éléments intermédiaires : les extracteurs

La haute friction s'exerçant entre les surfaces du pilier et de l'implant s'oppose à leur séparation, ce qui peut être problématique dans le cas des transferts d'empreinte ou des piliers lors de la phase d'essayage, ou dans le cas d'un serrage de vis par inadvertance. L'utilisation d'instruments spécifiques, tels que les extracteurs InKone Tekka, s'avère alors nécessaire.



Figure 22 : trousse implantaire InKone et extracteurs de piliers implantaires

1.6.8 Caractéristiques des piliers implantaires

Rappelons les objectifs (29) de ces différents systèmes de pilier :

- Etablir et maintenir une connexion pilier-implant stable
- Transmettre les forces masticatoires de façon régulière
- Créer et conserver une attache épithélioconjonctive saine
- Rétablir des rapports mécaniques mésio-distaux
- Recevoir une reconstitution prothétique esthétique, fonctionnelle et durable

2 Comportement mécanique (12,15,33–35)

2.1 Stabilité du couple pilier-implant

2.1.1 Surface interne (29)

Les connexions coniques permettent une surface de contact maximale, ce qui augmente les forces de friction.

Systèmes implantaires	Astra Tech	Astra Tech	Astra Tech	Straumann ITI	Nobel Biocare
Diamètre de l'implant	3.5 mm	4.0 mm	ST 4.5 mm	4.1 mm	3.75 mm
Surface contact pilier/implant	15.3 mm ²	27.9 mm ²	35.5 mm ²	23.2 mm ²	3.5 mm ²

Figure 23 – comparatif diamètre implantaire / surfaces de contact pour différents systèmes (d'après Chatzistavrou) : On remarquera qu'à diamètre légèrement moindre, la connexion conique Astra est 5 fois plus étendue que celle de l'hexagone interne Nobel Biocare

Lorsque le serrage des cônes ne se fait pas par le biais du vissage de la vis de transfixation, il faut recourir à une force axiale : l'impaction. Celle-ci est généralement générée par un dispositif propre à chaque marque, l'impacteur.

Dans le cas de connexions coniques à très haute friction (Bicon...), il est même envisageable d'impacter le pilier dans le cône en le tapotant à l'aide d'un manche de miroir : le centrage axial des cônes et le peu de force nécessaire pour l'impaction compensent le manque de reproductibilité d'une telle méthode.

2.1.2 Tolérance de l'hexagone

Les connexions à plat reposent sur un principe de tolérance : si les parois de l'hexagone étaient parfaitement perpendiculaire au plateau, elles ne pourraient pas s'emboîter. Elles sont donc plus proches de 91.5°, et les angles sont arrondis (on parle d'angle alpha), ce qui crée de véritables zones de vide. En étudiant des coupes d'une telle connectique, on retrouve donc un espace entre l'implant et le pilier : c'est le hiatus.

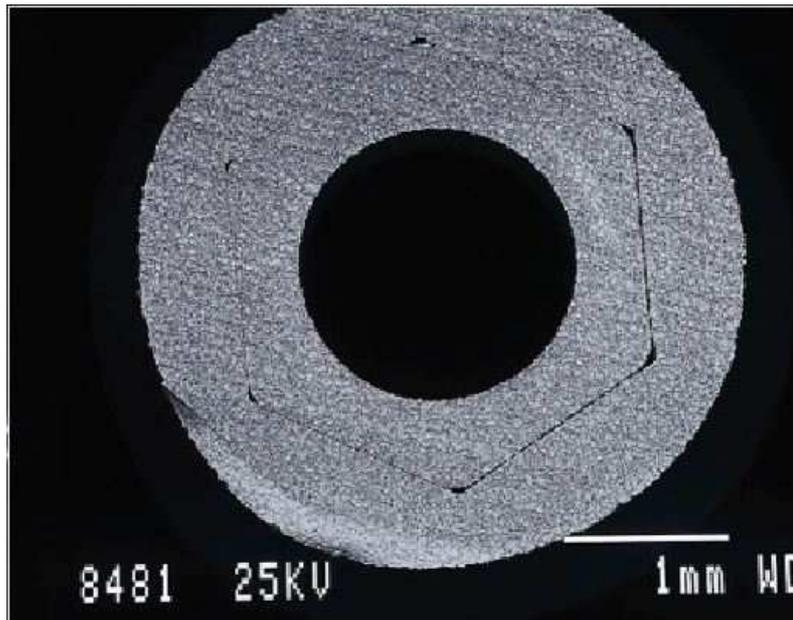


Figure 24 – coupe d'un implant à hexagone interne. Remarquer le hiatus plus important à droite qu'à gauche de l'image du fait du mouvement des pièces lors de la découpe au microtone. (Photo Dr E. Schneck)

2.1.3 Hiatus (30)

Le hiatus mesuré pour une connectique à plat est généralement de l'ordre de 30 μ m, et de 0.8nm pour une connexion conique. (30)

Il repose sur la tolérance permettant l'emboîtement des pièces, ainsi qu'éventuellement à celle des manufacturiers lors du tournage-fraisage.

2.1.3.1 Connexion « autobloquante » (qui soulage la vis de transfixation)

En mécanique, un cône Morse « vrai » présente une conicité inférieure à 5%. Les véritables cônes Morse sont donc rares en implantologie : le terme est généralement employé pour désigner des cônes autobloquants. **Bozkaya et Müftü** (34) ont en effet démontré en 2004 que la force nécessaire pour désinsérer le pilier est supérieure à la force d'insertion lorsque les demi-angles sont très aigus, inférieurs à 5.8° : c'est dans ce cas que le cône est considéré comme autobloquant, par opposition aux cônes avec des angles plus importants, qui sont des cônes de centrage.

Ce sont actuellement les interfaces coniques dont l'ouverture est inférieure à 10° qui permettent d'obtenir les connexions les plus stables entre l'implant et le pilier prothétique, puisque leurs surfaces de contact sont plus étendues : à diamètre implantaire égal, un « cône Morse » aura une surface de friction 4 à 6 fois supérieure à celle d'une connexion hexagonale. (36)

Cette friction accrue permet de résister aux micromouvements et aux forces de dévissage. On peut la percevoir de manière empirique en positionnant le pilier sans vis de rétention, puis en vérifiant s'il oppose une résistance au mouvement lié aux forces de flexion (29).

2.1.3.2 Dévissage

La vis n'étant plus la seule garante de la stabilité du couple implant-pilier, elle est moins susceptible de se dévisser (29,35) : des études cliniques prospectives (12) indiquent une absence relative de dévissage pour

certaines connexions coniques, contre 10% voire plus pour les hexagones internes, avec un risque de dévissage maximum pour les hexagones externes courts (moins de deux millimètres).

Différentes solutions ont été recherchées pour maintenir la vis en place, mais le plus efficace semble être de la soulager des contraintes subies grâce à un design de type conique. (37)

2.1.3.3 Fractures implantaires

Bien que gênants, ces incidents restent relativement rares. Balshi (2) a mis en évidence que les fractures de pièces implantaires étaient fréquemment précédées par le dévissage de la vis de transfixation. Les fractures les plus fréquentes auront lieu d'abord au niveau de cette vis, comme nous allons le voir.

2.2 Résistance à la flexion (26)

Pessoa et coll en 2010 ont étudié en éléments finis la répartition des contraintes selon le type de connectique. On peut sur le schéma suivant remarquer la flèche noire indiquant le déplacement du pilier avec augmentation du hiatus sous le pic de contrainte pour les connectiques à plat, et la répartition étendue et à distance des surfaces osseuses pour la connectique conique.

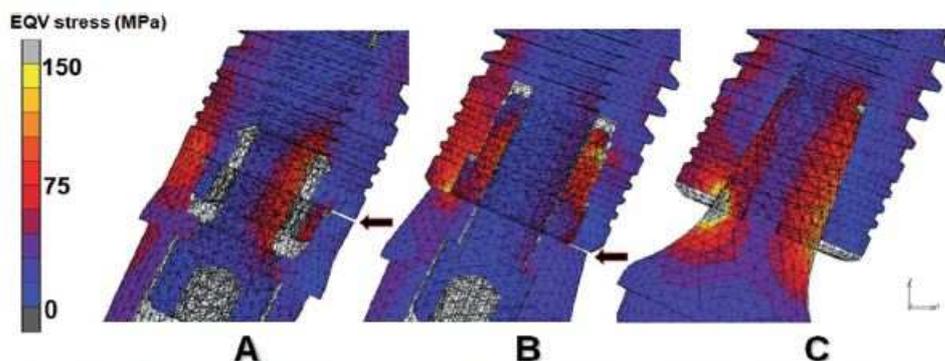


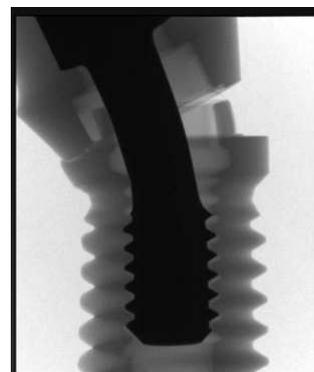
Figure 25 – zones de transmission des forces dans des connectiques hexagonale externe, hexagonale interne, et conique. (Pessoa 2009)

Figure 9 Equivalent (EQV) stress (MPa) distribution inside implant connections (A, external hex; B, internal hex; C, Morse taper). The deformation is 10-fold magnified for visualization. Note abutment gap as a result of the loading for the external hex and internal hex (black arrows).

Quant à eux, Zipprich et coll ont filmé et radiographié en 2007 le comportement des pièces de différents ensembles pilier-implant soumis à des forces de 100 à 400N.m.

Figure 26 (Zipprich 2007) (17)

Déformation d'une vis de transfixation et mouvement du pilier à hexagone externe sous l'effet d'une force latérale à 30°.



Du fait du peu de surfaces de friction, la vis de transfixation joue un rôle central: si on enlève la vis le pilier part, si on exerce une importante force latérale cisailante sur l'ensemble elle se tord voire casse.

Selon une étude de **Norton et coll** en 2000 (33), la connectique conique aurait un comportement à la flexion comparable à celui d'un implant monobloc.

Cependant, certains facteurs peuvent influencer sur cette résistance à la flexion : friction entre les éléments, propriétés géométriques de la vis, angle du cône, propriétés élastiques du matériau (15)...

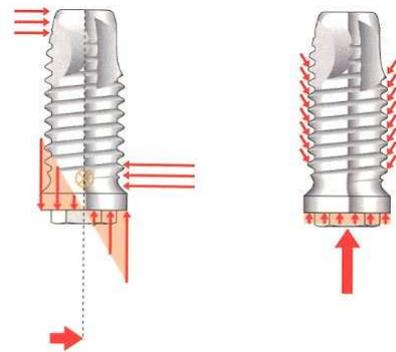
En 2011, **Koutouzis et coll (38)** ont comparé le comportement de 14 connexions coniques fermées (11°) et 14 connexions plus ouvertes (16°) dans une simulation de fonction (500 000 cycles à 15N, ce qui équivaut à une activité de deux ans), immergées en milieu bactérien. Le constat est le suivant : après les cycles masticatoires, les cônes Morse présentaient une valeur de torque nécessaire au déserrage augmentée (2.85N.cm en moyenne), tandis que les connexions internes à plat présentaient une diminution (-5N.cm). L'explication avancée est que la fonction accroît la liaison pilier-implant conique alors qu'elle tend à désolidariser une jonction standard ; Il est possible de conclure que les forces de cisaillement qui désolidarisent les connexions standard en faisant céder la vis de transfixation ont au contraire plutôt tendance à « ré-impacter » les cônes.

Il serait intéressant de réaliser une étude sur le transfert des forces à l'intérieur de l'implant.

2.3 Répartition/transfert des contraintes le long de l'implant

Quant aux contraintes transmises à l'os via l'implant en charge, elles sont dépendantes de la direction des forces exercées : les charges axiales se répercuteront le long de l'implant, au niveau des spires, tandis que les forces latérales ou cisailantes créeront des zones de tension et de compression aux extrémités du corps implantaire.

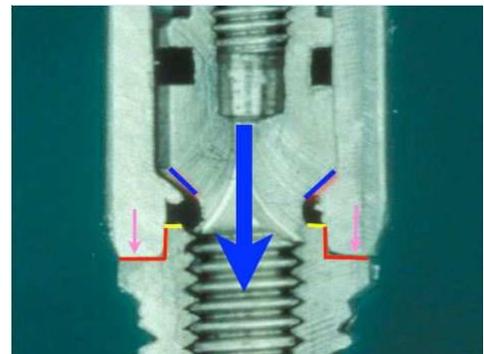
Figure 27 – transmission des forces latérales et des forces axiales exercées sur l'implant (d'après Palacci)



Les charges occlusales sont transmises dans l'implant au niveau des surfaces de contact. Plus celles-ci sont étendues, plus la répartition sera homogène. C'est ce qui explique que la répartition des forces soit dépendante du type de connexion :

- un hexagone générera une surcharge dans les premiers millimètres cervicaux, au niveau de l'os cretal, comme l'a démontré Norton en 1997 (39)

Figure 28 – surfaces de contact permettant le transfert d'une force axiale dans une connectique hexagonale externe



- un cône Morse transmettra les forces plus apicalement, de façon homogène tout le long de l'implant, sans surcharge au niveau péricrestal (29,33,35)

La transmission des charges varie aussi selon les hauteurs de l'implant et de la couronne, dont le rapport détermine la zone neutre. La surcharge locale étant, à charge occlusale égale, d'autant plus importante que l'implant est long et étroit (effet de levier), le fait de la diminuer permet de recourir à des implants moins longs, et donc d'implanter dans des volumes osseux plus réduits, ou fortement résorbés (40).

Une autre proposition pour améliorer la répartition des forces est de recourir à des microspires au niveau du col implantaire (34,41) comme dans les implants de la société Astra.

Lorsque la connexion pilier-implant est située en dessous du niveau de la crête osseuse marginale, ce qui est plus facilement autorisé par les connexions coniques comme nous le verrons plus loin, les charges sont transférées plus apicalement dans l'os (13), réduisant les pics de contraintes.

2.3.1 Transfert des forces à l'os : expérience de Bozkaya (34)

Bozkaya a étudié les zones d'arrachement osseuses en fonction des forces impliquées sur un implant, d'un point de vue purement mécanique.

