



Critères de choix d'un pilier implantaire en prothèse fixée

Nicolas Courtin

► To cite this version:

Nicolas Courtin. Critères de choix d'un pilier implantaire en prothèse fixée. Sciences du Vivant [q-bio]. 2012. hal-01738753

HAL Id: hal-01738753

<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01738753>

Submitted on 20 Mar 2018

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

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



AVERTISSEMENT

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

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

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

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

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

ACADEMIE DE NANCY-METZ

UNIVERSITE DE LORRAINE
FACULTE D'ODONTOLOGIE

Année 2012

N° 4036

THESE

pour le

**DIPLÔME D'ETAT DE DOCTEUR
EN CHIRURGIE-DENTAIRE**

par

Nicolas COURTIN

Née le 8 mai 1986 à CLERMONT-FERRAND (Puy de Dôme)

CRITERES DE CHOIX D'UN PILIER IMPLANTAIRE EN PROTHESE FIXEE.
--

Présentée et soutenue publiquement le
Vendredi 21 septembre 2012 à 15 heures

Examineurs de la Thèse :

Monsieur P. AMBROSINI

Professeur des Universités

Président

Monsieur J.SCHOUVER

Maître de Conférences des Universités

Juge

Monsieur J. PENAUD

Maître de Conférences des Universités

Juge

Monsieur D. JOSEPH

Assistant Hospitalier Universitaire

Juge

Administrateur provisoire : Professeur J.P. FINANCE
Doyen : Docteur Jean-Marc MARTRETTE
Vice-Doyens : Pr Pascal AMBROSINI – Pr Francis JANOT - Dr Céline CLEMENT
Membres Honoraires : Dr L. BABEL – Pr. S. DURIVAUX – Pr A. FONTAINE – Pr G. JACQUART – Pr D. ROZENCWEIG - Pr M. VIVIER
Doyen Honoraire : Pr J. VADOT

Sous-section 56-01 Odontologie pédiatrique	Mme M. M. Mme Mlle	<u>DROZ Dominique (Desprez)</u> PREVOST Jacques BOCQUEL Julien JULHIEN-COSTER Charlotte PHULPIN Bérengère	Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistant Assistante Assistante
Sous-section 56-02 Orthopédie Dento-Faciale	Mme M. M. Mlle	<u>FILLEUL Marie Pierryle</u> BOLENDER Yves EGLOFF Benoît PY Catherine	Professeur des Universités* Maître de Conférences Assistant Assistante
Sous-section 56-03 Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie légale	Mme M.	<u>CLEMENT Céline</u> JANOT Francis	Maître de Conférences* Professeur Contractuel
Sous-section 57-01 Parodontologie	M. Mme M. M. M. M.	<u>AMBROSINI Pascal</u> BISSON Catherine MILLER Neal PENAUD Jacques GALLINA Sébastien JOSEPH David	Professeur des Universités* Maître de Conférences* Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant
Sous-section 57-02 Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique Anesthésiologie et Réanimation	M. M. M. M. M. M. M. Mme	<u>BRAVETTI Pierre</u> ARTIS Jean-Paul VIENNET Daniel WANG Christian BALLY Julien BAPTISTA Augusto-André CURIEN Rémi GUILLET Julie	Maître de Conférences Professeur 1er grade Maître de Conférences Maître de Conférences* Assistant Assistant Assistant Assistante
Sous-section 57-03 Sciences Biologiques (Biochimie, Immunologie, Histologie, Embryologie, génétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie)	M. M. M.	<u>WESTPHAL Alain</u> MARTRETTE Jean-Marc YASUKAWA Kazutoyo	Maître de Conférences* Maître de Conférences* Assistant Associé
Sous-section 58-01 Odontologie Conservatrice, Endodontie	M. M. M. M. M. M. Mlle	<u>ENGELS-DEUTSCH Marc</u> AMORY Christophe MORTIER Eric BALHAZARD Rémy CUNY Pierre PECHOUX Sophie	Maître de Conférences Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant Assistant Assistante
Sous-section 58-02 Prothèses (Prothèse conjointe, Prothèse adjointe partielle, Prothèse complète, Prothèse maxillo-faciale)	M. M. M. M. M. M. M. Mlle Mlle	<u>LOUIS Jean-Paul</u> ARCHIEN Claude DE MARCH Pascal SCHOUVER Jacques BARONE Serge LACZNY Sébastien MAGNIN Gilles MONDON-MARQUES Hélène RIFFAULT Amélie	Professeur des Universités* Maître de Conférences* Maître de Conférences Maître de Conférences Assistant Assistant Assistant Assistante Assistante
Sous-section 58-03 Sciences Anatomiques et Physiologiques Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie	Mlle M. Mme M. Mme	<u>STRAZIELLE Catherine</u> RAPIN Christophe (Sect. 33) MOBY Vanessa (Stutzmann) SALOMON Jean-Pierre JAVELOT Cécile (Jacquelin)	Professeur des Universités* Professeur des Universités* Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistante Associée

souligné : responsable de la sous-section

* temps plein

Mis à jour le 01.03.2012

*Par délibération en date du 11 décembre 1972,
la Faculté de chirurgie dentaire a arrêté que
les opinions émises dans les dissertations
qui lui seront présentées
doivent être considérées comme propres à leurs
auteurs et qu'elle n'entend leur donner aucune
approbation ni improbation.*

A notre président de thèse,

Monsieur le Professeur Pascal AMBROSINI,

Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur de l'Université Henri Poincaré, Nancy-I
Vice-Doyen au budget et aux affaires hospitalières
Habilité à diriger des Recherches
Professeur des Universités – Praticien Hospitalier
Responsable de la Sous-Section : Parodontologie

*Nous vous remercions de l'honneur que vous nous faites
en acceptant de présider le jury de notre thèse.*

*Veuillez trouver ici l'expression de notre plus profond
respect pour votre savoir et la qualité de votre
encadrement.*

*Nous vous prions de croire à notre sincère
reconnaissance.*

A notre juge et directeur de thèse,

Monsieur le Docteur Jacques SCHOUVER,

Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur en Sciences Odontologiques
Maîtres de Conférences des Universités- Praticien Hospitalier

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

Pour votre aide à chaque étape de la réalisation de ce travail, pour votre disponibilité, votre gentillesse, la qualité de votre écoute et de vos enseignements durant toutes ces années d'études, veuillez trouver ici l'expression de notre profonde reconnaissance et de nos respectueux remerciements.

A notre juge,

Monsieur le Docteur Jacques PENAUD

Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur de l'Université Henri Poincaré, Nancy-I
Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier
Sous-Section : Parodontologie

Nous apprécions l'honneur que vous nous faites en participant à notre jury de thèse.

Nous vous prions de trouver ici l'expression de notre reconnaissance et de notre profond respect.

A notre juge,

Monsieur le Docteur David JOSEPH

Docteur en Chirurgie Dentaire
Assistant Hospitalier Universitaire
Sous-Section : Parodontologie

*Nous vous remercions de votre gentillesse et de votre
disponibilité en clinique.*

*Veuillez accepter, dans ce travail, l'expression de notre
admiration et de notre gratitude.*

A lorraine,

Ces 5 années à tes côtés ont été les plus belles, merci à toi pour tout l'amour et tout le soutien que tu me portes au quotidien. Cette thèse sonne le début d'une nouvelle aventure, que nous allons vivre ensemble. Je nous souhaite le meilleur et je sais que nous l'obtiendrons car tout est possible à tes côtés. Je t'aime de tout mon cœur et bien au-delà.

A ma mère,

Merci d'être une vraie maman, de m'avoir toujours soutenu et aimé, de m'avoir considéré comme ta seule priorité. Cette réussite professionnelle, c'est avant tout la tienne, et j'en suis très fier. Ce travail donne le point de départ de ma vie d'adulte. L'homme que je suis devenu est désormais prêt à affronter la vie. Tu peux désormais penser à toi, chose que tu avais mis entre parenthèse depuis ma naissance. Je serai toujours à tes côtés, pour te rendre tout ce que tu m'as donné.

A mon oncle et ma tante,

Si j'ai choisi cette voie professionnelle, ce n'est pas le fruit du hasard. Vous êtes pour beaucoup dans ce choix, vous avez été mes exemples de réussite. Merci aussi pour tous ces voyages et toutes ces activités hivernales et estivales qui constituent de beaux souvenirs. Et que dire de ce sandwich au pain!

A mes grands-parents,

Merci pour tout l'amour que vous m'avez donné. Je suis très fier de vous et d'être un de vos petits-enfants.

A Cédric, Marjorie et Faustine,

Merci à vous pour votre soutien pendant toutes ces années, je vous souhaite le meilleur pour la suite et pour la pepette! En attendant le petit frère ou la petite sœur. Je serai toujours là pour vous.

A Olivier, Ségolène, Maé, Eliott,

Oliv m'avait passé le relais le jour de sa thèse, j'ai su répondre au défi ! Merci à vous de votre soutien et de toutes ces nuits lyonnaises d'hôtels improvisées qui nous ont, entre autres, beaucoup aidées pour notre installation. Je vous souhaite également le meilleur pour vous quatre et peut-être bientôt cinq ! Merci aussi à toi Oliv et toi Ségo de votre confiance pour m'avoir permis d'être parrain, Eliott peut dormir tranquille il ne manquera jamais de rien.... Et Maé non plus !

A Justine,

Même si ce n'est pas le cas sur le papier, tu es et sera ma petite sœur. Je serai toujours présent lorsque tu me solliciteras, comme tout bon (faux) grand-frère qui se respecte ! Je te souhaite le meilleur pour ta vie future mais je n'ai pas de doutes, tout ira pour le mieux. Tu sauras faire ce qu'il faut.

A mes beaux-parents,

Merci à vous pour votre soutien sans faille. Je sais que je peux compter sur vous et c'est une grande chance.

A Larisa, Thomas,

Merci à toi Thomas pour toutes ces parties de Pes et Fifa au couteau, pour tous ces défis sportifs que tu as la plupart du temps remportés (ou pas.... 😊) et pour ceux qui restent à venir ! Tu es bien plus qu'un beau-frère.

Merci à toi Larisa de ta gentillesse, et de m'avoir pu faire découvrir ton beau pays ! J'espère que notre complicité restera intacte, il faudra bien se serrer encore les coudes pour résister à Lorraine et Thomas 😊 !

A ma belle-famille,

Merci à vous de m'avoir adopté si vite, j'ai passé de très bons moments en votre compagnie. Vous faites partie de ma famille, même si ce n'est pas encore officiel.

A mes ami(e)s : Alex, Anne, Alice, Bertrand, Clément, Flavien, les Florians, Hugues, Louloute, Lucie, Jerem, Julien, Justine, Marie, Narcisse, Pauline, Perrine, Pierre, Oliv, Raph, Souny, Tib, William...

Merci à vous pour tous ces moments partagés et tous ces souvenirs ! La vie étudiante est finie mais les week-ends en réunion vont bientôt commencer ! Avis aux amateurs !

Critères de choix d'un pilier implantaire en prothèse fixée

Table des matières

I. Cahier des charges d'un pilier implantaire	12
A. Réponse mécanique	12
1. L'inclinaison de l'implant.....	13
2. L'inclinaison cuspidienne.....	15
3. Le positionnement horizontal de l'implant (déplacement latéral).....	16
4. Le positionnement apical de l'implant	16
5. L'angulation du pilier implantaire	17
B. Réponse esthétique	20
1. L'inflammation gingivale.....	21
2. L'épaisseur gingivale	22
3. Puits d'accès occlusal	24
4. La zone de transition	26
a) Variations dimensionnelles des couronnes dentaires	26
b) But : profil d'émergence	29
(1) Contours du complexe pilier implantaire/couronne prothétique.....	30
(2) La position de la gencive marginale.....	31
(3) La papille interdentaire.....	31
(4) Modifications des contours.....	32
(a) Modification de la limite périphérique.....	33
(b) Modification du corps du pilier.....	33
(i) Biotype fin.....	34
(ii) Biotype épais.....	34
(c) La tendance actuelle.....	35
C. Réponse biologique.....	38
1. Matériau= biocompatibilité ?.....	38
2. Lyse osseuse coronaire, réponse à la mise en fonction de l'implant.....	39
(1) Reconstruction à un étage.....	39

(2) Reconstruction à deux étages.....	40
b) Micro-gaps et leurs incidences.....	41
c) Micromouvements à l'interface pilier/implant	43
d) Déconnexion/reconnexion des piliers.....	44
e) Le concept du platform-switching.....	45
(1) Résumé des observations radiographiques.....	48
(2) Justification biologique des observations faites avec le platform switching	49
f) Rôle de la plaque bactérienne	51
D. Réponse à la fatigue	54
1. Matériaux=longévité ?.....	54
a) Le titane	54
b) L'alumine	55
c) La zircone	56
d) Alliages précieux	57
2. Géométrie de la connexion= la clef de la longévité ?.....	57
a) La vis.....	58
(1) Le couple et ses applications.	58
(a) Les clés, serrage manuel ou mécanique.	59
(b) Composition des vis.....	60
b) Le dévissage.....	61
(1) L'indexation.....	61
(2) L'environnement.....	62
(3) Le « jeu » rotationnel.....	63
(4) Le rôle de la vis.....	65
(5) Le processus de dévissage.....	66
c) Le diagnostic du dévissage et sa prévention.....	68
d) Incidence du choix de la connexion.....	69

(1) Résistance aux forces masticatrices	69
(2) Le repositionnement en fonction de la connexion.....	76
3. Titane versus Zirconie.....	79
4. Conséquences de la fatigue.	80
E. Intégration occlusale	83
II. Le pilier implantaire.....	86
A. Piliers standards	86
1. Pilier angulé	88
2. Pilier conique.....	89
3. Les piliers Procera® Esthetic Abutment ou CERCON® Balance Anterior.....	90
B. Piliers pleins.	90
1. Alliages : la coulée et la surcoulée.	90
2. Piliers pleins en alumine.....	95
3. Piliers pleins en Titane et Zirconie.....	96
a) Pilier faux moignon.	97
(1) Pilier titane.	97
(2) Piliers ZirDesign™.....	98
b) Les piliers “ mixtes : titane/zirconie ”	98
4. Le fraisage : principes, techniques et limites.....	99
a) Principes.....	99
b) Technique	100
(1) Fraisage pour restauration unitaire.....	101
(2) Fraisage pour restaurations plurales.	103
c) Limites.....	104
C. Piliers préfabriqués.....	106
D. Piliers personnalisés.	107
1. Le pilier In-Ceram® Zirconia.....	107

2. CFAO.....	109
E. Pilier antérieur ; zircone, titane ?.....	115
III. Type de connexion à l'implant.....	117
A. La connectique externe.....	118
B. La connectique cône morse/interne	119
1. Cône morse.....	119
a) Cône morse pur.....	119
b) Cône morse modifié antirotationnel	120
c) Type hexagone	121
d) Type polygone (octogone, dodécagone).....	122
e) Type trièdre.....	122
f) Forme variées	122
IV. Gestion esthétique et profil d'émergence	124
A. Positionnement de l'implant.....	124
1. Positionnement de l'implant dans le plan mésiodistal.....	125
2. Positionnement de l'implant dans le plan vestibulolingual	126
3. Positionnement apicoronaire de l'implant	128
B. Espace biologique.....	130
1. Principe de soutien des tissus mous par un support osseux sous-jacent.....	130
2. Principe de la conservation d'un espace biologique.....	132
C. Biotype muqueux.....	133
1. Biotype épais	134
2. Biotype fin.....	134
3. Quantifier la muqueuse kératinisée	135
D. Espace interarcade/interdentaire	136
V. En fonctions des critères.....	138
VI. Couronne vissée ou scellée ?.....	140

A.	Prothèse implanto-portée transvissée	140
a)	Avantages	140
b)	Inconvénients.....	140
1.	Dispositifs des prothèses transvissées	142
(1)	Prothèse à un étage transvissée directement à l'implant.....	143
(2)	Prothèse à un étage transvissée à un pilier interne droit ou angulé	144
(3)	Prothèse à deux étages, transvissé à un pilier transgingival.....	148
B.	Prothèse implanto-portée scellée	151
1.	Principes de la prothèse scellée	152
a)	Avantages	152
b)	Inconvénients.....	152
2.	Dispositifs des prothèses scellées	153
(1)	Prothèse à un étage scellée directement sur implant avec faux moignon monobloc..	153
(2)	Prothèse à un étage scellée sur un implant avec pilier standard interne droit ou angulé	154
(3)	Prothèse à deux étages scellée sur un pilier transgingival	157

Introduction

L'implantologie moderne dérive du concept d'ostéo-intégration décrit par Bränemark. Il permet de résoudre les problèmes fonctionnels créés par l'édentement total ou partiel. En une trentaine d'années, la fiabilité de l'ostéo-intégration a permis le traitement de l'édentement unitaire et plural.

Le pilier implantaire fait partie du dispositif implantaire. Il fait le lien entre l'implant enfoui dans l'os, et la couronne prothétique. C'est lui qui est « au cœur » du système implantaire. Il va donc jouer un rôle clé dans le succès de la réhabilitation prothétique.

Trois paramètres vont régir son élaboration : un paramètre mécanique, un paramètre biologique et un paramètre esthétique. Le succès de la thérapeutique prothétique implanto-portée reposera sur la validation de ces paramètres.

Pour toute reconstitution implanto-prothétique, une « équipe médicale » est constituée. Elle comprend le chirurgien, le chirurgien-dentiste et le prothésiste dentaire. Il est important de noter que la communication, dans l'équipe médicale, va être décisive pour obtenir le succès.

De très nombreux facteurs anatomiques, chirurgicaux et prothétiques influent à des titres divers sur le résultat esthétique de cette intégration aux tissus mous péri-implantaires : l'anatomie osseuse, notamment le volume de l'os inter-proximal, le positionnement de l'implant dans les trois dimensions de l'espace, et les techniques de manipulation gingivale.

Les tissus péri-implantaires diffèrent sensiblement des tissus parodontaux au niveau de l'espace biologique, ce qui complique l'obtention d'une intégration gingivale esthétique. L'espace biologique étant plus important autour de l'implant, il rend plus difficile la position finale de la gencive libre au niveau du secteur antérieur.

Les exigences esthétiques de nos patients, la réalisation d'un profil d'émergence anatomique et physiologique nous obligent à définir quelques impératifs qui sont :

- un profil d'émergence identique à celui d'une dent naturelle ;
- une limite cervicale intra-sulculaire précise et adaptée à l'environnement implantaire ;
- un aspect esthétique et une stabilité occluso-fonctionnelle.

En ce qui concerne le pilier implantaire, il devra assurer cinq fonctions essentielles :

- établir et maintenir une connexion stable entre l'implant et la restauration prothétique ;
- transmettre les forces de manière régulière sur l'os péri-implantaire, en diminuant le risque de fracture du pilier et de la vis de transfixation ;
- maintenir des tissus mous péri-implantaires stables et non inflammatoires ;
- établir dans le sens mésiodistal des rapports mécaniques favorables.

Ceci nous amène à sélectionner quelques types de piliers s'inscrivant dans ce concept. Nous verrons :

- les piliers standards, non modifiables ;
- les piliers coulés et surcoulés en alliage précieux ;
- les piliers pleins modifiables en titane, en zircone ;
- les piliers préfabriqués, en titane, en zircone ;
- les piliers personnalisés, usinés par CFAO en titane et en zircone.

1^{ère} partie : cahier des charges d'un pilier
implantaire

I. Cahier des charges d'un pilier implantaire

A. Réponse mécanique

C'est le premier grand paramètre à valider pour le pilier implantaire. Il doit pouvoir supporter les cycles de mastication répétés. Dans un contexte défavorable, la perte des composants du système implantaire peut se produire en l'espace d'un an, alors que leurs fractures n'interviennent qu'après plusieurs années (Rangert and coll., 1995). L'os est fragile à la charge, surtout quand il est en période de cicatrisation. Lorsqu'elle est acquise, l'os est moins fragile sauf s'il est endommagé (Brunski, 1999).

L'échec mécanique d'un implant intervient plus probablement au cours de la cicatrisation. Il est donc important que le contrôle de la charge soit rigoureux pendant cette période. L'os ne perd son potentiel de soutien pour des raisons de surcharges que dans certaines conditions extrêmes (Quirynen and coll., 1992) ; (Rangert and coll., 1995). Les complications mécaniques, comme le desserrage de la vis, apparaissent rapidement et doivent être considérées comme des signes révélateurs de charges excessives.

La surcharge d'un système implanto-porté est provoquée par des flexions excessives (Rangert and coll., 1997). Au cours de la mastication, la restauration prothétique et la connexion pilier/implant sont affectées par diverses forces physiologiques de mastication. Ces forces de mastication sont axiales et transversales.

Lorsqu'une force est appliquée parallèlement à l'axe de l'implant (force axiale), la contrainte est bien répartie dans la masse de l'implant et au niveau de ses spires (*fig1*). Si la force appliquée directement ou par l'intermédiaire d'un composant n'est pas parallèle par rapport à l'axe de l'implant (force transversale), ce dernier est soumis à une flexion (*fig1*). En flexion, seule une petite partie de la section de l'implant est soumise à la charge ; l'os est sollicité essentiellement au niveau des extrémités de l'implant. Les contraintes dans l'implant et dans l'os deviennent plus élevées (Rangert and coll., 1989).

Le moment de flexion est défini comme le rapport de l'intensité de la force sur la longueur du bras de levier (distance perpendiculaire entre la direction de la force et l'axe). Plus le bras de levier est long, plus le moment est important et plus la contrainte est forte.

Pour réduire ces contraintes, il faudra prévoir et agir sur plusieurs facteurs.

1. L'inclinaison de l'implant

Il est question de faire concorder l'axe implantaire avec l'axe prothétique. L'axe implantaire est décrit par l'implant lui-même, du fait de sa mise en place dans l'os. L'axe prothétique est l'axe selon lequel la prothèse fonctionnera le mieux ; de manière esthétique par son intégration optimale au parodonte, avec un profil d'émergence donnant l'illusion du naturel ; de manière fonctionnelle par son intégration dans le plan occlusal du patient, dans le but d'une meilleure répartition des forces sur le système implanto-prothétique.

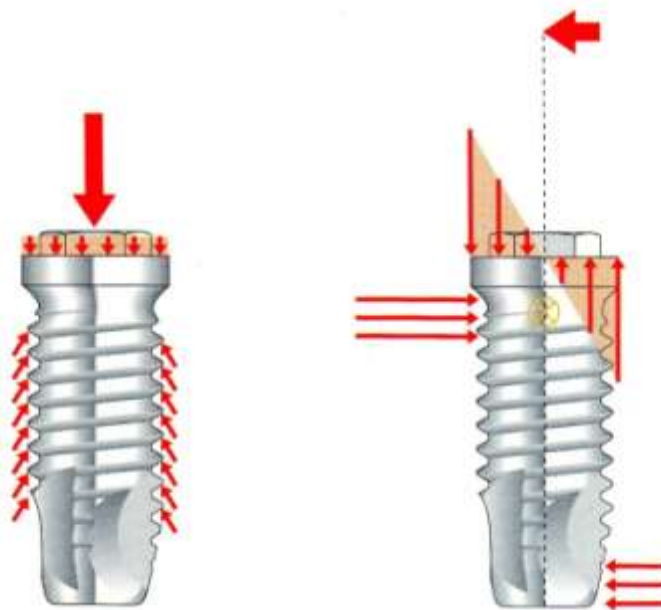


Figure 1: Illustration P.Palacci, Esthétique et Implantologie, Quintessence International.

Force axiale appliquée sur l'axe de l'implant avec répartition sur les spires et la section de l'implant (à gauche) (fig1).

Force transversale appliquée à l'axe de l'implant, un moment de flexion est induit. Seule une petite partie de la section et quelques spires de l'implant contrebalanceront la contrainte, ce qui provoque des contraintes très fortes dans l'implant et dans l'os (à droite) (fig1).

La tête de l'implant doit être positionnée de façon à ce que la prothèse sur implant puisse émerger de façon cohérente, en transférant toutes les forces de mastication sur la tête de l'implant et idéalement dans l'axe du « corps » de l'implant. C'est toutefois quasiment impossible de faire coïncider les deux axes en un même axe, car le remodelage osseux suivant l'avulsion dentaire n'obéit qu'aux lois physiologiques. Il en résulte très souvent, surtout au maxillaire dans les cas d'édentement antérieur, un axe implantaire idéal dicté par le volume osseux disponible sans rapport avec le couloir dentaire/ prothétique idéal. Une divergence entre ces deux axes est donc la plupart du temps inévitable. Cette divergence entre l'axe implantaire et l'axe prothétique doit être faible. Selon Weinberg (1993), plus la force est oblique par rapport au grand axe de l'implant, plus les contraintes augmentent (elles doublent dès 30°). Les contraintes augmentent de 5% tous les 10° d'angulation supplémentaire.

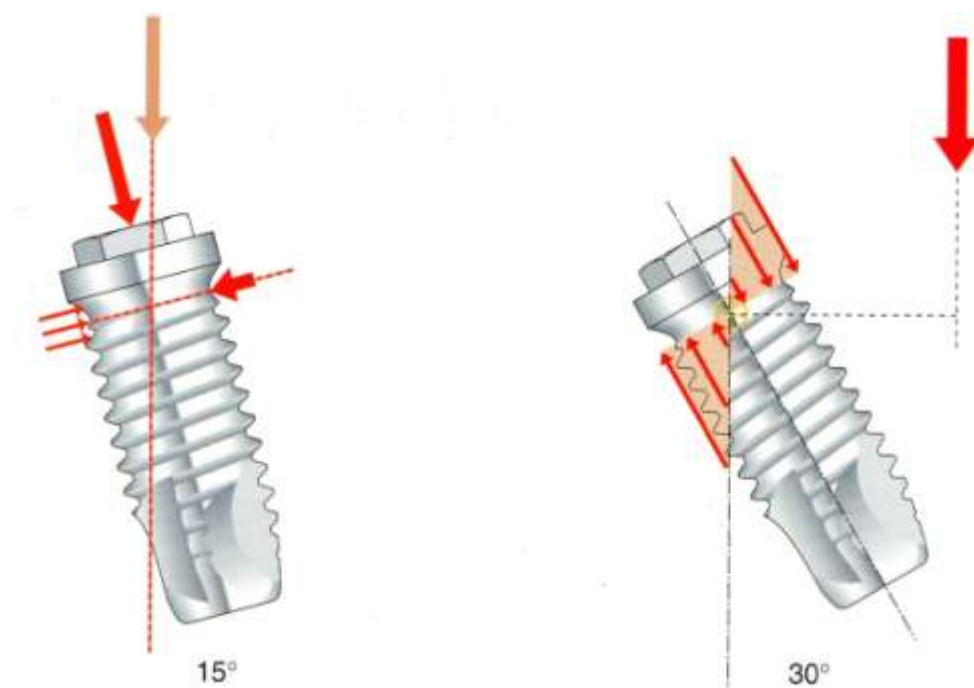


Figure 2: Illustration P.Palacci, Esthétique et Implantologie, Quintessence International.

L'inclinaison vestibulo-linguale de l'implant peut intervenir lorsque la reconstruction prothétique est décalée par rapport à la tête de l'implant, ce qui provoque un moment de flexion sur l'implant (fig 2).

2. L'inclinaison cuspidienne

L'anatomie occlusale ainsi que les courbes occlusales de Spee et de Wilson doivent être parfaitement reproduites au laboratoire. L'orientation *ad linguam* des faces occlusales, avec une morphologie et une angulation des versants cuspidiens identiques à celles des dents naturelles, permet un minimum de contraintes sur les éléments prothétiques. En effet, l'intensité des contraintes est environ 2 fois inférieure sur les cuspides linguales par rapport aux cuspides vestibulaires grâce à l'orientation *ad linguam* des faces occlusales. Selon Weinberg (1993), les contraintes augmentent de 30% par 10° d'angulation supplémentaire (fig3 et 4).

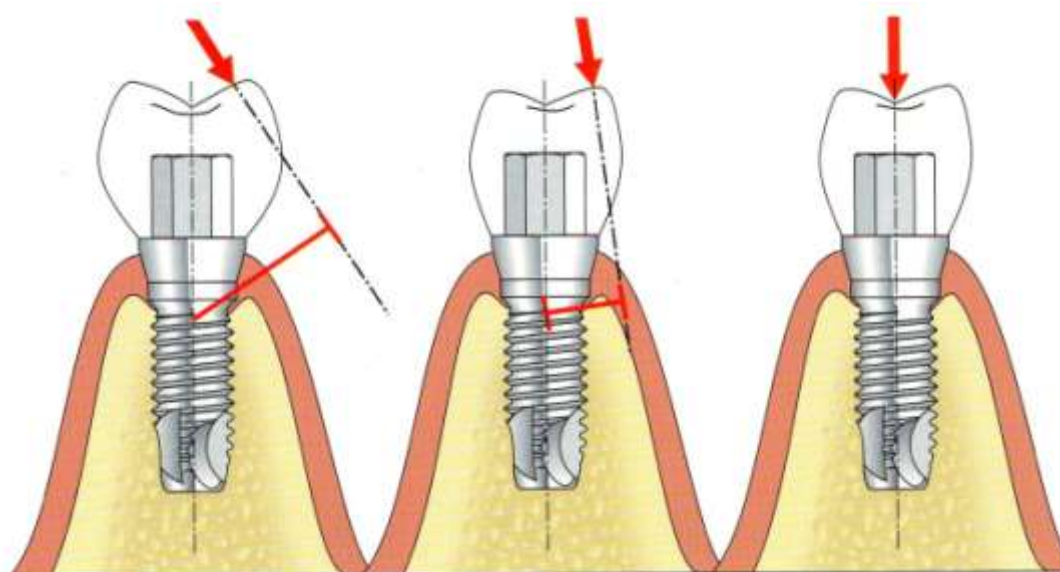


Figure 3: Illustration P.Palacci, Esthétique et Implantologie, Quintessence International.

Représentation de l'amplitude d'une contrainte occlusale suivant son point d'application et du bras de levier qui en découle.



Figure 4: Illustration H.Martinez, Les implants : chirurgie et prothèse, Editions CdP.

Représentation d'une variation d'angles cuspidiens.

3. Le positionnement horizontal de l'implant (déplacement latéral)

La résorption osseuse inhérente à l'avulsion dentaire ne peut être prédite totalement à l'avance, généralement l'axe implantaire clinique est différent de celui idéal pour la reconstitution prothétique. En effet, le chirurgien doit s'adapter à la situation clinique décrite par le volume osseux disponible. Pour les contraintes, elles augmentent de 15% tous les mm lors du déplacement latéral du grand axe implantaire (Weinberg, 1993) (fig5).

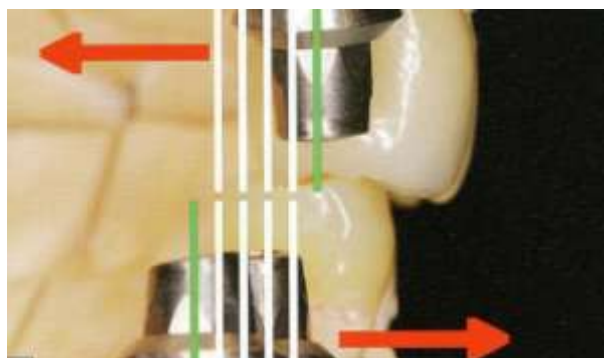


Figure 5: Illustration H.Martinez, Les implants : chirurgie et prothèse, Editions CdP.

Déplacement latéral de l'implant ; 15% d'augmentation par mm.

4. Le positionnement apical de l'implant

Plus la hauteur de résorption est importante, plus l'implant sera positionné apicalement. Weinberg (1993) a montré que, pour chaque augmentation du positionnement de 1 mm en direction apicale, il y a environ 5% d'augmentation du torque. Plus l'espace prothétique augmente, plus le torque et les facteurs de risque d'un problème du système implantaire s'accroissent (fig6).

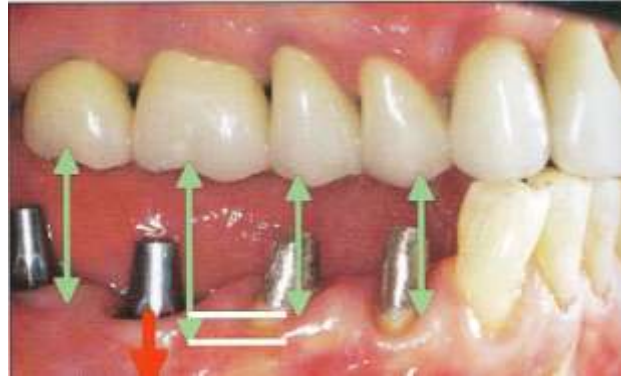


Figure 6: Illustration H. Martinez, Les implants : chirurgie et prothèse, Editions CdP.

Bras de levier extra-alvéolaire ; 5% d'augmentation par mm.

5. L'angulation du pilier implantaire

Au niveau du maxillaire, et notamment en antérieur, la résorption osseuse est fréquente et centripète, suite à l'avulsion de la dent à remplacer. La corticale vestibulaire disparaît très souvent suite au remodelage osseux. Les angulations des piliers implantaires sont indispensables pour recréer une situation physiologique. Lors d'une mise en charge immédiate, il est indispensable de s'assurer d'une angulation du pilier implantaire non iatrogène pour garder la stabilité primaire acquise lors du forage.

L'angulation du pilier va jouer sur l'augmentation des contraintes (fig7). Ces contraintes vont s'appliquer sur l'os cortical crestal sur le pourtour du col implantaire. A 15° d'angulation, elles augmentent d'environ 19% ; elles augmentent de 33% environ pour une angulation de 25°. (Weinberg, 1993)

Il faut noter que les contraintes sont aussi quantifiables en fonction du matériau qui constitue le pilier implantaire. Les contraintes masticatrices vont aussi s'appliquer sur le matériau. Suivant le matériau choisi, la réponse à la contrainte se fera différemment. Le paramètre « angulation » du pilier sous la contrainte va être le plus important. C'est dans cette situation que la résistance à la fatigue des différents

matériaux va être visible ; le matériau est un des paramètres à prendre en compte pour la réponse à la contrainte.

L'angulation maximale permise par le matériau du pilier est différente selon l'utilisation du titane ou de la zircone.

Le titane et les alliages sont des métaux. Ils possèdent une capacité, la ductilité, comme tous les métaux (par une augmentation de la contrainte, il va passer du stade déformation élastique à déformation plastique puis à une rupture sous des contraintes encore plus importantes). Le passage entre ces différents états est lent, et nécessite une augmentation forte des contraintes.

La zircone, comme l'alumine, sont des céramiques. Elles ne possèdent pas la capacité d'être ductile. Le passage entre les différents états va être beaucoup plus rapide que pour les métaux. La phase plastique est très rapide, donnant le caractère « cassant » des céramiques.

En conséquence, l'angulation maximale d'un pilier implantaire en titane est de 30° en moyenne ; celui d'un pilier en zircone est de 15° (Moyenne autorisée selon les fabricants).



Figure 7: Illustration H.Martinez, Les implants : chirurgie et prothèse, Editions CdP.

Inclinaison de l'implant ; 5% d'augmentation par 10°.