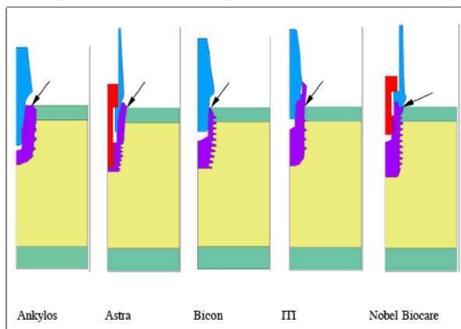
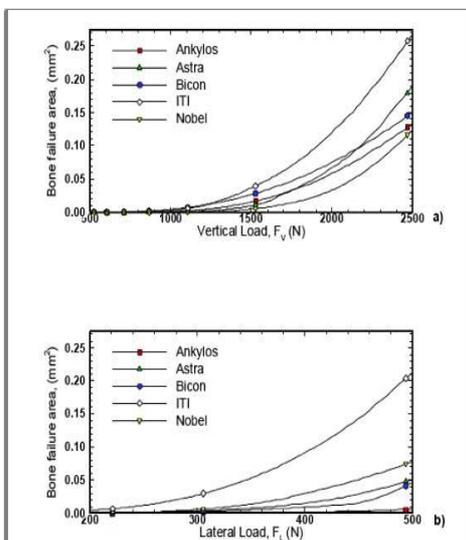


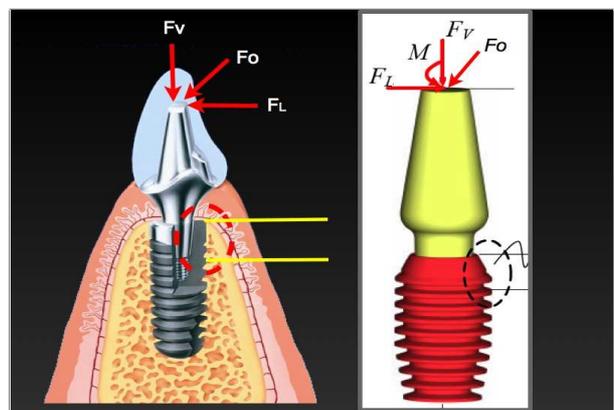
Figure 30 =>

Elle applique à ces ensemble pilier-implants des forces soit obliques, soit latérales, soit des moments de la force (juste une torsion de la force) et analyse les zones de pertes osseuses en mm².



<= Figure29

L'auteur positionne ses implants dans de l'os de type II qu'elle a défini en éléments finis (vert crestal, jaune alveolaire sur l'image), elle a fait le choix de les placer en juxta-crestal.

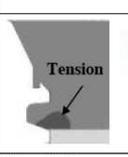
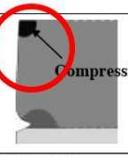
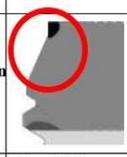


<= Figure31

Les forces appliquées sont extrêmement importantes : 1500 voire 2500 N.cm (pour 400N.cm habituellement en bouche) afin d'avoir des différences visibles à grande échelle. Mais le résultat obtenu étant exponentiel, la différence/variance n'est pas forcément aussi importante, c'est la principale limite de l'étude.

Par exemple, quand elle applique des forces verticales : on obtient un arrachement osseux moindre sur la ligne jaune

(Nobel), et très important avec les implants ITI Straumann. Ankylos et Bicon obtiennent des résultats à peu près similaires. Astra obtient des résultats peu satisfaisants à chaque fois.

Ankylos	Astra	Bicon	ITI	Nobel Biocare
				
Bone failure area: 0.134 mm ² Tension (%): 100	Bone failure area: 0.189 mm ² Tension (%): 74	Bone failure area: 0.149 mm ² Tension (%): 100	Bone failure area: 0.268 mm ² Tension (%): 67	Bone failure area: 0.124 mm ² Tension (%): 60

a) Vertical force, $F_v = 2500$ N

<= Figure 32

Sur les schémas, on reconnaît les implants en blanc. Sont indiquées la zone de compression (écrasement) où on applique la force en noir, et la zone de tension (mouvement) de l'os de l'autre côté, en gris foncé.

Ankylos obtient 0.134mm² de surface

de perte pour une tension 100%. Astra obtient plus de perte pour moins de tension. Quant à ITI, le niveau de perte osseuse est de l'ordre du double.

Notons qu'Astra a développé un implant de 4.0mm sablé sans microspire, puis un modèle semblable de diamètre large 4.5mm qui a généré une très importante cratérisation. Ils ont donc modifié l'implant large avec des microspires pour compenser, mais celui-ci concentrait par conséquent toutes les forces au même endroit. De plus, à l'époque, les systèmes d'élargissement du forage en crestal n'était pas aussi développé. C'est cet implant qui a été utilisé pour l'étude, les résultats auraient probablement été différents avec un implant 4.0, le choix de cet implant n'est pas anodin.

Enfin, remarquons le trait horizontal gris clair en bas du schéma : il s'agit de la zone où les forces exercées sont moindres. C'est dans cette zone que se trouvent les changements de dureté entre l'os crestal et l'os avéolaire. Au-delà de son objectif initial, cette étude nous montre que plus le cône est fermé, meilleure est la répartition des forces le long de l'implant.

2.3.2 Intérêt du placement sous-crestal de l'implant (42)

Le plateau de l'implant et le sommet de la crête alvéolaire sont des repères intéressants pour définir le niveau d'enfoncement de l'implant dans les tissus durs. Il est ainsi possible de différencier une jonction pilier-implant supra, juxta ou sous-crestale. Ceci explique pourquoi par exemple le fabricant Tekka préconise un placement de l'InKone à 2mm sous le niveau de la crête osseuse.

Pour effectuer un placement sous-crestal, le forage se fera à une profondeur équivalente à la longueur de l'implant additionnée au niveau d'enfouissement souhaité. Ainsi, pour placer 1.5mm sous la crête un implant de 10mm, il faudra utiliser un foret de longueur 11.5mm ou une butée de repère.

Ce placement sous-crestal présente deux avantages majeurs :

- d'un point de vue mécanique, le tissu environnant est exclusivement spongieux : en s'éloignant de la corticale, on obtient un environnement plus homogène

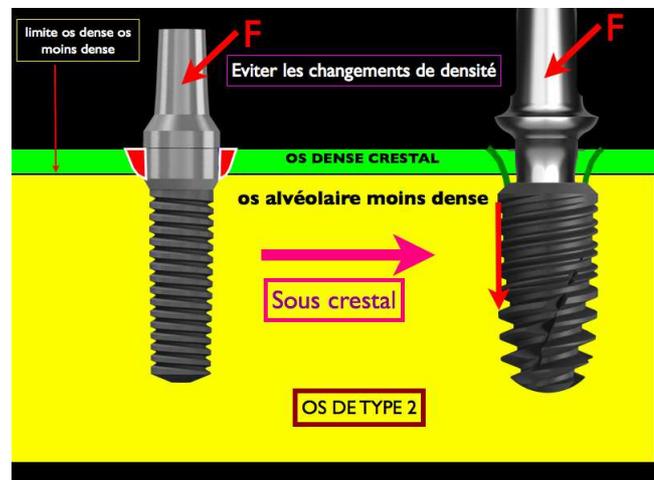


Figure 33 (schéma Dr Schneck et Chapotat)

- de plus, d'un point de vue esthétique, un placement plus profond de l'implant permet de réaliser un profil d'émergence plus harmonieux : un faible diamètre implantaire ne contraindra plus forcément à un sertissage cervical prothétique trop serré.



Figure 34 (schéma Dr Schneck et Chapotat)

Influence de l'enfouissement de l'implant (à gauche) sur l'émergence de la prothèse en comparaison avec un positionnement juxtacrestal

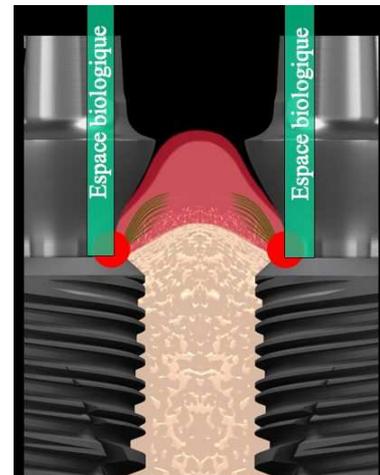


Figure 35 (schéma Dr Schneck et Chapotat)

Morphologie de la fausse papille entre deux implants positionnés sous le niveau osseux

Afin de mieux comprendre comment l'organisme va réagir à la transmission de ces forces et à ce souhaitable enfouissement de la jonction pilier-implant, commençons par revoir les principales caractéristiques du parodonte entourant l'implant ostéo-intégré.

3 Biologie des tissus péri-implantaires

3.1 Autour de la jonction pilier-implant : le parodonte péri-implantaire (1)

Comme l'ont montré les études histologiques de Berglundh dès 1991, l'ensemble des tissus entourant l'implant, appelé parodonte péri-implantaire, présente de grandes similitudes avec le parodonte péri-dentaire, mais une organisation différente des tissus (3).

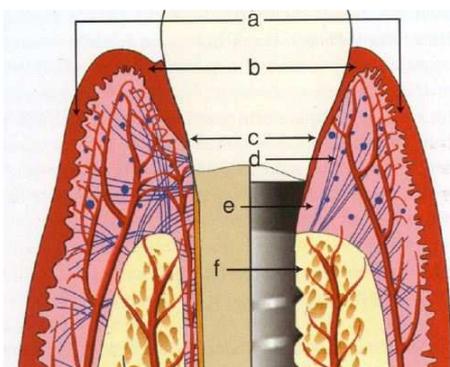


Figure 36 (schéma d'après Davaparnah): parodonte péri-dentaire et péri-implantaire

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

3.1.1 La muqueuse périimplantaire (43–46)

Figure 37

(coupe histologique De Sanctis 2010)(47)

Au contact de la jonction pilier-implant se succèdent trois étages de tissus mous dans le sens corono-apical: le sulcus, l'attache épithéliale, puis l'attache conjonctive.

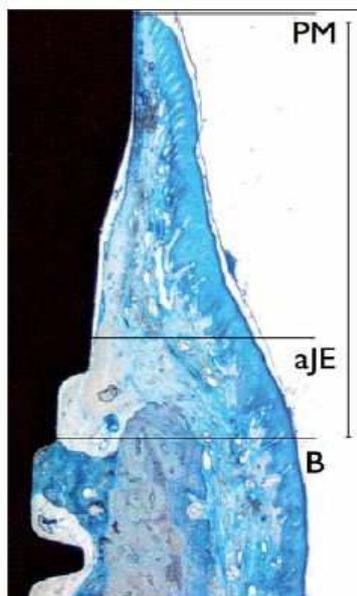


Fig. 6. Implant into fresh extraction socket. Two-piece implant (Thommen SPI Element, Thommen Medical AG, Switzerland) with surrounding tissues. Biological width after 6 weeks of healing.

PM : marginal mucosa
aJE : most apical junctional epithelium
B : most coronal bone to implant contact
Leval-Laczko staining. Original augmentation 2.5X.

Fig. 6. mplant dans une alvéole d'extraction fraîche. Implant en deux parties (Thommen SPI Element, Thommen Medical AG, Suisse) avec les tissus environnants. Espace biologique après 6 semaines de cicatrisation. PM : muqueuse marginale.
aJE : épithélium de jonction le plus apical.
B : os le plus coronaire au contact de l'implant.
Coloration de Leval-Laczko. Grossissement $\times 2,5$.

3.1.1.1 L'épithélium sulculaire

Non kératinisé, il longe l'implant sur 0.5 à 1mm sans y adhérer.

La jonction pilier-implant se trouve traditionnellement en regard.

Le sulcus est la porte d'entrée à la contamination bactérienne des tissus sous-jacents. Il est aussi le point d'examen permettant d'évaluer la santé des tissus mous péri-implantaires grâce au sondage parodontal. La muqueuse péri-implantaire offre une résistance moindre au sondage. De plus, le sondage d'une muqueuse péri-implantaire saine peut occasionner un saignement (fréquent, mais non systématique) ; ce signe sera jugé systématiquement comme pathologique au niveau de la jonction dent-gencive.

En l'absence d'inflammation, l'exsudat sérique retrouvé dans le sulcus est similaire au fluide gingival produit autour de la dent.

3.1.1.2 L'épithélium de jonction

Constitué de 2 à 15 couches non kératinisées, il s'attache à l'implant via une lame basale et des hémidesmosomes, de façon analogue à l'attache épithéliale qui se forme sur une dent naturelle. L'attache s'étend sur 1 à 2mm. Elle est dépendante du matériau sur lequel elle se développe : ainsi, elle est plus longue sur une surface en zircone que sur du titane. Bien que richement vascularisé, l'épithélium jonctionnel ne bénéficie pas de l'apport supplémentaire de la circulation sanguine desmodontale du fait de l'absence de ligament autour de l'implant.

3.1.1.3 L'attache conjonctive

Entre le sommet de la crête osseuse et la partie la plus apicale de cet épithélium jonctionnel se trouvent 1 à 2mm de tissu conjonctif. Celui-ci est plus riche en collagène et contenant moins de fibroblastes que le tissu conjonctif péri-dentaire.

Notons qu'il s'agit plus d'une adhésion que d'une attache tissulaire : les fibres de collagène sont

circulaires, parallèles à l'implant. Dans le cas de l'attache conjonctive autour de la dent, les fibres de Sharpey sont perpendiculaires à la surface de la racine et créent alors une liaison forte ciment-ligament-conjonctif. Le desmodonte renforce l'attache conjonctive, assurant un rôle d'amortisseur mécanique et de proprioception dont ne bénéficie pas l'implant.

3.1.2 Rôle de la muqueuse péri-implantaire (46)

La plupart des auteurs considèrent que la muqueuse péri-implantaire vise au maintien de l'homéostasie : elle protégerait l'intérieur de l'organisme contre les agressions chimiques, bactériennes et mécaniques.

Résistance mécanique : les zones les plus soumises aux contraintes sont kératinisées, formant un « bouclier collagénique » qui permet de protéger la jonction implanto-gingivale, mais son rôle essentiel est de protéger l'os des agressions bactériennes. Les zones de fragilité sont le sulcus et l'attache épithélio-conjonctive.