Impératifs mécaniques :

- Ancrage osseux stable impératif (os cicatrisé) ;
- Forces axiales plutôt que forces transversales ;
- Augmentation de 5% des contraintes tous les 10° d'angulation implantaire ;
- Faces occlusales avec des pentes cuspidiennes faibles ;
- Versants cuspidiens avec répartition *ad linguam* ;
- Augmentation de 15% des forces de flexion pour chaque millimètre pour un déplacement latéral par rapport au grand axe de l'implant ;
- Augmentation de 5% du torque tous les millimètres pour un déplacement vertical en direction apical de l'implant ;
- Inclinaison du pilier implantaire zircone maximale de 15° ;
- Inclinaison du pilier implantaire titane maximale de 25° à 30°.

B. Réponse esthétique

Il existe deux niveaux de repères pour implanter ; ces deux niveaux correspondent aux noms commerciaux de deux implants de la marque Straumann®.

Le premier est nommé le « tissue level », c'est-à-dire au niveau des tissus. L'implant est foré dans l'os de telle manière que la tête implantaire soit au niveau de la gencive marginale. Il n'y a pas d'enfouissement, donc pas de manchon muqueux disponible. Le pilier implantaire est recouvert par la couronne ; cette dernière « dépose » sa limite périphérique sur la tête implantaire. Le pilier est donc invisible. Aucun paramètre ne va influencer sur le choix du pilier ; il sera « standard » pour les prothèses scellées, mais il fera partie intégrante de la structure de la couronne dans les cas de couronnes vissées. Aucune exigence esthétique n'est à espérer car la tête implantaire est juxta-gingivale. Le grisâtre du titane va colorer la muqueuse. Les limites prothétiques vont être le plus souvent visibles.

Le second est nommé le « bone level », c'est-à-dire au niveau osseux. L'implant est foré de telle manière que la tête de l'implant soit au niveau crestal. L'implant est dit enfoui, ce qui permet d'obtenir un manchon muqueux par cicatrisation parodontale. Le pilier ici va faire le lien entre l'implant et la couronne. La base du pilier sera connectée à la tête implantaire, et se situera à une moyenne de 3 mm du sommet de la gencive marginale. La limite périphérique de la couronne reposera sur le corps du pilier, et se situera à une distance de 0,5 à 1 mm du sommet de la gencive marginale. Ce manchon va permettre de travailler le profil d'émergence pour que la couronne dentaire donne l'illusion d'une dent naturelle

Il a été acquis que, pour marier au mieux implantologie et esthétique, certaines règles devaient être respectées. Ces règles concernent les implants en deux parties, où tissus durs et mous sont au contact de deux pièces distinctes, l'implant et le pilier. Pour aboutir à un résultat esthétique, il est nécessaire de :

- préserver le capital osseux consécutif au placement de l'implant, et d'éviter à tout prix la résorption de la table alvéolaire vestibulaire ;
- préserver la géométrie des papilles et leur volume dans le temps pour les sites post-extractionnels ;

- préserver un contour gingival préexistant et le maintenir au cours du temps, pour les sites post-extractionnels ;
- préparer un profil d'émergence optimal quel que soit le site.

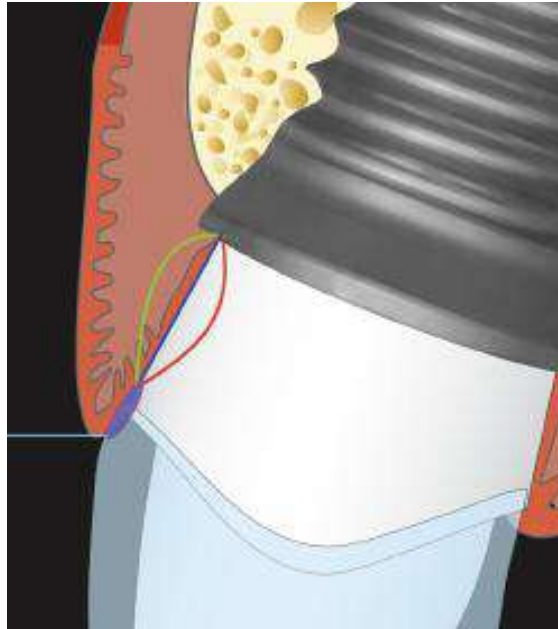


Figure 8: Illustration représentant la zone de transition. Huan Su.

Pour permettre une esthétique la plus durable possible et supportant l'agression prothétique, la muqueuse péri-implantaire doit remplir certaines conditions. On parle de sa santé, de son biotype, de sa structure et de son épaisseur qui jouera un rôle essentiel par rapport au choix du pilier.

1. L'inflammation gingivale

L'inflammation gingivale est la conséquence la plus fréquente en prothèse, surtout lorsqu'il s'agit de prothèse implantaire, d'une situation inesthétique inévitable et qui s'aggravera au fur et à mesure du temps. Elle va entraîner la rétraction des tissus parodontaux, mettant à nu les limites prothétiques.

En prothèse implantaire, cette inflammation peut être due :

- à la flore bactérienne adhérente aux structures prothétiques et dentaires ;
- à la présence de résidus de ciment lors d'une couronne implantaire scellée.

2. L'épaisseur gingivale

Etant donné l'aspect mécanique spécifique que comporte une reconstruction prothétique implantaire, il est prépondérant de posséder un parodonte sain ; mais surtout un parodonte solide, riche en fibres conjonctives, adhérent à un os dimensionnellement stable et permettant l'assise des structures tissulaires gingivales.

La différence de matériau va jouer un rôle considérable dans cette réponse esthétique recherchée, et fait partie intégrante du cahier des charges du pilier.

Dans le cadre d'une étude clinique randomisée contrôlée comparant le titane et les piliers zircone (Procera, Nobel Biocare) pour les couronnes sur implant pour une seule dent, la couleur des tissus mous péri-implantaires a été évaluée et comparée à la couleur des dents naturelles de référence (Sailer and coll., 2007).

L'essai clinique du pilier implantaire en zircone et en titane pour les reconstructions unitaires à 1 an donne ces résultats préliminaires, des données inédites, éditées en 2007. Sur un total de 45 patients, 62 implants en régions antérieure et postérieure ont été posés. Chez 25 patients, les 40 implants postérieurs ont été aléatoirement affectés soit à un pilier individualisé zircone (n = 20) ou un pilier en titane individualisé (n = 20) (groupe 1). Chez 20 autres patients, 22 sites d'implantation antérieure ont été affectés à un pilier individualisé en zircone (groupe 2). Après 1 an de suivi clinique, un total de 37 patients était susceptible de fournir les données recherchées. Dans le groupe 1, 31 implants postérieurs unitaires (prémolaires et molaires) avec reconstructions sur 19 piliers en zircone et 12 piliers en titane ont été examinés. Dans le groupe 2 (région antérieure), 19 reconstructions sur des piliers en zircone ont été examinées. Les reconstructions prothétiques fixes sur les piliers sont des couronnes céramo-métalliques ou tout-céramiques.

A un an, la couleur de la muqueuse péri-implantaire a été mesurée par spectrophotomètre (spectroshade MHT) dans les deux groupes. La variation de couleur entre les groupes d'essai a été observée. Par ailleurs, les épaisseurs de la muqueuse péri-implantaire des sites de référence ont été enregistrées dans les régions analysées. La comparaison de la couleur des muqueuses des sites postérieurs avec la zircone et le

titane a démontré un changement de couleur visible causé par les deux matériaux par rapport aux dents naturelles. Cependant, les reconstitutions soutenues par des piliers zircone conduisent à une baisse de changement de couleur des tissus mous par rapport au site avec des piliers en titane. En outre, dans les régions antérieures (groupe 2), les couronnes supportées par des piliers zircone conduisent à un changement de couleur qui est comparable aux résultats obtenus dans les régions postérieures.

Un des facteurs importants pour la décoloration des tissus mous est son épaisseur. Dans cette étude, l'épaisseur des tissus mous a été de $2,1 \pm 0,7$ mm sur les sites postérieurs avec des piliers zircone et de $1,7 \pm 0,4$ mm avec piliers en titane. Dans les régions antérieures, une épaisseur moyenne des tissus mous de $2,2 \pm 0,5$ mm était présente. Récemment, une étude in vitro sur les conséquences des matériaux des piliers implantaires dans le changement de couleur de la muqueuse a été réalisée. Elle étudie le titane et la zircone. Les auteurs ont démontré que tous les matériaux de restauration induisent un changement de couleur d'ensemble, qui diminue avec l'augmentation de l'épaisseur des tissus mous. Le titane induit le changement de couleur le plus marqué de tous les matériaux testés. La zircone n'a pas induit un changement de couleur visible avec une épaisseur de muqueuse allant de 2 à 3 mm. L'œil humain, en effet, ne peut distinguer un changement de couleur pour tout spécimen d'essai à une épaisseur minimale de muqueuse de 3 mm.



Figure 9: Illustration d'une épaisseur gingivale fine, conséquence d'une récession en vestibulaire des tissus mous péri-implantaires. La couleur grisâtre du pilier titane devient visible. Irena Sailer.

Les auteurs concluent que l'épaisseur de la muqueuse est un facteur crucial pour le choix du matériau du pilier implantaire. En dessous d'une certaine épaisseur gingivale, des colorations sont visibles (fig 9).

L'étude de Jung and coll. (2008) a conforté la nécessité d'avoir une épaisseur gingivale suffisante de 3 mm. Cette étude a permis d'aller plus loin dans la définition du rôle esthétique joué par le pilier implantaire.

Selon l'auteur, l'insertion d'une restauration induit un changement de couleur visible quel que soit le type de pilier choisi. C'est expliqué par le fait que, lorsque la muqueuse n'est pas supportée par une structure naturelle, elle révèle une transmission de la lumière différente.

Cette étude a aussi mis en évidence que, pour une épaisseur gingivale inférieure à 3 mm, le titane augmente le risque de coloration de la muqueuse par rapport à la zircone.

3. Puits d'accès occlusal

Cela concerne uniquement les prothèses vissées. La couronne est transvissée sur le complexe implant/pilier, le pas de vis est alors accessible depuis la couronne (*fig10*).



Figure 10: Puits d'accès pour la vis de transfixation. Irena Sailer.

Cette technique est utilisée plus pour sa capacité à réintervenir sur le système plutôt que pour son esthétisme. Le puits d'accès est comblé par de la résine composite. Cette résine va avoir une teinte différente de la céramique cosmétique de la couronne ; il y aura donc un contraste. Ces restaurations composites vieillissent très mal et deviennent inesthétiques (*fig11*).



Figure 11: Vieillissement des composites d'obturations. Marc Lamy.

On rapporte des éclats de céramique à la jonction avec le composite. La céramique non soutenue casse fréquemment.

Cette technique impose une conception de la couronne qui est difficile à réaliser. L'axe de vissage va devoir permettre une émergence du puits d'accès au centre de la face occlusale. D'un point de vue strictement esthétique, un accès au pas de vis en vestibulaire n'est pas concevable (fig12).

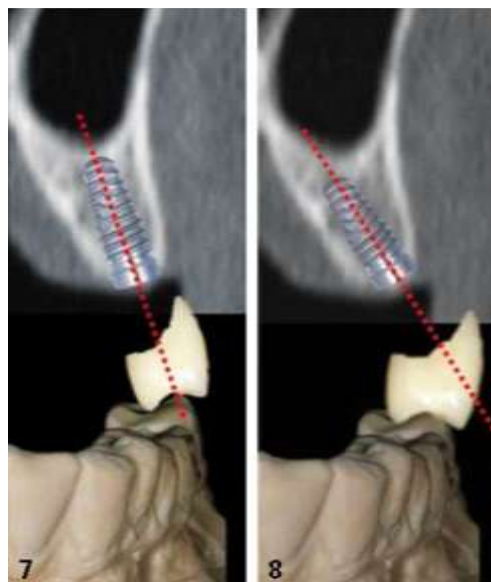


Figure 12: Axe puits d'accès/ axe implant correct (7) ; axe puits d'accès/ axe implant incorrect (8). Marc Lamy.

4. La zone de transition

Un profil d'émergence idéal doit se confondre avec le profil d'émergence de la dent naturelle correspondante. Plus le diamètre du col implantaire est proche du diamètre cervical de la dent à remplacer, plus l'évasement de l'élément intermédiaire sera limité.

L'espace de transition se définit comme étant la distance entre le col implantaire et le bord marginal de la gencive péri-implantaire de la restauration prothétique: il détermine le berceau prothétique. L'aménagement muccogingival de cet espace servira à masquer l'évasement de l'élément intermédiaire, surtout si le biotype parodontal présente une épaisseur et /ou une hauteur insuffisante de gencive kératinisée.

a) Variations dimensionnelles des couronnes dentaires

Dans une réhabilitation occlusale sur implant, l'unité implantaire (implant + pilier) doit être considérée comme le substitut à la racine dentaire. Les diamètres radiculaires et coronaires varient énormément selon les dents. Selon Wheeler et Ash (1984), les diamètres mésiodistaux et vestibulolinguaux au niveau de la jonction amélo-cémentaire (JAC) varient de 3,5 mm (incisive centrale mandibulaire) à 10 mm (molaire maxillaire). Les diamètres mésiodistaux coronaires moyens varient de 5 mm (incisive centrale mandibulaire) à 10,5 mm (molaires mandibulaires). Si on regarde seulement les incisives, canines et prémolaires, secteur le plus important du point de vue esthétique, les chiffres diffèrent encore mais à un degré moindre. Au maxillaire, les diamètres mésiodistaux moyens des couronnes vont de 6,5 mm (incisive latérale), à 8,5 mm (incisive centrale), à 7 mm (canine et prémolaires). Ces valeurs, qui représentent des dimensions différentes, doivent être comparées à celles des composants implantaires. Les diamètres des pas de vis des implants les plus utilisés sont de 3,75 et 4 mm. Les implants sont maintenant disponibles en différents diamètres qui correspondent à la forme des racines et des couronnes à remplacer. Un implant de gros diamètre (5 ou 5,5 mm) ainsi qu'un implant de petit diamètre (3,3 mm) sont proposés pour remplacer respectivement les molaires, les incisives latérales et les incisives mandibulaires.

Situations des dents	Diamètre mésio-distal de la couronne	Diamètre mésio-distal au collet	Diamètre vestibulo-lingual au collet
Dents maxillaires			
Incisive centrale	8,5	7,0	6,0
Incisive latérale	6,5	4,0	5,0
Canine	7,5	5,5	7,0
Prémolaires	7,0	5,0	8,0
Molaires	10,0	8,0	10,0
Dents mandibulaires			
Incisive centrale	5,0	3,5	5,5
Incisive latérale	5,5	4,0	5,5
Canine	7,0	5,5	7,0
Prémolaires	7,0	5,0	7,0
Molaires	10,5	8,5	9,0

Dimensions en mm.

Tableau 1: Récapitulatif des dimensions des dents.

Une dent naturelle, allant de l'incisive à la molaire en passant par la canine, ne présente pas de coupe circulaire au niveau de son profil d'émergence. Les incisives sont plutôt triangulaires, les canines et les prémolaires ovalaires, et les molaires trapézoïdales (*figures 13, 14, 15*). Et c'est là que se situe toute la difficulté de la gestion esthétique de la restauration implanto-prothétique. Il va falloir recréer dans cette zone, la zone de transition, un profil d'émergence naturel. C'est ici que va avoir lieu la transition, le passage entre une forme circulaire d'un col implantaire d'un diamètre donné et la forme naturelle de la dent restaurée par sa section naturelle retrouvée.

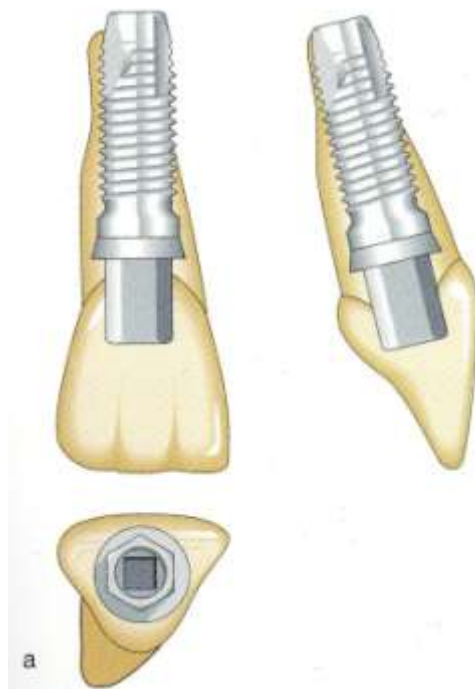


Figure 13: Coupe présentant la différence de section entre un implant circulaire et une incisive triangulaire. Illustration P.Palacci, Esthétique et Implantologie, Quintessence International.

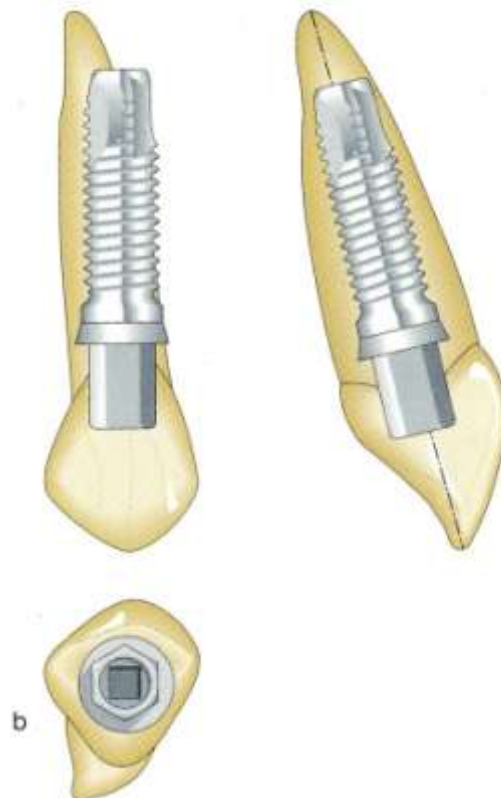


Figure 14: Coupe présentant la différence de section entre une canine ovale et un implant circulaire. Illustration P.Palacci, Esthétique et Implantologie, Quintessence International.

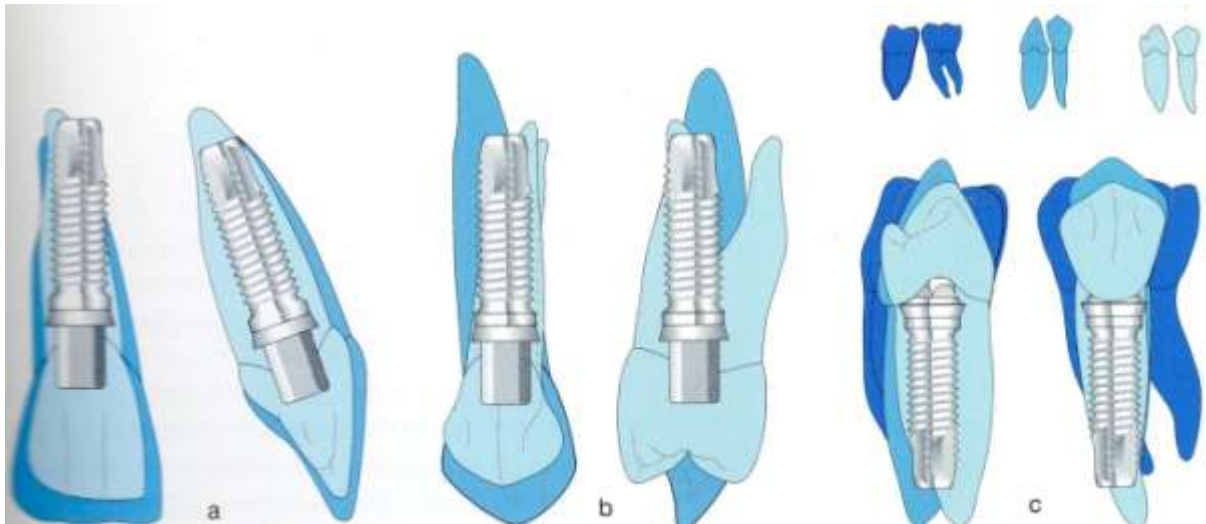


Figure 15: Illustration P. Palacci, Esthétique et Implantologie, Quintessence International.

Coupes implant/dent naturelle montrant les différences morphologiques entre des dents antérieures, postérieures, ainsi qu'une superposition des dents vue de profil et de face.

b) But : profil d'émergence

Bichacho et Landsberg ont souligné l'utilisation d'un concept de contour cervical utilisant une restauration sur mesure provisoire pour remodeler les tissus mous autour des implants. D'autres préconisent l'utilisation d'un pilier personnalisé provisoire qui est ensuite enregistré avec une technique d'empreinte ouverte (pick up) qui donne avec précision les contours muqueux péri-implantaires. Le pilier définitif sera une réplique exacte du pilier provisoire.

Les contours idéaux d'un pilier implantaire ne sont pas, pour le moment, bien définis. Weisgold et Morris ont démontré que des restaurations prothétiques en sur-contour provoqueraient la migration apicale du sillon gingival, tandis qu'une restauration en sous-contour induirait un positionnement coronaire du rebord gingival. D'une manière générale, les termes sur- et sous-contour sont utilisés arbitrairement, faute de clés dimensionnelles standardisées.

(1) Contours du complexe pilier implantaire/couronne prothétique

Les observations de certains auteurs ont mis en évidence qu'une réponse gingivale de la muqueuse péri-implantaire aux modifications des contours du complexe pilier/couronne va être localisée dans une certaine zone suivant la localisation du changement du contour de ce complexe. Sur la base de la réponse tissulaire, deux paramètres importants du pilier implantaire ont été caractérisés.

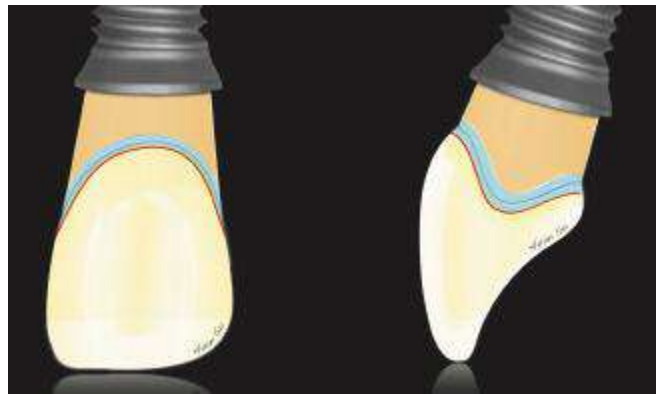


Figure 16: Illustration de la limite périphérique de la couronne (bleu) et du corps du pilier implantaire (beige). Huan Su.

Le premier est la limite périphérique, qui est la partie du pilier située apicalement à la gencive marginale. Le profil vestibulaire de la limite est important dans la détermination du point zénith. Il se trouve au niveau du collet prothétique, et permet de donner une harmonie avec les collets des dents adjacentes pour rendre le sourire du patient le plus naturel possible. Il est également possible de contrôler l'emplacement du zénith gingival grâce à des modifications de la limite.

La limite inter-proximale détermine si la couronne sur implant présentera une forme triangulaire ou carrée. Une limite « haute » induira une forme plutôt triangulaire, alors qu'une limite « basse » aura tendance à donner une forme carrée.

L'emplacement de la limite est dépendant de la position de la gencive marginale, chaque cas est différent. Aucune limites périphériques ne sont identiques entre les patients et chez un même patient. La limite est conditionnée uniquement par le dessin de la gencive marginale. Cliniquement en

implantologie, la forme de cette limite doit être en relation avec la géographie de la muqueuse péri-implantaire. Elle peut changer dans des cas tels que la récession.

Le second paramètre à avoir été identifié concerne le corps du pilier implantaire (*fig16*). Il se situe apicalement à la limite prothétique et provient de la hauteur déterminée entre la tête implantaire et cette dernière. Si la pose d'implant est trop superficielle car pas assez enfoui, la hauteur, qui constitue le corps du pilier, ne sera pas assez suffisante pour être travaillée. Le corps peut avoir une forme convexe ou concave, mais il peut également être une surface plane.

Des modifications des faces vestibulaires ou inter-proximales du corps du pilier peuvent susciter différentes réponses de la part des tissus péri-implantaires. Des modifications à la fois de la limite prothétique et du corps du pilier peuvent être utilisées pour améliorer l'esthétique péri-implantaire des tissus mous.

(2) La position de la gencive marginale

La position de la gencive marginale détermine les limites et la hauteur de la couronne clinique. Le point le plus bas de la face vestibulaire de cette gencive est essentiel dans l'établissement de l'emplacement des limites périphériques de la couronne et de la position du point zénith.

(3) La papille interdentaire

La hauteur des papilles interdentaires entre les implants est déterminée par la crête osseuse sous-jacente inter-implantaire. La localisation de la papille entre une dent naturelle et un implant est dépendante du niveau de fixation du tissu conjonctif qui est fixée à la dent naturelle. Entre un implant et une dent, une moyenne de 4,5 mm de hauteur de papille a été signalée (Tarnow and coll., 2003) (Salama, and coll., 1998).

(4) Modifications des contours

Comme l'a démontré Listgarten (and coll., 1991), la gencive implantaire supracrestale diffère anatomiquement de celle de la dentition naturelle, et présente différents comportements physiologiques. Les restaurations naturelles en sur-contour peuvent entraîner une inflammation gingivale, une migration apicale de la gencive marginale. Alors qu'un sur-contour en soit ne peut pas causer la migration apicale de l'appareil d'ancrage, il peut toutefois entraîner une position plus apicale de la gencive marginale. A l'inverse, la modification du contour de restaurations implanto-portées va affecter la position de la gencive marginale.

Amsterdam, dès 1974, a souligné l'importance de la forme des dents et de leur impact sur la protection du parodonte. Les effets d'une surpression sur les tissus inter-dentaires, par la restriction de l'embrasure, ont été démontrés par plusieurs auteurs (Smukler and coll., 2003 ; Morris, 1958 ; Bichacho, 1998 ; Kokich, 1996).

Il faut noter qu'avant toute modification, la présence d'une muqueuse saine, cicatrisée et d'épaisseur suffisante doit être validée. Le moment où l'on doit effectuer la modification du contour doit être planifié. Il est recommandé également que les tissus péri-implantaires soient modelés avec une restauration provisoire avant la fabrication de la prothèse finale, dont ses propres limites reproduiront la forme du contour établi.

Petit et Tarnow (2003) ont montré que le niveau de la gencive marginale vestibulaire se stabilisait à 3 mois après la connexion du pilier. Il est recommandé que toute modification du corps en vestibulaire doit être effectuée une fois que le bord marginal de la gencive est stable.

Il a été indiqué que des modifications de l'embrasure gingivale, soit par un abaissement du point de contact, soit par réduction de son diamètre mésiodistal, fera diminuer l'accessibilité des surfaces proximales et entraînera une prolifération papillaire. Dans les mêmes conditions cliniques, une augmentation de la convexité de la limite et du corps peut « serrer » les papilles inter-dentaires, provoquant une augmentation de la hauteur de 0,5 à 1 mm, à condition que l'espace inter-dentaire y soit suffisant (2 à 3 mm). Lorsque la limite inter-proximale est modifiée, la forme de la couronne sur

implant se modifie aussi, devenant carrée. Une modification intéressant uniquement le corps du pilier peut atteindre un même résultat tout en préservant une forme idéale de la couronne.

(a) Modification de la limite périphérique

Dans le cas des implants (Andlin-Sobocki et Bodin, 1993), lors du déplacement de la limite vestibulaire, la gencive marginale va migrer apicalement. D'autre part, lorsque la limite est déplacée lingualement, la migration coronaire de la gencive marginale doit être prévue. La position du point zénith et l'architecture gingivale vestibulaire peuvent être modifiées en changeant la hauteur de la limite des faces mésiales ou distales.

(b) Modification du corps du pilier

Le corps du pilier va jouer un rôle dans le soutien des tissus mous. C'est ici que les tensions masticatrices vont être dirigées, puis absorbées. Il est donc impératif d'avoir un parodonte péri-implantaire stable, épais et résistant. C'est à ce niveau que va naître le profil d'émergence de la couronne.

Les modifications du corps vont lui faire prendre différentes formes, suivant la hauteur du manchon muqueux, la relation entre le diamètre de la tête implantaire et celui de la couronne prothétique, et du biotype gingival.

Il peut être composé de formes planes, on se trouvera alors dans une situation favorable où le parodonte présente une épaisseur suffisante (biotype épais ou fin après greffe gingivale pré-implantaire), avec un manchon muqueux favorable à la création d'un profil d'émergence naturel.

Il peut être de formes concaves, cela permettra de densifier les tissus péri-implantaires. Ces formes sont utilisées lorsque l'épaisseur gingivale est faible ou chez les patients ayant un biotype fin.

Il peut être de formes convexes, dans les cas où le diamètre de la tête implantaire et celui de la couronne prothétique sont incompatibles ; mais aussi en conséquence d'un manchon muqueux court. Le profil d'émergence serait disgracieux, et le pilier ne pourrait jouer correctement son rôle de soutien tissulaire.

Bien que de nombreuses variables peuvent jouer un rôle dans la détermination de l'architecture des tissus mous péri-implantaires, le biotype parodontal est le plus influent. Le biotype parodontal est déterminé par l'architecture et l'épaisseur de la gencive attachée. On va trouver un biotype parodontal épais, et fin. Dans les situations où les formes des dents ne sont pas souhaitables, une amélioration des tissus mous peut être obtenue en créant une pression sur ces tissus au niveau des embrasures proximales, surtout chez les patients présentant un « biotype fin ».

(i) *Biotype fin*

Il définit une architecture où les papilles sont en forme de lames de couteaux. Les patients présentent généralement des dents adjacentes de forme triangulaire avec des contacts courts et des embrasures spacieuses. La gencive mince est un obstacle aux modifications du corps vestibulaire du pilier. C'est pourquoi chez ces patients, un épaissement anticipé de cette gencive sera une des obligations pré-implantaires.

Les auteurs ont observé qu'une hauteur gingivale vestibulaire de 3 mm est suffisante pour permettre des formes convexes du corps du pilier, sans être iatrogène par rapport au niveau de la gencive marginale. La modification du corps en inter-proximale augmenterait la hauteur de papille de 0,5 à 1 mm.

Toute modification sera à faire à minima pour ne pas aggraver le parodonte.

(ii) *Biotype épais*

L'architecture gingivale comprend des papilles courtes, à base large. Les dents sont de formes carrées. La gencive est en épaisseur suffisante, physiologiquement. Aucun besoin de densifier cette dernière avant une restauration implantaire.

Chez ces patients, les modifications de la limite et du corps du pilier peuvent être effectuées sans danger. Il faudra respecter les « limites » dictées par le parodonte et sa physiologie.

(c) *La tendance actuelle*



Figure 17: Illustration représentant la réduction du contour sous-critique. Huan Su.

Au cours de la phase de cicatrisation initiale, un contour concave sous-critique et un contour critique idéal doit être présent afin de maximiser le volume de tissu (figure 17 à gauche). Toute modification du contour sous-critique pour améliorer les tissus péri-implantaires doit être effectuée avec prudence, et ce dès la maturité tissulaire.

La tendance actuelle est de minimiser les dimensions des systèmes implantaires. Cela va du diamètre de l'implant au diamètre du pilier implantaire. Tout est fait dans le but de préserver les tissus osseux et parodontaux et ce, sur le long terme.

Le corps du pilier implantaire va donc avoir tendance à être sous-dimensionné. Un profil concave sera donc le plus souvent donné. Rompen (and coll., 2007) a montré qu'un appui à profil concave transmuqueux peut minimiser la récession gingivale vestibulaire (fig17).

Une attention particulière doit être donnée aux embrasures inter-proximales. Elles doivent permettre l'utilisation des brossettes interdentaires pour la maintenance. Il faudra donner des formes acceptables pour garder une hygiène stable et éviter les récessions parodontales.

À la suite de la cicatrisation gingivale, le corps du pilier peut être modifié par la création d'une surface convexe. L'augmentation de la convexité présente certains inconvénients. Les procédures de maintenance peuvent être plus difficiles par la suite à cause d'un accès limité pour l'instrumentation. Une préoccupation supplémentaire est émise en ce qui concerne le potentiel futur de récession gingivale.

Le bon choix esthétique :

- ✓ Une inflammation gingivale absente (pas de résidus de ciment de scellement, bonne hygiène bucco-dentaire) ;
- ✓ Epaisseur gingivale supérieure à 3 mm : utilisation possible de tous les matériaux, céramiques ou métaux ;
- ✓ Epaisseur gingivale inférieure à 3 mm : utilisation uniquement des céramiques ;
- ✓ Cas de couronnes vissées uniquement avec puits d'accès au centre de la face occlusale ;
- ✓ Diamètres des puits d'accès les plus faibles possibles, pour préserver la couronne des éclats de céramiques ;
- ✓ Diamètres implantaires en rapport avec la nature de la dent à remplacer : petit diamètre pour incisives, gros diamètres pour molaires ;
- ✓ Limites prothétiques de la couronne : 0,5 à 1 mm sous le niveau de la gencive marginale ;
- ✓ Soutien muqueux par le corps du pilier implantaire ;
- ✓ Patient avec biotype fin : tendance à forme « dents triangulaires » ;
- ✓ Patient avec biotype épais : tendance à forme « dents carrées » ;
- ✓ Tendance actuelle : sous-dimensionnement des diamètres des piliers et des implants.

C. Réponse biologique

Le succès de l'intégration des tissus péri-implantaires nécessite la présence d'un parodonte cliniquement sain et donc stable à la surface du pilier. En effet, il est indispensable d'avoir une biocompatibilité des matériaux utilisés pour la reconstruction implanto-prothétique envers les tissus biologiques. Il faut donc un pilier implantaire qui réponde aux exigences prothétiques vu précédemment, mais aussi aux règles biologiques.

1. Matériau = biocompatibilité ?

Dans un premier temps, il faut se poser la question de savoir si le matériau utilisé pour le pilier est compatible avec les tissus vivants. C'est pourquoi de nombreuses études ont été réalisées en comparant l'impact des différents matériaux sur le parodonte péri-implantaire.

Albrektsson (and coll., 1992 et 1998), Thomsen (and coll., 1997), ainsi que Abrahamsson (and coll., 2007) ont comparé l'impact des piliers en or et en céramique dentaire avec des piliers titane. Ils ont conclu à une différence entre les deux types de piliers. Le titane permet une « adhérence » avec les tissus, alors que l'or et la céramique ne le permettent pas. De plus, ils vont induire des récessions gingivales et une résorption osseuse. Il faut donc noter qu'ici, une pseudo-attache est présente uniquement autour des piliers titanes

Albrektsson (and coll., 1985), Thomsen (and coll., 1997), Sennerby (and coll., 2005) ont comparé le titane et la zircone. Leurs études ont conclu à une similarité entre zircone et titane. Les deux matériaux permettent une adhésion épithélio-conjonctive.

Ces études, dont celle de Listgarden (and coll., 1992), ont permis de noter un élément important, « l'attache » est différente que sur une dent naturelle. Ici, les fibres de collagène sont orientées parallèlement au pilier implantaire, et non pas perpendiculairement comme face à la racine naturelle. Cette différence marque une « attache » beaucoup plus légère. On parle plus de contact intime, d'une adhésion ou de pseudo-attache que d'attache au sens stricte.

De nombreux essais cliniques réalisés sur des chiens et des singes ont été réalisés par de nombreux auteurs dont Abrahamsson (and coll., 1998), Welander (and coll., 2008), Kohal et Klaus (2004). Ces essais avaient pour but de démontrer la formation ou non d'un parodonte physiologique comprenant une attache épithéliale et une attache conjonctive autour du pilier implantaire. Dans l'étude de Wangler, Abrahamsson et Berglundh en 2008, cette même question fut abordée avec comme moyen la mise en place pendant six mois de piliers implantaires en titane et zircone. Les résultats concordent avec ceux précédemment obtenus: une pseudo-attache épithélio-conjonctive néoformée identique sur les piliers titane et zircone.

Cela démontre que les piliers titane et zircone sont biocompatibles, car permettent au vivant de réédifier sa structure physiologique. Les piliers en or et en céramique de laboratoire ne sont pas totalement biocompatibles. Ils ne permettent pas aux tissus gingivaux de s'y adhérer.

2. Lyse osseuse coronaire, réponse à la mise en fonction de l'implant

Ces réactions nécessitent de 2 à 4 mois pour se mettre en place et atteindre leur situation d'équilibre. Elles sont différentes selon que la connexion entre le pilier et l'implant se fait au-dessus ou en dessous de la gencive ; c'est-à-dire si la reconstruction prothétique est d'un étage (pas de perturbation des tissus mous lors de la connexion du pilier prothétique) ou de deux étages (perturbation des tissus mous lors de la connexion du pilier prothétique).

(1) Reconstruction à un étage

A la fin de la période d'ostéo-intégration, la vis de couverture est ôtée. Elle ne perturbe pas les tissus mous qui ont eu le temps de cicatriser. Le pilier est posé avec la couronne sans déranger les tissus mous.

La perte osseuse la plus importante a lieu durant la phase de cicatrisation. (Pham and coll., 1994 ; Fiorellini and coll., 1999). Elle est de l'ordre de 0,6 à 1 mm.

Après la mise en charge de l'implant, elle se continue mais elle est plus faible, de l'ordre de 0,2 mm/an (Pham and coll., 1994 ; Weber and coll., 2000).

(2) Reconstruction à deux étages

Pour les implants en deux temps, la perte osseuse est très faible, voire inexistante durant la phase de mise en nourrice (Fiorellini and coll., 1999 ; Testori and coll., 2002).

C'est à partir de la pose du pilier de cicatrisation que la perte osseuse commence. Elle se stabilise dans les 3 à 4 mois (Pilliar and coll., 1991). Elle aboutit à une lyse verticale de 1 à 1,15 mm autour de la première spire durant la première année (Alberktsson and coll., 1986 ; Jung and coll., 1996). Elle est considérée comme une réaction physiologique et non pathologique de la mise en fonction de l'implant.

Les phénomènes à l'origine de cette lyse osseuse sont débattus. Pour certains, la lyse verticale jusqu'à la première spire est due à la mise en place de l'espace biologique. D'autres l'attribuent à la présence d'une inflammation chronique. Les germes qui en sont à l'origine proviendraient de l'intérieur de l'implant après migration le long des interstices délimités par les puits de vissage ou le long des piliers. Ils s'y multiplieraient et migreraient à travers l'interface, non hermétique, implant/pilier. La diffusion de cette inflammation se traduirait verticalement par une migration osseuse équivalente en direction apicale, jusqu'au niveau de la première spire. Horizontalement, le parcours de l'inflammation intéresserait l'os adjacent à l'implant et se traduirait par une lyse osseuse équivalente.

D'autres perturbations potentiellement responsables de cette lyse ont été identifiées, il s'agit :

- de micro-hiatus à la jonction implant-pilier (micro-gap) (Hermann and coll., 2001) ;
- d'un infiltrat bactérien le long de la jonction implant-pilier (Ericsson and coll., 1996 ; Brogini and coll., 2003) ;
- de micromouvements du pilier par rapport à l'implant (King and coll., 2002) ;
- de contraintes liées à la fonction occlusale (Miyata and coll., 2002) ;

- de manipulations prothétiques répétées (vissage et dévissage du pilier)
(Abrahamsson and coll., 1997).

b) Micro-gaps et leurs incidences

Les micro-gaps trouvent leur situation au niveau de l'interface pilier/implant. Ils sont la conséquence « anatomique » du système implantaire, à savoir le contact intime de deux pièces prothétiques usinées (fig18, 19, 20). Il est physiquement impossible d'avoir un joint hermétique entre ces deux parties.

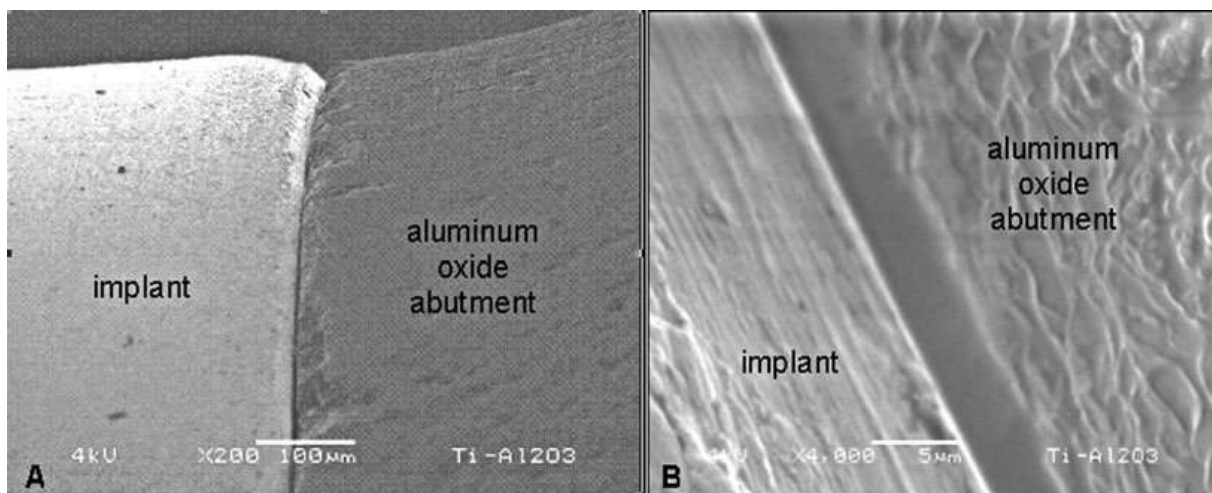


Figure 18: Micro-gap entre un pilier en céramique alumine et son implant sous microscope électronique (en grossissement x 200 à gauche, x 4000 à droite). Bulem Yüzügüllü.

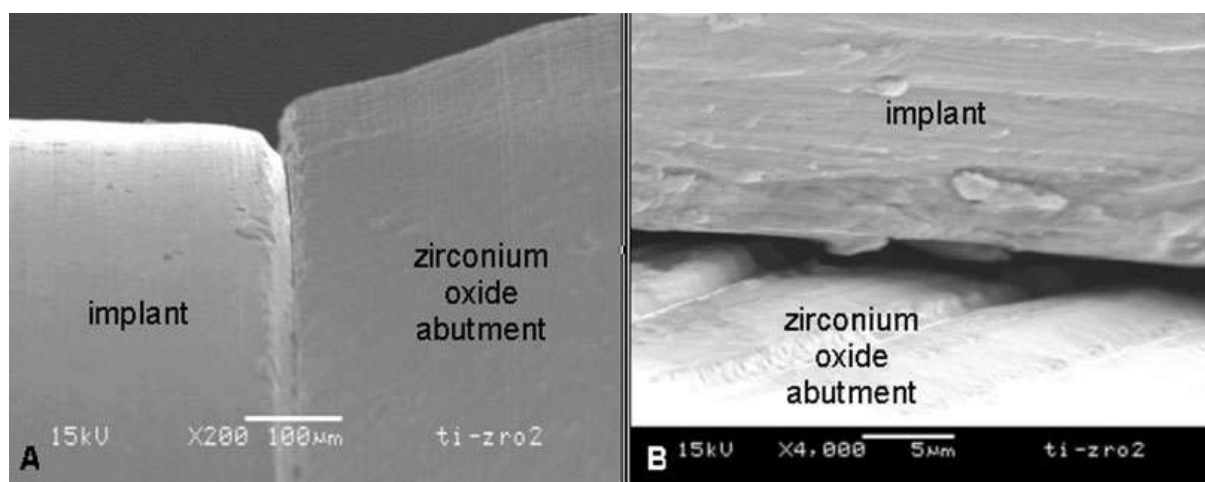


Figure 19: Micro-gap entre un implant et son pilier céramique zircone sous microscope électronique (en grossissement x 200 à gauche, x 4000 à droite). Bulem Yüzügüllü.

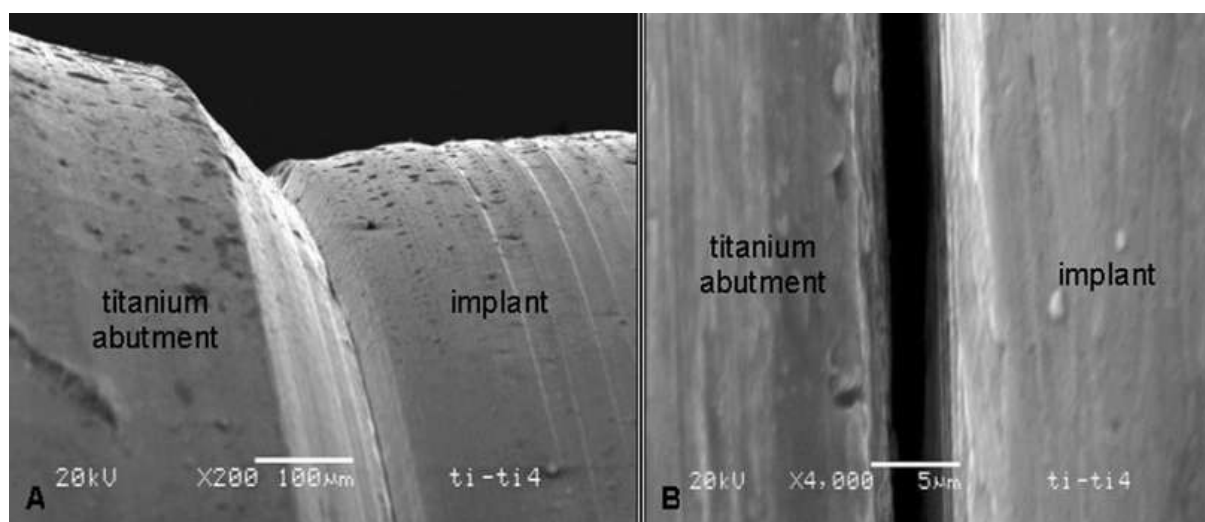


Figure 20: Micro-gap entre un implant et son pilier titane sous microscope électronique (en grossissement x 200 à gauche, x 4000 à droite). Bulem Yüzügüllü.

Le concept de l'espace biologique, qui date du moment où Gargiulo and coll. (1961) ont décrit la jonction dento-gingivale, est redevenu l'objet de nombreuses études en implantologie, lorsque des chercheurs comme Buser (and coll., 1992) et Schroeder (and coll., 1981) ont trouvé que l'épithélium buccal pouvait former un épithélium péri-implantaire semblable à celui présent autour des dents naturelles.

Cochran and coll. (1997) ont démontré qu'il n'y a pas de différence significative entre les dimensions des tissus mous autour des implants monoblocs non enfouis; et ce que leurs mises en charge soient à court terme (3 mois) ou à long terme (1 an). Ils concluent que les tissus mous se reforment physiologiquement et qu'ils restent stables dans le temps.

Hermann and coll. (2001) ont fait une étude dont le but était d'examiner histomorphométriquement les dimensions des tissus mous, sur des implants en une pièce au niveau de l'interface lisse/rugueuse, sur des implants en deux parties au niveau du micro-interstice en relation avec la crête osseuse ; les implants en deux parties ayant été placés suivant la technique enfouie ou non-enfouie. Hermann conclut que la dimension de l'espace biologique est plus semblable aux dents naturelles autour des implants non-enfouis en une pièce qu'au niveau des implants en deux parties ; qu'ils soient non-enfouis ou enfouis.

C'est pourquoi les auteurs considèrent qu'un micro-gap idéal et cliniquement viable, entre l'implant et le pilier, doit avoir pour exigence un ajustement passif. Il doit aussi être le plus loin possible de la crête osseuse, de telle manière à ne pas créer d'infiltrat inflammatoire au sein du parodonte péri-implantaire.

Un micro-gap défectueux augmente la susceptibilité des complications mécaniques et bactériennes. La fuite microbienne de la superstructure dicte l'intensité et la localisation au niveau du péri-implant de l'accumulation des cellules inflammatoires. Ainsi, la précision de l'ajustement de la pièce prothétique influe sur le degré d'inflammation péri-implantaire. La possibilité avec un micro-gap non adapté d'un problème purement mécanique, dont le risque de desserrage de la vis du pilier par fatigue, est également augmentée.

Il faudra donc opter pour une connexion le plus à distance du sommet de la crête osseuse pour limiter cette inflammation. De plus, une connexion interne au complexe pilier/implant sera préférée dans la mesure du possible.

c) Micromouvements à l'interface pilier/implant

La connexion entre un pilier implantaire et son implant induit un contact intime entre deux pièces usinées. Ce contact est donc physique, entre deux surfaces planes. La vis de transfixation, au centre du

système de connexion, est là pour maintenir le tout dans une position stable dans les trois dimensions et dans le temps. Dans un environnement idéal, ce système serait stable *ad vitam eternam*.

Cependant, dans le milieu buccal, une fois la mise en fonction effectuée, le système va subir des cycles et des cycles de charges répétées. De plus, ces forces entraînent des micromouvements autour de l'implant à l'interface os/implant. Selon Meng (and coll., 2007), des micromouvements de l'ordre de 50 à 150 micromètres sont une réalité applicable pour chaque couple implant/pilier en fonction.

Ces forces à répétition vont induire une usure des matériaux, amenant une fatigue inévitable. Cette fatigue se fait par le « jeu » entre l'implant et son pilier, qui va être augmenté de plus en plus, au fur et à mesure de l'application des charges occlusales. Sans une étude pré-implantaire menée dans l'optique de quantifier ses charges, et de mettre dans un environnement le plus idéal possible le système implanto-prothétique, cette fatigue amènera à terme la rupture de la connexion pilier/implant par fracture de la vis de transfixation la plupart du temps, car étant le seul élément du système à ne pas pouvoir supporter les forces de cisaillement.

De plus, ces mouvements de plus en plus amples au niveau de la connexion vont induire une propagation du stress mécanique au sein même du parodonte. Elle se fera proportionnellement à la mobilité du système de connexion et à son ampleur. Ceci aura pour conséquence une lyse osseuse disharmonieuse, plus importante dans les endroits de fort stress ; l'os sous-jacent ayant disparu, on aura une modification de l'architecture des tissus mous avec migration apicale de gencive attachée et donc perte de la ou des papilles. Les limites prothétiques auront de fortes chances d'être mises à nu.

d) Déconnexion/reconnexion des piliers

Abrahamsson and coll. (1997) ont étudié l'effet produit sur les tissus péri-implantaires de la répétition des déposes des piliers suivie de reconnexions. L'étude a porté sur 5 chiens Beagle. Les prémolaires inférieures ont été extraites et deux systèmes Bränemark® ont été mis en place, un dans chacun des quadrants mandibulaires. La connexion des piliers a été pratiquée 3 mois plus tard. Une période de tests de 6 mois a alors débuté. Une fois par mois pendant cette période, chez chacun des chiens, la déconnexion du pilier du côté droit (test), son nettoyage et sa reconnexion sur l'implant ont été

pratiqués. Chacun des piliers tests a ainsi subi en tout 5 fois une déconnexion et une reconnexion au cours de cette période. Aucune intervention n'était faite sur le pilier controlatéral, qui servait de témoin (contrôle). Un mois après la dernière reconnexion, les animaux ont été sacrifiés et des échantillons de tissu, comprenant l'implant et les tissus péri-implantaires durs et mous, ont été prélevés et sectionnés.

Les résultats indiquent que les déconnexions suivies des reconnexions du pilier sur l'implant compromettaient l'intégrité de la barrière muqueuse et avaient pour conséquence une position plus «apicale» du tissu conjonctif. Le supplément de résorption de l'os marginal observé dans les sites tests après la manipulation des piliers peut être le résultat de réactions tissulaires débutantes pour établir une barrière muqueuse-implant de « largeur biologique » appropriée.

e) Le concept du platform-switching

En 1991, le fabricant d'implant 3i avait mis sur le marché des implants de large diamètre (5 et 6 mm) sans les accompagner de piliers aux diamètres correspondants. De ce fait, certaines restaurations du secteur postérieur de la cavité buccale reposaient sur des implants de 3,75 mm de diamètre ainsi que sur des implants de gros diamètre, de 5 et 6 mm. Tous ces implants étaient connectés à des piliers aux diamètres identiques. On a alors observé qu'autour des implants standards, la lyse osseuse verticale atteignait la première spire, en conformité avec les classiques radiologiques observés. Cependant, autour des implants de gros diamètre, le niveau osseux, de manière inattendue, était maintenu à son niveau initial ; la lyse osseuse prévue était absente. Pendant longtemps cette observation n'a été ni interprétée, ni exploitée.

Après avoir appris à maîtriser le pronostic de l'ostéo-intégration, la gestion de l'esthétique a recueilli toutes les attentions. On a alors tenté d'éviter ou de minimiser la perte osseuse crestale longtemps considérée comme physiologique. Le maintien fortuit du niveau crestal à son niveau initial a attiré l'attention et a de nouveau été analysé. On a eu l'idée d'attribuer son origine au retrait de la jonction pilier/implant par rapport au col implantaire. C'est ce décalage entre les diamètres du col de l'implant et du pilier qui est appelé *platform-switching* (fig21 et 22).

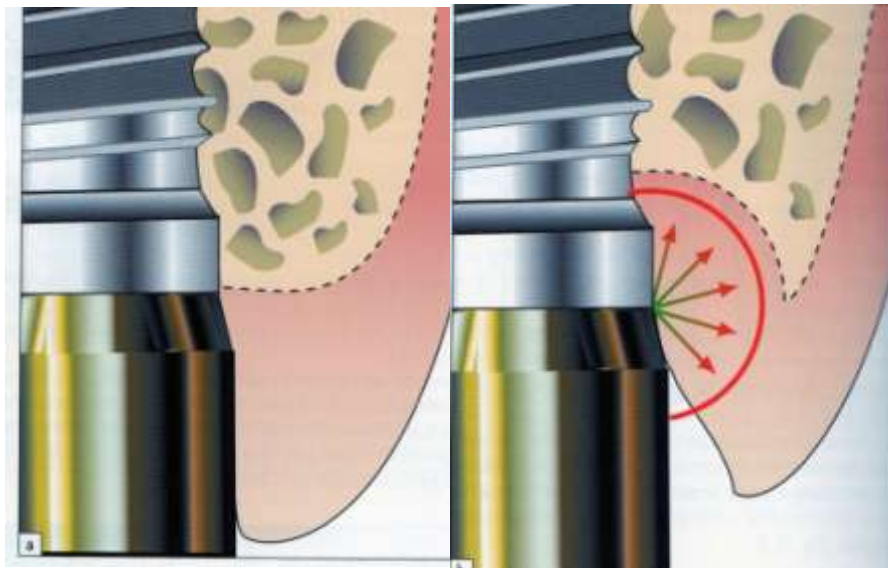


Figure 21: Schéma d'une connexion entre un pilier implantaire et son implant (a). Répercussion des forces occlusales dans le parodonte avec ses directions (b). Davarpanah & coll., 2008. *Manuel d'implantologie clinique*, 2ème édition. 92856 Rueil-Malmaison Cedex: collection JPIO, éditions CdP.

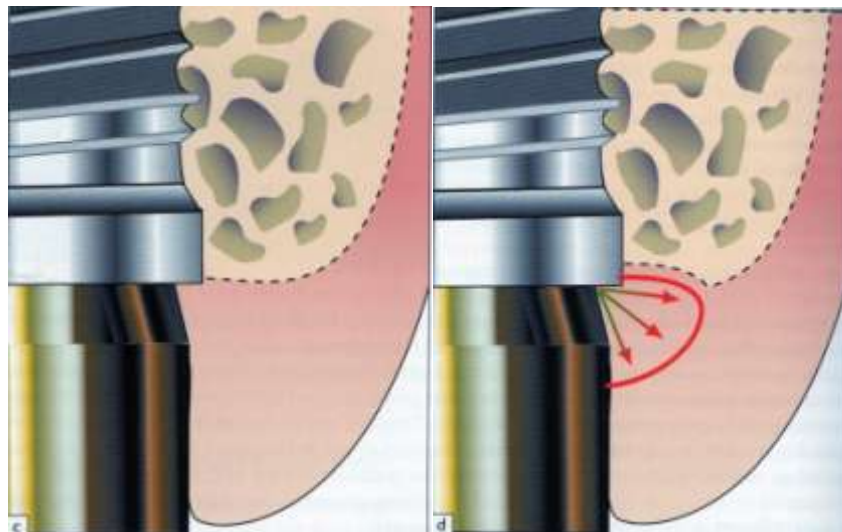


Figure 22: Schéma d'une connexion entre un pilier implantaire et son implant avec le platform-switching (c). Répercussion des forces occlusales dans le parodonte avec ses directions (d). Davarpanah & coll., 2008. *Manuel d'implantologie clinique*, 2ème édition. 92856 Rueil-Malmaison Cedex: collection JPIO, éditions CdP.

Des cas traités avec et sans ce système ont pu confirmer ce phénomène radiographiquement parlant. Il semble ainsi que :

- pour des implants avec le *platform-switching*, la lyse osseuse verticale est faible, elle se cantonne au col de l'implant. De même, la lyse horizontale est limitée ;

- pour des implants sans *platform-switching*, la lyse osseuse horizontale et verticale est plus prononcée. La lyse verticale atteint le niveau de la première spire et la lyse horizontale s'étend plus largement autour des implants.

Il n'est pas simple d'interpréter ce phénomène ni de formuler un lien entre ce système et la réaction osseuse car diverses théories s'affrontent pour expliquer la conséquence du *platform-switching* :

- ceux qui attribuent la lyse verticale jusqu'à la première spire à la formation de l'espace biologique expliqueraient qu'il permet à l'espace biologique de se mettre en place le long du retrait implant/pilier. Non projetée sur un axe vertical, la lyse osseuse correspondante est plus limitée et n'atteint pas la première spire ;
- ceux qui attribuent la lyse osseuse à la présence d'une inflammation chronique suggéreraient que la fusée inflammatoire chronique est détournée en direction horizontale ou vers le haut. Cette modification de trajectoire se traduirait par la préservation verticale de la crête osseuse et une faible lyse horizontale. De la sorte, le capital osseux, mieux préservé, assurerait un meilleur soutien aux tissus mous au collet ou à la papille ;
- enfin, ceux qui attribuent la lyse osseuse à la présence de micromouvements au niveau du joint implant/pilier avanceraient l'idée que lorsque le *platform-switching* est appliqué, les micromouvements ne sont plus exercés à proximité immédiate de l'os. Il n'a donc pas besoin de se rétracter à distance de la perturbation mécanique, il peut rester au voisinage immédiat du col de l'implant. Ainsi, ce « simple » déport de pilier par rapport à la tête de l'implant semblerait avoir la propriété d'empêcher l'apparition des lyses osseuses apicale et horizontale observées dans des conditions habituelles.

Quelles qu'en soient les raisons, l'application du principe de *platform-switching* accompagné de sa perte osseuse limitée offrirait de nouvelles perspectives :

- elle permettrait de revoir à la baisse les distances minimales entre dents et implants ; (Davarpanah and coll., 2008)
- les règles de positionnement des implants seraient assouplies (fig23) ;
- la gestion esthétique serait simplifiée ;
- davantage d'implants pourraient être posés pour satisfaire aux critères biomécaniques sans interférer sur les exigences esthétiques.

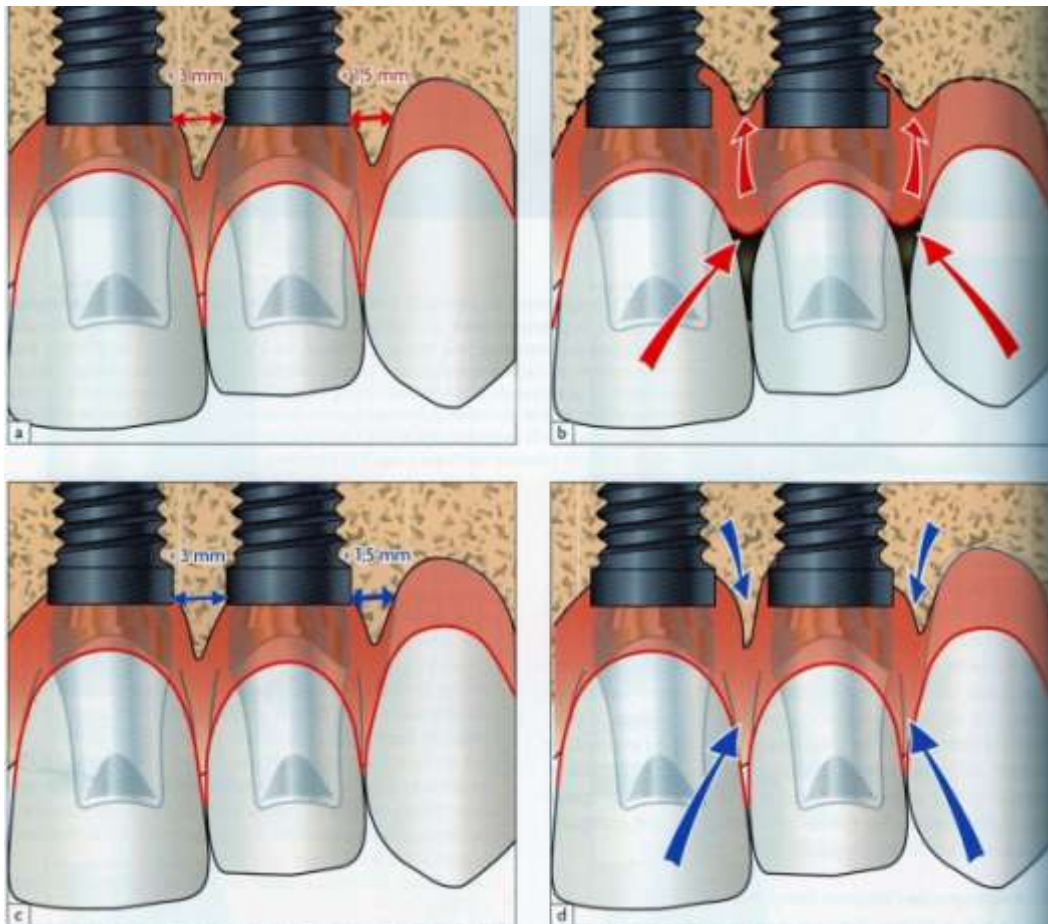


Figure 23: Davarpanah & coll., 2008. *Manuel d'implantologie clinique, 2ème édition*. 92856 Rueil-Malmaison Cedex: collection JPIO, éditions CdP.

La figure 23 (a et b) représentant une reconstitution implanto-prothétique sans platform-switching avec un espace implant/implant inférieur aux 3mm requis ainsi qu'un espace dent/implant inférieur à 1,5mm ; on note que lors de la pose (a) puis par la suite (b) il y a lyse osseuse secondaire qui va enlever le soutien des tissus mous, ce qui va amener une perte de hauteur papillaire. (c et d) utilise le platform-switching ; on voit ici même en présence d'un espace implant/implant et implant/dent non conforme, il n'y a un léger remodelage osseux qui se porte garant d'un soutien des papilles.

(1) Résumé des observations radiographiques

La modification des rapports horizontaux entre le bord externe de l'implant et le composant de petit diamètre qui lui est fixé semble diminuer ou éliminer le remodelage osseux attendu après mise en charge, phénomène observé régulièrement autour d'un implant en deux parties. Les radiographies de la figure 24 montrent des prothèses implanto-portées réalisées sur des composants prothétiques

horizontaux de 0,45 et 0,95 mm. L'observation des radiographies à 5 ans postopératoires de patients pour lesquels un *platform switching* a été utilisé montre que l'os crestal autour des implants concernés ne répond pas de la même façon qu'autour des implants restaurés avec des composants de diamètre adapté. C'est ce qui est observé, à peu de différence près, lorsque les diamètres implantaires et des composants prothétiques correspondants sont utilisés lors de la réalisation de la restauration définitive: l'os crestal en contact avec l'implant se remodèle normalement entre 1,5 et 2 mm au-delà du sommet crestal, jusqu'à la première spire de l'implant. Au contraire, lorsque des composants de petits diamètres sont utilisés sur des plates-formes d'implants de gros diamètre, la quantité d'os crestal remodelé est notablement réduite, et de nombreux implants avec *platform switching* ne présentent aucune diminution de la hauteur de l'os crestal.

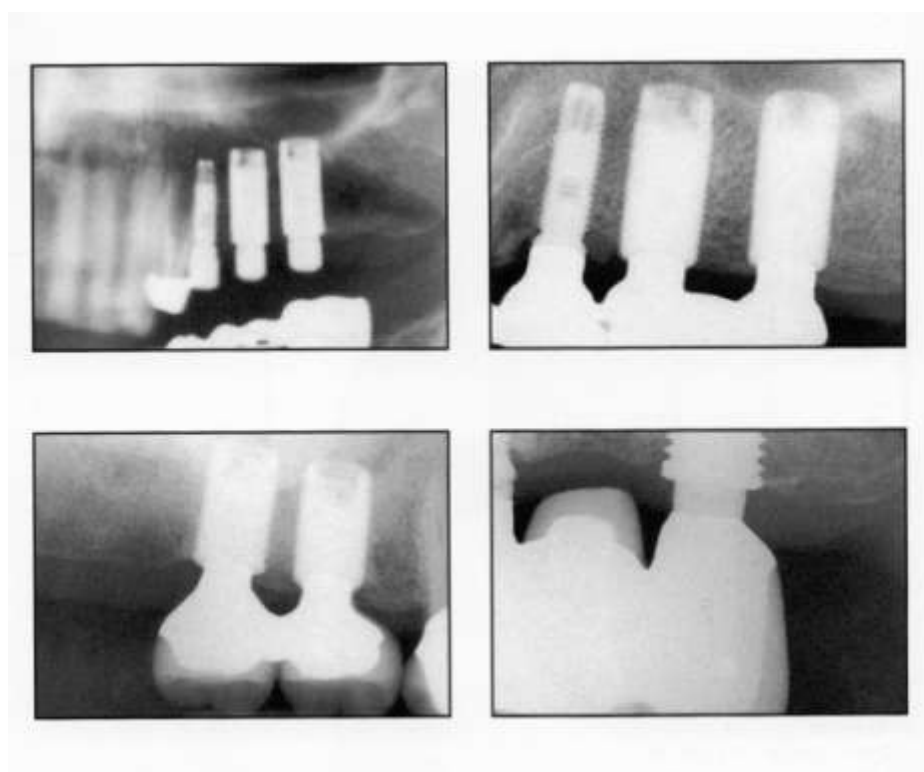


Figure 24: Illustration radiographique de l'utilisation de *platform switching*. Lazzara and coll, 2006. *Quintessence International*.

(2) Justification biologique des observations faites avec le *platform switching*

Des études ont montré qu'une épaisseur minimale d'environ 3 mm de tissus mous est nécessaire pour permettre la formation d'une attache biologique autour du sommet d'un implant dentaire en deux parties. Elles ont également montré que l'os crestal se résorbe pour tenter de créer l'espace biologique

nécessaire à l'attache des tissus mous. De plus, Berglundh et Lindhe (1996) ainsi que Ericsson (and coll., 1995) ont observé sur des coupes d'os et de tissus mous que l'os crestal est toujours séparé de la base de l'infiltrat inflammatoire du pilier par environ 1 mm de tissu conjonctif sain, comme le montre la figure 25.

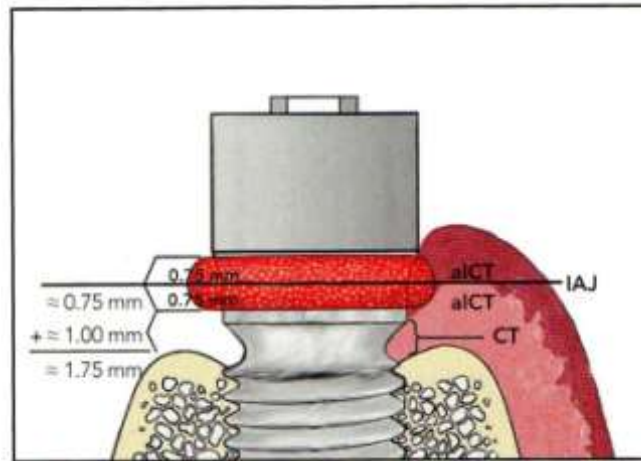


Figure 25: Approximation des dimensions de l'interface selon Ericsson et coll. et Abrahamsson et coll. Lazzara and coll, 2006, *Quintessence International*.

IAJ = interface implant/pilier ; alCT= infiltrat inflammatoire cellulaire de 1,5 mm autour du pilier (0,75 mm au-delà et 0,75 mm en deçà de la jonction implant/pilier) ; CT= tissu conjonctif sain (environ 1 mm) entre le fond de l'alCT et l'os.

Il semble y avoir deux conséquences au décalage horizontal vers l'intérieur de l'interface implant-pilier. D'abord, avec la surface augmentée créée par la plate-forme exposée de l'implant, on observe une diminution de la résorption osseuse crestale nécessaire afin d'exposer une surface implantaire minimale sur laquelle les tissus mous peuvent s'attacher. Ensuite, en repositionnant la jonction implant-pilier vers l'intérieur et à distance du bord externe de l'implant et de l'os adjacent, l'effet global de l'infiltrat inflammatoire du pilier sur les tissus environnants, comme l'ont décrit Ericsson (and coll., 1995) et Abrahamsson (and coll., 1997 et 1998) peut être diminué, réduisant donc son effet résorbant sur l'os crestal. Il est également suggéré que le *platform switching* repositionne cet infiltrat à distance de l'os crestal et le situe dans une zone d'exposition inférieure ou égale à 90 degrés au lieu d'une surface inférieure ou égale à 180 degrés par rapport aux tissus durs et mous, comme le montre la figure 26. En conséquence, l'exposition et le confinement réduits de l'infiltrat inflammatoire du pilier peuvent être à l'origine d'une moindre inflammation des tissus mous et de l'os crestal environnant.

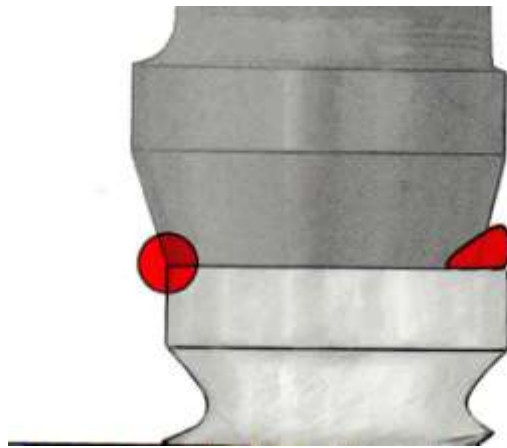


Figure 26: Exposition de l'infiltrat inflammatoire du pilier au tissu osseux et aux tissus mous périphériques placés sur le bord externe de l'implant (à gauche) ; repositionnement horizontal vers l'intérieur de l'infiltrat inflammatoire l'écarte de la crête osseuse et le place sur une surface plus interne (à droite). Lazzara and coll, 2006, *Quintessence International*.

f) Rôle de la plaque bactérienne

Des études sur des chiens et des hommes ont révélé la formation d'un micro-film bactérien sur le pourtour des piliers implantaires. La présence de leucocytes et d'autres cellules de l'inflammation était décrite, preuve d'une cause inflammatoire gingivale bactérienne. Ces auteurs ont donc posé comme postulat la responsabilité de la surface du pilier implantaire comme acteur décisif de l'adhérence et de la formation du micro-film bactérien. Voici le résumé d'une de ces études : Zitzmann (and coll. ;2002).