La colonisation des surfaces implantaire découvertes a pour conséquence une migration des leucocytes vers l'épithélium de jonction. L'infiltrat inflammatoire qui en résulte est semblable à celui retrouvé au collet d'une dent en cas d'inflammation au long cours. Bien que l'attache péri-implantaire soit plus fragile que l'attache péri-dentaire (absence de ligament, vascularisation moindre, attaches cellulaires moins fortes), elle évite la contamination directe de l'implant et des tissus osseux. Selon les données actuelles de la science, la jonction étanche formée par les tissus mous joue un **rôle de barrière** face aux bactéries et à leurs produits : elle empêche leur passage du milieu buccal à l'organisme.

Enfin cette muqueuse joue un rôle essentiel, avec les papilles « interdentaires » notamment, dans le résultat **esthétique**.

3.1.3 L'os péri-implantaire

L'os alvéolaire est constitué d'os spongieux, minéralisé à 30%. Il est en contact direct avec l'implant, du fait de l'affinité des ostéoblastes pour le titane, mais aussi avec la zircone.

Il faut noter l'absence d'os trabéculaire entre l'implant et l'os.

La crête alvéolaire est surplombée d'une couche d'os lamellaire bien plus dense : l'os cortical, minéralisé à 95%.

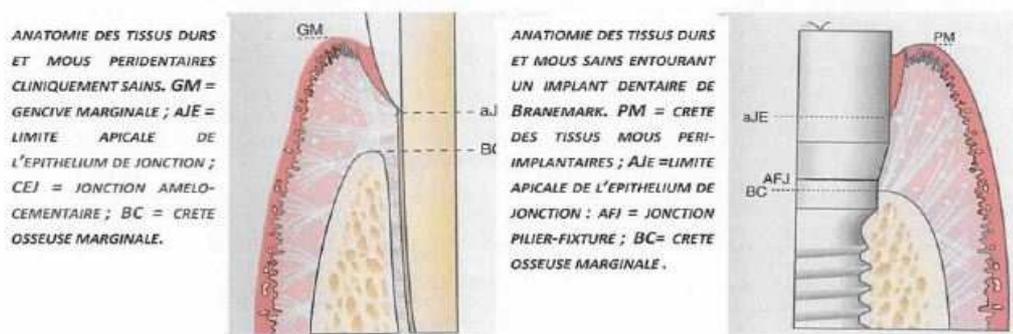


Figure 38 – os péri-dentaire et périimplantaire (d'après Davaparnah)

Remarquer l'absence de ligament ou de corticale interne impliquant un contact direct os-implant et l'orientation des fibres conjonctives.

Les classifications successives (1) de Lekholm (densité de l'os compact, trabéculaire, et de leurs rapports), puis Misch (selon la sensation tactile au forage) ont permis de déterminer quatre types de

densité osseuse au niveau alvéolaire. Trisi et Rao l'ont simplifiée en trois catégories avec une évaluation visuelle du niveau de trabéculatation osseuse sur des radiographies rétroalvéolaires. Ces classifications, bien que pratiques, ne donnent pas d'indication sur le potentiel de régénération de l'os, elles en indiquent seulement la microarchitecture. Il vaut pourtant parfois mieux implanter dans un os Misch II si la corticale sus-jacente est épaisse, que dans une zone moins bien vascularisée.

L'os de type Misch II est le cas le plus fréquent, or il est hypodense.

3.1.4 Modifications du niveau osseux marginal autour de l'implant osteointégré

3.1.5 La cratérisation initiale (40,48)

Dès les années 90 (2), on rapporte dans la littérature une tendance de l'os péricrestal à réagir à la présence de l'implant en « se cratérisant » : une lyse osseuse angulaire circonférentielle de l'ordre de 0.6 à 1mm puis 0.2mm par an pour un implant en une pièce, et de 1 à 1.5mm un an après la mise en charge des implants en deux pièces. Dans les critères de réussite qu'il a définis en 1986, Albrektsson considère cette lyse osseuse comme acceptable tant qu'elle n'augmente pas de plus de 0.2mm par an et ne dépasse pas le tiers de la longueur totale de l'implant.

L'étiologie principale de cette lyse osseuse est attribuée dans les années 70 à une surcharge. **Quirynen et coll** démontrent dès les années 90 l'existence d'une colonisation bactérienne (49) de la jonction pilier-implant et évoquent son rôle aggravant dans la cratérisation.

Autre phénomène notable, en cas de fracture au niveau du col de l'implant : une lyse osseuse au niveau de la zone de cassure, voire plus apicale, apparaîtra rapidement. Elle sera détectable radiographiquement, et au sondage parodontal (2).

3.1.6 Le développement du platform switching

Utilisé depuis 1991, il a été introduit dans la littérature en 2005 par **Lazzara** (27) et **Gardner**.

Ce concept a été développé à partir d'une découverte fortuite : lors de la mise sur le marché d'implants de large diamètre (5-6mm) par la société 3i, l'offre en terme de piliers de large diamètre n'a pas été adaptée immédiatement. Les premiers praticiens les utilisant ont donc été contraints d'utiliser des pièces intermédiaires sous-dimensionnées par rapport à la largeur de l'implant. Leur constat a été surprenant : contrairement à ce que l'on constatait avec des implants de diamètre standard, non seulement l'os ne se « cratérisait » pas, mais il semblait même « revenir » sur le plateau !

Ce n'est pas l'emploi d'implants larges qui est à l'origine de ce phénomène mais bien le décalage entre diamètres du pilier et de l'implant : on parle de « plateforme de commutation », ou plus fréquemment de « platform switching ».

Les implants à connectique conique présentent forcément un décalage de diamètre pilier-implant afin de conserver une épaisseur de titane suffisante au niveau du col de l'implant : il s'agit d'un platform switching « naturel », par opposition à celui des connectiques à plat, où l'on sous-dimensionne délibérément le pilier.

Comme nous le verrons plus loin en étudiant les moyens de prévention de la résorption osseuse péricrestale, ce concept génère, comme en témoigne l'abondante littérature en ce sens (50-52), un fort engouement, puisqu'elle semble pouvoir permettre de préserver les tissus périimplantaires.

3.2 Notion d'espace biologique péri-implantaire (47)

3.2.1 Rappels

3.2.1.1 Définition

Autour de la dent, l'espace biologique s'étend dans le sens vertical : il est défini comme la hauteur de tissus mous adhérant à la surface dentaire et situés coronairement au sommet de la crête alvéolaire. Ces tissus sont constitués d'une part par les fibres conjonctives, et d'autre part par l'épithélium jonctionnel.

La jonction tissulaire sépare le milieu intérieur du milieu extérieur. Son rôle est de protéger les tissus parodontaux profonds. Le non respect de cet espace (présence de facteurs irritants mécaniquement (ciment de scellement, obturation iatrogène, brossage traumatique, microporosités du tartre sérique..), ou chimiquement (bactéries pathogènes...) induira une résorption parodontale.

Il existe de la même manière un système d'attache autour des implants (**Berglundh et coll 1991**), l'espace biologique péri-implantaire. Les tissus mous qui se sont organisés suite à l'effraction chirurgicale assurent le rôle de barrière, protègent l'os alvéolaire et assurent la stabilité du support osseux péri-implantaire.

3.2.1.2 Description de l'espace biologique implantaire

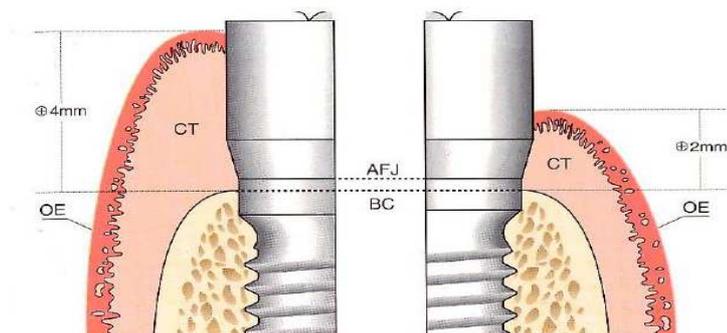


Figure 39 – Espace biologique périimplantaire (d'après Davaparnah)

La gencive marginale est épaisse à gauche, fine à droite.

Il est constitué de la somme des fibres conjonctives supracrestales d'une part, et de l'épithélium de jonction d'autre part.

La hauteur de l'espace biologique est souvent exprimée à l'aide d'une valeur moyenne, mais elle est en fait variable selon l'individu (53), la localisation de l'élément dentaire, la présence d'une limite prothétique sous-gingivale. La valeur généralement retenue pour l'espace biologique péri-implantaire varie de 2 à 4mm.

Cette attache se forme traditionnellement dans une position en rapport avec la jonction pilier-implant, au niveau du hiatus.

La morphologie de l'attache est dépendante du matériau qui constitue le pilier (29) : elle sera à la fois épithéliale et conjonctive sur du titane commercialement pur ou de la porcelaine alumineuse frittée à haute température Al₂O₃, tandis qu'un pilier en or accueillera un épithélium jonctionnel long, avec un tissu conjonctif se fixant uniquement au niveau de l'implant lui-même.

3.2.1.3 Stabilité dimensionnelle de l'espace biologique

Cette attache est constante dans le temps, mais pas forcément stable car sujette à récession : en cas d'effraction de l'espace biologique apparaîtront une inflammation chronique des tissus mous et une migration apicale de l'épithélium jonctionnel.

Deux théories (53) visent à expliquer ce phénomène :

- L'espace biologique ayant une mémoire dimensionnelle, il va chercher à conserver/recréer les dimensions nécessaires pour sa stabilité, (afin de protéger les tissus péri-implantaires et maintenir l'ostéo-intégration de l'implant).
- L'accumulation de plaque au niveau de la zone d'effraction (par exemple une limite prothétique sous gingivale) va induire une inflammation chronique et donc une perte d'attache.

L'attache épithéliale est malheureusement souvent abîmée lors des étapes de transfert des différents éléments : vis de cicatrisation, puis transfert d'empreinte, vis de cicatrisation, pilier... L'impact de ces effractions ponctuelles de l'espace biologique est actuellement à l'étude.

3.2.2 Mise en place de l'espace biologique implantaire

Elle se fait légèrement différemment selon le type de chronologie chirurgicale choisi.

3.2.2.1 Chirurgie en un temps, non-enfouie (école Schroederienne) (54)

Lorsque la mise en place du pilier se fait en même temps que celle de l'implant :

Les incisions muqueuses et la trépanation osseuse cicatrisent simultanément. Il n'y a pas de différence sensible avec la mise en place de l'espace biologique autour d'un implant en une pièce dans la mesure où ce protocole exclue toute cicatrisation de 2ème intention au voisinage du matériel implanté.

L'environnement uniquement conjonctif au contact de l'émergence semble plus favoriser une migration épithéliale vers l'apex et un risque de non ostéointégration qu'un environnement directement épithélial bien accolé par suture au niveau de l'émergence du matériau implanté.

Dans de bonnes conditions, cette cicatrisation semble aboutir à une cicatrisation en trois étapes classiques : sulcus (0.5 à 1mm), attache épithéliale (1 à 2mm), attache conjonctive (1 à 2mm).

3.2.2.2 Chirurgie en deux temps, enfouie, mise en nourrice (école Branemarkienne)

A l'aube des années 80, l'école Branemarkienne a préconisé la mise en place des implants en deux temps, avec l'enfouissement de l'implant pendant la période d'ostéointégration.

En ce qui concerne les tissus durs sous-jacents, pendant cette période, aucune cratérisation n'est observée. Un recouvrement osseux du plateau peut même s'effectuer, s'il est trop important il nécessitera une retouche pour pouvoir placer la vis de cicatrisation.

C'est après cette seconde intervention que s'effectue la cicatrisation des tissus épithéliaux et conjonctifs et la constitution de l'espace biologique.

Suite à cette mise en fonction de l'implant, une perte osseuse (de 1 à 1.5mm selon les auteurs) est décrite.

3.2.2.3 Concept de la switching-platform (27,55,56)

Le rétrécissement du diamètre du pilier vis-à-vis de celui de l'implant au niveau de l'attache épithéliale est

un concept séduisant : l'interface pilier-implant est déplacée horizontalement vers le centre de l'implant.

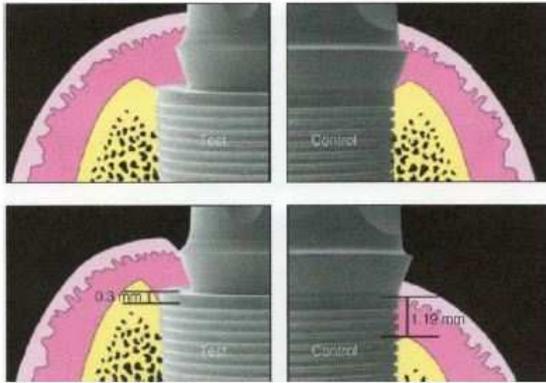


Figure 40 :

Illustration comparative des tissus durs et mous avec platform-switching (à gauche) et sans décalage de diamètre (à droite), juste après implantation (en haut) et après restauration prothétique définitive

Mais le fait de réduire la largeur du pilier n'est pas pour autant synonyme d'étanchéité et ce concept ne règle donc qu'une partie du problème.

3.3 Les bactéries buccales (57)

3.3.1 Flore physiologique

La composition de la microflore des sites péri-implantaires (en site sain) est réduite.

La colonisation initiale se fait depuis la flore des dents (ce qui peut poser problème en cas de parodontite non maîtrisée), de la langue et des muqueuses : on retrouve globalement les mêmes espèces sur les implants que dans ces zones avant implantation (Il est donc particulièrement important d'éliminer les pathogènes potentiels avant d'envisager la mise en place d'implants.).

Puisqu'elle dérive de la flore naturelle de la cavité buccale, elle est différente selon l'édentement :

- Si l'édentement est partiel, on retrouve les mêmes microorganismes sur les implants et sur les dents, dont les anaérobies stricts (en particulier des bacteroidaceae à pigmentation noire (BPN), *Capnocytophaga* ainsi que des spirochètes)
- Si l'édentement est total, on ne retrouve ni surfaces dentaires ni sulci servant de réservoirs pour les anaérobies.

Par contre après la mise en charge des implants, cette flore anaérobie réapparaît.

Des cocci G+ dont 75-80% de streptocoques (*S. mitis*, *S. mutans*, *S. sanguinis*) et *Micromonas micros*, d'autres cocci : G+ (*Staphylococcus* coagulase-négative et *Micrococcus*) et G- (*Veillonella parvula*), et quelques bacilles G- (*Actinomyces naeslundii* *genospecies 1 et 2*, *A. odontolyticus*) sont mis en évidence. Les bacteroidaceae à pigmentation noire (BPN) type *Porphyromonas* ou *Prevotella*, et les bactéries mobiles (dont spirochètes) sont rarissimes.

3.3.2 Bactéries buccales et surfaces : la notion de biofilm (58,59)

Sur les surfaces en contact avec le milieu extérieur, qu'elles soient dentaires, muqueuses ou implantaires, se forme une pellicule exogène acquise : l'adsorption sélective de protéines salivaires (alpha-amylase, serum albumine) et de métabolites cellulaires et bactériens.

Dans les 30 minutes après l'exposition au milieu bactérien, ce substrat est colonisé d'abord par des

bactéries pionnières (comme *S. sanguinis*), sur lesquelles se fixeront ensuite d'autres espèces.

Il faut rappeler que la bactérie pionnière *S. sanguinis* n'est pas considérée comme un pathogène parodontal. Il existe cependant une relation claire entre sa présence orale et la maladie d'Osler (endocardite infectieuse) dans 30 à 40% des cas (White 1944 ; Meyer et Fives-Taylor 1998) (18)

La répartition, en proportion, des différentes bactéries de ce biofilm varie avec le temps : lors de sa formation, il y a une dérive anaérobie avec diminution des cocci et augmentation des bacilles anaérobies (*Fusobacterium spp.* particulièrement) et de certains bacilles mobiles (comme les spirochètes, *Treponema spp.*). La proportion des spirochètes et bactéries mobiles augmente avec la durée d'exposition intra-buccale des implants.

En dehors du niveau d'édentation et du temps d'exposition de l'implant au milieu buccal, la composition de la plaque peut varier (57) en fonction de :

- l'existence d'une pathologie parodontale non maîtrisée
- la rugosité de la surface exposée : si $Ra > 0.2\mu m$, la rugosité augmente la surface colonisable et donc l'adhérence des bactéries. Ces imperfections représentent en effet des niches à bactéries difficiles d'accès pour le nettoyage (chasse salivaire, brossage, mastication, débridage mécanique)
- la nature physico-chimique du matériau (l'énergie libre de surface ELS influence la composition/densité/configuration de la plaque exogène acquise, en favorisant les liaisons avec protéines plus hydrophiles ou hydrophobes, et donc avec certaines bactéries plutôt que d'autres). Il semblerait ainsi que la pellicule exogène acquise se formant au contact du titane ait une affinité moindre pour l'albumine, ce qui expliquerait le fait que l'on retrouve moins de plaque au niveau des surfaces implantaires que dentaires. (58)
- la position de l'implant dans la cavité buccale est aussi évoquée, du fait des caractéristiques hydrodynamiques du fluide de la cavité buccale

3.3.3 Bactéries buccales : une flore globalement similaire à celle des parodontites (3,57)

Les péri-implantites sont des maladies infectieuses du parodonte provoquées, chez le sujet sensible, par des bactéries spécifiques identiques à celles rencontrées lors des parodontites. La flore de la parodontite se constitue suite à une dérive anaérobie du biofilm bactérien, elle est principalement composée de bâtonnets anaérobies à gram négatif, BPN, bacilles mobiles type spirochètes, *Fusobacterium*, *Prevotella intermedia*...

Les auteurs ne sont toutefois pas tous d'accord sur une absolue corrélation entre susceptibilité aux parodontites et aux péri-implantites :

- **Quirynnen** a démontré que la sévérité des pertes osseuses péri-implantaires n'était pas proportionnelle à celle des lésions péri-dentaires
- Selon **Leonhardt et coll** (6), 55% des péri-implantites présentent des microorganismes qui ne sont pas associés aux parodontites : espèces *Staphylococcus*, entériques, espèces *Candida*. De plus, un tiers des patients traités pour des péri-implantites présentaient des bactéries entériques (bactéries intestinales telles que *E. coli* et *Escherichia cloacae*)

3.3.4 La taille des bactéries

- Bacillus et clostridium sont des espèces larges et peu mobiles
- E. coli mesure 1.1 à 1.5µm de diamètre, 2 à 6mm de long, et est capable de motilité. Souvent utilisé, cycle de reproduction de 20 minutes, retrouvé dans la flore orale physiologique.
- S. sanguinis est la bactérie pionnière du biofilm se développant sur le titane, c'est la bactérie orale qui a la plus grande affinité pour ce matériau, dont elle colonise la surface de manière irréversible. S. sanguinis biotype II, qui a la capacité d'hydrolyser l'arginine, mesure 0.5 à 1µm.
- il existe des bactéries plus petites, comme les spirochètes : 0.1 à 0.5 µm

3.3.5 Colonisation bactérienne de la jonction pilier-implant par les bactéries (16,40,49,60)

Orsini et coll en 2000, puis **Proff et coll** en 2006, ont démontré l'existence d'une colonisation bactérienne dans les jonctions et cavités des implants 2 pièces, qui servent alors de niches microbiennes. (18)

3.3.5.1 Tests in vitro d'innoculation/incubation

Jansen et coll (16) ont étudié en 1997 la percolation bactérienne (*E. coli*) au niveau du hiatus pour différentes jonctions pilier-implant. Les connexions coniques Astra et Bonelit présentaient des hiatus faibles (moins d'1µm) mais une infiltration dans 70 à 100% des cas. Le cône Ankylos, avec son hiatus évalué à 3.5µm, était étanche dans 50% des cas. Il semblerait donc que les systèmes avec les cônes les plus fermés obtiennent de meilleurs scores d'étanchéité.

En 2010, **Aloise et coll** (18) ont étudié 10 couples pilier-implant Ankylos (piliers coniques vissés) et 10 ensembles Bicon (piliers coniques impactés). *Streptococcus sanguinis* était inoculé à l'intérieur de l'implant, puis le pilier était mis en place selon les données fabricants. Les ensembles ainsi constitués étaient immergés dans une solution physiologique stérile à 37°C pendant deux semaines. Un aspect troublé signant la présence de bactéries issues du fût interne des implants était retrouvé dans 2 ensembles Bicon et 2 ensemble Ankylos après 48h. Ce taux de contamination plus faible que celui obtenu par l'expérience similaire de Jansen est peut-être dû à l'utilisation d'un matériel de préhension différent permettant une meilleure application de torque.

Ces auteurs ont choisi d'étudier le flux bactérien dans le sens implant=>milieu pour des raisons pratiques. Dans le sens inverse, il aurait en effet fallu désolidariser les ensembles pilier-implant après la période d'incubation pour effectuer les prélèvements à l'intérieur.

Tesmer et al (2009) (6,61) ont étudié la différence d'infiltration selon le type de jonction pilier-implant, dans le sens milieu=>implant cette fois : suite à l'incubation de différents systèmes de connectiques en milieu bactérien, c'est le cône Morse interne qui présentait une contamination minimale de l'interface pilier-implant, que ce soit par *Aggregatibacter actinomycetemcomitans* (3 cas de contamination sur 10 contre 9 sur 10 pour une connexion trilobique) et par *Porphyromonas gingivalis* (0 sur 10 contre 9 sur 10).

Une des limites de cette étude tenait au fait qu'elle n'était pas réalisée en conditions dynamiques.

Dibart (62) a étudié au microscope électronique à balayage des implants Bicon(r) avant et après immersion en milieu liquide bactérien. Le résultat est sans appel : les microorganismes présents sur les surfaces externes sont totalement absents du fut interne de l'implant.

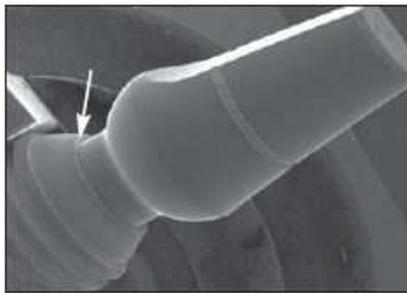


Fig 1a SEM of the assembled unit. Arrow indicates the site of implant-abutment interface, which is shown at higher magnification in Figs 1b and 1c.

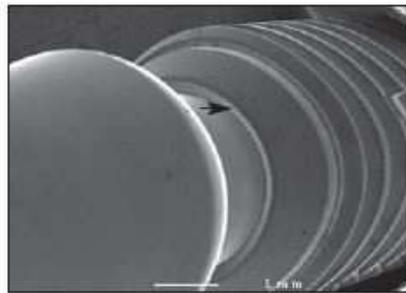


Fig 1b The assembled implant-abutment unit at a higher magnification. The arrow indicates the gap.

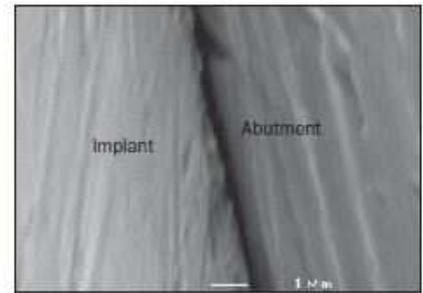


Fig 1c The implant-abutment unit at a higher magnification. The gap between the 2 components is less than 0.5 μm . The space is smaller than the diameter of bacteria.

Fig 3a (Left) The stalk portion of the abutment after separation from the implant. The arrow points to the mark left by the forceps used to separate the unit. The rectangle indicates the area shown in Fig 3b.

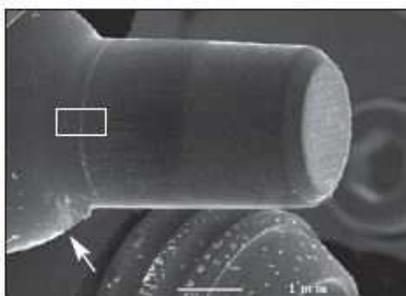


Fig 3b (Right) An area of the abutment presumably not covered by the implant at a high magnification. Note the straight margin that separates the bacteria from the bacteria-free zone.

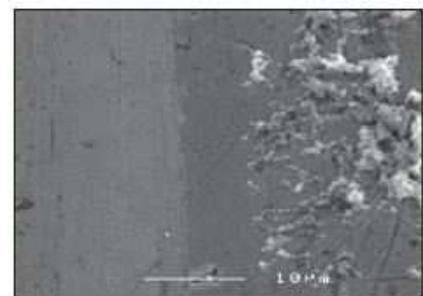


Figure 41 (Dibart) : mise en évidence du faible hiatus d'une connexion Bicon et de l'ensemencement bactérien uniquement hors du fût interne de l'implant

Selon **Harder et coll**, non seulement les bactéries ne peuvent pas coloniser le fût interne de l'implant conique, mais il n'y a pas non plus de pénétration des endotoxines (63).

3.3.5.2 Tests in vitro « dynamic loading model »

En 2011, **Koutouzis et coll (38)** ont comparé 14 ensembles cônes Morse et 14 connexions standard, immergés en milieu bactérien et soumis à 500 000 cycles de 15N, soit une simulation de deux ans de fonction. Outre le fait que les ensembles coniques nécessitent ensuite plus de force pour être désolidarisés, elles présentaient une plus faible fréquence de contamination bactérienne.

En 2012, la même équipe (64) a étudié 40 implants coniques, immergés dans une solution d'*Escherichia Coli* et soumis ou non à simulation de la fonction masticatoire : un implant sur vingt non sollicité était contaminé, contre quatre implants sur vingt dans le groupe soumis aux cycles fonctionnels.

3.3.5.3 Tests in vivo

Les tests in vivo étudiant l'étanchéité bactérienne des connectiques implantaires sont peu nombreux (65):

Quirynnen et coll (49) en 1993 ont étudié les vis de transfixation chez 9 volontaires : toutes étaient contaminées, à 86% par des cocci, bâtonnets et spirochètes. La mise en évidence, cliniquement, de ce réservoir bactérien, indique une source de potentiels pathogènes périimplantaires.

D'autre part, **Groenendijk (60)** en 2004 a testé sur 24 implants osteointégrés l'effet de l'innoculation de chlorhexidine dans des implants à emboîtement parallèle 3i. Chacun des 12 patients portait deux

implants. Après un nettoyage rigoureux, un des deux implants était empli de chlorhexidine (groupe test), et l'autre ne recevait pas d'antiseptique (groupe témoin). Après 6 semaines, il a retrouvé une colonisation supérieure à 10^4 dans 48% des implants témoins et 17% des implants tests, soit une augmentation nette et significative de la concentration bactérienne dans le groupe témoin alors qu'elle n'apparaît pas dans le groupe test (60)

3.4 Phénomènes pathologiques péri-implantaires : généralités (1,3)

3.4.1 La gingivite péri-implantaire

Il s'agit d'une inflammation réversible localisée au niveau des tissus mous sans signe d'atteinte des tissus osseux péri-implantaires sous-jacents. (66)

Le diagnostic en est clinique (gencive péri-implantaire rouge, oedématiée) et éventuellement biologique (prélèvements révélant la présence de bactéries pathogènes telles que BPN, spirochètes, ...).

3.4.2 La péri-implantite

Maladie d'origine infectieuse, elle est caractérisée par l'atteinte des tissus péri-implantaires superficiels et profonds : inflammation des tissus mous, saignement au sondage et/ou suppuration ainsi qu'une possible perte osseuse périimplantaire rapide (67) touchant trois spires voire plus.

La fréquence de la péri-implantite est variable (4,68), de 2 à 10 %. Cette fréquence est augmentée si la surface des implants est rugueuse par rapport à des surfaces lisses (21).

Son développement n'est pas systématique dès que des bactéries connues comme pathogènes sont présentes : selon Cosyn et coll (6), il est possible d'avoir une contamination importante de la vis de transfixation et des parties coronaires sans développement de signes de péri-implantites.

La surcharge occlusale (Van Steenberghe et al 1999) même, s'il existe une grande variabilité des résultats, l'utilisation du tabac (Sanchez-Perez et al 2007) ou encore une susceptibilité aux parodontites sont des facteurs aggravants.

3.5 Un phénomène « physiologique » : la cratérisation initiale (44)

Bien qu'un remodelage osseux existe en continu tout le long de l'implant, la zone péricrestale est particulièrement sensible (20).