L'attachement de la muqueuse aux piliers implantaires en titane, non contaminé par la plaque bactérienne, est composé d'une barrière épithéliale et d'une zone d'attachement du tissu conjonctif, et ce indépendamment des caractéristiques de surface du pilier. Il a été suggéré que la plaque s'accumulerait davantage au niveau des piliers à surface rugueuse que des piliers à surface lisse, et qu'une telle augmentation de la formation de plaque pourrait favoriser le développement de lésions inflammatoires dans la muqueuse péri-implantaire.

But: Cette étude avait pour objectif d'observer certaines réactions de la muqueuse péri-implantaire face à l'accumulation de plaque au niveau des piliers d'implants à surface externe rugueuse ou lisse.

Six mois d'accumulation de plaque ont conduit à la formation d'une lésion inflammatoire dans le tissu conjonctif de la muqueuse péri-implantaire. La position, la taille et la composition de cette lésion ne différaient pas entre les sites avec un état de surface rugueux ou lisse.

De plus, la plupart des sites présentaient un second infiltrat de cellules inflammatoires dans le tissu latéral à la jonction pilier/implant. Alors que dans la lésion inflammatoire du tissu péri-implantaire, les cellules plasmiques et

les lymphocytes dominaient largement, le tissu de la jonction pilier/implant contenait une proportion comparativement élevée de leucocytes polymorphonucléaires.

Conclusion: Les différentes caractéristiques de surface des piliers en titane n'ont influencé ni la formation de plaque, ni l'apparition de lésions à cellules inflammatoires dans la muqueuse péri-implantaire.

Cette étude démontre que le pilier implantaire titane, quel que soit son état de surface, permet l'adhésion et la formation du micro-film bactérien. L'hygiène buccale devra donc être irréprochable pour contrôler cette plaque bactérienne et pour l'empêcher de devenir pathogène.

Le bon choix biocompatibilité :

- ❖ Utilisation de pilier zircone ou titane uniquement (pas d'adhérence muqueuse sur piliers en alliages précieux et sur la céramique de laboratoire) ;
- ❖ Gap idéal par ajustement passif des pièces ;
- ❖ Micro-gap le plus loin possible du sommet de la crête osseuse ;
- ❖ Utilisation préférentielle des connexions internes ;
- ❖ Meilleure stabilité gingivale sur le long terme avec des implants non enfouis à un étage ;
- ❖ Micros-mouvements de 50 à 150 micromètres maximum ;
- ❖ Réduction au minimum du vissage et dévissage du ou des pilier(s) ;
- ❖ Utilisation encouragée du *platform switching* ;
- ❖ Hygiène bucco-dentaire nécessaire.

D. Réponse à la fatigue

Les cycles masticatoires ont été étudiés dans de nombreux essais. Ces études avaient pour but de tester dans toutes les situations les systèmes implantaires, leurs connexions mais aussi leurs angulations maximales. De là, les zones de faiblesse de ces systèmes sont apparues. De plus, les exigences des patients, surtout de nature esthétique, se sont accentuées au fil du temps, rendant plus ou moins « obsolète » l'utilisation des premiers systèmes implantaires dans certaines situations.

1. Matériaux = longévité ?

Aujourd'hui, il existe plusieurs matériaux pour les piliers implantaires, à savoir :

- le titane ;
- l'alumine ;
- la zircone ;
- les alliages précieux et semi-précieux.

	Résistance à la flexion (MPa)	Ténacité à la rupture (MPa x m ^{1/2})	Transmission de la lumière [% to (λ) dλ]
Al ₂ O ₃	560	5	55.2
ZrO ₂	950-1200	9-10	44.6
In-Ceram zirconia*	515	5,6	0
Métal	-	60-100	0
Empress 2*	345	3,2	66,7

Tableau 2: Propriétés des différents matériaux. Illustration Hannisch & coll., 2003. Stratégie Prothétique.

a) Le titane

Deux principales raisons ont fait que l'utilisation du titane s'est développée en dentisterie: l'essor de l'implantologie et l'intérêt actuel pour les matériaux biocompatibles.

- Propriétés physiques

Les propriétés physiques du titane le différencient nettement des autres matériaux:

- densité faible (4,5) ;
- température de fusion élevée (1670°C) ;
- conductivité thermique faible (21,6 W/mK) ;
- coefficient de dilatation thermique faible ;
- amagnétique.

Le titane a une densité de 40% inférieure à celle des aciers en carbone. Ses nombreuses qualités lui ont permis de s'imposer comme matériau de pointe en dentisterie, notamment grâce à son faible poids, sa faible conductivité thermique (14 fois moins que l'or) ou encore son absence de goût.

- Propriétés mécaniques

Le module d'élasticité de Young du titane est faible (100 GPa) par rapport aux alliages non précieux (de 177 à 220 GPa). Sa raideur est comparable à celle des alliages précieux. La limite élastique, particulièrement favorable dans le cas du titane (de 350 MPa à 1 GPa selon l'alliage concerné) traduit la capacité de l'alliage à résister aux forces auxquelles il est soumis sans subir de déformation permanente. La résistance mécanique du titane peut être accentuée par addition d'éléments d'alliages tels que l'aluminium (Al) ou le vanadium (V).

Le titane est le matériau le plus utilisé dans le monde pour l'implantologie. Sa biocompatibilité n'est plus à prouver, ainsi que ces qualités mécaniques. De plus, la découverte et l'utilisation de nouveaux alliages successifs (T40, T60, TA6V) ont rendu possible l'utilisation de ce matériau dans les cas biomécaniques les plus complexes. Suite à la demande esthétique de plus en plus grande, le titane n'était plus le matériau de choix. La coloration grisâtre de la gencive marginale soutenue par le pilier titane rendait nécessaire l'utilisation de nouveaux matériaux.

b) L'alumine

L'alumine fait partie de la famille des céramiques, plus précisément des céramiques alumineuses. Elles sont monophasées, ce qui donne un rendu moins esthétique que les céramiques vitreuses qui sont pluriphasées, mais leurs donnent une plus grande rigidité.

Les propriétés de l'alumine sont intéressantes (Prestipino and Ingbert, 1993). La résistance à la flexion de l'alumine atteint 547 MPa et sa ténacité à la rupture est de 3,55 MPa (Andersson and coll., 1998 ; Lüthy, 1996). Des études in vitro ont montré une résistance élevée à la rupture (McGlumphy and coll., 1992). Dans des études cliniques, des fractures ont été observées chez 7% des couronnes unitaires sur implants et 1,9 % des prothèses implanto-portées en général (Andersson and coll., 2001 ; Andersson and coll., 2003).

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

c) La zircone

Elle a été développée en 1996. Elle découle de l'alumine. L'utilisation de l'oxyde de zirconium (ZrO_2) comme l'alumine (Al_2O_3) trouve son origine en orthopédie. En raison de bons résultats cliniques pour les prothèses de hanche, ce matériau a été également pris en compte en dentisterie. Elle fait partie de la même famille de céramique mais sa composition lui donne des propriétés physiques supérieures, à savoir une résistance à la flexion allant jusqu'à 1500 MPa. De là, elle fut considérée comme le pendant du titane mais pour une utilisation esthétique.

De par ses valeurs élevées de résistance, l'oxyde de zirconium possède des propriétés permettant de réaliser des armatures pour couronnes et bridges et des piliers fins. Les premiers résultats concernant l'utilisation de l'oxyde de zirconium pour des bridges ont été très prometteurs, cependant au fil des années on constate une fragilité par fatigue amenant la rupture dans le cas d'armatures complètes en zircone. Elle n'est pas ductile, elle passe donc de la flexion (phase élastique) à la fracture de manière brutale.

La zircone se présente sous trois états en fonction de la température :

- état monoclinique à une température ambiante ;
- état tétragonal ou métastable à une température de 1700°C ;
- état cubique à une température de 2300°C.

La zircone possède ses meilleures propriétés pour l'usage dentaire en étant à l'état métastable. Cet état est le résultat du passage de l'état monoclinique à l'état métastable par augmentation de la température de 1700°C. Cet état n'est pas stable à température ambiante (passage de nouveau à l'état monoclinique). Pour qu'il le soit, il faut ajouter des additifs ; parmi eux, l'oxyde d'yttrium. Ceci va avoir pour conséquence une augmentation du volume total de 3 à 4 % lors du retour à une température ambiante.

Parmi toutes les céramiques, la zircone a un atout majeur : la ténacité. Cette propriété va lui permettre de mieux résister aux cycles de mastications que les autres céramiques. Lors d'un apport d'énergie, par exemple la formation d'une fissure à la surface du matériau, cette énergie va permettre le passage instantané de l'état tétragonal à celui monoclonal stable thermodynamiquement. Ainsi l'énergie de la fissure est absorbée et cette dernière est stoppée. Mais quand le phénomène est arrivé à son terme, que le matériau n'est présent qu'à l'état monoclonal, il n'y a plus de moyen de stopper les fissures, amenant à la rupture du matériau par la suite. Ces fissures seront responsables des fractures futures par leur agrandissement suite à la fatigue.

d) Alliages précieux

Ces alliages sont à base d'or. Ils sont utilisés pour les piliers UCLA. Etant donné leur nature métallique, ils possèdent les mêmes capacités de ductilité et donc les mêmes réactions sous la contrainte. Cependant, l'or est moins résistant que le titane, ils possèdent donc des propriétés moins intéressantes que le titane.

2. Géométrie de la connexion = la clef de la longévité ?

La fatigue joue-t-elle uniquement sur la différence des propriétés physiques des matériaux ? La multitude de connexions disponibles tend à démontrer que c'est une zone critique dans la fatigue des systèmes implantaires et que c'est ici que se situe ses conséquences. En effet, c'est au cœur du système qu'il faut analyser cette fatigue et la quantifier.

a) La vis

La vis permet de serrer les éléments du complexe pilier/implant ensemble avec une force suffisante pour empêcher la séparation, le glissement, et l'auto-desserrage lorsque il est exposé à des vibrations, des chocs lors des charges cycliques externes répétées. La force de serrage est initiée avec un outil. Le serrage de la vis crée une tension dans la vis. La vis va alors s'allonger. La tension créée dans la vis est appelée la précontrainte. La force de serrage et la précontrainte sont opposées mais très étroitement liées au sein du système (fig27)

(1) Le couple et ses applications

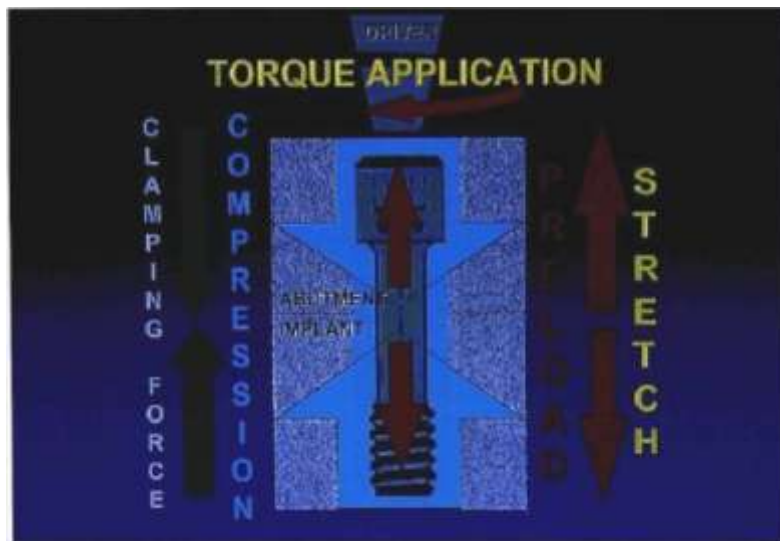


Figure 27: Illustration d'une 'application d'un couple et la génération de tensions au sein de la vis (précontrainte) qui en découle. Binon, 2000.

La vis étirée maintien les deux parties ensemble et génère une force de serrage. Sans génération de précontrainte adéquate, la vis ne peut pas tenir les deux parties ensemble pendant le fonctionnement. Cette fonction est essentielle à la stabilité.

Selon Binon (2000), la vis est le mécanisme pour créer et maintenir le serrage en vigueur entre les parties. Le comportement ultérieur du complexe est une fonction de l'amplitude et de la stabilité de cette force de serrage. Le complexe peut être considéré comme un ressort rigide, où un membre est comprimé (l'implant et le pilier) et l'autre est en tension (la vis). Le ressort emmagasine de l'énergie pour maintenir les pièces ensemble. Ce potentiel stocké correspond à la force de serrage qui est l'énergie qui maintient le système. En règle générale, la plupart des composants va répondre d'une manière élastique

(aucune déformation permanente) lorsque la vis est serrée, mais une déformation plastique peut se produire à l'interface pilier/implant, en fonction du matériau sélectionné.

Le couple est dépendant du système et des matériaux. En théorie, le couple doit produire un « serrage » qui doit prévenir l'échec après la mise en fonction, sans dépasser la limite d'élasticité du matériau. Il est important pour le clinicien et le technicien de connaître la/les valeurs de couple pour une vis donnée dans le système utilisé, car il n'y a pas de valeur universelle. Les couples peuvent varier de 18 à 45 Ncm, en fonction du système et des composants. Certains systèmes offrent des dispositifs anti-couple pour limiter le couple de serrage à l'interface os/implant. L'utilisation de ces dispositifs donne des résultats: 10% du couple de serrage prévu étant transmis à l'interface os/implant, alors que 90% est transmis quand le dispositif anti-couple n'est pas utilisé (Lang, May and Wang, 1999). Les données indiquent qu'une application de 45 et 58 Ncm est nécessaire pour enlever un implant intégré dans de l'os de type 4 (Sullivan, Collins and Krogh, 1996).

(a) Les clés, serrage manuel ou mécanique

En dentisterie implantaire, pour appliquer un couple de serrage à une vis, nous utilisons un serrage mécanique ou manuel. Le serrage manuel est simple à utiliser et donne une bonne sensibilité tactile. Il est utile au début du processus de serrage, mais limité dans la quantité de couple qui peut être générée. Des études rapportent que le serrage manuel est incompatible en raison de la variabilité de l'opérateur, qui est incapable de fournir des valeurs de couple prévisibles supérieures à 20 Ncm (Goheen and coll., 1994 ; Binon, 1998).

Même des cliniciens expérimentés ne peuvent visser au-delà de 30% à 50% de la valeur recommandée par le fabricant. Un serrage mécanique permet d'éliminer la variable opérateur et fournit un couple idéal avec plus de rapidité, plus d'accès et de sécurité (Goheen and coll., 1994).

Une grande variété de clés mécaniques est actuellement disponible. Elles sont généralement spécifiques aux systèmes utilisés. Elles nécessitent un entretien. Après les cycles de stérilisation et une utilisation prolongée, les clés mécaniques et électroniques doivent être retournées au fabricant pour être ré-étalonnées (Dellings and Curtis, 1996).

Les fabricants rapportent que les clés retournées pour un recalibrage ont perdu 25% de la force de serrage pour obtenir la valeur couple recommandée. D'où la nécessité d'un réétalonnage fréquent.

(b) Composition des vis.

Les vis de pilier ont évolué afin de maximiser la précharge et de minimiser la perte de couple d'entrée. Elles sont le plus souvent en or ou en titane.

Généralement, le fabricant recommande un serrage allant de 75% à 80% de la limite d'élasticité pour empêcher la déformation permanente de la vis. La précontrainte est proportionnelle à la longueur de la vis, plus la vis est longue plus la précontrainte sera élevée.

Une résistance est également due à cause du «grippage». C'est une forme d'usure adhésive qui se produit par coulissage des pièces pendant leur contact intime (Bickford, 1995).

Les vis en or ont un coefficient de frottement inférieur à celles en titane, elles ne collent pas au titane et sont plus efficaces pour obtenir une précontrainte importante. Une vis en or peut atteindre plus de 890 N à environ 75% de sa limite d'élasticité lors d'une précontrainte (Hurson, 1995), ce qui est le double d'une même précontrainte avec une vis en titane. En général, le couple de serrage recommandé par les fabricants est, du côté des conservateurs, de l'ordre de 60% de la limite d'élasticité pour les vis en or et titane (Haack and coll., 1995).

Le couple, la précontrainte et le diamètre sont tous directement proportionnels. La plus grande vis en or (de 2,5 mm) utilisée dans certains systèmes implantaires exige 45 Ncm de couple pour obtenir une précontrainte suffisante. Le même protocole de serrage et les précautions décrites pour la vis en or de taille standard doivent aussi être appliqués à la vis de grande taille.

Dans un but de réduire la résistance de frottement et d'obtenir une augmentation de la précontrainte, des revêtements lubrifiants secs ont été appliqués à la vis. Les plus remarquables sont TorqTite™ de Nobel Biocare-SteriOss® et Gold-Tite™ de Implant Innovations®. TorqTite™ est un revêtement en

téflon exclusif appliqué aux vis titane qui réduit le coefficient de frottement de 60%. Les fabricants rapportent qu'avec l'application d'un couple de 35 Ncm, la vis revêtue atteint 75% de sa limite d'élasticité ; elle atteint 34% pour une vis identique non revêtue en titane, pour un couple de précontrainte de 933 N et 426 N respectivement. Par comparaison, un couple de précontrainte pour une vis en or serait de 884 N (Nobel, 1999).

Bien que les calculs théoriques montrent un coefficient de frottement réduit et une augmentation de la précharge réalisable, de nombreux tests sur les vis lubrifiées et non lubrifiées n'indiquent pas de différence significative. (Blake and Kurt, 1965 ; Shigley, 1987).

b) Le dévissage

La cause de descellement est un échec multifactoriel. Le couple, la précontrainte, l'ajustement, les tolérances, l'instrumentation, la conception, le choix des matériaux, la manipulation, et les charges occlusales jouent tous un rôle dans le dévissage.

(1) L'indexation

L'indexation en prothèse implantaire est le système mécanique qui permet le transfert plus ou moins précis du positionnement de l'analogue d'implant dans le modèle de travail issu du laboratoire et le repositionnement en bouche. L'indexation est donc fonction des connexions. Elle doit être passive, pour permettre un positionnement à fond des piliers dans les implants. Si les pièces ne sont pas correctement positionnées, les conséquences sont un dévissage par non charge de précontrainte recommandée, ainsi qu'une relaxation d'ancrage immédiate de la vis.

L'étude de Videt et Schittly (1998) a démontré mathématiquement que des formes géométriques de connexions permettent une indexation plus favorable. A qualité d'usinage équivalente et à rayons identiques, on peut établir une hiérarchie des capacités de stabilité en rotation ; les structures à créneaux surpassant toutes les structures polygonales ($\beta_1 < \beta < \beta_3$) (fig28).

Cette étude montre que le jeu en rotation est proportionnel aux côtés du polygone de la connexion.

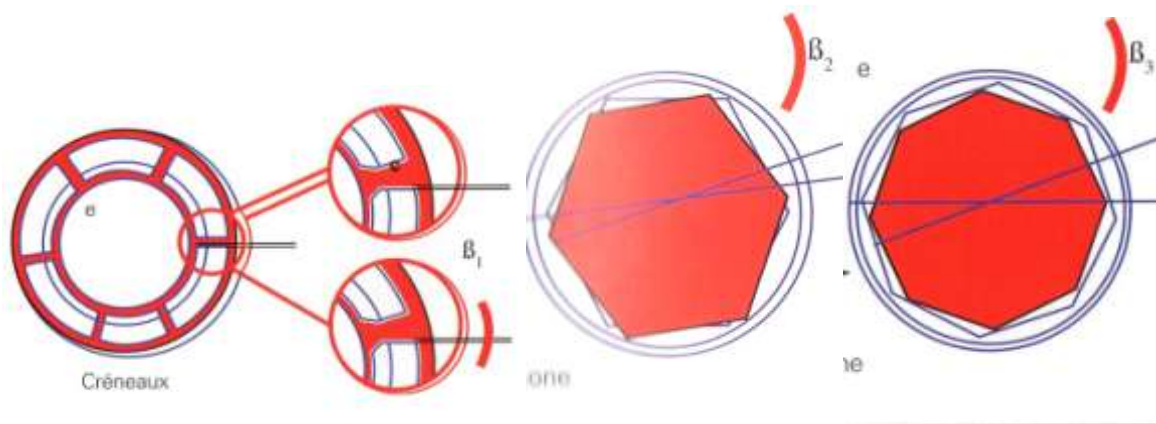


Figure 28. Illustration du jeu de rotation suivant le système d'indexation. Belveze and Stabik, Stratégie protétique, 2009.

(2) L'environnement

Au cours de la mastication, la restauration prothétique et la connexion pilier de l'implant sont affectées par diverses forces physiologiques. Sur un seul implant molaire, cela pourrait être d'environ 120 N dans le sens axial (Richter, 1995) ; il pourrait y avoir une force maximale à court terme jusqu'à une moyenne de 847 N et 595 N respectivement pour les hommes et pour les femmes (Waltimo, 1995).

Une revue de la littérature, portant sur les complications cliniques des implants ostéo-intégrés, a montré que la rupture ou le desserrage de la vis varient entre 2% et 45%, avec la plus grande quantité pour les restaurations unitaires (Goodacre and coll., 1999).

Une récente méta-analyse réalisée par Pjetursson and coll. (2004) au sujet des complications implantaire a montré l'incidence des complications des systèmes. La perte de la vis de transfixation ou sa fracture était de 7.3% après 5 ans de mise en fonction.

Rangert (and coll., 1989), Burguete (and coll., 1994), Haack (and coll., 1995) ont montré que des forces de charges dynamiques au cours de la mastication ne dépassant pas la résistance maximale d'une

connexion pilier/implant pourraient desserrer la connexion pilier/l'implant progressivement ou la désolidariser soudainement à cause de la fatigue.

Selon Burguete (and coll., 1994), Dixon (and coll., 1995), Haack (and coll., 1995), les forces nécessaires pour dévisser une vis de pilier sont inférieures à celles pour la serrer. Les micromouvements pourraient conduire à un dévissage progressif de la vis de pilier dans des conditions de chargement dynamique cyclique.

(3) Le « jeu » rotationnel

Binon and McHugh (1996) ont pu montrer qu'il existe une corrélation directe entre la quantité d'imprécision dans le montage des éléments prothétiques et l'apparition du relâchement de la vis.

En général, la géométrie de raccordement de la plupart des connexions implant-pilier est constituée d'un ajustement passif qui permet un montage et démontage facile. Ce mécanisme d'emboîtement doit être précis pour obtenir une interface stable. La clinique impose une mobilité d'un implant ostéo-intégré de 17 à 66 μm attribuée à la déformation osseuse ; alors que pour une dent naturelle, la mobilité est de 100 à 500 μm (Weinberg, 1993).

La liberté de rotation entre l'implant et le pilier est d'un intérêt primordial, surtout dans les restaurations unitaires, et peut varier de 0 à 10 degrés selon le fabricant (Binon, 1995).

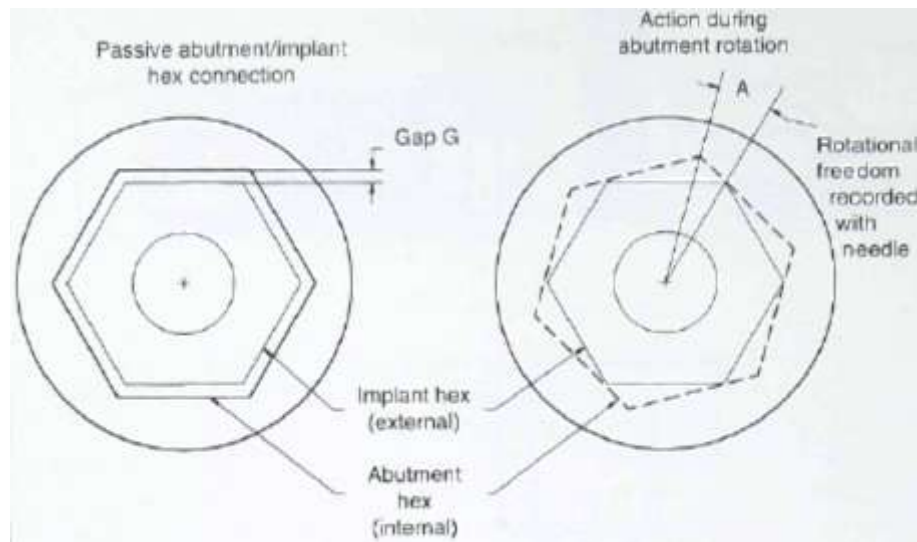


Figure 29: Schéma d'une connexion passive d'un pilier (hexagone interne) et de son implant (hexagone externe). Binon, 1995.

Gap G est l'espace entre les surfaces hexagonales. Le schéma de droite représente la rotation du pilier sur l'implant. L'angle A résultant représente cette liberté de rotation rencontrée au cours de la moitié du mouvement de rotation.

Quand les pièces ne sont pas alignées avec précision en raison du jeu rotationnel, le processus d'assemblage est compromis. Dès le début du processus de serrage, le couple d'entrée est tout d'abord dirigé vers l'alignement des pièces. Puis, les éléments de raccord sont mis en contact, l'interface apparaît fermé et la clé qui a été utilisée indique que le couple de serrage a été appliqué. Malheureusement, tout le couple d'entrée a été utilisé pour contacter les pièces, et il n'y a plus de force de serrage entre elles. Une augmentation du couple est à éviter. La résistance de frottement qui est générée est si élevée que la précontrainte correcte ne sera jamais atteinte, ou que la limite d'élasticité de la vis a été dépassé et qu'elle est déjà rentrée en fatigue. Toutes charges externes fonctionnelles appliquées au système seront dirigées vers la vis, au lieu de se dissiper dans l'implant. Le desserrage de la vis, et plus probablement sa fracture, serait imminent.

Un ajustement passif du système peut éliminer le phénomène. Un ajustement passif total des pièces est difficile à réaliser compte tenu des phases d'usinage de laboratoire. Un jeu de 20 μm est toléré sans effet délétère sur la stabilité. L'intolérance d'usinage et l'inadaptation peuvent également affecter la stabilité des articulations. Des déplacements verticaux des pièces allant de 14 à 161 μm ont été signalés dans la littérature (Ma, Rubenstein and Nichols, 1995). Des études plus récentes indiquent que la plupart des

fabricants ont généralement réduit de manière significative ces déplacements bien en dessous de 20 μm (Binon, 1996).

(4) Le rôle de la vis

Les pièces usinées présentent inévitablement des irrégularités de surface microscopiques. L'état de surface des pièces dispose d'une influence directe sur l'obtention d'un serrage suffisant pour maintenir une stabilité dans le temps du système. Une fois le couple de serrage atteint, la vis va presque immédiatement commencer à se détendre et à perdre une partie de son énergie stockée. Par conséquent, la force de serrage est également réduite, ce qui est une conséquence directe de l'aplanissement du relief des surfaces métalliques en raison de la compression générée par l'étirement initial de la vis. Comme l'interface devient plus étroite, la distance microscopique entre les surfaces diminue, la vis perd une partie de son élasticité, et le serrage est réduit (fig30). Ce processus est appelé la relaxation d'ancrage. Elle est fonction du temps, du matériel et de la rugosité de surface. Il se produit chaque fois que les surfaces métalliques communiquent les unes aux autres. S'il y a trop de tension (précontrainte), la vis perd sa capacité à tenir les pièces ensemble en raison de sa décantation, et la connexion peut facilement échouer. Pour minimiser l'effet de la relaxation d'ancrage, il faut serrer la vis au couple requis, attendre pendant 5 minutes, puis resserrez au couple requis. Un quart de tour voire un demi-tour supplémentaire sera disponible.

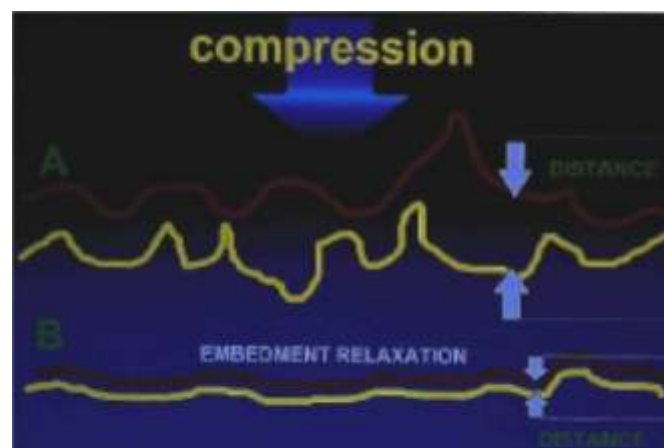


Figure 30: Illustration du phénomène de relaxation d'ancrage. Binon, 2000.

La surface microscopique, qui est représentée par des pics et des vallées (fig30), est comprimée pendant la séquence de serrage initial de la vis. Les parties se rapprochent l'une de l'autre, la vis étirée se détend, la précontrainte se réduit. Le jeu, créé par la relaxation, a été réduit en resserrant la vis à une valeur optimale de couple pour retrouver une précontrainte stable.

La manipulation appropriée des vis en or est une préoccupation. Les serrages et desserrages répétitifs de la vis par le prothésiste au laboratoire, même sans clé dynamométrique, vont commencer à déformer le filetage de la vis.

Cliniquement, le filetage est censé se déformer lors du serrage, ce qui permet d'augmenter la résistance au desserrage de la vis par augmentation des forces de frottement entre les pièces. Une fois la déformation faite, il est impossible de recréer cette déformation lors de la précontrainte en bouche. Il est donc recommandé qu'une «vis de laboratoire » soit utilisée pendant le procédé de fabrication et que la vis en or soit utilisée lors de l'insertion clinique finale.

(5) Le processus de dévissage

Le mécanisme de rupture des vis a été décrit en détail, notamment par Bickford (Bickford, 1995 ; Sakaguchi and Borgersen, 1993). Pendant la phase initiale de rupture, la précontrainte est progressivement diminuée par les charges asymétriques appliquées de l'extérieur. Sa perte progressive et graduelle atteint un niveau seuil qui entraîne une certaine rotation du pilier.

La diminution de la tolérance entre les pièces produit moins de mouvements rotationnels, diminue la perte progressive de la précontrainte. Un large engagement immédiat hexagonal empêche des micromouvements supplémentaires du pilier et la perte rapide de la précontrainte, ce qui augmente la stabilité. Inversement, plus le « jeu » entre l'hexagone externe et interne est important, plus la rotation se produit et plus la précontrainte est dissipée rapidement, ce qui permet l'ouverture de « l'articulation » (Binon and McHugh, 1996). Ceci est particulièrement vrai pour les piliers unitaires. Toutefois, le phénomène peut se produire avec un bridge implanto-porté sur n piliers.

En 1996, Binon a observé une corrélation linéaire entre le jeu rotationnel à l'interface pilier/implant et la perte des vis ou le dévissage. Un renforcement de la stabilité peut être réalisé lorsque le jeu de rotation de moins de 2 degrés peut être obtenu. Au-delà de 2 degrés de rotation, le risque de dévissage est majeur, particulièrement dans les connexions externes où la vis subit toute les forces. Une rotation possible de plus de 5 degrés a provoqué une réduction de 63% de la stabilité du complexe pilier/implant avec pour conséquence le desserrage de vis (Binon and McHugh, 1996).

Les données obtenues à partir de l'étude de Binon and McHugh (1996) concluent que :

- Il existe une corrélation directe entre le jeu rotationnel du complexe implant/pilier à connexion hexagonale externe et le dévissage. Le meilleur est le modèle de matrice à poinçon, le plus stable.
- Plus la liberté de rotation est grande, plus la probabilité d'un relâchement de la vis l'est aussi.
- Dans les conditions de cette étude, moins de 2 degrés de liberté de rotation entre l'implant et le pilier avec une connexion hexagonale externe sont nécessaires pour avoir un complexe stable et une plus grande résistance au dévissage.
- La présence d'une extension externe hexagonale sur l'implant augmente significativement la résistance au dévissage.
- Un engagement positif hexagonal et une élimination de la liberté de rotation donne lieu à une articulation plus rigide qui est nettement plus résistante au dévissage.

Dans les connexions externes, la hauteur d'extension hexagonale (A sur la figure 30) a été impliquée comme un facteur important dans la stabilité du dévissage (English, 1992). Théoriquement, pour atteindre l'effet optimal anti-rotationnel, l'extension nécessite une hauteur minimale de 1,2 mm (English, 1992).



Figure 31: Illustration d'un implant à connexion externe hexagonale, qui était en contact avec un pilier possédant une mauvaise fixation. Binon and McHugh, 1996.

Les bords de l'hexagone (l'arête A ; et la base B) sont déformés et arrondis. Tant que le pilier se desserre, il tourne et frictionne la partie A (les arêtes de l'hexagone) au lieu de la base B de l'hexagone. Les micromouvements constants usent les arêtes jusqu'au dévissage.

c) Le diagnostic du dévissage et sa prévention

Lorsque la prothèse ou le pilier est mobile, il est facile de discerner qu'un problème existe. Lorsque c'est le cas, le complexe a atteint potentiellement des proportions catastrophiques qui comprennent souvent des dommages irréversibles sur les tissus mous et durs, sur la vis, sur la connexion du pilier et sur la plateforme de l'implant.

Le diagnostic d'un problème imminent peut être posé beaucoup plus tôt par le clinicien. De petites différences dans la technique et le protocole peuvent faire d'importantes différences pour la stabilité du complexe.

Par définition, une vis desserrée a perdu sa précontrainte et n'est plus capable de tenir le complexe de manière stable en charge fonctionnelle. Selon Binon, sa définition personnelle d'une vis desserrée est « une vis qui nécessite un quart de tour ou plus pour atteindre de nouveau son couple de serrage idéal ».

La prothèse et /ou le pilier ne peut pas présenter de mouvements cliniques perceptibles à ce stade et le relâchement peut passer inaperçu à moins que le couple de serrage soit testé. Pour éviter les complications, les vis doivent être vérifiées à intervalles régulières avec un tournevis dynamométrique.

Binon recommande des vérifications tous les 12 à 18 mois, et de rétablir la précontrainte optimale à ce moment. Environ 30% à 40% des connexions hexagonales nécessitent un resserrage. Le contrôle peut être étendu à 24 mois quand la stabilité de la reconstitution est établie.

Le desserrage est un problème bien documenté dans le système Bränemark (Jemt, 1991 ; Jemt and Pettersson, 1993 ; Tekfeldt et coll., 1994).

d) Incidence du choix de la connexion

(1) Résistance aux forces masticatrices

Malgré la grande variabilité dans les propriétés des composants prothétiques, McGlumphy et coll. (1992) ont révélé un rôle favorable des connexions de plus grand diamètre et de l'utilisation des alliages de titane pour les composants des piliers par rapport aux alliages d'or.

L'hexagone externe court ne stabilise pas la connexion à des charges latérales, de sorte que la vis doit absorber la charge (fig32). Pour une connexion externe hexagonale, il a été démontré que la baisse du couple de serrage de la vis aboutit à de plus grands micromouvements à l'interface pilier-implant (Gratton et coll., 2001).



Figure 32 : Application d'une force latérale avec une connexion hexagonale externe. Belveze et Stabik, Stratégie prothétique, 2009

La flexion est importante par rapport à la figure 33. La vis prend en charge toutes les contraintes.

Le système Screw-Vent (Zimmer™) a été l'un des premiers systèmes d'implants avec une connexion interne disponible sur le marché. L'objectif était de transmettre les forces occlusales plus profondément dans l'implant pour décharger la vis de pilier (fig33). En outre, l'hexagone interne a été construit conique, pour atteindre une force de serrage entre l'implant et le pilier et minimiser les micromouvements. Seule une étude avec 62 implants Screw-Vent sur une courte période d'examen de 13,2 mois ont étudié les échecs à la connexion implant-pilier dans six restaurations (perte de 9,7%) (De Bruyn et coll., 1992).



Figure 33 : Application d'une force latérale sur un cône morse. Belveze et Stabik, Stratégie prothétique, 2009.

La flexion est réduite par rapport à la figure 32.

Steinebrunner et coll. (2008) ont réalisé une étude in vitro dont le but était d'évaluer et de comparer la force nécessaire pour obtenir la fracture initiale de la connexion implant-pilier de six systèmes d'implants, et de le comparer avec la résistance à la rupture après les cycles de fatigue en utilisant un simulateur : une machine à mâcher. L'hypothèse de départ de l'étude est qu'il n'y a pas de différence

entre la résistance mécanique des diverses connexions implant-pilier avant et après le chargement dynamique dans un simulateur de mastication.

Les systèmes étudiés sont (fig34) :

- Brånemark System® (Nobel Biocare™, Göteborg, Suède) : connexion externe hexagonale, vis en or (a) ;
- Screw-Vent System® (Zimmer Dental™, Fribourg, Allemagne) : connexion hexagonale interne conique, vis en titane (b) ;
- Frialit-2-System® (Friadent Dentsply™, Mannheim, Allemagne) : connexion hexagonale interne droite, vis titane avec une rondelle de silicone supplémentaire entre le pilier et l'implant (c) ;
- Camlog-System® (Altatec™, Würzburg, Allemagne) : connexion interne cylindrique avec trois ergots qui s'insèrent dans des fentes cylindriques le long du corps interne de l'implant, vis en titane, pilier en alliage (d) ;
- Replace-Select System® (Nobel Biocare™, Göteborg, Suède) : connexion interne cylindrique avec trois ergots qui s'insèrent dans la partie interne du corps de l'implant, vis en titane (e) ;
- Compress System® (BEGO Implant Systems™, Brême, Allemagne) : connexion externe hexagonal conique, vis en titane (f).

System	Implants (LOT)	Abutments and screws (LOT)	Diameter of implants; width/length of the connection (mm)	Implant abutment interface geometry	Required torque (N/cm)
Brånemark	Mk II, WP (621842)	CeraOne WP, gold screw (625419)	5.0; 3.8/0.6	Straight external hexagonal connection	45
Frialit-2	Synchro	MH 6/A0, titanium screw (011102), Hermetics (023287010960)	4.5; 3/3.4	Straight internal hexagonal connection	24
Replace-Select	Standard (306823)	Easy-Abutment (331650)	5.0; 3/3.8	Internal cylindrical connection with cam-slot fixation	35
Camlog	Promote (ff02000133)	Standard, titanium screw (L02-000601)	5.0; 3.6/5.4	Internal cylindrical connection with cam-slot fixation	20
Screw-Vent	Standard (0203078)	Hex-Locked-Abutment4/5 (012443)	4.5; 2.8/1.2	Tapered internal hexagonal connection with friction fit	30
Compress	Wide diameter (632201)	PTG 10 (609714)	5.0; 3.4/2.4	Tapered external hexagonal connection	30

Tableau 3 : Présentation des systèmes testés. Steinebrunner et coll., 2008.

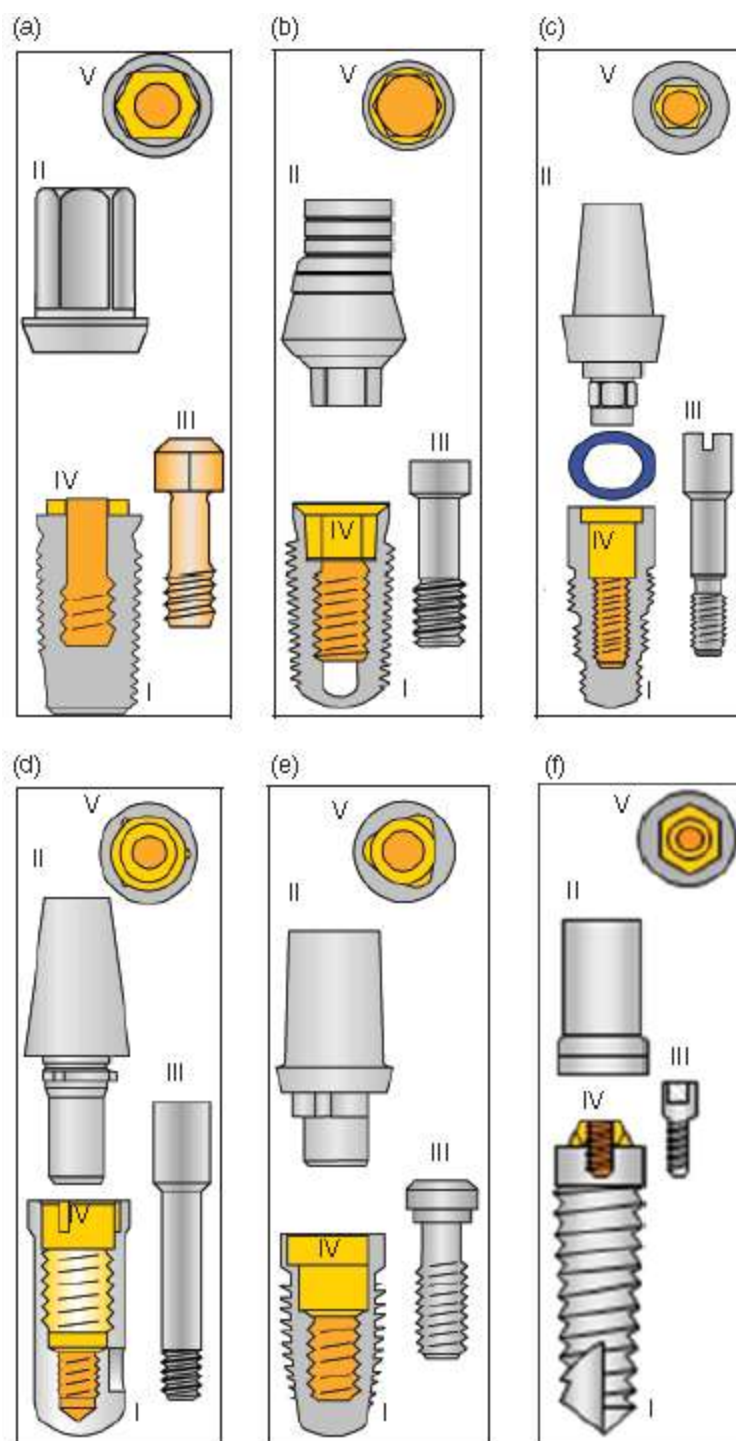


Figure 34 : Représentation des systèmes étudiés. Steinebrunner et coll., 2008.

Défaillance mécanique pendant le chargement dynamique :

Une perte de rétention entre pilier et implant a été évaluée comme un échec. Dans tous les cas, les échecs ont été causés par desserrage de la vis du pilier et/ou par sa rupture, mais pas à cause de la destruction du col de l'implant.

Pour les Bränemark® et Compress® systèmes, trois des huit connexions implant-pilier ont échoué dès le chargement dynamique.

Pour le Screw-Vent® et le Frialit-2® système, six des huit connexions implant-pilier ont échoué durant le chargement dynamique.

Pour le Camlog® et le Replace-Select® système, aucune défaillance mécanique n'est survenue au cours du chargement dynamique.

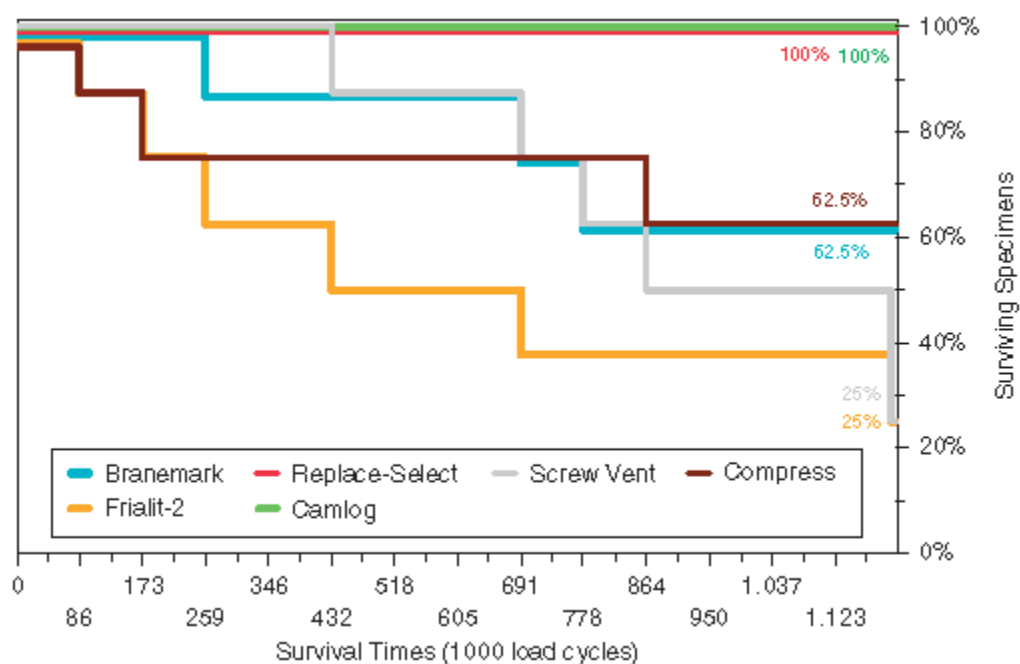


Figure 35 : Taux de succès en nombre de cycles lors des charges dynamiques. Steinebrunner et coll., 2008.

Le nombre de cycles a été significativement plus important pour le Remplace-Select® et pour le Camlog®. Les taux de survie moyen (en cycles de charge) étaient respectivement de 1.200.000 cycles (sans défaillances) pour le Remplace-Select® et pour le Camlog® ; 954,300 +/-121 014 cycles pour le Bränemark® ; 922,800 +/-102 242 cycles pour le Compress® ; 913 200 +/- 102 242 cycles pour le Screw-Vent® et 627,300 +/-164 097 cycles pour le Frialit®.

Résistance à la rupture :

Les systèmes ont été soumis à des charges dynamiques (voir ci-dessus) et statiques. En charge statique, les piliers Replace-Select® et Camlog® sont significativement plus résistants à la rupture que les autres piliers (rupture avec des charges multipliées par deux).

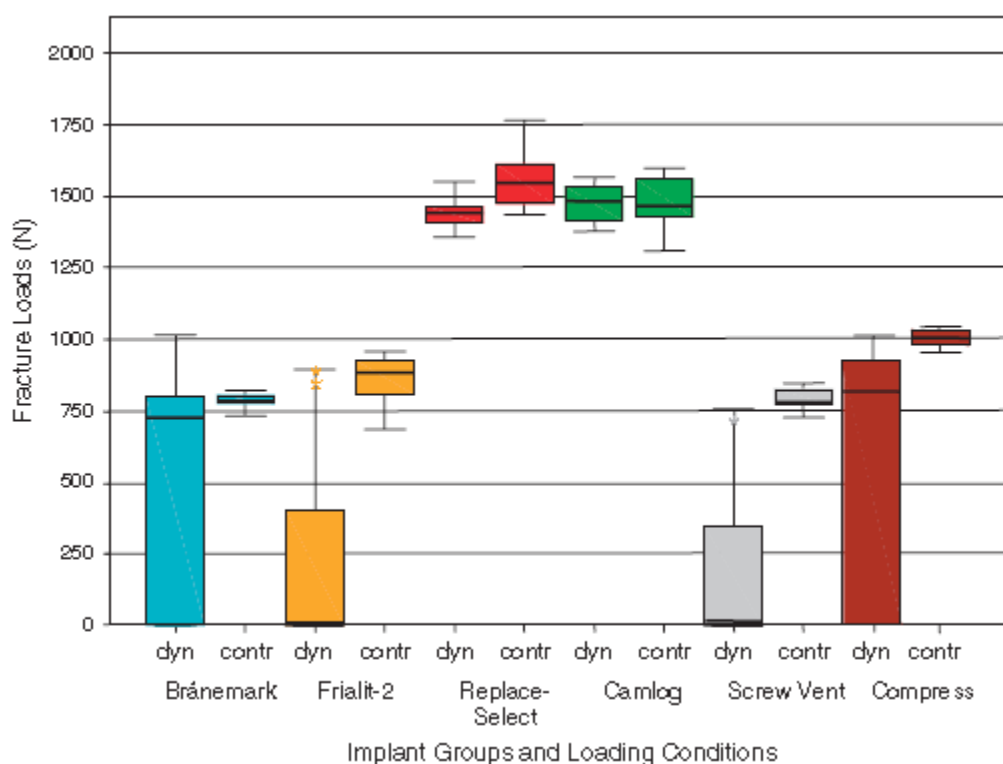


Figure 36 : Graphique représentant le niveau de rupture des systèmes sous charges statique et dynamique. Steinebrunner et coll., 2008.

Dans quatre des six groupes d'implants (Brånemark®, Compress®, Screw-Vent® et Frialit-2®), trois à six des échantillons ont échoué pendant le chargement dynamique à 120 N, par desserrage de la vis et/ou de sa fracture.

Selon Steinebrunner et coll. (2008), la connexion du « tube-dans-tube », récemment mis au point par les firmes, ont montré de manière significative un temps de survie par nombre de cycles plus important que pour les autres systèmes et ce, en charges dynamique et statique.

La longueur accrue de la connexion implant-pilier pourrait être une raison qui explique le bon résultat de ces groupes. Les fabricants revendiquent l'utilisation d'une articulation « tube-dans-tube » qui, en termes de construction mécanique, signifie que le rapport du diamètre du tube sur sa longueur est plus grand que « l'interface articulaire » tout le long du tube.

La relation diamètre-longueur de l'articulation était de 1,68 pour le système testé Camlog®, 1,36 pour le système Remplacer-Select®, 1,13 pour le système Frialit-2®, 0,43 pour le système ScrewVent®, 0,16 pour le système Brånemark® et 0,7 pour le Compress®. Cela peut être une explication de la résistance structurale plus élevée du système Camlog® et Replace-Select® par rapport aux autres groupes. En combinaison avec la fixation anti-rotationnelle à rainures, cette structure peut minimiser les micromouvements au niveau de la connexion et empêcher le desserrage de vis.

Steinebrunner (et coll., 2008) a conclu que les différentes conceptions de la connexion implant-pilier ont montré des différences significatives sur le taux de survie sous chargement dynamique et en résistance à la rupture maximale. Les connexions internes « tube-dans-tube » avec un système anti-rotationnel à rainures chez les piliers Camlog® et Replace-Select® ont montré des avantages sur la longévité et résistance à la rupture par rapport aux connexions internes des piliers Frialit-2® et Screw-Vent® ainsi que pour les connexions externes du système Brånemark®.

La capacité de chargement dynamique d'autres systèmes d'implants a été testée avec une direction de charge de 25° à 30° en utilisant des charges sans cesse croissantes de 5.000.000 de cycles jusqu'à ce que les connexions implant-pilier cèdent (Balfour et O'Brien, 1995 ; Boggan et coll., 1999 ; Cibirka et coll., 2001). Dans une de ces études (Cibirka et coll., 2001), les implants de diamètre 3.75 mm du

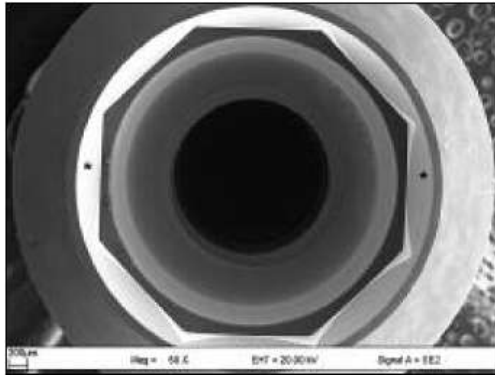
Brånemark® System survécurent avec des charges unidirectionnelles variant entre 20 et 200 N sur 5.000.000 de cycles.

La stabilité du complexe implant-pilier en titane était significativement plus élevée avec une connexion interne que externe (Norton, 1997 ; Khraisat et coll., 2002). Khraisat et coll. (2002) ont testé une connexion octogone interne contre une connexion hexagone externe et ont trouvé que la connexion interne était nettement supérieure.

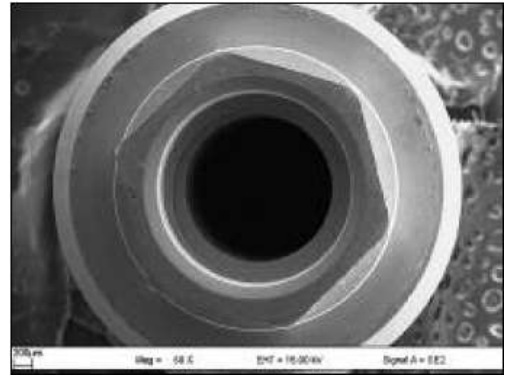
La connexion interne a également été associée à une répartition de charge plus favorable au cœur du pilier (Maeda et coll., 2006). Une analyse par éléments finis a démontré des hautes contraintes de traction sur la vis lors de chargements latéraux sur des piliers externes, alors qu'avec une connexion interne conique, le chargement latéral a été absorbé par le cône, protégeant ainsi la partie de filetage de la vis (Merz et coll., 2000).

(2) Le repositionnement en fonction de la connexion

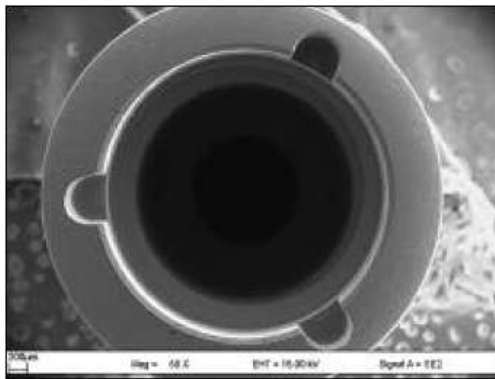
La présente étude a examiné si le repositionnement du pilier conduit à des différences en termes de déviation par rotation, par déplacement vertical et par changement d'angulation. Et si oui, s'il existe des différences entre les systèmes d'implants divers. L'hypothèse nulle est qu'il n'y avait pas de différences après le repositionnement du pilier et qu'il n'y avait pas de différences entre les systèmes d'implants divers.



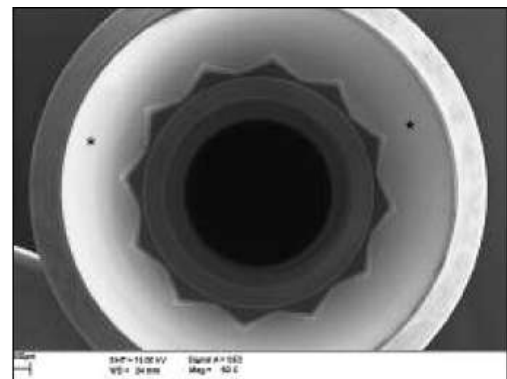
S1 (ITI®, hexagone interne)



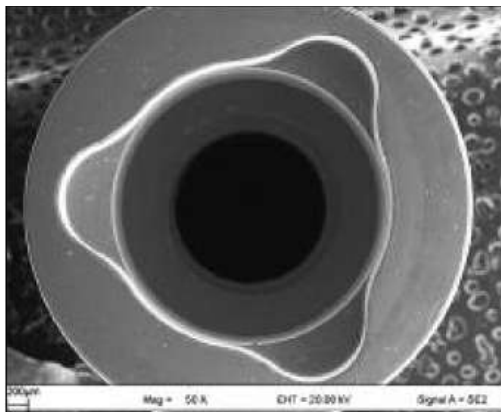
S2 (Steri-Oss®, hexagone externe)



S3 (Camlog®, cône morse antirotationnel)



S4 (Astra Tech®, cône morse avec indexation polygonal)



S5 (Replace Select®, cône morse en forme de trièdre)

Les écarts de rotation :

S1 a révélé un écart médian de 0,72 degré, ce qui représente de manière significative moins d'écart de rotation que S2, S4, S5.

Le système avec l'hexagone externe (S2) a montré un écart médian de 1,15 degré. Sa moyenne de déviation était de 3.88 degrés.

La connexion interne en forme de dodécagone (S4) a affiché des valeurs médianes similaires de rotation que l'élément hexagonal 1,13 degrés. La moyenne de rotation était de 4,89 degrés.

S5, avec une connexion polygonale intérieure tube-dans-tube, avec un écart de rotation médian de 1,02 degrés et une moyenne d'écart de rotation de 4.49 degrés.

Déviation verticale :

Les écarts médians de hauteur verticale par rapport à la position initiale étaient significativement plus élevés dans les deux systèmes basés sur des éléments coniques S1 et S4 par rapport aux systèmes avec une plateforme horizontale.

Les écarts d'angulation :

Aucune différence significative entre les systèmes n'a été montrée.

Les résultats de cette étude ont montré que le repositionnement des piliers sur les implants appropriés entraîne une déviation tridimensionnelle par rapport à la position initiale. Le degré d'imprécision est influencé par la conception des interfaces implant-pilier. En ce qui concerne la stabilité de la rotation, il y avait une importante différence entre le système tube-dans-tube interne et tous les autres systèmes.

Les systèmes en dodécagone (S4) et hexagone (S2) ont montré une liberté de rotation semblable. Des études ont montré que les connexions implant-pilier basées sur un hexagone permettent une liberté de rotation variant entre 2,9 et 5 degrés (Lang, May et Wang, 1999) ; (Vigolo, Fonzi et Majzoub, 2006) ; (Binon, 1995) ; (Binon et McHugh, 1996).

Le dodécagone, également appelé double-hexagone, devrait être considéré comme équivalent à un hexagone en fonction de ses caractéristiques géométriques.

Le degré de rotation des piliers octogones est similaire ou supérieur à ceux trouvés avec l'hexagone et les dodécagones, le système octogone (S1) était significativement meilleur que l'hexagone et le dodécagone.

La déviation verticale a été importante dans les systèmes basés sur une forme conique par rapport aux systèmes avec une connexion à plat. L'interface de deux surfaces planes montre des déviations moyennes verticales de 10 µm résultant de lacunes de connexion causées par l'usinage imprécis des surfaces (Jansen, Conrads et Richter, 1997).

Selon l'étude de Semper et coll. (2010), l'hypothèse nulle (H0) a été rejetée. Selon les données, les imprécisions de repositionnement varient entre les systèmes d'implants et pourraient être basées sur la conception géométrique de l'interface et la tolérance des composants du système choisi.

3. Titane versus Zircone

Les piliers céramiques (en Zircone ou en Alumine) présentent un problème général, le phénomène du "fretting wear" (ou usure par frottement). En raison de l'extrême dureté des piliers céramiques, et en présence de micromouvements, il se produit un frottement au niveau du titane (qui est plus tendre) dans la zone de contact avec l'hexagone externe ou avec l'élément antirotationnel pour une connexion interne. C'est pour cette raison que pour certains systèmes implantaires, le pilier céramique se compose de deux parties : une base métallique et un corps céramique. Celui-ci est, selon le fabricant, collé ou vissé à la base métallique. De par le contact titane-titane entre le pilier et l'implant, le phénomène "fretting wear" peut être évité selon les fabricants.

La connexion interne des piliers Zircone peut être constituée :

- par le pilier lui-même (monobloc ou une pièce)
- par un élément secondaire (deux pièces).

Les piliers une pièce sont entièrement en Zircane, tandis que pour les deux pièces, la partie interne de la connexion peut être soit un pilier en titane secondaire (CARES®, Straumann™) ou un insert métallique (Remplace®, Nobel Biocare™) entre l'implant et le pilier et fixé au moyen d'une vis.

La stabilité des piliers en zirconne avec une connexion externe a été analysée par plusieurs auteurs. (Yildirim and coll., 2003) ; (Butz and coll., 2005). Dans une enquête récente, les piliers Zircane avec une connexion externe présentaient une charge de rupture moyenne de 294 ± 53 N. (Butz and coll., 2005).

Très peu de résultats exploitables donnés par les études sur des piliers Zircane ont pu être utilisés. Ceci est dû aux différences d'angulations en ce qui concerne l'application des forces tests sur les simulateurs.

Les piliers zirconne en deux-pièces avec une attache secondaire ou un insert métallique sont sensiblement plus exposés aux moments de flexion que les piliers d'une seule pièce, et ce en connexion interne ou externe. Des déformations plastiques de l'insert métallique, de la vis, et / ou de l'épaule de la tête implantaire de plusieurs échantillons ont été observées. Celles-ci pourraient être une des raisons qui expliquent la plus grande fragilité des connexions en deux-pièces. (Sailer and coll., 2009)

Pour une même configuration d'un pilier Zircane en deux-pièces, la connexion interne via un insert métallique a montré une augmentation significative des flexions par rapport à la connexion externe. (Sailer and coll., 2009)

Les piliers Zircane avec une connexion interne utilisant un composant métallique sont plus exposés à la flexion, par rapport aux piliers zirconne en une seule pièce. Les restaurations prothétiques scellées sur les piliers n'ont aucune influence sur la flexion. (Sailer and coll., 2009)

4. Conséquences de la fatigue.

Les conséquences les plus fréquentes suite à la fatigue sont :

- le dévissage des différents composants prothétiques ;
- la fracture des vis prothétiques ;

- la fracture des pièces intermédiaires;
- la fracture de la couronne cosmétique ou de l'infrastructure prothétique ;

Le bon choix pour la fatigue :

- Utilisation préférable des métaux par rapport aux céramiques ;
- Dans les cas d'utilisation de la céramique, utilisation systématique de la zircone ;
- Dans les cas d'utilisation des métaux, utilisation systématique du titane ;
- Respect des recommandations du fabricant pour le couple de serrage de la vis (en Newton) ;
- Serrage mécanique uniquement ;
- Préférence à l'utilisation d'une connexion interne ;
- Préférence d'utilisation d'une connexion à créneaux ;
- Utilisation préférentielle d'une vis en or plutôt qu'en titane ;
- Resserrage du couple tous les 12 à 18 mois, puis tous les 24 mois.

E. Intégration occlusale

La différence entre un implant ostéointégré et une dent dans son alvéole dentaire réside sur la présence ou non du desmodonte. Autour d'une racine dentaire, on retrouve le desmodonte/ ligament alvéolo-dentaire qui va, au sujet de l'occlusion, jouer un rôle d'amortisseur des forces masticatrices, mais aussi jouer un rôle de détecteur de ces forces. C'est la proprioception. C'est la capacité à informer le cerveau via les fibres sensibles d'une charge exerçant une pression sur la dent, d'une surcharge exerçant une surpression sur la dent ; ceci permettant une régulation des forces par le jeu des contraction/décontraction musculaire. A l'inverse, autour de l'implant, il n'y a que de l'os cicatrisé suite au forage implantaire. Le desmodonte a disparu, et son rôle aussi. Les seuls récepteurs physiologiques encore présents et disponibles résident dans l'os. Les auteurs décrivent, pour la sensibilité, un seuil de détection passant de 1g pour le desmodonte, à 5g après implantation immédiate, à 9g après implantation suivant une édentation cicatrisée plus ou moins longue. Ceci montre qu'il n'y a quasiment pas de possibilité pour qu'un individu implanté puisse détecter d'éventuelles surcharges occlusales qui seraient responsables de résorption osseuse. Il n'y a donc plus de proprioception autour d'un implant.

Le succès clinique et la longévité du système implanto-prothétique dépend donc du nombre, de la position et de la conception des implants. Préparer et concevoir les futures charges occlusales subies par les implants et l'os sous-jacent sont des facteurs importants pour la réussite à long terme de la prothèse. Le principal objectif doit être de minimiser la surcharge sur l'interface os-implant et de développer un schéma occlusal équilibré, et en harmonie avec l'appareil manducateur. L'occlusion est un facteur essentiel pour la longévité des implants en raison de la nature de l'attachement de l'os à l'implant. Si l'interface entre l'implant et l'os est perturbée soit par la force d'impact de l'occlusion ou d'une pression continue, il est peu probable que l'os se régénère. Il faut donc plusieurs modifications du concept d'occlusion, comme le partage des contacts occlusaux pour l'ensemble du système implanto-prothétique ; la correction de direction de la charge croissante, émises sur les zones occlusales, sur toute la surface de l'implant ; et l'élimination ou la réduction des contacts occlusaux défavorables à la biomécanique implantaire.

Guichet(1970) a écrit qu'il n'y a pas de schéma occlusal idéal et unique pour tous les individus. Trois schémas occlusaux et concepts occluso-prothétiques sont communément acceptés :

- l'occlusion mutuellement protégée (protection canine)
- l'occlusion unilatéralement équilibrée (fonction de groupe)
- l'occlusion bilatéralement balancée

Ces concepts définissent une occlusion idéale, difficilement réalisable. Bien, qu'aujourd'hui, il n'existe pas « un concept occluso-prothétique idéal » ; à partir des nombreuses recherches fondamentales, et d'un recul clinique supérieur à 20 ans, un consensus commence à se dégager. Il vise à établir une cohérence entre le respect du système occlusal et les contraintes implanto-prothétiques afin de respecter les principes de base qui permettent d'obtenir :

- une position mandibulaire médiane et stable en ORC ou en OIM, à une DVO correcte ;
- une ORC ou OIM stable, précise avec un maximum de contacts dento-dentaires symétriques et bilatéralement équilibrés ;
- des contacts légers en latéralité et en propulsion pour éviter résistance ou fatigue musculaire ;
- aucune interférence dans les mouvements de latéralités et de propulsion ainsi qu'une absence de prématurité en OIM et ORC ;
- une fonction manducatrice retrouvée, due au maintien des structures musculaires et muqueuses, de la réharmonisation des étages inférieurs de la face.

2^{ème} partie : le pilier implantaire

II. Le pilier implantaire

Les types de piliers sont décrits par génériques, et les plus populaires sont mentionnés par leur nom commercial. Tout pilier d'une compagnie peut être classé dans une ou deux catégories selon le type de restauration, comme cela est résumé sur le tableau ci-dessous.

Tableau 1 Dimensions minimales (mm) pour le choix d'un pilier.		
Pilier	Espace interocclusal minimal	Hauteur minimale du col
Standard	5,0	2,0
Conique	4,5	1,0
Cylindrique	2,8	0,0
Angulé	7,5	1,0
Pilier porteur d'une restauration scellée	6,0	1,0
Pilier faux moignon	3,5	0,0
Personnalisé	4,5	0,0

Tableau 4 : Dimensions minimales pour le choix d'un pilier. Giglio,PDR, 1999.

A. Piliers standards

Ces piliers possèdent une morphologie standard pouvant s'adapter à la grande majorité des patients avec un résultat similaire. Ils sont proposés en différents diamètres et hauteurs en fonction du diamètre de l'implant, mais aussi de la hauteur de la muqueuse péri-implantaire. Le pilier peut être droit ou angulé. Le pilier droit a un col de même hauteur sur toute sa circonférence. Au contraire, le pilier angulé a des hauteurs de bagues différentes en fonction de la muqueuse péri-implantaire. Ce dernier permet de différencier l'axe implantaire de l'axe prothétique. Il permet donc de rattraper les axes implantaires en vue d'émergence occlusale des puits de vis. Ces piliers sont non-modifiables ; ils ne peuvent être retouchés car la prise d'empreinte nécessite des transferts spécifiques adaptés et clipsés. Leur modification risque de perturber la prise d'empreinte et ainsi la précision de la prothèse implantaire.

Les « non-modifiables » sont de deux sortes :

- Piliers droits ou angulés standards avec système anti rotationnel pour prothèse unitaire ;
- Piliers droits standards sans système anti rotationnel pour prothèse plurale.

Les premiers possèdent une forme le plus souvent cylindrique au niveau de la partie coronaire et donc, ont des parois parallèles qui nécessitent un système anti-rotationnel au niveau du corps (à type de rainures) pour éviter la rotation de la future couronne (qui engendrerait des descellements). Le pilier angulé doit posséder une connectique implantaire anti-rotationnelle pour permettre son bon repositionnement en cas de dévissage.

Le second type de piliers standards est un pilier conique standard pour prothèse transvissée. Ce pilier est préconisé pour des prothèses plurales transvissées car il possède des parois coniques donc convergentes. Il est rotationnel à l'interface avec la prothèse au même titre qu'à l'interface avec l'implant puisque ne possédant pas de géométrie particulière (forme de cône). Il est toujours symétrique quelle que soit sa position. Seule une armature monobloc est réalisable sur ce type de piliers reliant les différents éléments de la reconstruction. Ils existent aussi en différentes hauteurs de col pour une adaptation au niveau muqueux péri-implantaire.

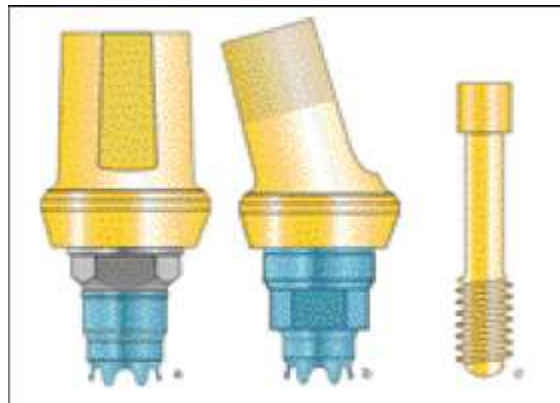


Figure 37: Piliers standards : (a) pilier titane droit (b) pilier angulé, (c) vis en or. Abulius & Jakubowicz-Kohen, Stratégie prothétique 2006.

Cette standardisation morphologique peut amener à un résultat esthétique moins satisfaisant. Ce corps du pilier implantaire plat et standard ne permet pas un soutien des tissus péri implantaires par une

adaptation homothétique au profil d'émergence spécifique d'une dent. De plus, elle limite le pouvoir du laboratoire pour la personnalisation de la future morphologie coronaire ; la limite cervicale étant « standardisée » elle aussi. L'impression d'une couronne naturelle émergente sera donc plus difficile à obtenir.