D'après Bränemark, une perte osseuse initiale « physiologique » apparaissant dans les premiers mois qui suivent la mise en charge de l'implant serait inévitable. La cratérisation est un processus biologique de remodelage osseux permettant de créer un espace suffisant pour l'attache des tissus mous à l'implant. C'est une perte osseuse tridimensionnelle observée pour les implants 2 pièces comme 1 pièce. Elle survient dans les mois qui suivent l'exposition de l'implant au milieu buccal, et se stabilise après la 1ère année de mise en fonction.

Elle est quantifiable : 1.2 à 1.7mm en hauteur d'os crestal, pour environ 1.4mm de perte osseuse horizontale.

Le diagnostic est principalement radiologique (la possibilité d'utiliser un protocole de standardisation des

radiographies est discutée, elle serait a priori plus intéressante surtout pour les études épidémiologiques que pour la prise en charge des patients au quotidien). Il est possible de recourir au sondage parodontal, mais le résultat est plus discutable, car variable selon l'épaisseur de tissus mous.

Les études sur le sujet sont très hétérogènes, comme Bateli et al l'indiquent dans leur revue de littérature 2012 analysant les rapports entre col implantaire et perte osseuse marginale à 5 ans (20).

3.5.1 Etiologie

3.5.1.1 Facteurs étiologiques et aggravants

La limite entre facteurs étiologiques et aggravants ne semble pas avoir encore été clairement établie. Parmi les facteurs intervenant sont retrouvés :

- Les surcharges occlusales : Isidor 2006 (69) a démontré que l'existence de traumatismes occlusaux répétés au niveau d'un implant donnait lieu à une résorption osseuse péricrestale.
- La répartition des contraintes : les forces exercées en cas de manque de passivité de l'armature (20), ou les pics de contrainte au niveau crestal sont à l'origine de cratérisations
- La colonisation bactérienne (56,70–72) : même lorsqu'il n'est pas en fonction, mais dès qu'il est exposé au milieu buccal, l'implant peut subir une perte osseuse circonférentielle. Nous
- Les micromouvements se développant à l'interface pilier-implant (17,20,40,73) : les travaux d'Hermann et al ont permis de constater qu'un pilier solidarisé à sa fixture par une soudure laser était à l'origine de lyses osseuses moindres.
- La chirurgie implantaire avec lambeau génère une hypoxie et une perturbation du périoste qui aggravent l'atteinte des tissus durs (20,74)

3.5.1.2 Etiopathogénie de la résorption osseuse

Il est possible d'appliquer au phénomène de la cratérisation initiale la théorie « damage and repair », dite « des cracks » : en cas de surcharge, des microfissures (« cracks ») apparaissent dans l'os, qui se répare par les phénomènes d'apposition-résorption physiologiques (75). Si les surcharges sont trop répétées, elles surpassent les capacités de défense de l'organisme, provoquant une résorption osseuse (76). Il n'existe pas encore d'études humaines pour confirmer cette théorie.

De plus, la présence du microhiatus colonisé par les bactéries au niveau de la jonction pilier-implant est à l'origine d'une zone inflammatoire chronique. Cette atteinte de l'espace biologique mène à une résorption cratéiforme.

Broggini (71,77), dans son étude chez le chien, l'explique ainsi : il s'agirait d'une réponse biologique d'une durée limitée. Le hiatus au niveau de la crête osseuse génère un stimulus chimiotactique qui favorise/contribue au recrutement des cellules inflammatoires (on retrouve des polynucléaires neutrophiles à proximité, et des mononucléaires à la surface de l'implant). Si cette inflammation aïgue, initialement protectrice, persiste, elle exacerbe les faible défense de l'hôte (vascularisation faible) et limite souvent l'accès à l'hygiène, d'où la perte osseuse.

3.5.2 Caractéristiques de la jonction implant-pilier influant sur la cratérisation :

3.5.2.1 Sa présence ou son absence

Hermann et Schoolfield ont démontré en 2001 (40) le rôle du hiatus comme vecteur de percolation bactérienne. Ils ont plongé 32 ensembles pilier-implant à hexagone externe Bränemark dans un milieu sanguin contaminé par des bactéries anaérobies : que les ensembles soient immergés totalement, ou bien seulement jusqu'au-dessus du hiatus, une même contamination a été retrouvée à 16 jours dans tous les cas.

Selon Finne et coll 2007, les implants monobloc présentent moins de perte marginale. Un remodelage osseux de 0.86 à 2.84+-1.63mm est néanmoins retrouvé à 5 ans même avec des implants monobloc (20). Un enfouissement peu profond diminuerait aussi la perte osseuse marginale à 12 mois.

3.5.2.2 Sa position par rapport à la crête (7,40,70,73)

Le degré de perte osseuse est significativement dépendant de la position du hiatus par rapport au sommet de la crête osseuse. Dès lors que la jonction pilier-implant se trouve en situation juxta- ou sub-osseuse, que la technique initiale ait fait appel à un enfouissement ou non, il est possible de constater une résorption osseuse circonférentielle d'environ 2mm autour du col implantaire, tandis que ce n'est pas le cas avec un implant sans jonction pilier-implant (en une pièce ou si la jonction serait nettement subcrestale. Ce constat appuie l'idée d'un espace biologique péri-implantaire perturbé par la jonction implant-pilier. (40)

Le positionnement vertical du hiatus est en rapport avec l'esthétique, l'épaisseur tissus mous, la hauteur prothétique disponible

Les travaux de nombreux auteurs, dont **Boynuegri** en 2012, ont démontré que la hauteur du hiatus influe sur la proportion de cytokines inflammatoires dans le fluide sulculaire péri-implantaire, ce qui souligne bien son implication dans l'existence d'une inflammation chronique. (6)

Recherchée pour permettre une émergence prothétique harmonieuse d'un point de vue esthétique, la position sous-crestale du microhiatus est donc généralement associée à une inflammation et une lyse osseuse circonférentielle.

Weng et coll 2010 (7) ont étudié les pertes osseuses verticales et horizontales sur des implants à hexagone externe ou cône Morse placés 6 mois après extraction, avec une jonction pilier-implant juxtacrestale ou infracrestale à 1.5mm. Il n'y avait pas de différences significatives entre les connectiques sur la baisse verticale du niveau osseux ou la distance hiatus-os, mais des différences de largeur (dans le sens horizontal) et d'angulation du défaut osseux selon à la fois la connectique et la position verticale. Les connexions coniques étudiées présentent en effet des lésions aussi profondes mais moins larges.

3.5.2.3 La septicité / colonisation bactérienne

Second constat : tant que la jonction pilier-implant est protégée de toute colonisation bactérienne, par exemple tant que l'implant en deux pièces reste enfoui sous la gencive (avec mise en place stérile), il n'y a pas de résorption osseuse péricrestale, et ce quelle que soit la distance jonction-crête. (40)

Quirynen et al (49,78) ont étudié en 1993 la présence de bactéries sur le filetage interne des implants. Plusieurs hypothèses quant à leur origine sont évoquées : faute d'asepsie au moment de la chirurgie,

contamination lors des prélèvements bactériens, etc... et la plus probable : contamination du fut interne de l'implant via le hiatus pilier-implant, sans doute favorisée par les micromouvements, qui génèreraient un mouvement de pompe hydrique.

3.5.2.4 La taille du hiatus

Avec les techniques hexagonales, elle peut être d'approximativement 100µm, 50µm ou moins de 10µm. (13) Rappelons que la taille moyenne d'une bactérie est de l'ordre du micron.

Hermann et Schoolfield 2001 (13) ont étudié l'influence de la taille de ce joint sur la résorption péricrestale. Ils ont mis en évidence que l'absence de hiatus (ou sa soudure étanche) induisait une quasi-absence d'inflammation péri-implantaire et de cratérisation, tandis que toute interface entre le pilier et l'implant positionnée à 1mm au dessus du rebord osseux mènerait au bout de 3 mois, à une situation inflammatoire (malgré des mesures d'hygiène adaptées) et à une résorption de sévérité sensiblement identique, et ce quelle que soit sa taille.

La sévérité de la lyse osseuse n'apparaît dans cette étude pas dépendante de la taille du hiatus, mais de sa présence ou de son absence. Un dévissage augmentant la taille du hiatus n'est donc pas forcément susceptible d'aggraver la résorption de façon proportionnelle.

Notons que ces essais portaient sur des couples pilier-implant séparés d'au moins 10µm, alors que le hiatus moyen pour une connectique cône Morse est estimé à 0.8nm.

3.5.2.5 Les micromouvements entre l'implant et le pilier (17)

Si le dévissage augmentant la taille du hiatus ne semble pas être problématique pour la cratérisation, il a une deuxième conséquence notable : les éléments desserrés effectuent des micromouvements l'un par rapport à l'autre, comme l'a montré Zipprich en filmant différents systèmes implantaires soumis à des forces obliques (17).

En effet, des interfaces pilier-implant soudées au laser empêchent les micromouvements, or il n'y a pas/moins de résorption osseuse dans ce cas (40).

Sollicitations multiples : **Do Nascimento et collateurs 2009** (79) ont étudié, in vitro, l'influence de réinterventions (vissage-dévissage) répétées sur la colonisation bactérienne au niveau des vis de transfixation. Des ensembles à hexagone externe étaient vissés (groupe témoin), ou vissés puis dévissés-revissés 2 fois à 32 N.cm (groupe test). Après 14 jours d'immersion dans un milieu liquide contaminé par *Streptococcus mutans*, ils ont retrouvé une colonisation interne dans les deux groupes, mais plus importante dans le groupe test. Les revissages supprimeraient des irrégularités de surface et diminueraient les forces de friction le long du pas de vis. (**Weiss 2000** a d'ailleurs démontré l'augmentation du torque nécessaire au fur et à mesure des vissages).

3.5.2.6 L'état de surface du col implantaire (20,21,66,80)

Il peut être lisse ou rugueux : son impact a été très étudié, comme dans la revue de littérature de **Bateli et coll** (20):

- Surface usinée et « titanium plasma-sprayed » : à 5 ans, les résultats varient de 0.7 +-0.8mm à 2.84+-1.64mm de lyse osseuse verticale selon les études
- Pour une surface sablée à l'oxyde de titanium TiOblast : les pertes osseuses marginales moyennes rapportées sont de 0.5 +-0.7mm à 1 an, 0.6 +-0.7mm à 3 ans, puis 0.9 +-1.6mm à 5 ans.

- Surface sablée-mordancée : la cratérisation est plus faible, atteignant 0.15mm à 5 ans après une période de stabilité entre la 2ème et la 5ème année.
- La présence de microfiletages (0.185mm) additionnels au col n'a pas donné lieu à des études concernant ce point spécifique (les spires étaient systématiquement associées à des états de surface particuliers)

3.5.2.7 Le diamètre implantaire (20)

Le diamètre externe des premiers implants ne pouvait être choisi : il était simplement déterminé par celui du cylindre de titane standard à partir duquel il était usiné.

Le 1^{er} implant large (5mm) a été commercialisé en 1993. Les implants dits larges mesurent généralement entre 4 et 6mm de diamètre.

Une étude sur les implants larges après 3 à 5 ans indique qu'ils pourraient présenter une résorption osseuse moindre en comparaison avec les diamètres standard (3.75mm). Cela diminuerait les contraintes transmises à l'os. De plus, augmenter le diamètre d'un implant plutôt que sa longueur serait plus efficace pour limiter les pics de contraintes au niveau de la corticale (81).

Concernant les implants étroits (<3.5mm), indiqués dans des zones avec volume osseux limité : plusieurs articles indiquent une perte osseuse identique voire moindre qu'avec diamètres standards, mais il y a là aussi encore trop peu d'études sur le sujet.

Nous avons vu qu'un design conique permet, à charge occlusale égale, de limiter les pics de contrainte au niveau crestal (12), et au niveau de la vis, en comparaison avec une connexion à plat. Il peut par conséquent être possible :

- de revenir à des implants moins larges, avec des forages moins invasifs, même dans des zones très travaillantes, comme les secteurs postérieurs
- d'éviter une éventuelle chirurgie osseuse pour élargir une crête. Le respect des tissus vivants peut donc primer sur les contraintes techniques dans le choix de l'implant.

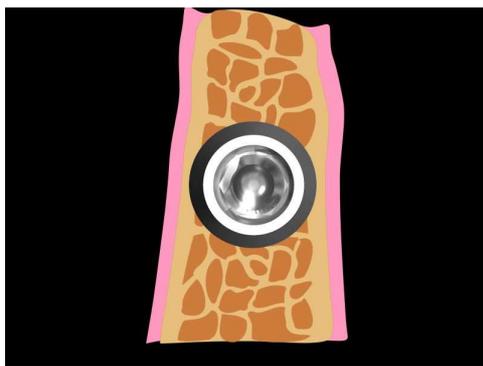
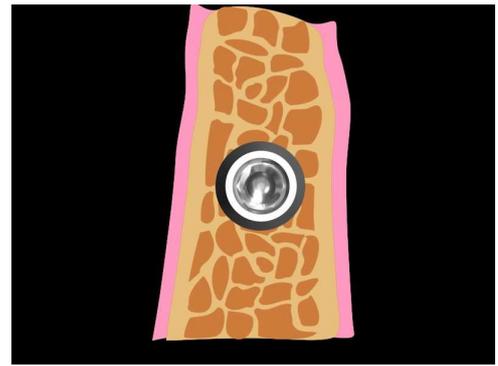


Figure 42 (schémas Dr Schneck et Chapotat)



Rappelons par ailleurs que la distance mésio-distale minimale doit être de 3mm entre deux implants, et de 2mm entre un implant et une dent. Dans un espace mésiodistal réduit, l'emploi d'implants moins larges peut être intéressant pour remplacer une petite dent (comme une incisive inférieure), tandis que dans un espace plus important, il est possible de réaliser une petite extension prothétique.

3.5.2.8 Le décalage de diamètre entre implant et pilier (= platform switching) (20,23,27,81,82)

Pour des connectiques à plat, les implants larges avec des piliers adaptés présentent 1.1 +/-0.3mm de perte osseuse marginale, alors que des implants larges avec des piliers sous-dimensionnés, eux, génèrent une lyse osseuse moins importante : 0.6 +/-0.2mm.

Pourquoi cette différence? Nous pouvons évoquer la théorie sur une répartition différente des contraintes (déjà largement évoquée dans la littérature) dès lors qu'il y a mise en charge, ainsi que celle sur le déport de la zone d'inflammation chronique d'origine bactérienne vers le centre du plateau implantaire : même si le hiatus existe, cette zone se trouve à distance des tissus durs, l'effraction de l'espace biologique est moindre.

3.5.3 Conséquences de la cratérisation initiale (54)

Elles sont fonctionnelles et esthétiques principalement.

3.5.3.1 Morphologie des tissus durs

La cratérisation s'étend en trois dimensions : il ne s'agit pas seulement d'une perte osseuse sur la hauteur de l'implant, elle a aussi une composante horizontale.

Il convient d'ailleurs de respecter une distance mésiodistale de 2mm entre un implant et une dent, et 3mm entre deux implants, pour éviter que les deux zones de lyse osseuses ne se superposent et ne se potentialisent.

3.5.3.2 Adhérence bactérienne au niveau du col implantaire : augmentation du risque de péri-implantite

De plus en plus de cols implantaires présentent une surface supraosseuse rugueuse, des microspires, etc... pour augmenter la surface et la stabilité primaire, ainsi que l'ostéointégration (des défauts ponctuels semblent mieux cicatriser avec un col sablé (83)).

Dès lors qu'une perte osseuse péricrestale apparaît, la mise à nu de cette surface de col implantaire favorise l'adhésion du biofilm, qui sera d'autant plus difficile à débrider mécaniquement. De nombreuses solutions ont été proposées pour la réaliser notamment l'utilisation d'instruments en titane ou encore de surfaçage destinés à supprimer les spires en rendant la surface de l'implant lisse. Mais aucune solution ne semble idéale.

Il s'ensuit une augmentation du risque de développement d'une péri-implantite, menaçant la pérennité de l'implant.

3.5.3.3 Augmentation de l'effet de levier, impact fonctionnel

Celle-ci est particulièrement problématique au niveau des implants déjà courts (6-8mm de long) : ceux-ci ont d'intéressantes indications en cas de manque de hauteur verticale (proximité du sinus, du foramen mentonnier...) mais seront bien plus « sensibles » à une perte osseuse même faible.

Cet argument souvent avancé par les « opposants » des implants courts ne résiste pourtant pas à une certaine logique : doit-on mettre en place des implants plus longs pour permettre de compenser une infection au niveau crestal ?

3.5.3.4 Impact esthétique

Selon Touati (54), il ne peut en effet pas y avoir « d'esthétique du blanc sans esthétique du rose ». L'os alvéolaire soutient les tissus mous : leur morphologie est donc le reflet de celle des tissus durs sous-jacents.

A la résorption osseuse peut s'associer une résorption gingivale à l'aspect esthétique délétère ou en tout cas peu prédictible : apparition du col de l'implant, absence de papille dans l'embrasure qui sera alors décrite comme un « triangle noir »...

Le prérequis à une restauration prothétique satisfaisante esthétiquement est donc un environnement muqueux sain, celui-ci dépendant directement de la forme et surtout de la qualité de l'os alvéolaire.

Tarnow(56,84) a développé dans les années 90 une théorie sur la distance du point de contact à la crête osseuse nécessaire pour obtenir la réapparition d'une papille interdentaire. Il n'a toutefois pas pu le démontrer à long terme : certains auteurs considèrent que c'est parce que ce phénomène repose sur l'inflammation chronique se développant à proximité du hiatus qui génère une fausse papille inflammatoire. Il s'agirait donc de l'utilisation d'un « défaut » de l'implant pour obtenir une illusion de morphologie parodontale saine.

3.5.4 Prise en charge / Conduite à tenir

La cratérisation n'était pas considérée comme pathologique, elle est même prise en compte dans les critères de réussite implantaire si évidemment elle se stabilise à 2mm. Par contre, si elle augmente comme nous l'avons vu ses conséquences ne sont pas négligeables.

3.5.4.1 Les possibilités de guérison de l'os péricrestal

- Au moment de l'ostéointégration, les défauts osseux d'origine traumatique ou « anatomique » peuvent se réparer à condition que leur conformation s'y prête.

Rasmusson 2001 (83) a observé qu'après la mise en place de différents implants (sablés ou non, microspires au col) avec une petite déhiscence marginale, l'ostéointégration au bout de 4 mois était satisfaisante et qu'il existait dans les défauts une néoformation d'os.

Carmagnola et coll 1999 a quant à lui remarqué que sur des défauts osseux larges, soit il se produisait une néoformation d'os, soit une résorption marginale de compensation. Le degré de résorption osseuse compensatoire serait probablement en rapport avec la taille du défaut osseux et la largeur totale de la crête osseuse.

La cratérisation se développe lors de la mise en fonction de l'implant, et non lors de son ostéointégration : une réparation de cette lyse osseuse est-elle possible dans un second temps ?

- Certains auteurs considèrent qu'il peut exister une guérison « spontanée » suite à un phénomène pathologique à condition que le patient fasse preuve d'une grande rigueur lors de la désinfection à condition bien entendu que l'épaisseur de l'os péri-implantaire soit importante
- Celle-ci peut être soutenue par un débridage mécanique par le praticien (brossettes en titane, laser...) et l'emploi ponctuel de solutions antibiotiques et antiseptiques.
- Enfin, la régénération osseuse guidée peut permettre une reconstruction de l'os péricrestal mais cette technique chirurgicale est très aléatoire en raison des risques d'exposition des membranes.

En conclusion, les possibilités de prise en charge sont incertaines et lourdes pour 1mm d'os perdu, il

semble préférable de miser sur la prévention de ce phénomène.

3.5.5 Prévention

Comme **Bateli et al** (20) le concluent dans leur revue de littérature sur les rapports entre col implantaire et résorption osseuse, préserver l'os marginal autour des implants implique une approche multifactorielle dont les principaux objectifs seront :

- Implanter dans un os dont la structure et le volume auront été préservés
- Eviter la contamination au moment des étapes clés : lors de la mise en place de l'implant, puis du pilier de cicatrisation (l'établissement du sillon gingivo-implantaire doit se faire avec la mise en place d'une flore de barrière cocci/G+), puis de la prothèse (celle-ci constituant une nouvelle surface pour biofilm, et une source de trauma occlusal potentiel)
- Limiter les micromouvements
- Limiter d'emblée l'existence d'un hiatus colonisable
- Maintenir la taille négligeable de ce hiatus à moyen et long terme

3.5.5.1 Phase d'étude du cas

- Examen préopératoire complet : une anamnèse complète permettra d'évaluer les éventuels facteurs de risque, tout comme un examen clinique et radiographique (hauteur os, épaisseur muqueuse kératinisée, visualisation éléments anatomiques environnants) minutieux
- Choix de la chronologie : une extraction-implantation immédiate permet a priori de diminuer la résorption osseuse secondaire à l'avulsion (85), tout comme l'utilisation des amputations radiculaires. Il est établie aujourd'hui que cette technique ne diminue pas la résorption post-extractionnelle. Certains auteurs évoquent même le forage implantaire à travers la racine pour préserver le volume osseux résiduel.
- D'éventuels remaniements des tissus durs et mous (greffes d'apposition, distractions osseuses...) peuvent précéder la chirurgie implantaire.

3.5.5.2 Phase pré-opératoire

Les tissus péri-implantaires diffèrent des tissus parodontaux de façon évidente par l'absence de ciment et de ligament parodontal. Ils ne présentent pas de ce fait un système d'attache permettant de constituer une barrière réelle à la pénétration bactérienne. Limiter le risque de contamination bactérienne passera donc par :

- Le débridement du biofilm : le patient assurera une hygiène buccodentaire consciencieuse (brossage y compris au niveau de la langue, et utilisation de brossettes adaptées à l'espace interimplantaire ou interdentaire), à laquelle s'ajouteront des soins professionnels (détartrage supra- et sous-gingival des dents adjacentes, supragingival au niveau des implants, éventuelle irrigation antiseptique (chlorhexidine) des poches). Ces mesures seront d'ailleurs centrales dans le travail de maintenance.
- La suppression des pathogènes spécifiques localisés sur langue, cryptes amygdaliennes, zones inaccessibles au débridement mécanique à l'aide d'une antibiothérapie préalable

3.5.5.3 Phase chirurgicale

La bactériémie peut être limitée par une prémédication antibiotique dans l'heure précédant le geste.

Une technique flapless maintiendrait mieux la vascularisation périostée.

Concernant le forage, il est impératif d'éviter la compression et l'échauffement de l'os : le forage doit être lent (1000t/min et 100 pour le foret terminal pour le protocole InKone Tekka par exemple), sous irrigation abondante à l'eau stérile.

Un travail stérile à quatre mains diminuera sensiblement le risque de contamination de l'implant par l'environnement avant la mise en place. Il faudra éviter les insertions en force (vissage 70N.cm avec finition manuelle) et reforer en cretal voire complètement si une quelconque résistance se produit à l'insertion de l'implant.

La mise en place supra-osseuse de la jonction (40) serait préférable mais constitue un problème en zone esthétique, et limite la surface de contact implant/os.

3.5.5.4 Phase prothétique

Il convient bien entendu de réaliser une prothèse non iatrogène : le réglage de l'occlusion statique et dynamique (tout particulièrement en latéralités) et l'élimination des résidus de ciment de scellement sont les principaux éléments à prendre en compte.

De même, si le surcontour des reliefs prothétiques est parfois proposé pour dissimuler les conséquences gingivales de la cratérisation, il est en fait à proscrire: il s'agit d'un « cache-misère » susceptible d'aggraver le problème (piège à plaque)

Il serait intéressant que la prothèse permette de s'opposer au dévissage : bloquer la tête de vis (coton+silicone+Fermit) sous la couronne a par exemple été envisagé, mais cette méthode ne réussit pas à s'opposer aux micromouvements induisant le dévissage (16).

Il n'est pas possible de bloquer la vis, il faut maintenir le pilier lui-même. La haute friction des connexions coniques devient alors une indication parfaite si l'on veut éviter ce problème.

3.5.5.5 Choix du design implantaire

L'utilisation d'implants en une pièce semble être une solution évidente mais impose des contraintes techniques, des difficultés de réintervention, d'ergonomie...

L'utilisation de cols implantaires longs et lisses diminue statistiquement la résorption péricrestale et facilite le débridage mécanique, mais complique aussi l'ostéointégration.

L'idéal serait de pouvoir empêcher la colonisation bactérienne : différents systèmes ont été proposés en ce sens, dont des bagues de silicone autour de la jonction, une fermeture au-dessus de la vis par divers matériaux... Aucune de ces méthodes n'a apporté de résultats satisfaisants.

Le platform-switching représente une avancée intéressante car il diminue la composante horizontale de la lyse osseuse en déportant la zone d'inflammation chronique vers le centre du plateau. (27,86)

L'obtention d'une véritable étanchéité bactérienne pourrait reposer sur une connexion avec une importante surface de contact pilier-implant, comme les connexions coniques (71,73,83).

3.5.6 Résultats cliniques

3.5.6.1 Etudes

Heitz-Mayfield et coll (87) ont quant à eux étudié sur 4 et 12 semaines l'évolution de l'os péricrestal autour d'implants coniques (Astra, Straumann) et hexagonaux (NobelReplace) chez douze miniporcs. La perte osseuse mesurée était similaire à 4 semaines, mais significativement moindre pour les connexions coniques (-0.3mm±0.3) que pour celles à plat (-1.0mm±0.3) à 12 semaines (soit 8 semaines après la mise en place de la vis de cicatrisation).

Laurell et Lundgren 2011, dans leur méta-analyse d'études prospectives (87) sur les évolutions de l'os péricrestal après 5 ans de mise en fonction, rapportaient des résorptions moyennes de 0.24mm pour les implants Astra Tech et 0.48mm pour Straumann, soit moins que les 0.75mm retrouvés pour un système Bränemark.

Mangano et coll (88) ont réalisé en 2011 une étude prospective sur 2549 implants cône Morse en fonction depuis 1 à 6 ans. Les taux de succès obtenus (96.61% après 4 ans en fonction) correspondent aux résultats généralement obtenus pour ce type de connectique. Le faible nombre d'événements indésirables au niveau mécanique et prothétique peut être attribué à leurs caractéristiques mécaniques, et les auteurs soulignent l'impact positif de l'étanchéité bactérienne pour prévenir d'éventuelles inflammation voire résorption péricrestales.

3.5.6.2 Résultat clinique: pose d'un implant à connectique conique en place de 12

Cas clinique du Dr Chapotat : Cette patiente ayant perdu son incisive latérale supérieure droite il y a plusieurs années, celle-ci avait été remplacée par un bridge collé. Le volume osseux était insuffisant en vestibulaire.

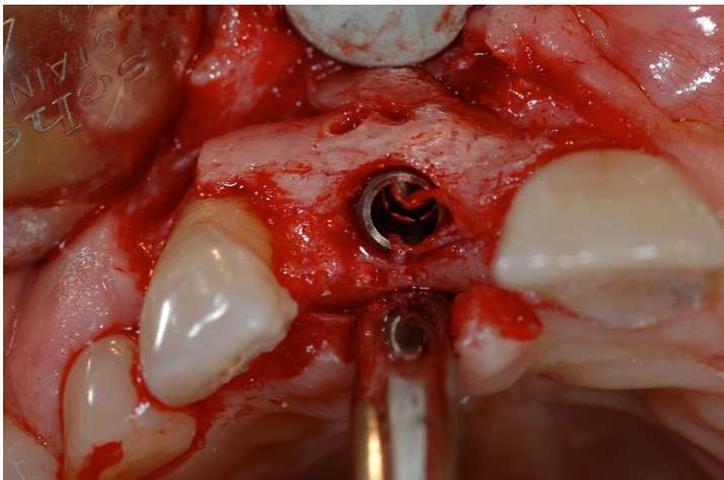
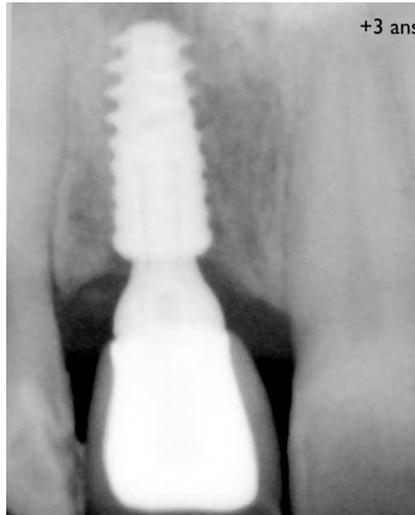


Figure 43

Six mois après une reconstruction de la crête osseuse par apposition d'un prélèvement rétomolaire, un implant InKone de 4.0mm est mis en place. Remarquer le placement sous-crestal du plateau.