1. Pilier angulé

Le pilier angulé est utilisé pour corriger les différences d'axes implantaires et prothétiques et les petites erreurs de positionnement. La vis de pilier relie le pilier à l'implant et la prothèse est fixée au pilier par la vis de prothèse (fig38). Ce pilier est disponible avec des angulations de 15 et 30 degrés et des hauteurs de collier de 2 à 6 mm. L'espace interocclusal doit être important : au moins 7,7 mm. Il y a en général empiètement sur les tissus mous au niveau du rebord cervical de la face la plus courte du collier du pilier. Le pilier angulé existe en version scellé angulé à 15 et 25 degrés et en version vissé angulé à 17, 25, 30 et 35 degrés. La figure 39 représente la face implantaire du pilier angulé qui présente une forme de polygone à 12 côtés internes ; cette forme lui permet de s'adapter sur l'hexagone de l'implant en 12 situations différentes, ce qui en facilite la mise en place.

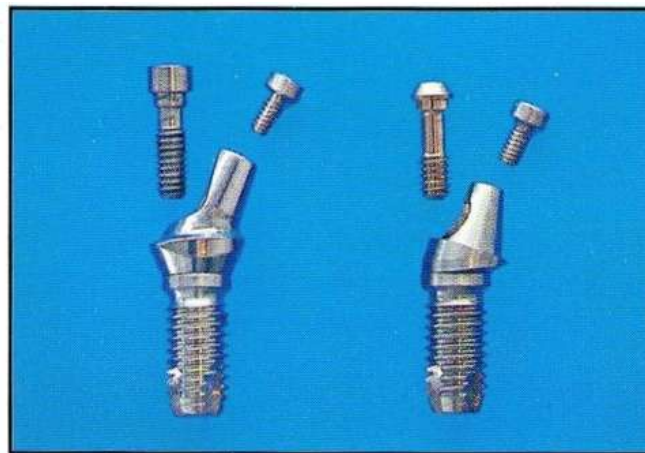


Figure 38: Piliers angulés avec les vis de pilier et de prothèse correspondantes. Giglio,PDR, 1999.

A gauche, pilier angulé à 25 degrés (3i™) et à droite, pilier angulé à 17 degrés (Nobel Biocare™).

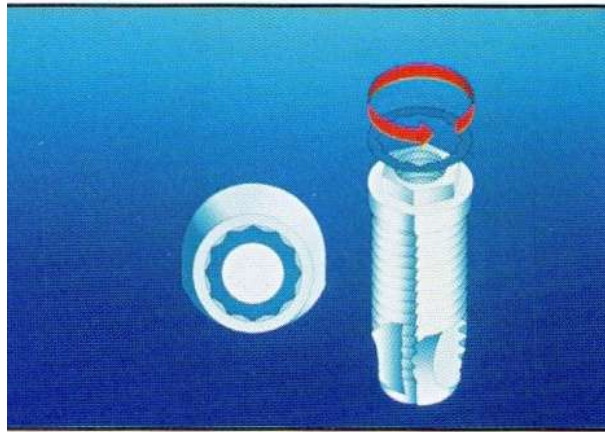


Figure 39: La face implantaire d'un pilier angulé présente 12 facettes internes, permettant de s'adapter sur l'hexagone de l'implant selon 12 positions différentes. Giglio,PDR, 1999.

2. Pilier conique

Le pilier conique, commercialisé sous le nom d'EstheticCone® (Nobel Biocare™) ou pilier EP® (3i™) est disponible avec des colliers de 1, 2, 3, 4 et 5,5 mm de hauteur (fig40). Il peut être utilisé dans les secteurs esthétiques pour les prothèses plurales ou unitaires et permet la réalisation d'un profil d'émergence esthétique car les bords cervicaux de la prothèse sont sous-gingivaux. Une version plus récente de ce pilier est envisageable avec un espace interocclusal de seulement 4,5 mm, mais il ne peut pas être utilisé pour les prothèses plurales. Le principal inconvénient du pilier conique est la hauteur du collier qui est constante sur toute sa périphérie : c'est le contraire d'une préparation dentaire qui doit suivre le dessin de la gencive marginale. Avec le temps les tissus interdentaires peuvent s'affaisser autour de ce pilier, surtout lorsque leur hauteur est supérieure à 3 mm ou en présence d'inflammation gingivale.



Figure 40: De gauche à droite : piliers coniques de 1, 2, 3 mm avec les vis de prothèses correspondantes. Giglio,PDR, 1999.

3. Les piliers Procera® Esthetic Abutment ou CERCON® Balance Anterior

Une gamme de piliers en zircone préformés, de hauteur et de taille différentes, permettant de choisir celui qui se rapproche le plus de la situation clinique ont été développés par les fabricants. Les piliers Procera® Esthetic Abutment ou CERCON® Balance Anterior (*fig41*) proposent cette solution. Les piliers standards imposaient le Titane comme choix de matériau. Le développement de la Zircone a permis l'élaboration des piliers standards Zircone. Cela permet de donner la possibilité du choix entre le Titane et la Zircone avec les piliers standards.



Figure 41 : Custom Abutment du système CARES et son pilier SynOcta®. Etienne & Baixe, Stratégie Prothétique, 2009.

B. Piliers pleins.

Les piliers standards offrant une adaptation limitée à la situation clinique, d'autres piliers ont été mis au point. L'idée était de pouvoir créer un pilier modifiable et adaptable à la situation clinique.

1. Alliages : la coulée et la surcoulée.

Ce sont les piliers pleins les plus anciens.

Cette catégorie regroupe les piliers fabriqués totalement ou en partie au laboratoire de prothèse (pilier UCLA, le premier pilier implantaire UCLA en alliage d'or a été développé à l'Université de Californie,

à Los Angeles, USA). Une pièce totalement ou en partie calcifiable est utilisée comme pièce de départ. La forme du pilier est donnée par une technique de cire ajoutée. L'ensemble est alors coulé ou surcoulé.

Le pilier cylindrique est le seul qui autorise une restauration directement connectée à l'implant. Ce pilier, le UCLA (fig42) existe en plastique ou en or. La restauration est réalisée directement sur l'implant. Ce pilier comporte un collier de moins de 1 mm, et l'espace interocclusal disponible pour la restauration implanto-portée doit être au moins de 3,5 mm. Nobel Biocare™ fabrique le cylindre en or préfabriqué le plus court, avec lequel un espace interocclusal de 2,8 mm suffit. La restauration sur un pilier de 3,5 mm peut être réalisée selon deux méthodes. Avec la première, la prothèse dont la maquette en cire est réalisée directement sur la préforme en plastique est coulée en alliage précieux. Avec la deuxième, la maquette en cire de la prothèse est réalisée et surcoulée sur un cylindre en or préfabriqué. La face implantaire du pilier cylindrique, en métal ou en plastique, existe sous deux formes : « hexagonale » et « non hexagonale ». La première s'engage dans l'hexagone de l'implant assurant l'effet anti-rotationnel et est utilisée pour les éléments unitaires et les piliers personnalisés. Le cylindre non hexagonal n'est pas bloqué dans l'hexagone de l'implant et permet donc au cylindre de pivoter. Cette forme de pilier est indiquée pour les restaurations plurales.



Figure 42: Deux piliers UCLA, avec maquette en plastique à gauche et pilier en or à droite. Giglio, PDR, 1999.

- Pilier entièrement coulé au laboratoire :

Une pièce de base entièrement calcifiable est utilisée comme support à la cire. Le prothésiste va créer son pilier implantaire à partir du modèle de travail en modelant la cire. Une fois le travail réalisé, le

pilier est alors investi dans du revêtement, avant d'être coulé dans le métal souhaité. Quelques retouches à la fraise sont faites pour lisser le pilier. Un congé est réalisé en rapport avec la limite périphérique clinique. Même si la coulée est de grande qualité, la précision de la jonction pilier-implant obtenue sera médiocre. L'adaptation est très inférieure à celle obtenue entre deux surfaces usinées. La figure 43 est un agrandissement x 40, qui montre que la granulation de la surface du pilier obtenu par coulée d'une base calcifiable n'autorise pas un emboîtement et une assise satisfaisante sur l'implant. La technique diminue les coûts aux dépens d'une adaptation moindre du pilier sur l'implant. De plus, les alliages utilisés pour ce pilier ne permettent pas une adhérence des cellules épithéliales au corps du pilier.

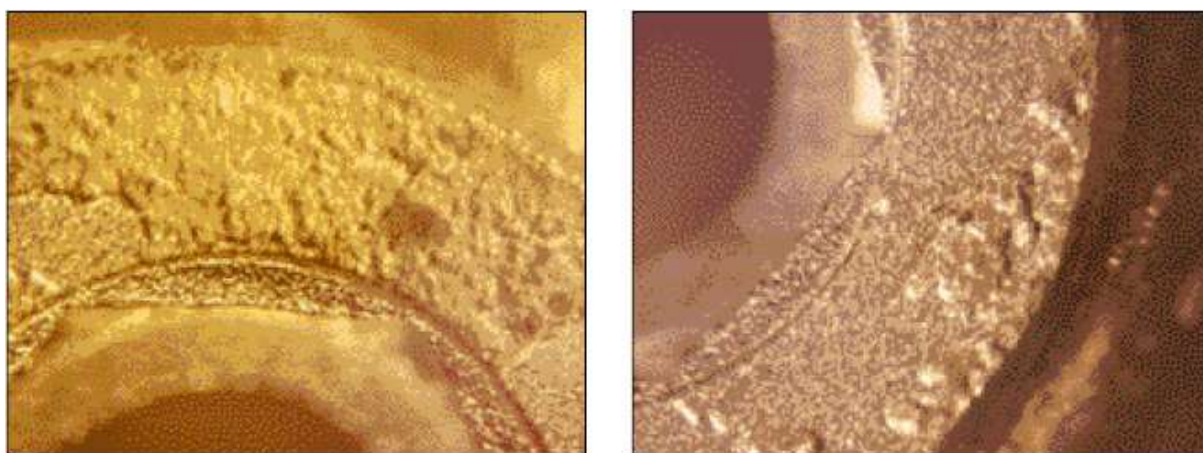


Figure 43. Abulius & Jakubowicz-Kohen, Stratégie prothétique, 2006.

- Pilier surcoulé

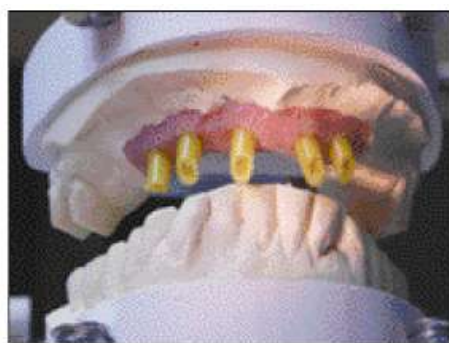
Ici le pilier possède une bague en titane au niveau de l'interface pilier/implant ; ceci va augmenter la précision d'emboîtement des deux pièces.

La sculpture de pilier par addition de cire, avant de réaliser la surcoulée, autorise des angulations importantes, ce qui peut permettre de «rattraper» des situations difficiles. Cependant, le coût du matériau (travail de l'or) et la mauvaise adhésion des cellules épithéliales aux métaux précieux sont des freins considérables à l'emploi de ces solutions. La surcoulée au laboratoire est une phase délicate à réaliser, ce qui limite également les indications de cette technique.

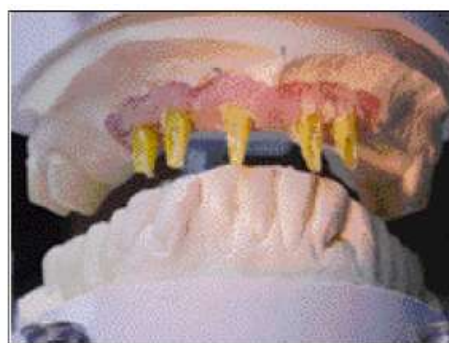
Dans ce cas, l'utilisation de la fraiseuse se fait en deux temps : la table de travail est orientée selon l'angulation adaptée au cas clinique. La pièce à main de la fraiseuse est remplacée par un couteau à cire chauffant. La forme du pilier est sculptée à l'aide de cet instrument, guidé par le même bras que celui de la pièce à main. La pièce est ensuite coulée, puis le fraisage du métal est terminé sur la même table de travail, à l'aide de la pièce à main.

La figure 44 montre un exemple de réalisation de piliers surcoulés (fraisage de la cire avec le couteau chauffant, puis du métal avec la pièce à main).

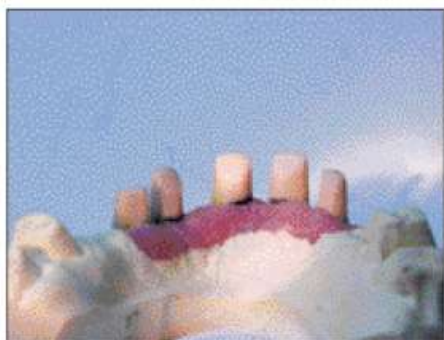
Le principal problème lors de l'utilisation des piliers à base d'alliages métalliques réside en une augmentation des récessions au niveau des tissus mous péri-implantaires, contrairement aux piliers en titane ou en céramique. Ceci est dû aux faibles propriétés d'adhésion des alliages en or induisant une réduction de l'attache des tissus mous comparativement au titane et à la céramique (Abrahamsson and coll.; 2007), ainsi qu'au risque de corrosion à l'interface pilier/implant (les potentiels d'oxydo-réduction sont différents entre l'or et le titane). Comme pour les piliers en titane, il existe également le risque d'apercevoir une partie du pilier métallique au travers de tissus mous fins. Le pilier UCLA peut être directement transvissé sur l'implant pour servir de support à une couronne. Il peut servir directement d'armature pour la couronne céramo-métallique (une seule coulée).



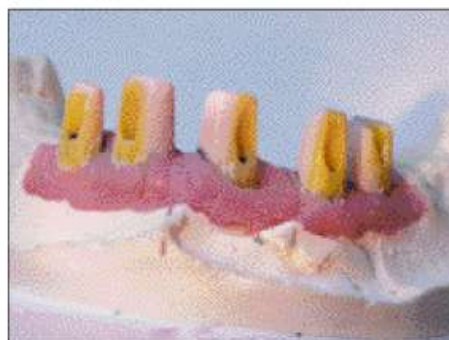
10



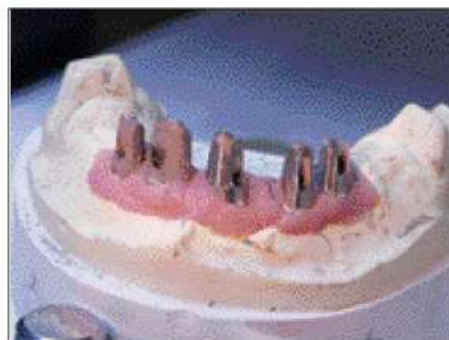
11



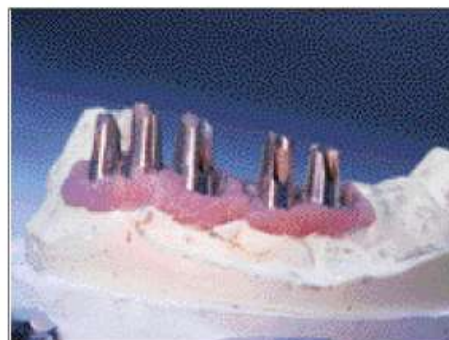
12



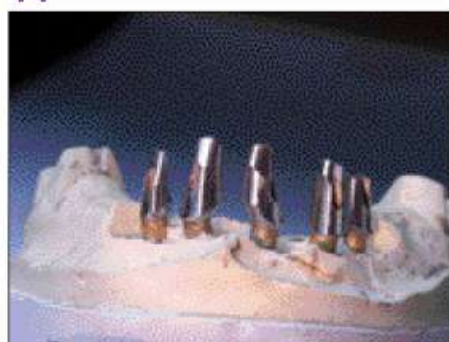
13



14



15



16



17

Figure 44. Abulius & Jakubowicz-Kohen, Stratégie prothétique, 2006.

2. Piliers pleins en alumine.

Mis au point en 1993 par Prestipino et Ingber, le pilier Ceradapt™ (*fig45*) est le premier pilier en céramique à avoir été développé. Il est constitué à 99,5 % d' Al_2O_3 et est fixé à l'aide d'une vis en or sur l'hexagone externe (système Brånemark®). Les avantages de ces piliers translucides et de teinte dentaire sont évidents au niveau du secteur antérieur, comparativement aux piliers métalliques. Ils présentent une bonne biocompatibilité, une absence de coloration grisâtre des tissus mous environnants et une transmission de la lumière dans les tissus mous péri-implantaires. Un cylindre d'alumine pure, frittée à densité finale, est usiné au laboratoire pour donner la forme souhaitée au moignon, avec l'aide du modèle de travail. Le profil d'émergence peut être légèrement modifié par adjonction de céramique. Le principal inconvénient de ce pilier tient alors dans les difficultés de réalisation au laboratoire. Son usinage est en effet délicat, relativement long, et le risque de fracture ou de fragiliser le pilier est important. Les corrections d'angulation vestibulo-palatine de moignon doivent être limitées pour les mêmes raisons.

En dépit de ses avantages esthétiques (indice de réfraction lumineuse plus faible que la zircone), ce pilier a été progressivement abandonné avec l'introduction de la zircone dans les piliers implantaires, beaucoup plus résistante d'un point de vue biomécanique. Il a démontré de bonnes propriétés mécaniques dont une résistance à la flexion de 547MPa. Des études in vitro ont montré une grande résistance à la rupture, cependant les études in vivo ont montré un fort pourcentage de perte, aux alentours de 7% des piliers utilisés.

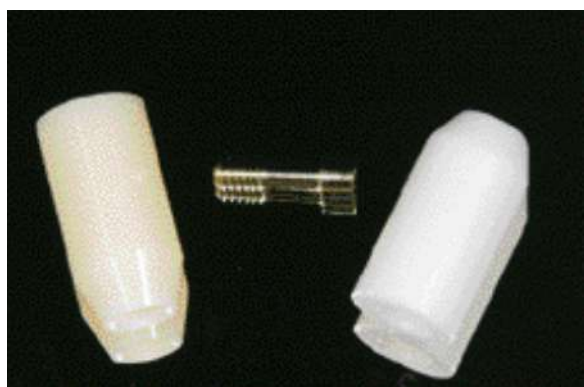


Figure 45: Pilier CerAdapt® en Al_2O_3 (alumine) pour le système implantaire Brånemark®. Hannisch & coll., Stratégie prothétique, 2003.

3. Piliers pleins en Titane et Zircone.

Ce sont les piliers travaillés par les fabricants en usine selon des cotes et des angulations standard (fig46). Ils peuvent être disponibles en Titane ou en Zircone.

Ces piliers sont les plus répandus. Ils sont appelés aussi piliers faux moignons. Les dimensions sont choisies selon la situation clinique. Ils sont ensuite retouchés pour s'adapter plus finement au contexte. Cette préparation peut être effectuée à "main levée", à l'aide d'une pièce à main ou d'une turbine de laboratoire.

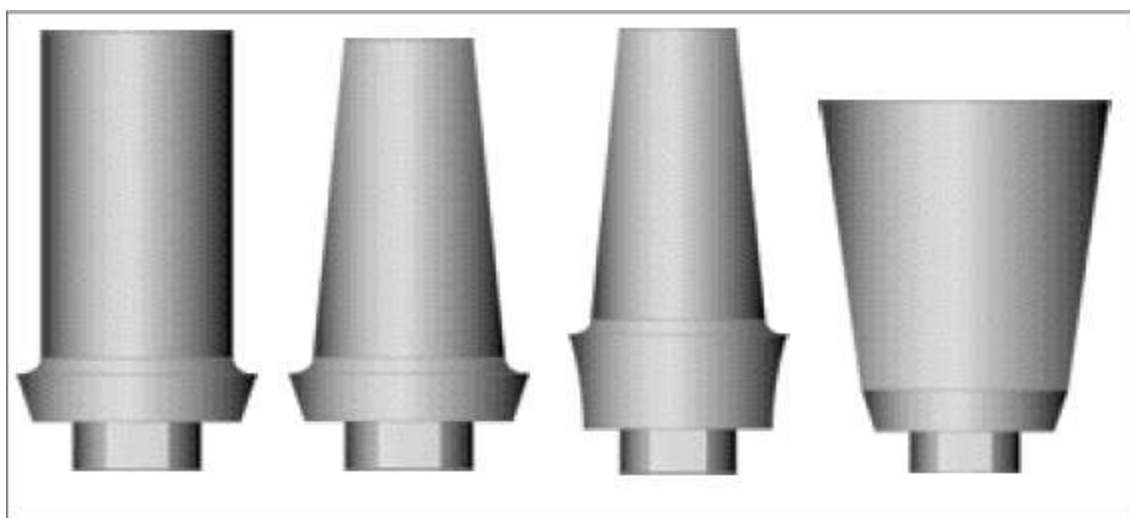


Figure 46: Différentes formes de piliers pleins en titane, avant fraisage au laboratoire. Abulius & Jakubowicz-Kohen, Stratégie prothétique, 2006.

L'utilisation de ce type de pilier permet d'obtenir une adaptation très fiable avec la surface usinée implantaire. En effet, si la partie en contact avec la couronne peut être retravaillée en fonction des paramètres cliniques, la zone en contact avec l'implant est usinée et n'est jamais retouchée.

La dépouille du pilier est choisie selon l'espace prothétique disponible (hauteur et largeur), mais également selon le positionnement de l'implant dans cet espace. Si ce dernier n'est pas centré, il faut gérer l'espace disponible de part et d'autre. Le fraisage permet d'effectuer et de choisir la dépouille la mieux adaptée (fig53 et 54). Le choix doit garantir une rétention suffisante au moment du scellement, sans nécessiter de sablage de surface.

a) Pilier faux moignon.

(1) Pilier titane.

Le pilier faux moignon (fig47) est vissé dans l'implant ou sur la réplique de l'implant dans le maître modèle, ce qui permet de le préparer comme une dent pour prothèse fixée. Les techniques de laboratoires sont identiques à celles de la prothèse fixée conventionnelle. Il est disponible en plusieurs tailles, sous forme d'un système monobloc ou en deux parties. Un des piliers monoblocs les plus populaires commercialisé est le Cement-On-Crown® (COC, Lifecore™). L'espace interocclusal doit être égal ou supérieur à 3,5 mm. L'inconvénient de ce système, si la restauration est plus de 3 mm sous la gencive, réside dans la présence d'excès de ciments pouvant être bloqués dans le sulcus lors de la mise en place de la prothèse. Ce système scellé présente des problèmes lors de son retrait éventuel. Un système pilier faux moignon en deux parties, le CerAdapt® (Nobel Biocare™) est basé sur la préparation au laboratoire d'une chape en céramique qui est fixée sur l'implant avec une vis de pilier en or. Puis, la préparation est finie en bouche et une couronne est réalisée et scellée sur la chape. Ce pilier peut également être utilisé avec une prothèse vissée, la céramique étant montée directement sur la chape.



Figure 47: pilier Cement-On-Crown, *Lifecore* (à gauche) et pilier faux moignon en deux parties, *Nobel Biocare* (à droite). Giglio, PDR, 1999.

(2) Piliers ZirDesign™

A partir d'un modèle de travail, le pilier en zircone globalement cylindrique est préparé pour lui donner la forme adaptée à la situation clinique. Les piliers ZirDesign™ (fig48), parmi les piliers en Zircone, suivent cette option technique.

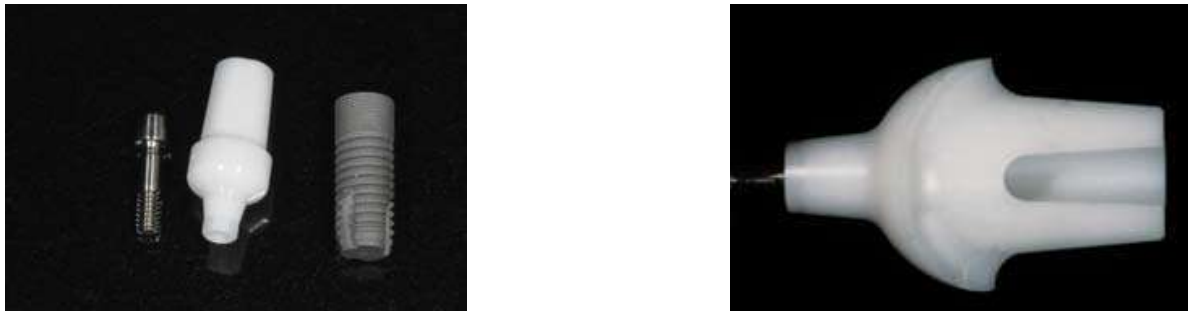


Figure 48: pilier ZirDesign™ non préparé (à gauche) ; pilier ZirDesign™ préparé (à droite). Etienne & Baixe, Stratégie prothétique, 2009.

b) Les piliers “mixtes : titane/zircone”

Ce sont des piliers pleins qui doivent être personnalisés par la suite.

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

Il existe actuellement (fig49):

- un pilier tout en zircone avec une bague en titane au début de l'interface pilier-implant (en cervical). C'est le pilier Contour®.
- des piliers avec toute la connectique (interne ou externe) et le noyau du moignon en alliage de titane: piliers Smilea®, Procera® Abutment Zirconia Nobel Replace™ ou ZiReal™ qui utilise une colle entre la zircone et le titane.



Figure 49: Les piliers associant zircone et titane privilégient une connectique titane/titane totale (pilier Procera® pour implant Nobel Replace™ (à gauche), ou partielle (pilier Contour®) (à droite). La liaison, au sein du pilier, entre le titane et la zircone reste brevetée pour chaque société. Etienne & Baixe, Stratégie prothétique, 2009.

4. Le fraisage : principes, techniques et limites.

a) *Principes.*

Même s'il ne sert pas à paralléliser plusieurs préparations entre elles (puisque'il n'y en a qu'une), l'intérêt du fraisage reste évident.

Il permet :

- d'adapter la convergence des parois du pilier à la hauteur prothétique disponible, pour obtenir une rétention compatible avec l'emploi d'un ciment de scellement à faible résistance mécanique (utilisé comme ciment provisoire en prothèse dento-portée) ;
- d'augmenter la rétention par la création de rainures ;
- de conserver un état de surface lisse, permettant la désinsertion aisée de la prothèse si une ré-intervention s'avère nécessaire. L'encastrement de deux surfaces métalliques sablées crée un micro-clavetage, nettement plus difficile à desceller ;
- de ré-usiner le pilier pour situer les limites des scellements par rapport à l'enregistrement de la gencive marginale. Une situation trop profonde des limites rend difficile l'élimination des excès de ciment. Une situation juxta ou supragingivale peut nuire au résultat esthétique final.

L'utilisation d'une fraiseuse avec un degré de convergence faible permet la réalisation de piliers hauts et fins (fig50).

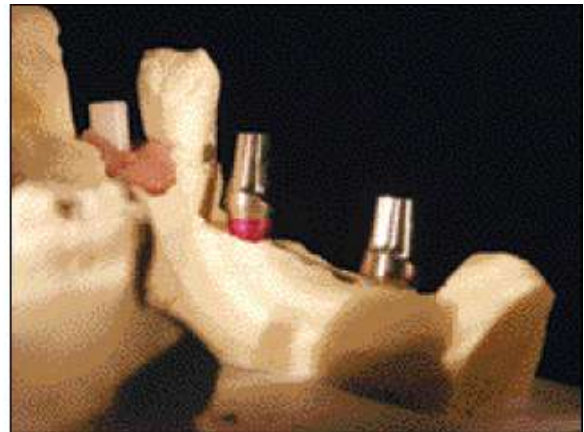
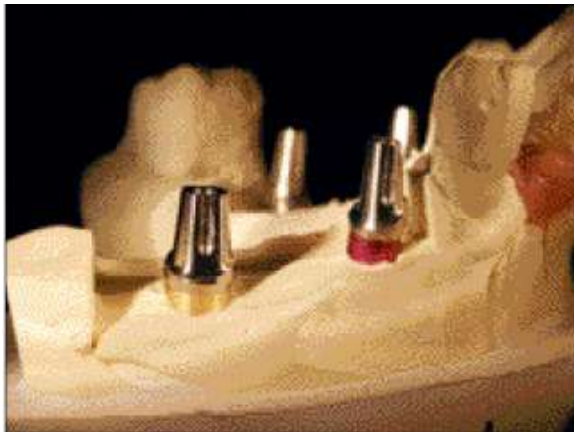


Figure 50. Abulius & Jakubowicz-Kohen, Stratégie prothétique, 2006

b) Technique

Qu'il s'agisse de restaurations unitaires ou de restaurations sur piliers implantaires multiples, les techniques de fraisage permettent de contourner de nombreuses difficultés. Le fraisage des piliers se fait soit à main levée, soit à l'aide d'une fraiseuse.

La fraiseuse est un outil qui permet de réaliser des préparations guidées. Une pièce à main est solidarisée à un bras de guidage, qui utilise la translation horizontale et la translation verticale (fig51).

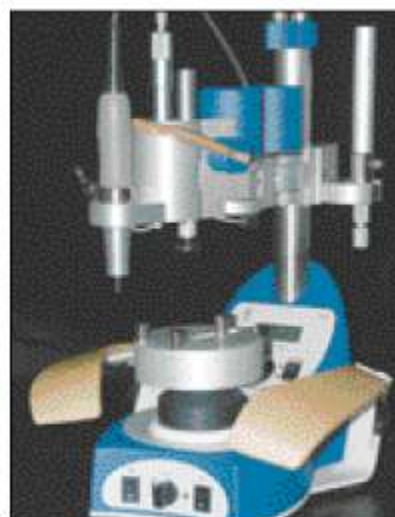


Figure 51. Abulius & Jakubowicz-Kohen, Stratégie prothétique, 2006.

L'angle de convergence des parois est déterminé une fois pour toutes. C'est l'angle de dépouille de la fraise qui donne le degré de convergence des préparations. La fraiseuse peut, par exemple, recevoir des fraises d'angulations différentes de 0°, 2°, 4°, 6°.

Le guidage n'autorisant qu'un déplacement de la pièce à main par translation, l'axe de la préparation est unique et déterminé par le positionnement de la table de travail. Tant que les réglages de cette table ne sont pas modifiés, l'axe est conservé. Lorsque plusieurs travaux sont en cours simultanément, il est préférable de travailler sur différentes tables (fig52).

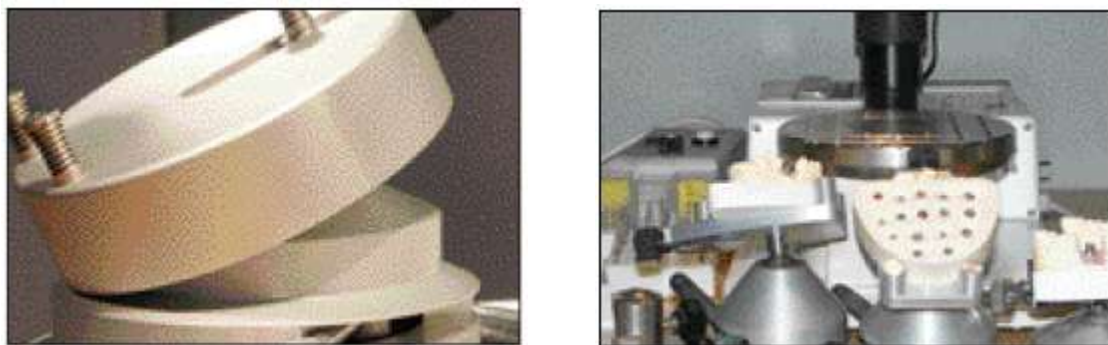


Figure 52: Table de travail (à gauche), diverses tables de travail pour différents travaux (à droite). Abulius & Jakubowicz-Kohen, Stratégie prothétique, 2006.

(1) Fraisage pour restauration unitaire.

Dans ce cas, il n'existe pas de contraintes liées à la multiplicité des piliers. La gestion du parallélisme se limite aux parois du faux moignon implantaire. Le fraisage permet donc essentiellement de calibrer le pilier, pour lui donner une rétention adéquate lors du scellement.

Le pilier doit répondre au cahier des charges suivant :

- rôle mécanique

Le pilier est une pièce intermédiaire entre l'implant et la couronne. Cette liaison doit être rigide et solide. Ces qualités sont nécessaires pour la pièce elle-même, mais aussi pour les jonctions implant/pilier et pilier/couronne.

- rôle biologique

Ce dernier doit être parfaitement biocompatible, en permettant une adhérence et une adaptation harmonieuse de ces tissus. La surface prothétique de l'implant est usinée. Il existe diverses formes de connexions, internes ou externes, supra ou sous gingivales ; mais, quel que soit le type d'implant, cette jonction est toujours usinée.

La partie du pilier en contact avec la couronne doit permettre un léger jeu dans l'encastrement de ces deux pièces. En effet, la couronne étant obtenue le plus souvent par coulée, l'état de surface de l'intrados est moins précis que celui d'une surface usinée. Le faible espace persistant entre les deux pièces autorise ainsi une mise en place correcte et une solidarisation par scellement. Cette partie du pilier est le plus souvent préparée au laboratoire de prothèse, en fonction des données cliniques (axe de l'implant, hauteurs et diamètres prothétiques disponibles, forme du contour gingival ...). La dépouille de la préparation du pilier est choisie en fonction de sa hauteur, pour obtenir une rétention suffisante lors du scellement. Les techniques de fraisage permettent de calibrer cette rétention. Le fraisage en laboratoire ne s'applique qu'à la portion du pilier servant de rétention à la couronne scellée.



Figure 53. Abulius & Jakubowicz-Kohen, Stratégie prothétique, 2006.



Figure 54. Abulius & Jakubowicz-Kohen, Stratégie prothétique, 2006.

(2) Fraisage pour restaurations plurales.

Lors de reconstitutions plurales, la nécessité ou non de solidariser l'ensemble des implants n'a toujours pas donné de consensus. Les impératifs de maintenance (passage du fil dentaire), et d'esthétique, ainsi que la prévision d'une réintervention peuvent conduire à privilégier la réalisation de coiffes unitaires plutôt que d'éléments solidarisés.

Cependant, cette méthode de reconstitution impose l'utilisation d'un implant par dent. Ce contexte exige également un réglage, souvent fastidieux, d'un grand nombre de points de contact proximaux lors de la pose. Le risque de dévissage est majoré et les contraintes sont moins bien réparties. Il apparaît donc complexe de choisir le degré de solidarisation des implants. Du bridge complet à la réalisation de plusieurs couronnes unitaires, les solutions sont multiples, et seront laissées à l'appréciation de chaque praticien.

Les restaurations scellées qui solidarisent plusieurs piliers introduisent un nouveau rôle de la fraiseuse. Cet outil sert toujours, comme dans la réalisation d'une restauration unitaire, à calibrer le degré de convergence des parois de chaque pilier, mais aussi à paralléliser avec précision les différents piliers entre eux.

Les concepts qui régissent le fraisage de ces piliers sont les mêmes que ceux utilisés en prothèses unitaires. Ceux-ci sont fraisés sur la même table de travail préalablement réglée. Ce réglage tient compte de l'axe moyen des divers piliers, mais aussi de la possibilité d'insertion par rapport aux faces proximales des dents en présence. La précision du parallélisme contribue largement à améliorer la rétention, et permet d'envisager le choix d'un assemblage prothétique par scellement.

Le degré de convergence des parois est également sélectionné en fonction de la hauteur des piliers, mais aussi selon le nombre d'implants. La difficulté principale dans le fraisage des piliers de bridges implantaires, et plus particulièrement dans les grandes restaurations, réside plus dans les choix des concepts que dans la réalisation elle-même. Cependant, il est surtout impossible de parvenir à un parallélisme de tous les piliers d'une arcade.

Les axes des couronnes antérieurs sont généralement très différents des axes des couronnes postérieures (en particulier au maxillaire). Si une solution scellée est envisagée, il est alors nécessaire de séparer la construction prothétique en différents éléments.

Impératifs techniques : Impératifs de forme et de volume des piliers en zircone.

La Zircone doit être travaillée différemment du Titane :

- Les parois du moignon (évidé par le puits de la vis de pilier) doivent garder au moins 0,5mm d'épaisseur pour conserver une résistance suffisante ;
- La partie émergente du pilier doit faire au moins 1 mm d'épaisseur pour les mêmes raisons ;
- Un axe de moignon d'angulation supérieure à 39° n'est pas souhaitable avec de la zircone car le risque de fracture est trop important. Les fabricants recommandent généralement une angulation maximale de 30°. Certains d'entre eux commercialisent des piliers en zircone qui ne dépassent pas 15° ;
- Ces piliers étant destinés à recevoir des couronnes céramo-céramiques, la préparation cervicale doit être réalisée selon un angle interne arrondi ou un congé rond, avec au moins 0,8 mm d'épaisseur. Les arêtes et angles vifs sont également à proscrire.

c) Limites

Le modelage par fraisage d'un bloc de Titane ou de Zircone à l'aide de fraises ne doit pas être traumatisant pour le matériau. Le Titane ne donne pas beaucoup de limites pour son fraisage. La Zircone est beaucoup plus fragile, et sensible à l'échauffement lors de son fraisage. Cet échauffement peut induire des changements de sa structure et donc de ses propriétés.

Il est recommandé d'utiliser des fraises diamantées dédiées à cet usage, montées sur turbine et utilisées avec une irrigation abondante. Il est conseillé également de travailler en exerçant une force de 2 à 3N (ce qui est peu contrôlable pour un travail manuel). En effet, le diamant de la fraise s'use en cas de pression trop faible, ce qui entraîne un polissage et non une abrasion de la zircone. Des fraises en carbure de

tungstène de forme adaptée sont utilisées pour les piliers In-Ceram® Zirconia (avant infiltration) et pour la zircone préfritée, à consistance plus crayeuse. Les disques à polir à liant galvanique (résine synthétique ou liant élastique) conviennent également à ces retouches, le liant diminuant le risque de microfissure. Les disques à liant en résine synthétique doivent être utilisés entre 5000 et 10000 tours/minute, et ceux à liant élastique à vitesse plus basse pour que les grains de diamant permettent une abrasion douce, tout en respectant régulièrement une bonne humidification du pilier en zircone.

⇒ Conséquences des retouches sur la zircone :

- **Risque de fissuration**

Plusieurs études convergent vers la recommandation de l'utilisation finale de fraises diamantées à grains fins (30µm) par rapport aux gros grains (150µm).

Ces fraises n'apportent pas d'avantages au niveau de la taille de la zircone et laissent une surface plus rugueuse, néfaste au pilier. Elles créent des zones de concentration des contraintes et augmentent ainsi le risque de fissuration. De plus, l'irrigation abondante lors de ces retouches est indispensable. Elle diminue le risque qu'un défaut puisse initier une fracture au sein de la zircone.

- **Risque de fragilisation par changement de phase cristalline**

Lorsqu'un pilier doit être fraisé (préparation, corrections), il se produit, par échauffement, des transformations de phase en surface sur 20 à 50 µm, où une partie de la zircone tétragonale se modifie en zircone monoclinique, aux propriétés biomécaniques beaucoup plus faibles. Le phénomène inverse, induit par échauffement en cas de retouches de la zircone sans irrigation peut retransformer une partie de cette zircone monoclinique en zircone tétragonale en dépassant la température (>700°C) de changement de phase. Les rayures créées sur la zircone par ces corrections la fragilisent, et la quantité globale de zircone tétragonale obtenue par cet échauffement est négligeable. Kosmac et al., constatent qu'une zircone 3Y-TZP (avec ajout d'oxyde d'yttrium) passée au four pendant une heure à 900°C voit sa phase monoclinique se transformer de façon quasi complète en phase tétragonale ; tout en conservant les traces du fraisage préalable, points de départ d'éventuelles fractures.

Cependant, à ce jour, ce procédé de renforcement de la zircone par un passage au four à céramique n'entre pas dans les protocoles de fabrication des piliers implantaires en zircone des différents industriels, et ne constitue pas une solution probante après retouches au laboratoire.

C. Piliers préfabriqués.

Certaines firmes proposent une gamme de piliers préfabriqués qui diffèrent entre eux selon la hauteur du moignon, la hauteur transgingivale, et le calibre de l'implant (fig49). Le praticien choisit le pilier le plus adapté à la situation, qui peut nécessiter quelques retouches, celle-ci restant bien moins importantes que pour un pilier plein à personnaliser. Ce choix est guidé par des répliques en plastique des piliers disposées dans des “ kits d'essayage ”, à essayer sur le modèle avant de sélectionner le bon pilier.



Figure 49 : Piliers CERCON® Balance Anterior, ensemble des piliers en zircone disponibles du système Ankylos®. Etienne & Baixe, Stratégie prothétique, 2009

Ils se choisissent selon le diamètre de l'implant et la hauteur transgingivale. Ces piliers préfabriqués tiennent aussi compte du festonnement gingival et d'un possible rattrapage d'angle vestibulo-palatin, mais seulement sur 15°.

La préparation du pilier (si des retouches sont nécessaires) se fait en suivant un modèle de travail avec une fausse gencive en silicone, directement sur le modèle ou en utilisant un outil servant de “ porte-pilier”. Les étapes de préparation du pilier sont ensuite gérées par le prothésiste qui peut essayer librement le pilier sur le modèle de travail au cours de sa personnalisation.

Dans les systèmes non anti-rotationnels, il est nécessaire de confectionner une clef de repositionnement du pilier pour le remettre dans la même position en bouche. Cette clé, souvent conseillée en résine, est encore plus précise en métal. Cela alourdit cependant le protocole et les coûts de réalisation.

Pour les systèmes anti-rotationnels, des repères de type méplats permettent de retrouver la même position en bouche que sur le modèle de travail. Ce pilier est essayé par le praticien afin de valider dans le même temps son empreinte. La couronne sera, dans tous les cas, réalisée directement sur le modèle de travail.

Cette correction est faite sous irrigation abondante avec des fraises montées sur turbine, spécifiques à la zircone. La mise en forme est d'autant plus simple et plus rapide, voire inutile, avec un pilier préusiné et pré-angulé qui existe chez certains fabricants (Ankylos ®). Bien que séduisante, cette option peut entraîner une retouche manuelle non contrôlée de la zircone à la fraise, qui est un des principaux risques de créer des microfissures et d'affaiblir le pilier.

D. Piliers personnalisés.

1. Le pilier In-Ceram® Zirconia.

Le concept de ce pilier est d'utiliser une préforme céramique surdimensionnée et usinable qui s'adapte déjà à la tête de l'implant.

Ainsi, l'usinage donne la forme au moignon, mais il doit tenir compte du profil gingival de la dent à remplacer, et respecter sa forme, (légèrement triangulaire pour les incisives et canines supérieures par exemple).

Ce pilier est composé de 40% de zircone partiellement stabilisée à l'oxyde de cérium et de 60% d'alumine pour limiter la propagation des fissures et afin que l'on puisse monter directement la céramique par-dessus (un taux maximal de 40% de zircone dans le pilier est possible pour cela). La zircone augmente ainsi la résistance du pilier à la flexion, la fatigue et la dureté.

Le pilier In-Ceram Zirconia, dont Saadoun a été l'initiateur, existe depuis 1995. Les intérêts de ce système sont de pouvoir travailler le profil d'émergence selon la situation clinique, et de monter la céramique de recouvrement directement sur le pilier. L'adjonction de céramique dentine permet aussi de changer la forme et la teinte finale du pilier. Une céramique de teinte gingivale peut également être montée sur le pilier. La technique de fabrication en deux étapes permet un usinage aisé et rapide, ainsi que des coûts de fabrication moins importants (usure des fraises et des machines moindre). Mais ce pilier reste très opaque, et seule la céramique de recouvrement peut atténuer cet effet. Bien que convenables, les propriétés biomécaniques de la céramique In-Ceram Zirconia sont inférieures à celles de la zircone, en résistance à la flexion et à la rupture notamment.

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

- la reconstitution d'une anatomie cervicale " complexe ", quand les formes des piliers en zircone ne le permettent pas ;
- un faible espace prothétique disponible ;

La céramique cosmétique peut alors être montée directement sur le pilier, réalisant ainsi une couronne céramo-céramique transvissée. Ces indications doivent respecter un contexte occlusal favorable du fait de la plus grande fragilité de cette céramique (pas de bruxisme, pas d'excès de recouvrement).

Face aux contraintes esthétiques et biomécaniques, la zircone s'est imposée comme matériau de choix pour les piliers implantaires transvissés, au détriment de l'alumine et autres assemblages. Glauser, Wohlwend et al. ont développé le premier pilier en oxyde de zirconium en 2000 avec le Zirabut®. Suite à ces premiers résultats cliniques encourageants, les différentes firmes ont développé ce type de piliers à partir de 2001, grâce également aux progrès de la CFAO et au succès des systèmes céramo-céramiques en prothèse fixée sur dents naturelles.

2. CFAO.

Ces piliers sont créés en fonction de la situation clinique. Le titane comme la zircone peuvent être utilisés dans cette technique.

Bien qu'elle ait été créée au départ pour des pièces métalliques, la CFAO en odontologie est maintenant régulièrement associée au travail des pièces en céramique, notamment des piliers implantaire en zircone. Après enregistrement de la situation clinique (empreinte et modèle de travail), la Conception Assistée par Ordinateur (CAO) nécessite un transfert préalable des données sur un ordinateur grâce à un scanner optique ou physique. Le pilier personnalisé est ensuite créé virtuellement à l'aide d'un logiciel, en réunissant :

- **l'embase** (connexion) correspondant à celle de l'implant recevant le pilier. Il existe pour cela des banques de données de connexions préenregistrées dans ces logiciels de CAO quand l'implant et le pilier proviennent du même fabricant. Toutefois, toute embase peut être scannée et reproduite à partir d'une équivalence en titane ;
- **la superstructure**, que le prothésiste peut soit réaliser en cire et scanner, soit concevoir directement sur l'ordinateur (forme, dimension, orientation du moignon et volume de la partie transgingivale) en fonction des systèmes. Grâce aux progrès de la CFAO, certaines sociétés comme Diadem® ou Nobel Biocare™ proposent de concevoir des piliers en zircone pour des implants d'autres sociétés. Deux options techniques sont actuellement disponibles : dans la première, le pilier est réalisé sur le modèle de travail en cire, à partir d'une préforme en plastique incluant l'embase. Il est ensuite scanné (fig55).



Figure 55. Etienne & Baixe, Stratégie prothétique, 2009.

Une fois cette étape validée, les informations sont transférées à une unité de production qui façonne la pièce demandée. C'est l'étape de Fabrication Assistée par Ordinateur ou FAO. L'usinage de la zircone est réalisé par des machines qui travaillent dans plusieurs plans de l'espace, sous irrigation abondante pour ne pas la fragiliser. Il se fait à partir d'un bloc de zircone préfrittée et référencée par un code barre. Les fraises taillent l'embase, le moignon et le puits de la vis de pilier en dégrossissant d'abord le bloc de zircone, puis en finissant avec des fraises à grains fins.



Figure 56a (à gauche), b (au centre), c (à droite). Etienne & Baixe, Stratégie prothétique, 2009.

Conception par scannage d'un pilier en zircone (système Procera®). Le pilier est fabriqué par adjonction de cire sur une préforme cylindrique en plastique qui s'insère sur le modèle de travail (*fig56a*). La société Nobel Biocare™ propose une série d'embases pour ses propres implants, mais aussi pour d'autres marques (ici, système Octagon®) (*fig56b*). Le pilier modifié par adjonction de cire est transvissé sur le porte-pilier possédant la bonne embase (*fig56c*).

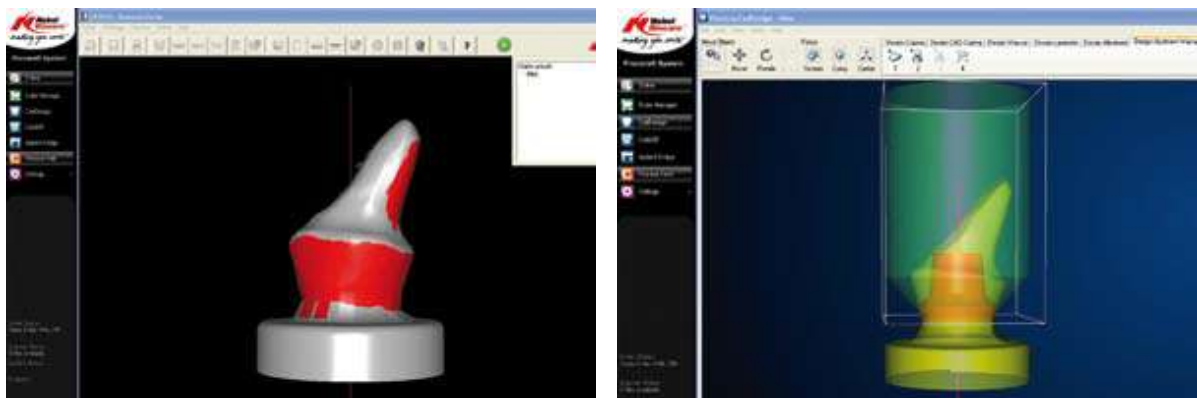


Figure 56e (à gauche).), et 50f (à droite). Etienne & Baixe, Stratégie prothétique, 2009.

Le palpeur Forte® scanne le pilier (fig55), et les données sont enregistrées simultanément sur l'ordinateur (fig56e). Le palpeur n'est plus utilisé aujourd'hui, les progrès du scannage ont fait naître des lecteurs optiques par triangulations puis des lecteurs scanners par holographie conoscopique (scanner NobelProcera™ de NobelBiocare®). Le palpeur est aujourd'hui obsolète car ce système a pour inconvénient de ne pas pouvoir enregistrer les reliefs importants comme par exemple un congé trop profond. La précision est de 20 voire 30 microns, alors que pour une empreinte optique celle-ci peut atteindre 5 microns. La connectique utilisée est sélectionnée sur le logiciel et ces informations sont enfin envoyées au centre d'usinage par internet (fig56f).

La seconde procédure technique s'appuie davantage sur les possibilités informatiques de la CAO. En effet, après avoir numérisé les données du modèle de travail associé ou non avec une cire de diagnostic (fig57), la situation clinique apparaît sur l'écran de l'ordinateur (fig58). Le praticien ou le prothésiste doit alors tracer les limites périphériques souhaitées du futur pilier. La forme de ce dernier est calculée informatiquement dans le but de s'inscrire au mieux dans le volume des éléments prothétiques définitifs. Le pilier peut encore être réduit ou déplacé par l'opérateur qui est alerté en cas de risque de fragilisation du matériau. Ces données sont envoyées au centre d'usinage afin de préparer le pilier conformément aux limites déterminées par le praticien (fig59). La conception du pilier est gérée par le système informatique à partir des données prothétiques finales souhaitées. Le logiciel est chargé de respecter les contraintes de résistance du matériau constituant le pilier et avertit l'opérateur des zones de risque lorsque celui-ci retouche la proposition informatique.



Figure 57: Scanneur holographique conoscopique NobelProcera™. Nobelbiocare.com.



Figure 58: Modelage informatique du pilier par le prothésiste. Nobelbiocare.com.



Figure 59: Usinage du pilier. Nobelbiocare.com.

La CFAO est une technique de plus en plus utilisée et développée par les firmes d'implantologie du fait de sa simplicité et des retouches contrôlées par machine (pas d'échauffement, pas de parois fragilisées). L'usinage étant de plus en plus précis, il ne nécessite pas de retouches du pilier en zircone par le praticien ou le prothésiste. Cependant, la qualité d'usinage détermine entièrement la précision d'adaptation entre le pilier et l'implant et cette technique reste plus onéreuse que les autres procédés.

Le pilier Procera® Abutment, les piliers Diazir®, ou la partie secondaire personnalisée du système céramique CARES® (Computer Aided REstorative Service) utilisent cette technique. Quel que soit le type de personnalisation d'un pilier tout zircone, sa connectique avec l'implant, interne ou externe, est réalisée entre le matériau zircone et le matériau titane (à l'exception du système CARES) (*fig58 a et b*). En ce sens, il se crée une interface entre deux matériaux aux propriétés mécaniques différentes, dont le comportement en clinique, soumis aux charges occlusales cycliques, est encore mal connu. La dureté supérieure de la zircone peut laisser penser qu'en cas de micro-mouvements du pilier, l'usure ait lieu sur le titane implantaire, perturbant à terme la connectique (phénomène du *fritting-wear*).

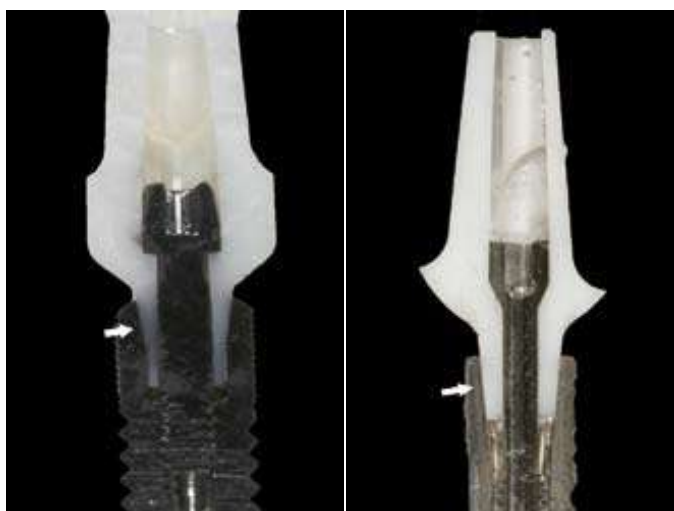


Figure 60a : Les piliers “ tout zircone” se caractérisent par une connectique pilier/implant de type zircone/implant. Piliers à connexion interne (à gauche) pilier Astra Tech, (à droite) pilier Ankylos®. Etienne & Baixe, Stratégie prothétique,2009.

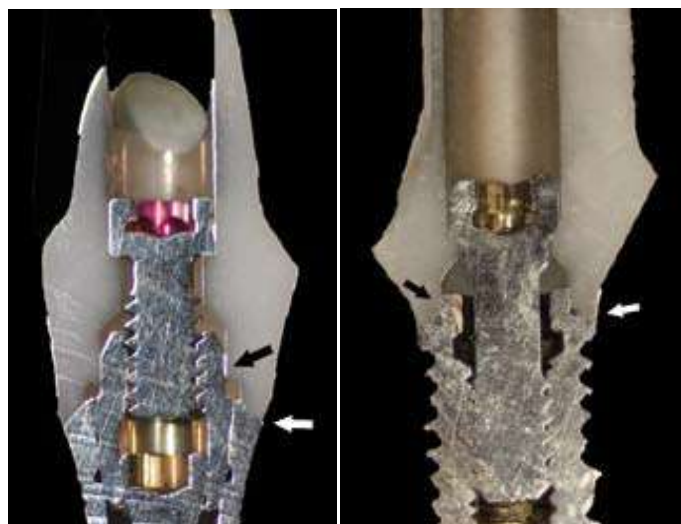


Figure 58b : Piliers à connexion externe: (à gauche) pilier Straumann®, (à droite) pilier Nobel Biocare™. Etienne & Baixe, Stratégie prothétique, 2009.

E. Pilier antérieur ; zircon, titane ?

TABEAU I - CLASSIFICATION DES PILIERS ANTÉRIEURS EN FONCTION DES MATÉRIAUX

Matériaux	Piliers	Système implantaire	Avantages	Inconvénients
Titane	CeraOne TiAdapt Esthetic Balance Anterior Esthetic Plus Esthomic EstheticBase GingiHue	Brånemark* Brånemark Replace* Ankylos* ITI* Camlog* Frialit-2* Osseotite*	• 5 ans de succès • Bonne biocompatibilité • Bonnes propriétés mécaniques	• Coloration grisâtre des tissus mous • Adaptation limitée
	Procera	Brånemark, Replace	• Bonne adaptation	
Alliage d'or	AurAdapt GoldAdapt Gold-Kunststoff AuroBase UCLA	Brånemark Replace Camlog Frialit-2 Osseotite 3i	• Bonne adaptation	• Pas de données à long terme • Coloration grise-jaune des tissus mous • Tendance élevée des récessions • Risque de corrosion
Oxyde d'aluminium	CerAdapt Esthetic Ceramic	Brånemark Replace	• Bonne biocompatibilité • Teintes dentaires • Translucidité	• Pas de données à long terme • Risque de fracture • Risque 'd'usure par frottement'
	Procera	Brånemark	• Bonne adaptation	
Oxyde de zirconium	Zirabut* Ceroon Balance	Brånemark, ITI Ankylos	• Bonne biocompatibilité • Haute stabilité • Translucidité	• Pas de données à long terme • Risque 'd'usure par frottement' • Couleur trop blanche • Longueur du temps de travail
	Procera DCS*	Brånemark Brånemark	• Bonne adaptation • Réduction du temps de préparation	
In-Ceram zirconia	SynOcta In-Ceram	ITI	• Bonne biocompatibilité • Temps de préparation court	• Pas de données à long terme • Pas de translucidité • Risque 'd'usure par frottement' • Couleur trop blanche
Oxyde d'aluminium/ Titane	Esthetic Ceramic Procera	Replace Replace	• Bonne biocompatibilité • Teintes dentaires • Translucidité	• Pas de données à long terme • Risque de fracture • Risque réduit 'd'usure par frottement'
	CeraBase	Frialit-2	• Bonne adaptation • Pas 'd'usure par frottement' • Bonne biocompatibilité • Teintes dentaires • Translucidité	• Coloration possible des tissus mous • Pas de données à long terme • Risque de fracture
Oxyde de zirconium/Titane	Procera	Replace	• Bonne adaptation • Réduction du temps de préparation • Bonne biocompatibilité • Haute stabilité • Translucidité	• Pas de données à long terme • Risque 'd'usure par frottement' • Couleur trop blanche
	Keramik ZiReal	Camlog Osseotite	• Pas 'd'usure par frottement' • Bonne biocompatibilité • Haute stabilité • Translucidité	• Coloration possible des tissus mous • Pas de données à long terme • Couleur trop blanche • Longueur du temps de travail

*Nobel Biocare, Göteborg, Suède / *Friedent, Mannheim, Allemagne / *Straumann, Waldenburg, Suisse / *Altatec, Würzburg, Allemagne / *3i Implant Innovations, Palm Beach Gardens, USA / *Wohlgend Innovative Zahntechnik, Schellenberg, Lichtenstein / *DCS Dental, Allschwil, Suisse.

Tableau 5 : Piliers antérieures en fonction des matériaux. Hannisch & coll., Stratégie prothétique, 2003.

3^{ème} partie : type de connexion à l'implant

III. Type de connexion à l'implant

Tous les systèmes implantaires à deux étages utilisent un type de connexion usiné. C'est un emboîtement, entre une pièce mâle et une pièce femelle qui connecte le pilier prothétique à l'implant. Lorsque l'emboîtement permet un positionnement précis du pilier et interdit toute rotation entre le pilier et l'implant, on parle de connexion antirotationnelle. Si la connexion ne donne pas d'indexation précise du positionnement angulaire du pilier, on parle alors de jonction non antirotationnelle. La pérennité de la jonction est assurée par un système de vissage, généralement indépendant de l'implant ou du pilier.

La jonction implanto-prothétique joue donc un rôle essentiel dans les cas de reconstitution à deux étages, que ce soit au niveau biologique ou au niveau mécanique. Quand la pièce femelle se situe au niveau du pilier, on parle alors de connexion externe. A l'inverse, elle est dite interne lorsque la partie femelle se situe au niveau de l'implant.

Deux concepts mécaniques de pilier implantaire sont proposés :

- les connectiques externes (à plat) ;
- les connectiques internes (type cône morse).

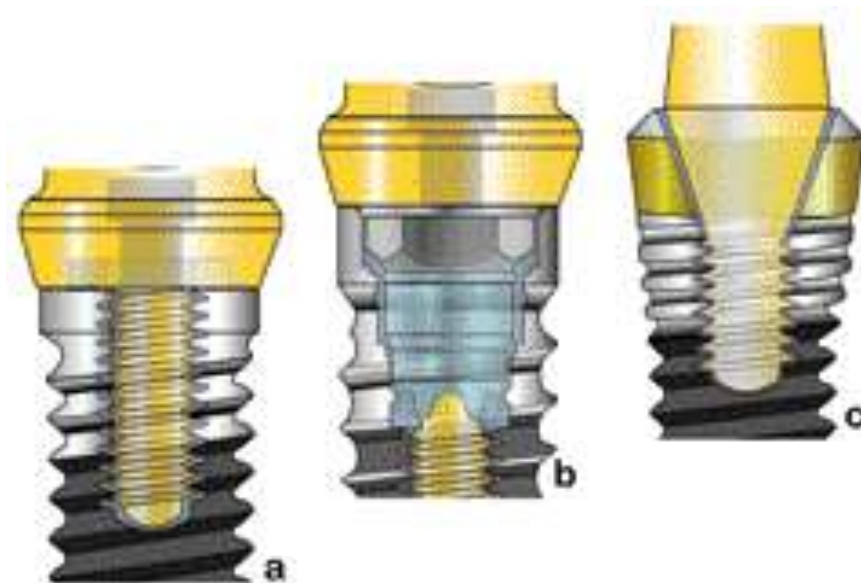


Figure 61: la connectique externe (a= hexagone externe) et les connectiques internes (b et c). (Abulius & Jakubowicz-Kohen, Stratégie prothétique, 2006)

A. La connectique externe

C'est le mode de connexion le plus usité et le plus ancien des implants vissés, celui décrit par le système Brånemark®. La jonction pilier-implant se développe sur la surface de contact périphérique entre le pilier et l'implant, et la stabilité de la jonction du pilier avec l'implant est dépendante de la vis de transfixation, dont le rôle est prépondérant dans le maintien de la connexion pilier-implant.

Ce système de connexion à plat est appelé « connexion externe hexagonale ». Elle est constituée d'un mode d'emboîtement de type parallèle. L'assemblage de la partie mâle ne peut se réaliser avec la partie femelle que s'il existe une tolérance car les parois ne sont pas strictement parallèles. Le pilier est emboîté sur l'hexagone, puis est vissé à l'aide d'une vis. La stabilité du système est alors assurée par la compensation que fournit le mécanisme central : la vis de transfixation, en or ou en titane, qui maintiendra le couple pilier-implant. Cette nécessaire tolérance est à l'origine d'un hiatus entre le pilier et l'implant ; ce qui engendre au niveau mécanique des micromouvements à l'origine du risque de dévissage des pièces prothétiques et/ou de la fracture de la vis de transfixation. Pour les implants de gros diamètres, l'hexagone est soit plus large, soit compatible avec le diamètre standard. Dans le premier cas, la vis qui relie les deux étages est aussi plus large.



Figure 62 : Illustration d'une connexion hexagonale externe.

B. La connectique cône morse/interne

La connectique interne n'a pas pu être envisagée au tout début de l'implantologie. L'épaisseur des murs de cette connexion dans le corps de l'implant, une fois usinée, était trop faible car inférieure à 0,5mm. Elle était incompatible avec les propriétés mécaniques du titane de grade 1 ou 2 alors employé. Elle a été envisagée lorsque d'autres matériaux et d'autres techniques ont été mis en œuvre, comme le titane de grade 4 ou 5.

Aujourd'hui ce type de connexion prend le pas sur la connexion externe. Il présente beaucoup d'avantages :

- impression tactile plus précise ;
- meilleure résistance aux forces latérales de flexion ;
- meilleur engagement antirotationnelle ;
- protection de la vis de fixation des forces de flexion ;
- diminution des micromouvements entre pilier et implant sous l'effet des forces de flexion ;
- augmentation de l'herméticité antibactérienne par rapport à la connexion externe.

Divers types de connexions interne existent.

1. Cône morse.

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

a) Cône morse pur

Le principe du cône morse est fondé sur l'emboîtement de deux cônes normalisés ; l'interface conique interne se situe dans l'implant et l'interface conique externe est présente sur le pilier. L'angle du cône varie entre 5° et 11° en fonction des différents types d'implants. La résistance de ce type de connexion est plus importante que la connexion à plat, et le risque de dévissage et/ou de fracture de la vis de

transfixation est notoirement diminué. Pour un implant de même diamètre, la surface de contact entre l'implant et le pilier peut varier de quatre à six fois entre une connexion de type hexagone externe et une connexion de type cône morse, ce qui va naturellement limiter les problèmes mécaniques. Ce mode d'assemblage est associé à une gestion particulière des empreintes et à une logistique prothétique différente de celle utilisée pour des implants à connexion polygonale. En effet, les piliers ne peuvent être modifiés au laboratoire de prothèse puis repositionnés en bouche car leur position varie en fonction du couple de serrage.



Figure 63 : Illustration d'une connexion cône morse pure.

b) Cône morse modifié antirotationnel

Pour résoudre le problème de positionnement, un système intermédiaire associant cône morse et polygone pour le repérage du positionnement est apparu. Il autorise un repérage précis du positionnement du pilier sur l'implant, la communication avec le laboratoire de prothèse est facilitée, les piliers peuvent être préparés au laboratoire.

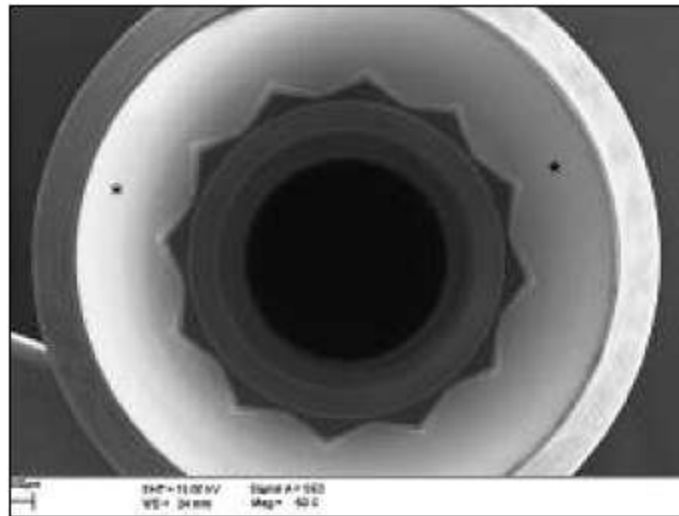


Figure 64 : Astra Tech, cône morse avec indexation polygonal

c) Type hexagone



Figure 65 : Illustration d'une connexion cône morse modifiée antirotationnelle à hexagone interne.

Cette connexion présente une forme d'hexagone interne. Ce type est plus simple que l'hexagone externe et facilite la manipulation prothétique. L'intégration de cette géométrie hexagonale à l'intérieur de l'implant fragilise le col. Des fractures limitées à ce niveau ont été observées quand les implants étaient en titane commercialement pur. Cependant, l'introduction des alliages de titane aux propriétés mécaniques plus élevées a permis d'évacuer cette difficulté.

d) Type polygone (octogone, dodécagone)

Le polygone interne est une évolution de l'hexagone interne. Il permet d'augmenter le nombre des positionnements des piliers selon un pas de 15° au lieu de 30° par augmentation du nombre de côtés. Un clic audible et tactile peut être adjoint pour mieux se rendre compte de l'assise correcte et complète de la pièce prothétique.

e) Type trièdre.

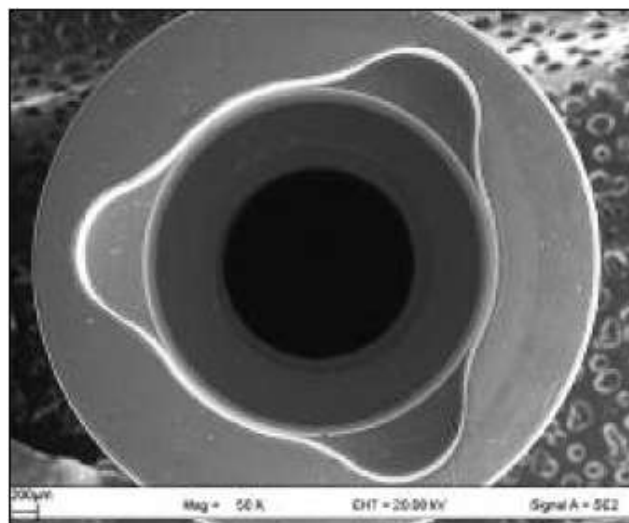


Figure 66. Replace Select, Nobel Biocare, cône morse en forme de trièdre

f) Forme variées

Toujours en accord avec le principe de la connexion interne, d'autres formes ont vu le jour afin de tenter de se démarquer dans un but uniquement commercial.

4^{ème} partie : gestion du profil d'émergence

IV. Gestion esthétique et profil d'émergence

Mis à part les critères parodontaux, chirurgicaux et fonctionnels, la réussite esthétique va dépendre :

- du volume et de la topographie de la crête osseuse ;
- de la qualité, des dimensions et de la configuration des tissus mous ;
- de la position de l'implant par rapport aux tables osseuses, à la jonction amélocémentaire et à la gencive marginale et papillaire des dents adjacentes ;
- du choix judicieux de la vis de cicatrisation ;
- de la prothèse provisoire et du volume de matériau de restauration esthétique intrasulculaire ;
- du profil d'émergence de la restauration ;
- de l'emplacement de la gencive marginale et de son aménagement ;
- du choix de la connexion prothétique ;
- de l'alignement de la dent définitive avec les dents adjacents.

A. Positionnement de l'implant

Tous les acteurs s'accordent à dire aujourd'hui que les forces verticales sont mieux tolérées par l'os et les dispositifs implantaires que les forces latérales et qu'après mise en charge des implants, la première cause d'échec est due à la surcharge du complexe prothético-implantaire par des contraintes latérales ou obliques. Le concept biomécanique découlant de la présence du desmodonte, propre aux dents, ne peut être appliqué aux implants du fait de l'absence du ligament au niveau de l'interface os-implant. Il faut donc avoir une approche chirurgicale, biomécanique et prothétique nouvelle pour éviter ces échecs.

Lors de l'acte chirurgical, le praticien doit chercher à optimiser le positionnement des implants et ceux malgré les contraintes anatomiques et physiologiques. En fonction des critères esthétiques, prothétiques et biomécaniques, il doit porter son attention sur :

- le positionnement occluso-apical ;
- le positionnement frontal dans les secteurs antérieurs (mésio-distal et vestibulo-lingual) ;
- le positionnement sagittal dans les secteurs latéraux (mésio-distal et vestibulo-lingual) ;

- le positionnement oblique, en privilégiant la position de l'émergence occlusale par rapport à la future couronne.

Le diamètre moyen mésiodistal ou vestibulolingual à la jonction amélocémentaire d'une dent naturelle varie entre 3,5 mm (incisive centrale mandibulaire) et 10 mm (molaires maxillaires), tandis que la largeur coronaire moyenne mésiodistale varie entre 5 mm (incisive centrale mandibulaire) et 10,5 mm (molaires mandibulaires). Les écarts sont moins importants dans les groupes incisifs, canines et prémolaires. Ces valeurs doivent être comparées avec les différents diamètres d'implants proposés sachant que ce diamètre augmente sensiblement au niveau du col implantaire.