Il s'agissait d'une chirurgie enfouie, avec utilisation du bridge collé en attente d'ostéointégration, et mise en fonction cinq mois plus tard.



Figures 44 et 45 :

Aspect radiographique à 1 an (à gauche) puis 3 ans (à droite):

Remarquer le profil d'émergence, l'absence de cratérisation, et même le retour osseux sur les bords du plateau à 3 ans.

Figure 46 :

Aspect clinique à 3 ans

*Prothèse : laboratoire Bienfait
(Lyon-Francheville)*



4 Discussion : apports de l'étanchéité bactérienne de la connectique cône Morse dans la prévention de la résorption péricrestale

L'origine des fractures des implants, des vis des connexions tout comme l'étiologie des péri-implantites fait intervenir de nombreux facteurs. Il est bien évident que les forces excessives latérales peuvent provoquer des fractures des vis de transfixation ou du corps implantaire tout comme une présence de bactéries orales pathogènes peut favoriser les péri-implantites. Mais il faut reconnaître que le nombre de fractures d'implants est relativement modeste par rapport aux nombre d'implants posés... En revanche le nombre de fractures ou de dévissage de vis peut atteindre dans certaines études 95,4% (Becker et al 1995) . Le nombre de péri-implantites ne cesse de croître et fait l'objet d'un grand nombre d'études (4,5).

Il est bien évident que ces péri-implantites sont « les petites sœurs » des parodontites et que les patients souhaitant la mise en place d'implants dentaires sont souvent des patients qui ont perdu leurs dents en raison de la maladie parodontale. Il est donc primordial de réaliser des traitement parodontaux avant d'entreprendre un traitement implantaire ce qui n'empêche pas certains patients régulièrement suivis après un traitement implantaire de présenter des péri-implantites.

Un facteur aggravant souvent avancé pour expliquer ces péri-implantites est la qualité de cette jonction implant-couronne (78). Dans les cas des connexions (à plat) , qu'elles soient externes ou internes , le système nécessite un hiatus pour permettre l'insertion du moignon implantaire avec l'implant (tolérance des pièces prothétiques). Des micromouvements vont forcément exister car seule la vis de connexion permettra de stabiliser réellement le pilier avec l'implant. Ces mêmes micromouvements vont entraîner une percolation bactériennes qui va favoriser la rétention des microorganismes au niveau de la connexion pilier-implant. Actuellement seul un système de connexion permet à priori d'éviter ce phénomène de percolation : c'est celui du « cône Morse ».

Mais revenons rapidement à l'aspect mécanique. Le principe même de la connexion conique permet une meilleure répartition des forces au niveau osseux. La transmission des contraintes plus harmonieuse le long de l'implant (39) empêche un pic de surcharge au niveau crestal. Cette zone de surcharge ajouté aux phénomènes de percolation augmente le risque de facteurs de cratérisation. La zone de contact pilier-implant étant jusqu'à sept fois plus grande entre des connectiques coniques et des connectiques à plat, elle augmente la stabilité et donc la rétention du pilier dans le fut implantaire ce qui limite le rôle central de lavis de transfixation dans le maintien de la jonction pilier -implant, (voir l'annule dans certains systemes implantaires : ainsi Bicon a supprimé la vis de transfixation).

Enfin, pour obtenir une répartition des charges optimale, il est indispensable de positionner l'implant deux millimètres sous le niveau cortical uniquement dans l'os spongieux. Il n'existe plus qu'une seule densité osseuse (et non pas deux comme c'est le cas pour un positionnement juxtacrestal avec d'une part l'os crestal plus dense et moins vascularisé et d'autre part l'os spongieux). Mais pour permettre ce type de positionnement il est impérieux que la connectique soit étanche sinon les bactéries parodontopathogènes accumulées dans la jonction pilier-implant engendreraient une niche écologique potentiellement infectieuse et difficilement contrôlable.

Mais comment démontrer l'étanchéité du cône morse ?

Les connexions dites à plat ne sont pas étanches comme cela a été démontré (40,89), ce qui à priori n'est

pas le cas avec les connexions de type cône morse.

De nombreuses études ont été réalisées avec différents systèmes implantaires à connexion de type conique et avec différentes angulations. Ces résultats sont contradictoires en raison des variations d'angulation qui vont influencer directement les phénomènes de percolation.

Les conicités des implants sur le marché implantaire varient de 3° (Bicon) à 16° (Astra), ainsi plus le cône est fermé, plus l'étanchéité est grande.

Un cône est dit autobloquant si la connectique, après avoir été serrée selon les normes du fabricant, reste bloquée alors que la vis de transfixation a été enlevée. Cette vis ne sert en effet qu'à emmener le cône dans sa position finale dans le cas des cônes autobloquants.

Les études parues avec des cônes ouverts, particulièrement celle de Jansen 97 (21), avaient montré une étanchéité toute relative. Néanmoins, si on fait abstraction de sa méthode d'innoculation qui était perfectible, la connectique la moins contaminée reste encore le système Ankylos qui a le cône le plus fermé parmi tous ces implants. De plus, il n'a trouvé qu'un seul moyen pour limiter la contamination dans les connectiques à plat : l'utilisation d'un joint silicone interposé entre le pilier et l'implant.

En revanche Aloise 2012 (18) en utilisant des implants avec des cônes très fermés (Bicon 3°, Ankylos 11°) avec un protocole plus précis au niveau du serrage et de la contamination volontaire du fût implantaire permet de démontrer que malgré 20% de colonisation (4 cas sur 20 qu'il explique lui même par un risque de contamination soit parce qu'il utilise une bactérie très fine, soit du fait de la tolérance des manufacturiers), 80% des implants coniques ont une contamination nulle.

Un autre élément de variabilité des résultats est dû au matériel et aux méthodes qui influencent directement les résultats obtenus. Entre 1997 et 2012, de Jansen à Aloise, les techniques d'innoculation bactérienne ont évolué. Jansen en 97 par exemple utilise des micropipettes non calibrées pour contaminer les vis de transfixation alors que Aloise en 2012 utilise des pipettes calibrées à 0.1µl. De plus, les spécificités bactériennes utilisées ont des diamètres différents : *E. coli* faisant 1 à 1.5microns et *S. sanguinis* biotype II 0.5 à 1 micron, les résultats seront donc variables pour un hiatus de l'ordre du micron.

Ces études ne concernaient que des expériences statiques. Pour compléter ces études, des travaux réalisés par **Koutouzis et coll** (38,64) réalisés en dynamique sur des implants à connectique conique avec des angulations inférieures à 8° démontrent non seulement un enfoncement du cône et donc une diminution du joint pilier implant qui a pour conséquence directe une diminution de la percolation.

Les qualités structurelles et mécaniques des connectiques autobloquantes ont donc un réel intérêt dans la limitation de la percolation bactérienne en tant que facteur aggravant de la résorption péricrestale initiale.

De plus, si l'expérience de **Groenendjik 2004** (60) a démontré l'impact positif de la présence d'antiseptique dans le fût interne de l'implant pour compenser la percolation dans les connectiques à plat, elle soulève aussi la question du service que pourrait rendre un matériau actif : pourrait-il être intéressant que l'implant devienne bioactif, qu'il soit capable de stocker et de relarguer en cas de besoin des substances antiseptiques ou antibiotiques (90) ?

Le développement des nanotechnologies, en permettant par exemple la conception d'alliages de titane porteurs de nanotubes (91,92), serait en ce sens une évolution essentielle et complémentaire de nos centres d'intérêts actuels.

Conclusion

Le monde de l'implantologie est bouleversé depuis quelques années par le grand nombre de fabricants qui proposent des modèles d'implants avec des design ou des revêtements de surface très différents. Les connectiques qui relient les implants aux piliers sont en nombre plus réduits et se résument aux connectiques soit externe soit interne, celle-ci comprenant la connexion hexagonale interne et le cône autobloquant dit « cône Morse ».

Chacun de ces concepts a ses adeptes et chaque praticien se targue à tort ou à raison d'utiliser le matériel le plus adapté pour ses patients. Les connectiques à plat externe ou interne fonctionnent bien et les taux de survie annoncés régulièrement par les fabricants ou les utilisateurs atteignent toujours des proportions très satisfaisantes. Malheureusement ce taux de survie n'est pas toujours identique au taux de réussite et nombre d'implants encore en place le sont imparfaitement, car ils ne sont « accrochés » dans l'os que par un nombre limité de filets de l'implant. Alors quel type d'implants choisir et surtout quel type de connectique ?

Chez un patient sain, l'importance de la connectique employée est toute relative. Par contre, chez un patient qui peut devenir potentiellement pathologique (édentement à la suite d'un problème parodontal par exemple), laisser une source contaminante à la jonction pilier-implant donc une niche écologique sous-gingivale va rapidement générer un risque infectieux. Réintervenir pour désinfecter n'est pas toujours aisé: que faire dans le cas d'un bridge complet, ou chez un patient souffrant a posteriori de démence sénile ?

Le cône autobloquant comme nous l'avons montré au cours de notre travail répond en grande partie à cette problématique. Tant du point de vue mécanique en permettant une meilleure répartition des forces que du point de vue microbiologique grâce à son étanchéité, il permet d'éviter une aggravation du problème parodontal en péri-implantite toujours très difficile à juguler.

L'avenir appartiendra certainement à des implants avec des connectiques de type « cône Morse », mais amélioré grâce aux nanotechnologies : l'utilisation de matériaux bioactifs permettrait de faire de l'implant non plus un corps passif toléré par l'organisme mais un élément réactif capable de générer des réactions positives sur son environnement en fonction de la situation, par exemple en relarguant des molécules antiseptiques ou antibiotiques aux moments opportuns.

Bibliographie

1. Davarpanah M, Szmukler-Moncler S, Collectif. Manuel d'implantologie clinique : Concepts, intégration des protocoles et esquisses de nouveaux paradigmes. 3e édition. CdP; 2012.
2. Balshi TJ. An analysis and management of fractured implants: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. oct 1996;11(5):660-666.
3. Lang NP, Berglundh T. Periimplant diseases: where are we now?--Consensus of the Seventh European Workshop on Periodontology. *J. Clin. Periodontol*. mars 2011;38 Suppl 11:178-181.
4. Mombelli A, Müller N, Cionca N. The epidemiology of peri-implantitis. *Clin Oral Implants Res*. oct 2012;23 Suppl 6:67-76.
5. Atieh MA, Alsabeeha NHM, Faggion CM Jr, Duncan WJ. The Frequency of Peri-Implant Diseases: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J. Periodontol*. 13 déc 2012;
6. Boynueğri AD, Yalim M, Nemli SK, Ergüder BI, Gökalp P. Effect of different localizations of microgap on clinical parameters and inflammatory cytokines in peri-implant crevicular fluid: a prospective comparative study. *Clin Oral Investig*. avr 2012;16(2):353-361.
7. Weng D, Nagata MJH, Bell M, De Melo LGN, Bosco AF. Influence of microgap location and configuration on peri-implant bone morphology in nonsubmerged implants: an experimental study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants*. juin 2010;25(3):540-547.
8. Finger IM, Castellon P, Block M, Elian N. The evolution of external and internal implant/abutment connections. *Pract Proced Aesthet Dent*. sept 2003;15(8):625-632; quiz 634.
9. Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*. oct 2012;23 Suppl 6:202-216.
10. Chapman RJ, Grippo W. The locking taper attachment for implant abutments: use and reliability. *Implant Dent*. 1996;5(4):257-261.
11. Freitas-Júnior AC, Almeida EO, Bonfante EA, Silva NRFA, Coelho PG. Reliability and failure modes of internal conical dental implant connections. *Clinical oral implants research [Internet]*. 19 mars 2012; Disponible sur: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22429387>
12. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*. août 2000;15(4):519-526.
13. Hansson S. Implant-Abutment Interface: Biomechanical Study of Flat Top versus Conical. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. janv 2000;2(1):33-41.
14. De Smet E, Van Steenberghe D, Quirynen M, Naert I. The influence of plaque and/or excessive loading on marginal soft and hard tissue reactions around Brånemark implants: a review of literature and experience. *Int J Periodontics Restorative Dent*. août 2001;21(4):381-393.
15. Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. *J Biomech*. nov 2003;36(11):1649-1658.

16. Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants*. août 1997;12(4):527-540.
17. Zipprich H, Weigl P, Lange B, Lauer H-C. Micromovements at the Implant-Abutment Interface: Measurement, Causes, and Consequences. *Implantologie*. 2007;15(1):31-46.
18. Aloise JP, Curcio R, Laporta MZ, Rossi L, Da Silva AMA, Rapoport A. Microbial leakage through the implant-abutment interface of Morse taper implants in vitro. *Clin Oral Implants Res*. mars 2010;21(3):328-335.
19. Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1969;3(2):81-100.
20. Bateli M, Att W, Strub JR. Implant neck configurations for preservation of marginal bone level: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. avr 2011;26(2):290-303.
21. Shalabi MM, Gortemaker A, Van't Hof MA, Jansen JA, Creugers NHJ. Implant surface roughness and bone healing: a systematic review. *J. Dent. Res*. juin 2006;85(6):496-500.
22. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Brägger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res*. déc 2004;15(6):667-676.
23. Lazzara RJ. Dental implant system design and its potential impact on the establishment and sustainability of aesthetics. *JIRD*. 2012;(1):1-7.
24. Glantz PO, Rangert B, Svensson A, Stafford GD, Arnvidarson B, Randow K, et al. On clinical loading of osseointegrated implants. A methodological and clinical study. *Clin Oral Implants Res*. juin 1993;4(2):99-105.
25. Piermatti J, Yousef H, Luke A, Mahevich R, Weiner S. An in vitro analysis of implant screw torque loss with external hex and internal connection implant systems. *Implant Dent*. déc 2006;15(4):427-435.
26. Pessoa RS, Muraru L, Júnior EM, Vaz LG, Sloten JV, Duyck J, et al. Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately placed implants - CT-based nonlinear, three-dimensional finite element analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*. sept 2010;12(3):219-234.
27. Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent*. févr 2006;26(1):9-17.
28. Balfour A, O'Brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. *J Prosthet Dent*. janv 1995;73(1):36-43.
29. Chatzistavrou M, Kanoy BE, Cooper L. Facteurs influençant le choix d'un pilier pour les implants dentaires. *Implant*. 2003;9:165-179.
30. Dias ECL de C e M, Bisognin EDC, Harari ND, Machado SJ, Da Silva CP, Soares GD de A, et al. Evaluation of implant-abutment microgap and bacterial leakage in five external-hex implant systems: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. avr 2012;27(2):346-351.
31. Tournage conique [Internet]. Disponible sur: <http://serge79.over-blog.com/article-30992004.html>
32. Chevalier A. Guide du dessinateur industriel 2003. Nouvelle. Hachette Education; 2003.
33. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of a 1-piece and 2-piece conical abutment joint in implant design. *Clinical Oral Implants Research*. oct 2000;11(5):458-464.

34. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent.* déc 2004;92(6):523-530.
35. Norton MR. In vitro evaluation of the strength of the conical implant-to-abutment joint in two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent.* mai 2000;83(5):567-571.
36. Xavier Assémat-Tessandier. Connexion implant/prothèse: l'hexagone externe a-t-il un avenir? *Implant.* 2004;(10):132-136.
37. Binon PP. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. *J Prosthet Dent.* avr 1998;79(4):430-432.
38. Koutouzis T, Wallet S, Calderon N, Lundgren T. Bacterial colonization of the implant-abutment interface using an in vitro dynamic loading model. *J. Periodontol.* avr 2011;82(4):613-618.
39. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res.* août 1997;8(4):290-298.
40. Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. *J. Periodontol.* oct 2001;72(10):1372-1383.
41. Palmer RM, Palmer PJ, Smith BJ. A 5-year prospective study of Astra single tooth implants. *Clinical Oral Implants Research.* avr 2000;11(2):179-182.
42. Chapotat B, Schneck E. Influence de la connectique cône morse dans le maintien des tissus péri-implantaires. *Implant.* 2011;(17):203-214.
43. Buser D, Weber HP, Donath K, Fiorellini JP, Paquette DW, Williams RC. Soft tissue reactions to non-submerged unloaded titanium implants in beagle dogs. *J. Periodontol.* mars 1992;63(3):225-235.
44. Myshin HL, Wiens JP. Factors affecting soft tissue around dental implants: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* nov 2005;94(5):440-444.
45. Rompen E, Raepsaet N, Domken O, Touati B, Van Dooren E. Soft tissue stability at the facial aspect of gingivally converging abutments in the esthetic zone: a pilot clinical study. *J Prosthet Dent.* juin 2007;97(6 Suppl):S119-125.
46. Moon IS, Berglundh T, Abrahamsson I, Linder E, Lindhe J. The barrier between the keratinized mucosa and the dental implant. An experimental study in the dog. *J. Clin. Periodontol.* oct 1999;26(10):658-663.
47. 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):245-259.
48. Abrahamsson I, Berglundh T, Glantz PO, Lindhe J. The mucosal attachment at different abutments. An experimental study in dogs. *J. Clin. Periodontol.* sept 1998;25(9):721-727.
49. Quirynen M, Van Steenberghe D. Bacterial colonization of the internal part of two-stage implants. An in vivo study. *Clinical Oral Implants Research.* sept 1993;4(3):158-161.
50. Byrne G. Platform switching reduces peri-implant bone loss. *J Am Dent Assoc.* juill 2012;143(7):787-788.

51. Khurana P, Sharma A, Sodhi KK. Influence of fine threads and platform-switching on crestal bone stress around implant-a three dimensional finite element analysis. *J Oral Implantol* [Internet]. 9 sept 2011; Disponible sur: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21905886>
52. De Oliveira RR, Novaes AB Jr, Taba M Jr, Papalexou V, Muglia VA. Bone remodeling adjacent to Morse cone-connection implants with platform switch: a fluorescence study in the dog mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants*. avr 2009;24(2):257-266.
53. Keller J, Chapotat B. Évaluation de la hauteur individuelle de l'espace biologique dans la chirurgie d'élongation coronaire sur parodonte sain. *Journal de Parodontologie et d'Implantologie Orale*. nov 2011;30(4):265-274.
54. Beaumont. Les designs implantaires - éléments de réponse au problème de la cratérisation initiale? *Implant*. 2010;16:245-253.
55. Rodríguez-Ciurana X, Vela-Nebot X, Segalà-Torres M, Calvo-Guirado JL, Cambra J, Méndez-Blanco V, et al. The effect of interimplant distance on the height of the interimplant bone crest when using platform-switched implants. *Int J Periodontics Restorative Dent*. avr 2009;29(2):141-151.
56. Tarnow DP, Magner AW, Fletcher P. The effect of the distance from the contact point to the crest of bone on the presence or absence of the interproximal dental papilla. *J. Periodontol*. déc 1992;63(12):995-996.
57. Chardin H, Barsotti O, Exbrayat P. *Microbiologie en odonto-stomatologie*. Maloine 2006.
58. Lee A, Wang H-L. Biofilm related to dental implants. *Implant Dent*. oct 2010;19(5):387-393.
59. Subramani K, Jung RE, Molenberg A, Hammerle CHF. Biofilm on dental implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants*. août 2009;24(4):616-626.
60. Groenendijk E, Dominicus JJK, Moorer WR, Aartman IHA, Van Waas MAJ. Microbiological and clinical effects of chlorhexidine enclosed in fixtures of 3I-Titamed implants. *Clin Oral Implants Res*. avr 2004;15(2):174-179.
61. Tesmer M, Wallet S, Koutouzis T, Lundgren T. Bacterial colonization of the dental implant fixture-abutment interface: an in vitro study. *J. Periodontol*. déc 2009;80(12):1991-1997.
62. Dibart S, Warbington M, Su MF, Skobe Z. In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. *Int J Oral Maxillofac Implants*. oct 2005;20(5):732-737.
63. Harder S, Dimaczek B, Açil Y, Terheyden H, Freitag-Wolf S, Kern M. Molecular leakage at implant-abutment connection--in vitro investigation of tightness of internal conical implant-abutment connections against endotoxin penetration. *Clin Oral Investig*. août 2010;14(4):427-432.
64. Koutouzis T, Mesia R, Calderon N, Wong F, Wallet S. The Effect of Dynamic Loading on Bacterial Colonization of the Dental Implant Fixture-Abutment Interface: An In-vitro Study. *The Journal of oral implantology* [Internet]. 7 mai 2012 [cité 21 août 2012]; Disponible sur: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22564184>
65. Novaes AB Jr, De Oliveira RR, Muglia VA, Papalexou V, Taba M. The effects of interimplant distances on papilla formation and crestal resorption in implants with a morse cone connection and a platform switch: a histomorphometric study in dogs. *J. Periodontol*. nov 2006;77(11):1839-1849.
66. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 2--review focusing on clinical knowledge of different surfaces. *Int J Prosthodont*. oct 2004;17(5):544-564.

67. Sanz M, Van Winkelhoff AJ. Periodontal infections: understanding the complexity--consensus of the Seventh European Workshop on Periodontology. *J. Clin. Periodontol.* mars 2011;38 Suppl 11:3-6.
68. Schmidlin PR, Sahrman P, Ramel C, Imfeld T, Müller J, Roos M, et al. Peri-implantitis prevalence and treatment in implant-oriented private practices: A cross-sectional postal and Internet survey. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 2012;122(12):1136-1144.
69. Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clinical Oral Implants Research.* oct 2006;17(S2):8-18.
70. Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged and submerged implants in the canine mandible. *J. Periodontol.* sept 2000;71(9):1412-1424.
71. Broggin N, McManus LM, Hermann JS, Medina RU, Oates TW, Schenk RK, et al. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. *J. Dent. Res.* mars 2003;82(3):232-237.
72. Piattelli A, Vrespa G, Petrone G, Iezzi G, Annibali S, Scarano A. Role of the microgap between implant and abutment: a retrospective histologic evaluation in monkeys. *J. Periodontol.* mars 2003;74(3):346-352.
73. King GN, Hermann JS, Schoolfield JD, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: a radiographic study in the canine mandible. *J. Periodontol.* oct 2002;73(10):1111-1117.
74. Al-Juboori MJ, Bin Abdulrahman S, Jassan A. Comparison of flapless and . conventional flap and the effect on crestal bone resorption during a 12-week healing period. *Dent Implantol Update.* févr 2012;23(2):9-16.
75. Taylor D, Hazenberg JG, Lee TC. Living with cracks: damage and repair in human bone. *Nat Mater.* avr 2007;6(4):263-268.
76. Li J, Li H, Shi L, Fok ASL, Ucer C, Devlin H, et al. A mathematical model for simulating the bone remodeling process under mechanical stimulus. *Dent Mater.* sept 2007;23(9):1073-1078.
77. Broggin N, McManus LM, Hermann JS, Medina R, Schenk RK, Buser D, et al. Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. *J. Dent. Res.* mai 2006;85(5):473-478.
78. Quirynen M, Bollen CM. The influence of surface roughness and surface-free energy on supra- and subgingival plaque formation in man. A review of the literature. *J. Clin. Periodontol.* janv 1995;22(1):1-14.
79. Do Nascimento C, Pedrazzi V, Miani PK, Moreira LD, De Albuquerque RF Jr. Influence of repeated screw tightening on bacterial leakage along the implant-abutment interface. *Clin Oral Implants Res.* déc 2009;20(12):1394-1397.
80. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 1--review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *Int J Prosthodont.* oct 2004;17(5):536-543.
81. Vigolo P, Givani A. Platform-switched restorations on wide-diameter implants: a 5-year clinical prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* févr 2009;24(1):103-109.
82. Prosper L, Redaelli S, Pasi M, Zarone F, Radaelli G, Gherlone EF. A randomized prospective multicenter trial evaluating the platform-switching technique for the prevention of postrestorative crestal bone loss. *Int J Oral Maxillofac Implants.* avr 2009;24(2):299-308.

83. Rasmusson L, Kahnberg K-E, Tan A. Effects of Implant Design and Surface on Bone Regeneration and Implant Stability: An Experimental Study in the Dog Mandible. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. janv 2001;3(1):2-8.
84. Tarnow D, Elian N, Fletcher P, Froum S, Magner A, Cho S-C, et al. Vertical distance from the crest of bone to the height of the interproximal papilla between adjacent implants. *J. Periodontol.* déc 2003;74(12):1785-1788.
85. Mangano F, Mangano C, Piattelli A, Sammons R, Ricci M, D' Avila S, et al. Esthetic evaluation of single-tooth morse taper connection implants placed in fresh extraction sockets or healed sites. *J Oral Implantol* [Internet]. 29 nov 2011 ; Disponible sur: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22126700>
86. Calvo-Guirado JL, Ortiz-Ruiz AJ, López-Marí L, Delgado-Ruiz R, Maté-Sánchez J, Bravo Gonzalez LA. Immediate maxillary restoration of single-tooth implants using platform switching for crestal bone preservation: a 12-month study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* avr 2009;24(2):275-281.
87. Heitz-Mayfield LJA, Darby I, Heitz F, Chen S. Preservation of crestal bone by implant design. A comparative study in minipigs. *Clinical oral implants research*. 19 juin 2012; Disponible sur: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22713156>
88. Mangano C, Mangano F, Shibli JA, Tettamanti L, Figliuzzi M, D' Avila S, et al. Prospective evaluation of 2,549 Morse taper connection implants: 1- to 6-year data. *J. Periodontol.* janv 2011;82(1):52-61.
89. Quirynen M, Bollen CM, Eyssen H, Van Steenberghe D. Microbial penetration along the implant components of the Brånemark system. An in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* déc 1994;5(4):239-244.
90. Lee J-H, Moon S-K, Kim K-M, Kim K-N. Modification of TiO₂ nanotube surfaces by electro-spray deposition of amoxicillin combined with PLGA for bactericidal effects at surgical implantation sites. *Acta Odontol. Scand.* févr 2013;71(1):168-174.
91. Gong D, Grimes CA, Varghese OK, Hu W, Singh RS, Chen Z, et al. Titanium oxide nanotube arrays prepared by anodic oxidation. *Journal of Materials Research.* 2001;16(12):3331-3334.
92. Papa A-L, Millot N. Nanotubes d'oxydes de titane : synthèse, caractérisations et propriétés. Dijon; 2006.

SUIPHON (Prescylia) – Etanchéité bactérienne des connectiques coniques : apports dans la prévention des phénomènes de résorption péri-crestale

(Thèse : Chir. Dent. : Lyon : 2013.003)
N°2013 LYO 1D 003

Le monde de l'implantologie s'enrichit chaque année de nouveaux types d'implants avec de nouveaux « design » ou revêtements implantaires. Les connexions implantoprothétiques quant à elles ont subi peu de bouleversements.

Il existe globalement trois types de connexions vissées entre l'implant et le pilier implantaire: soit à hexagone externe, soit à hexagone interne, qui ont pour point commun une vis de transfixation qui joue un rôle primordial dans la stabilité du système, soit un autre système de jonction interne dit « cône Morse ».

L'hexagone externe et l'hexagone interne nécessitent un espace pour permettre leur emboîtement qui sollicite la vis de transfixation, entraînant risques de dévissage ou de fracture. Les forces occlusales sont aussi transmises essentiellement au niveau de la partie crestale de l'os avec des risques de cratérisation. Dernier inconvénient, des risques de percolation qui peuvent favoriser la présence d'une flore bactérienne pathogène.

A l'opposé le système de connectique « cône Morse » est beaucoup plus étanche ce qui lui permet d'être positionné en sous-crestal lors de sa mise en place tout en évitant les problèmes de flore bactérienne sous-gingivale. Ce système de connexion présente aussi l'avantage de répartir les forces occlusales tout au long de l'implant.

Rubrique de classement : Implantologie

Mots clés :

- jonction pilier-implant
- résorption osseuse marginale
- percolation bactérienne

Mots clés en anglais :

- implant-abutment
- marginal bone loss
- bacterial leakage

Jury :

Président : **Pr Jean-Jacques MORRIER**
Assesseurs : Dr Thomas FORTIN
 Dr Kerstin GRITSCH
 Dr Matthieu FABRIS
 Dr Clarisse SANON
 Dr Bernard CHAPOTAT

Adresse de l'auteur : Prescylia Suiphon
 37 rue Barrier
 69006 Lyon



 06 01 99 75 70

contact@imprimerie-mazenod.com

www.thesesmazenod.fr