1. Positionnement de l'implant dans le plan mésiodistal

Deux niveaux sont à considérer concernant l'édentement à restaurer :

- la distance au niveau cervical ;
- la distance la plus étroite entre les dents adjacentes bordant l'édentement.

Un espace de 7 mm est une valeur moyenne nécessaire (Lekholm & Jemt, 1989) mais il fluctuera selon le type de dent à restaurer et selon le diamètre du col implantaire associé. On préconise 2 mm au minimum entre les spires et les racines des dents naturelles adjacentes, et 3 mm entre les spires de deux implants adjacents, pour ménager un septum et une embrasure physiologique ; aussi l'implant doit être parallèle à l'axe des dents naturelles (*fig65*). Plus le diamètre du col implantaire est proche du diamètre mésiodistal de la dent à remplacer, plus l'évasement de l'élément intermédiaire sera limité et en adéquation avec la morphologie cervicale de la restauration prothétique. En conséquence il sera facile de calculer l'espace disponible minimal mésiodistal.

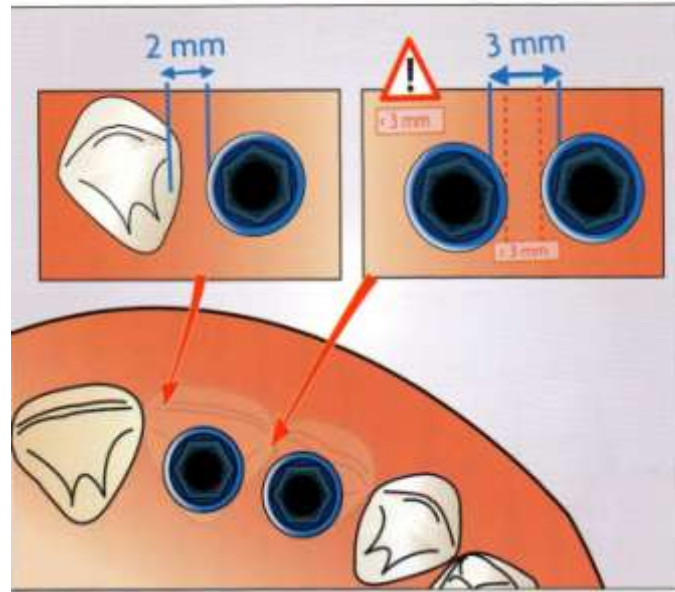


Figure 67 : Martinez and coll, 2008.

2. Positionnement de l'implant dans le plan vestibulolingual

Deux impératifs sont à considérer :

- l'implant doit être dans la continuité de la future dent prothétique, mais la morphologie particulière de la crête osseuse peut obliger parfois à un compromis ;
- l'implant doit être idéalement entouré de 1 mm d'os sur tout son périmètre et être dans l'axe de la crête pour des raisons biomécaniques. (Davarpanah & coll., 2008).

Deux facteurs sont à analyser :

- la situation du col implantaire par rapport au grand axe médian de la crête ;
- l'angulation de l'implant par rapport à la situation de ce col. A l'angulation est liée l'émergence implantaire s'inscrivant dans l'enveloppe fonctionnelle du patient.

Ces deux paramètres varient conjointement et aboutissent au positionnement vestibulolingual de l'implant.

Un col implantaire trop vestibulé peut entraîner un profil d'émergence prothétique inesthétique, situé à un niveau plus apical que les dents adjacentes, et générer une récession gingivale secondaire par manque de support osseux (surtout si le biotype parodontal est fin). (Davarpanah & coll., 2008 ; Parel & Sullivan, 1989)

Un col implantaire trop lingualé aboutit à une restauration prothétique en surcontour vestibulaire, voire un surplomb, rendant l'hygiène et la maintenance difficile. De plus, cette situation peut entraîner des risques de dévissage et de descellement.

Sachant qu'un appui bicortical vestibulolingual assurant une résistance optimale aux forces fonctionnelles latérales sera privilégié, la plupart des auteurs s'accordent à positionner l'implant en situation légèrement lingualé. Chiche et Leriche (1998) estiment que le placement consiste à situer le col de l'implant à l'aplomb, en vue occlusale, d'une ligne virtuelle réunissant les bords incisifs des dents adjacentes. Saadoun, Le Gall et Touati (1999) proposent de placer l'implant en position plus palatine de 5 à 10 degrés pour ménager une épaisseur d'os vestibulaire suffisante de 1,5 à 2 mm. Toutefois une résorption osseuse, une concavité, une fenestration, une déhiscence ou un dégât osseux lié à un traumatisme peuvent être corrigés par un réaménagement des tissus durs (greffe, ROG) et compenser un positionnement défavorable.

Pour une restauration antérieure, l'axe de l'implant devra être orienté vers le cingulum lorsque la prothèse définitive est transvissée ; alors qu'il pourra être dirigé vers le bord incisif lorsque la prothèse est scellée sur faux moignon transfixé (ceci est évidemment favorable à un profil d'émergence esthétique). Le positionnement d'un implant doit tenir compte de l'analyse occlusale et de l'option prothétique ; il devra être compatible avec un guidage incisivo-canin fonctionnel et des rapports dento-dentaires équilibrés de telle façon que les charges occlusales soient dirigées dans l'axe de l'implant.

3. Positionnement apicoronaire de l'implant

La position de l'implant dépend des tissus mous et de la distance crête alvéolaire-plan occlusal. Trois niveaux sont à considérer :

- la jonction implant-pilier, située dans l'espace de transition et qui amorce l'évasement du profil d'émergence sous-gingival ;
- la jonction pilier-couronne qui correspond par analogie à la limite cervicale d'une restauration en prothèse conventionnelle dentoportée ;
- la jonction amélocémentaire des dents adjacentes, référence chirurgicale pour apprécier la position apicocoronaire du col implantaire.

Le choix du pilier implantaire est donc capital ; deux éléments sont à considérer :

- le matériau du pilier (titane, alliages précieux ou céramique) ;
- le degré de divergence des parois du pilier dans l'espace de transition. Il devra compenser le diamètre du col implantaire et le diamètre de la future prothèse tout en s'inscrivant dans un profil d'émergence transgingival progressif et harmonieux.

En conséquence, le positionnement apicoronaire de l'épaulement implantaire dépend de :

- de la morphologie osseuse ;
- du degré d'enfouissement de l'implant dans le sens vertical ;
- du différentiel diamètre col implantaire/diamètre de la future prothèse ;
- de la hauteur interarcade (si la hauteur est faible l'évasement sera brutal rendant difficile le contrôle de plaque ; à l'inverse si la hauteur est normale l'évasement sera progressif donc physiologique et plus apte à avoir un bon contrôle de plaque).

Certains auteurs prennent comme référence, la jonction amélocémentaire des dents voisines. Ils situent l'enfouissement entre 2 et 3mm (Chiche F.1998 ; Lekholm & Jemt, 1989) et Chiche ajoute que, si cette règle est respectée, des spires peuvent être exposées mais seront recouvertes par greffe ou régénération osseuse guidée.

Price et Price (1999) ont montré le cas d'un implant à 6,55 mm sous la jonction amélocémentaire avec une stabilité gingivale à 3 ans, grâce à un profil d'émergence sous-gingival très plat, progressif et en céramique ; ils attribuent cette stabilité à une mise en forme précoce du profil d'émergence, dans des tissus mous réaménagés par greffe conjonctive, et à une couronne provisoire personnalisée permettant une régénération papillaire guidée.

Touati et Guez (2000) et Saadoun et Legall (1999) situent l'épaulement implantaire apicalement, à une distance de 2,5 à 3 mm du rebord gingival marginal prévisionnel de la future restauration ou des dents adjacentes. Cette référence semble plus rationnelle dans la mesure où cette distance permet la création d'un espace biologique correspondant aux tissus conjonctifs circulaires, à l'épithélium de jonction et à la profondeur du sulcus péri-implantaire. Cette distance permet d'obtenir un profil d'émergence naturel et graduel en plaçant la connexion prothétique et la limite cervicale de la céramique en situation intra-sulculaire.

Ce profil sera comparable au profil que l'on obtient en prothèse dentoportée quel que soit le type d'environnement parodontal rencontré. Palacci et al prennent comme référence la jonction amélocémentaire des dents adjacentes ; pour un parodonte intact ils enfouissent l'implant à 2 mm. Un enfouissement plus profond d'environ 3 mm est indiqué quand il existe une grande amplitude de niveau entre les zones proximales et vestibulolinguales de la jonction amélocémentaire. Pour un parodonte modifié ou réduit, qui fait apparaître des zones radiculaires dénudées, ils situent l'enfouissement entre 0,5 et 1 mm par rapport à la gencive marginale.

B. Espace biologique

Tableau 3 rassemblant les similitudes et différences entre un parodonte dentaire et celui implantaire.

Dent/parodonte	Implant/parodonte
Gencive libre avec épithélium kératinisée	gencive libre avec épithélium kératinisé
Sillon gingivodentaire limité apicalement par l'épithélium de jonction	Sillon gingivodentaire limité apicalement par l'épithélium de jonction
Insertion perpendiculaire des fibres gingivales dans le ciment	Orientation parallèle des fibres gingivales le long du col de l'implant
Ligament alvéolodentaire	Pas de ligament alvéolodentaire
Cément	Pas de ciment
Os alvéolaire relié à la dent par le ligament alvéolodentaire	Os alvéolaire en contact direct avec l'implant

1. Principe de soutien des tissus mous par un support osseux sous-jacent

Le niveau vertical d'un tissu mou dépend de la présence d'une structure osseuse sous-jacente. Toute récession gingivale est précédée d'une migration apicale de l'os de soutien sous-jacent.

La littérature clinique rapporte l'existence d'une distance maximale entre le niveau de la crête osseuse et le point de contact entre 2 couronnes adjacentes, puis entre 1 dent et 1 implant, enfin entre 2 implants (Tarnow et al, 2003). Le graphique ci-dessous illustre des mesures réalisées cliniquement entre 2 dents. Quand une distance inférieure ou égale à 5 mm est observée entre le sommet de la papille et celui de la crête osseuse, la papille est présente dans 100% des cas. Au fur et à mesure que cette distance augmente, les chances de maintenir une papille s'amointrissent.

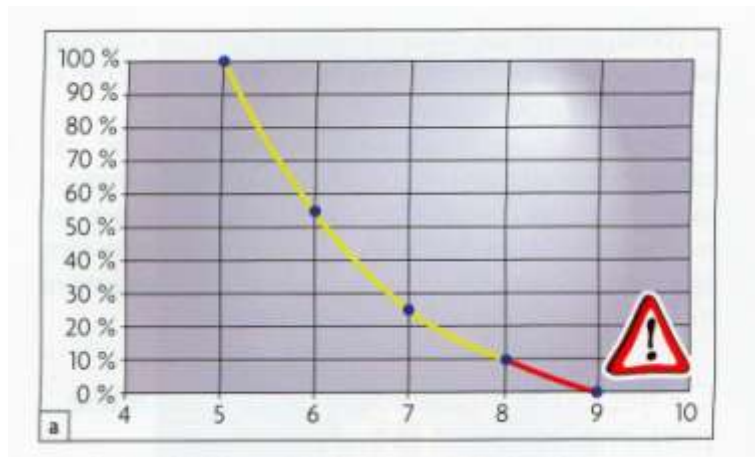


Figure 68 : Graphique démontrant le lien entre le pourcentage de préservation de la papille en fonction de la distance entre sommet de la papille et sommet de la crête osseuse. Davarpanah & coll., 2008.

Les distances sont similaires pour les papilles entre une dent et un implant. Cependant, elles sont beaucoup plus faibles pour les papilles entre deux implants. Lorsque la distance entre le sommet de la papille et de la crête osseuse inter-implantaire est supérieure à 5 mm, la papille est presque systématiquement absente. Elle n'est présente que quand cette distance est de 2 à 4 mm (fig66).

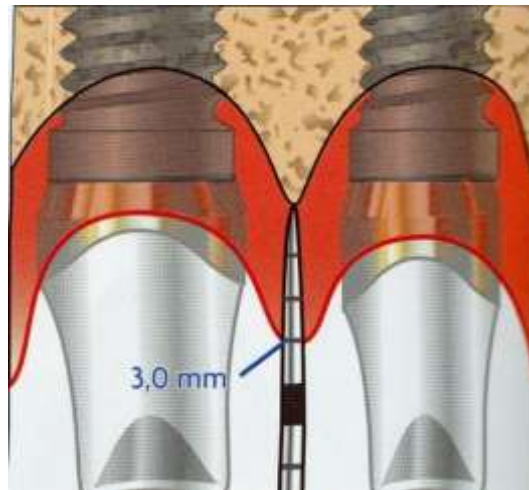


Figure 69 : Schéma montrant la distance idéale entre sommet crête osseuse et sommet papille pour la préservation de l'espace biologique. Davarpanah & coll., 2008.

2. Principe de la conservation d'un espace biologique

Les implants, tout comme les dents, sont soumis au principe de la conservation d'un espace biologique. Cela signifie que, quelles que soient les conditions, la structure de la jonction tissulaire séparant le milieu interne du milieu externe, doit être constante. Cette jonction est composée des étages architecturaux de la structure biologique, à savoir une partie épithéliale et une partie conjonctive, l'ensemble formant une adhérence ou pseudo-attache muco-épithéliale d'une épaisseur d'au moins 3 mm quand on rajoute le sulcus.

L'application du principe de la conservation de l'espace biologique signifie que l'os adjacent face à une agression doit être protégé par une structure tissulaire déterminée. Ainsi, si une effraction, d'origine bactérienne ou mécanique, porte atteinte à la structure du complexe muco-épithélial et le réduit à moins de 3mm, la structure se réorganise et les dimensions originales des 3 composants se reconstituent.

Pour mettre en place le « bouclier » de protection contre l'agression, le niveau du contact os/implant le plus coronaire est repoussé en direction apicale jusqu'à ce que les 3 mm de l'espace biologique soient rétablis. C'est ainsi que l'application du principe de conservation de l'espace biologique peut conduire à une lyse osseuse apicale circulaire. En effet, durant les premiers mois de la mise en fonction, une lyse verticale atteignant la première spire est observée sur la plupart des implants. Elle s'étend sur 1 à 1,5 mm sous la forme d'une cratérisation circulaire, avec une composante verticale et horizontale. Considérée jusqu'à présent comme physiologique, elle est susceptible d'induire une récession du niveau des tissus mous qui rend délicate la gestion de l'esthétique.

Les implants, tout comme les dents, sont soumis au principe de la conservation d'un espace biologique. Cela signifie que quelles que soient les conditions, la structure de la jonction tissulaire séparant le milieu interne du milieu externe doit être constante. Elle est composée des étages formant l'architecture tissulaire biologique, en l'occurrence d'une partie épithéliale et d'une partie conjonctive, l'ensemble formant un complexe muco-épithéliale d'une épaisseur d'au moins 3 mm quand on rajoute le sulcus (fig68).

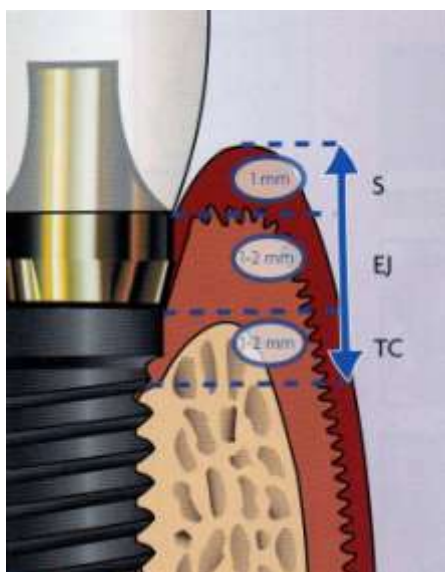


Figure 70 : Espace biologique avec la hauteur sulculaire (S), la hauteur de la partie épithéliale (EJ), la hauteur du tissu conjonctif et de son adhérence (TC). Davarpanah & coll., 2008.

C. Biotype muqueux

La nécessité absolue d'une muqueuse kératinisée autour des prothèses implanto-portées est une notion controversée. Cependant, il est généralement admis qu'une hauteur d'environ 3 mm de muqueuse kératinisée optimise le résultat esthétique, limite le risque de récession tissulaire et améliore le contrôle de plaque (Berglundh et al, 1992 ; Alpert, 1994 ; Warrer et al, 1995 ; Abrahamsson et al, 1996 ; Moon et al, 1999).

En l'absence de tissu kératinisée autour des implants, l'accumulation de plaque bactérienne favorise l'inflammation des tissus mous (Chung et al, 2006). En effet, la muqueuse péri-implantaire est un tissu cicatriciel avec un potentiel de défense inférieur à celui de la muqueuse parodontale face aux agressions externes (Ericsson, 2001). Une chirurgie muco-gingivale d'augmentation de tissu kératinisé renforce la résistance de la région péri-implantaire à l'agression bactérienne.

Deux types de muqueuses péri-implantaires sont décrits : fin et épais. Cette classification est l'extrapolation de biotypes parodontaux proposée par Seibert et Lindhe(1989).

1. Biotype épais

Ce biotype est caractérisé par une architecture osseuse crestale plate. L'anatomie des tissus mous suit l'architecture osseuse. La différence de niveau entre les contours vestibulaire, au milieu de chaque dent, et interproximal est très légère. Les tissus mous sont denses avec une bonne hauteur de muqueuse attachée. L'os sous-jacent est également épais.

Fréquemment, une surface de contact large, située dans le tiers cervical, sert de jonction entre 2 dents. La papille est plus courte car l'espace vertical est limité par la zone de contact. La vascularisation des papilles est favorable car le septum osseux est en général large.

Le biotype épais est celui qui résiste le mieux à l'agression bactérienne, chirurgicale et prothétique. Il est rare d'y voir des récessions. Une cicatrisation fibreuse peut survenir si des incisions de décharge sont réalisées ; l'effondrement tissulaire est lent et le niveau papillaire est plutôt stable après la réalisation d'une extraction dentaire.

2. Biotype fin

Le contexte des tissus mous est fin et l'architecture osseuse et muqueuse est festonnée. La muqueuse attachée est souvent réduite. La morphologie des couronnes est triangulaire avec un point de contact situé au tiers incisal. L'os sous-jacent et la paroi d'os interproximal sont très fins. La papille est souvent longue car l'espace vertical est important.

La fragilité de ce biotype devant une agression tissulaire peut se manifester par une récession. L'apport d'épaisseur tissulaire par des techniques chirurgicales permet de renforcer ce biotype. Il est donc conseillé de limiter les agressions bactérienne, chirurgicale et prothétique ; et de permettre la maturation tissulaire adéquate avant la réalisation prothétique.

3. Quantifier la muqueuse kératinisée

La quantité de la muqueuse kératinisée résiduelle doit être évaluée avant le placement de l'implant pour déterminer si elle doit être augmentée. Sur un site édenté, le niveau de muqueuse doit être constaté à partir du sommet crestal vers les versants vestibulaire et lingual.

Les différents contextes de muqueuse résiduelle selon la présence du tissu kératinisé peuvent être répartis en 3 types (fig69):

- type1, situation favorable. Présence de muqueuse kératinisée recouvrant la crête alvéolaire édentée de la surface linguale ou palatine jusqu'à au moins 5 mm du versant vestibulaire ;
- type 2, situation intermédiaire. Présence de muqueuse kératinisée sur le versant lingual ou palatin du site édenté, sur le sommet de la crête édentée et jusqu'à 4 mm du versant vestibulaire ;
- type 3, situation insuffisante. La muqueuse kératinisée est présente sur la surface linguale ou palatine du site édenté jusqu'au sommet de la crête. Il n'y a pas de muqueuse kératinisée à partir du sommet de la crête vers le versant vestibulaire.

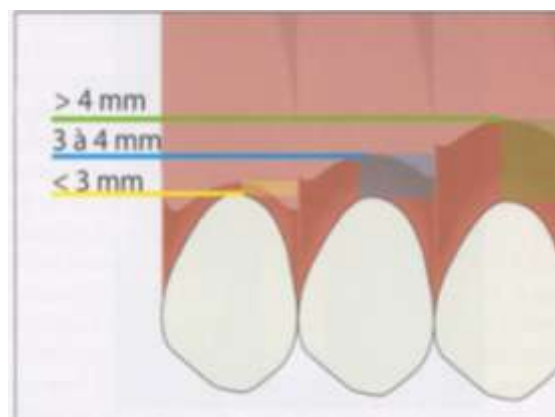


Figure 71. Représentation des différents niveaux de gencive kératinisée. (Davarpanah & coll., 2008).

D. Espace interarcade/interdentaire

La longueur et la largeur des édentements sont des facteurs importants à noter, afin de planifier un positionnement des implants qui soit en harmonie à la fois avec l'esthétique (embrasures, papilles, hauteur des points de contact proximaux) et l'occlusion (d'après Lazzara, 1994).

La forme de la crête (lame de couteau, concavité) est primordiale. En effet, d'après les travaux de Wilson, Kornman et Newman, ces facteurs peuvent guider le praticien sur la nécessité de traitement pré-implantaire (greffes), ainsi que sur le nombre, le choix d'implants et le type de prothèse (piliers angulés, prothèse fixée, prothèse amovible).

La largeur de la crête, d'après Engelman, doit permettre à l'implant d'être recouvert sur toutes ses faces, de 1 mm d'os au minimum, ce qui, pour un implant de 4 mm de diamètre, donne une largeur minimale de crête de 6 mm.

L'espace intercrête ainsi que la relation de la crête édentée avec l'arcade antagoniste sont importants. Cet espace peut être réduit par une perte de dimension verticale ou par une protubérance des tubérosités. Selon Engelman, une hauteur minimale de 8 mm est nécessaire entre la crête édentée et la surface occlusale de la dent antagoniste.

5^{ème} partie : en fonction des critères...

V. En fonctions des critères...

Le choix d'un pilier implantaire en vue de restaurations prothétiques représente un processus complexe et doit être fait avant l'implantation. Ceci présente l'avantage, lors de l'élaboration du plan de traitement, d'impliquer non seulement le chirurgien implantologiste, le praticien réalisant la restauration prothétique, mais aussi le prothésiste dentaire. Ainsi, le positionnement tridimensionnel de l'implant qui est le facteur le plus critique pour obtenir une apparence naturelle de la restauration avec son pilier, est conforme d'un point de vue tant chirurgical que prothétique (praticien et prothésiste dentaire).

Les impératifs à respecter pour obtenir le succès sont :

D'un point de vue chirurgical :

- Implant recouvert d'au minimum 2 mm d'os sur tout son pourtour ;
- En direction mésio-distale, afin de maintenir l'os interproximal, l'implant doit être posé à une distance minimale de 2 mm de la dent collatérale et de 3 mm entre deux implants. En respectant ces distances, il est possible de maintenir la papille interdentaire ;
- Le positionnement vertical de l'implant doit être tel que la plateforme de l'implant (interface implant-pilier) soit supracrestale par rapport à la limite de l'os vestibulaire ;
- La position corono-apicale de l'implant ne dépend pas uniquement du contexte osseux, mais également des tissus mous péri-implantaires. Les auteurs recommandent de positionner la plateforme de l'implant entre 2 et 4 mm apicalement par rapport à la limite marginale vestibulaire des tissus mous.

D'un point de vue prothétique, la reconstruction implanto-prothétique doit prendre en compte les facteurs parodonto-prothétiques suivants :

- Espace biologique péri-implantaire sain et stable (profondeur de 3 à 4 mm) ;
- Hauteur de gencive attachée supérieure à 4 mm ;
- Epaisseur de gencive attachée de 2 à 3 mm ;
- Profil d'émergence avec des contours critiques et sous-critiques respectueux du parodonte péri-implantaire ;

- Hauteur inter-crête de 8mm minimum ;
- type morphologique "fin-festonné" (couronnes longues et étroites) ;
- type "épais-plat" (couronnes courtes et larges).

D'un point de vue biomécanique :

- Axe implant/axe pilier le plus proche possible (ne doit pas dépasser 30° d'angulation) en zone antérieure ;
- Occlusion respectueuse du parodonte et du complexe implantaire (absence de proprioception) ;
- Passivité des pièces implantaires ;
- Micros-mouvements de l'ordre de 50 à 150 micromètres ;
- Connexion pilier/implant stable avec un faible infiltrat inflammatoire ;
- Convergence des parois du pilier fraisé ou usiné de 6° maximum ;
- Parallélisme des parois du pilier fraisé ou usiné ;
- Parallélisme des piliers dans des cas de reconstructions plurales ;

VI. Couronne vissée ou scellée ?

A. Prothèse implanto-portée transvissée

Ce type de prothèse est défini comme une restauration transvissée soit directement sur les implants, soit sur des éléments intermédiaires (piliers) eux-mêmes transvissés sur les implants. La prothèse fixée transvissée peut être réalisée par une restauration à un ou deux étages selon le cas clinique et le choix du système implantaire. Un pilier avec un dispositif antirotationnel est indispensable pour la réalisation d'une restauration unitaire. Un pilier sans dispositif antirotationnel peut être utilisé pour la réalisation d'une restauration plurale.

a) Avantages

Cette prothèse présente plusieurs avantages :

- La dépose est facilitée en cas de nécessité (changement de vis, mobilité du pilier) ;
- Le recul clinique est important (nombreuses publications) ;
- La vis en or de la prothèse peut signaler un problème biomécanique (« fusible »). En effet, son dévissage alerte sur une complication prothétique (problème occlusal, surcharge fonctionnelle) ;
- L'absence de ciment de scellement lors de la pose de la prothèse empêche tout risque d'agression péri-implantaire (fusion de ciment sous la muqueuse).

b) Inconvénients

Les principaux inconvénients de la prothèse transvissée sont liés à la présence des puits d'accès nécessaires pour atteindre la vis en or.

- Chirurgicaux

La position du puits d'accès limite souvent le champ d'action du chirurgien (incompatibilité des deux axes chirurgical et prothétique) selon le volume osseux disponible.

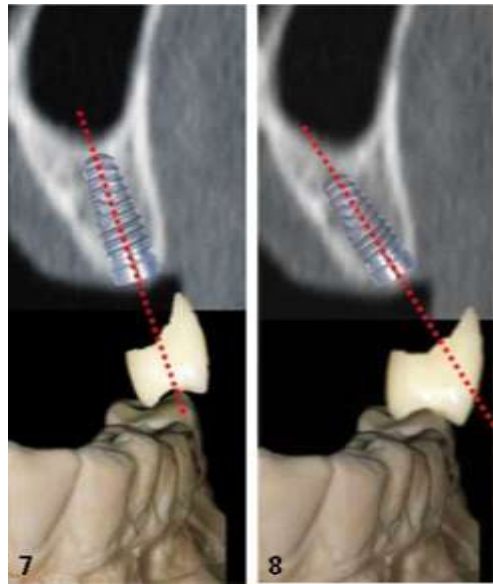


Figure 72 : Illustration de la position du puits d'accès occlusal idéal (7) et d'une position contre-indiquée. Lamy, 2011.

Cependant, l'utilisation de piliers angulés permet de limiter ce problème.

- Esthétiques

L'anatomie occlusale est altérée par la présence des puits d'accès aux vis.



Figure 73 : Illustration de la ré-infiltration des composites d'obturations. Lamy, 2011.

Le profil d'émergence anatomique est parfois difficile à réaliser.

Dans le secteur maxillaire antérieur, l'inclinaison de la crête alvéolaire peut entraîner l'émergence de la vis sur la face vestibulaire (Chiche, 1998).

- Fonctionnels

La morphologie occlusale est altérée. La difficulté d'ajustement occlusal est plus ou moins importante en fonction de la taille du puits d'accès.

Il existe un différentiel d'usure des matériaux entre le composite (fermeture du puits d'accès) et la céramique (surface occlusale).

- Biomécaniques

Il y a un risque élevé de dévissage pour la vis de prothèse. En effet, elle est serrée à 10 Ncm.

Le risque de fracture de la céramique est plus important que pour une prothèse non transvissée, ceci est due à la jonction céramique/composite.

- Techniques

Le contrôle de la passivité de l'armature est difficile à réaliser avec un grand nombre d'implants.

Des difficultés de réalisation surgissent en présence d'un espace prothétique limité (seule la restauration directe sur implants est alors envisageable).

La prothèse provisoire est difficile à réaliser.

1. Dispositifs des prothèses transvissées

Deux grands types de prothèses transvissées sont distingués ;

- la prothèse à un étage, dont la limite cervicale repose sur l'implant et non sur le pilier « interne » (*fig72*);
- la prothèse à deux étages, dont la limite cervicale repose sur le pilier intermédiaire et non sur l'implant (*fig73*).

(1) Prothèse à un étage transvissée directement à l'implant

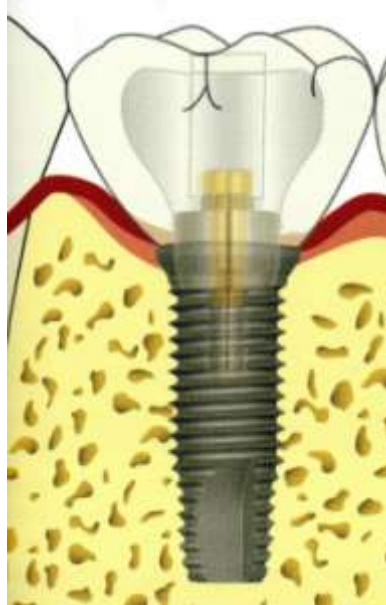


Figure 74: Illustration d'une prothèse à un étage sur pilier surcoulé. Martinez and coll. 2008.

Il s'agit d'une restauration prothétique « monobloc » directement transvissée sur les implants et utilisable dans les cas esthétiques antérieurs et dans les cas postérieurs à faible espace prothétique. Elle nécessite que l'orifice d'émergence de la vis soit situé au centre de la face occlusale.

La pièce prothétique pour élaborer l'infrastructure de la couronne implantaire est :

- soit un pilier avec une base usinée en or/palladium surmontée d'une gaine calcifiable en plastique qui est adaptée et surcoulée (RN Synocta en or, Straumann ; UCLA-or, 3i...) ;
- soit un pilier avec une base complètement calcifiable qui permet l'utilisation d'alliages non précieux, mais la précision d'adaptation dépend de la qualité de la coulée au laboratoire (pilier UCLA calcifiable).

Selon le système implantaire, cette pièce possède, au niveau de sa base, un hexagone ou un octogone interne ou externe. La base usinée permet une adaptation précise sur l'implant et la partie calcifiable est adaptée par le prothésiste, qui réalise une surcoulée en métal précieux ou semi-précieux à partir d'une maquette en cire.

En fonction de la situation clinique, la base usinée peut être antirotationnelle (pour les couronnes unitaires) ou non (pour les restaurations plures telles que bridges, couronnes solidarisées).

La couronne comporte un orifice occlusal permettant le passage de la vis pour la transvisser sur l'implant, et ce à une force de 32 à 35 Ncm. La limite cervicale de cette couronne repose donc sur l'épaule cervical de l'implant.

Indications de cette technique

- Restauration unitaire ou plure ;
- Restauration antérieure et postérieure ;
- Restauration esthétique avec une gencive fine ;
- Epaisseur des tissus mous inférieure à 2mm (hauteur gingivale) ;
- Espace interarcade prothétique faible (minimum possible de 4mm) ;
- Puits d'accès à la vis en occlusal (transvissage possible).

Limites de cette technique

- Puits d'accès trop en vestibulaire ou lingual (visibilité, fragilisation de la céramique) ;
- Correction maximum d'angulation de 30° ;
- Hauteur gingivale supérieure à 3 ou 4 mm, rendant délicat l'accès aux limites lors des séances cliniques.

(2) Prothèse à un étage transvissée à un pilier interne droit ou angulé

Il s'agit d'une solution dans laquelle la couronne repose :

- par sa limite cervicale, sur la limite cervicale de l'implant ;
- par son intrados axial et occlusal, sur un pilier interne.

Cette technique est utilisable dans les cas esthétiques antérieurs et les cas postérieurs. Comme précédemment, elle nécessite que l'orifice du puits d'accès soit situé au centre de la face occlusale.

Bien que leurs dénominations varient en fonction des systèmes implantaires, dans le cadre de cette technique, les piliers internes peuvent être schématiquement regroupés en trois grandes catégories :

- pilier pour couronne et bridges à vissage transocclusal ;
- pilier angulé à 15° ou 20° pour couronnes et bridges vissés ;
- pilier pour couronnes et bridges à vissage transversal.

Indications de cette technique

- Restauration unitaire ou plurale ;
- Restauration antérieure et postérieure ;
- Restauration esthétique avec une gencive fine ;
- Epaisseur des tissus mous inférieure à 2mm (hauteur gingivale) ;
- Espace interarcade prothétique faible (minimum possible de 4mm) ;
- Orifice d'émergence de la vis au centre de la face occlusale (parfois transversalement).

Limites de cette technique

- Orifice d'émergence trop en vestibulaire ou lingual (visibilité, fragilisation de la céramique) ;
- Correction d'angulation jusqu'à 30° ;
- Hauteur gingivale supérieure à 3 ou 4 mm, rendant délicat l'accès aux limites lors des séances cliniques.

Critères de choix des piliers	Émergence implantaire	Axe implan- to- prothétique	Parallélisme implantaire	Hauteur prothétique	Profil d'émergence	Hauteur gingivale	Switching platform	Temps de travail	Coût	Édentement
Pilier transvissé droit cylindrique	Décalage rattrapable jusqu'à 15 mm	Correction maximum de l'angulation de 10°	Rattrapable jusqu'à 10°	> 7 mm	Personnalisée	1-4 mm Élimination des excès de ciment	Non	Faible	Faible	Unitaire ou plural
Pilier transvissé droit, conicité de 15°	Décalage rattrapable jusqu'à 15 mm	Correction maximum de l'angulation de 15°	Rattrapable jusqu'à 15°	> 7 mm	Personnalisée	1-4 mm Élimination des excès de ciment	Non	Faible	Faible	Unitaire ou plural
Pilier transvissé angulé de 15 ou 20°	Décalage rattrapable jusqu'à 15 mm	Correction maximum de l'angulation de 20°	Rattrapable jusqu'à 20°	> 7 mm	Personnalisée	1-4 mm Élimination des excès de ciment	Non	Faible	Faible	Unitaire ou plural
Pilier transvissé avec bague en or palladium et gaine en or ou en plastique	Décalage rattrapable jusqu'à 3 mm	Correction maximum de l'angulation de 30°	Rattrapable jusqu'à 30°	> 7 mm > 4 mm (½)	Personnalisée	Illimitée	Oui	Important	Élevé	Unitaire ou plural
Pilier transvissé avec bague en céramique zircane	Décalage rattrapable jusqu'à 3 mm	Correction maximum de l'angulation de 10 à 15°	Rattrapable jusqu'à 30°	> 7 mm	Personnalisée	Illimitée	Non	Important	Élevé	Unitaire ou plural
Infrastructure transvissée C/AO en titane, en zircane	Décalage rattrapable jusqu'à 3 mm	Correction maximum de l'angulation de 30°	Rattrapable jusqu'à 30°	> 7 mm	Personnalisée	Illimitée	Non	Important	Élevé	Unitaire ou plural

Tableau 4. Critères de choix des piliers internes dans les restaurations vissées à un étage, unitaires ou plurales. Martinez,2008.

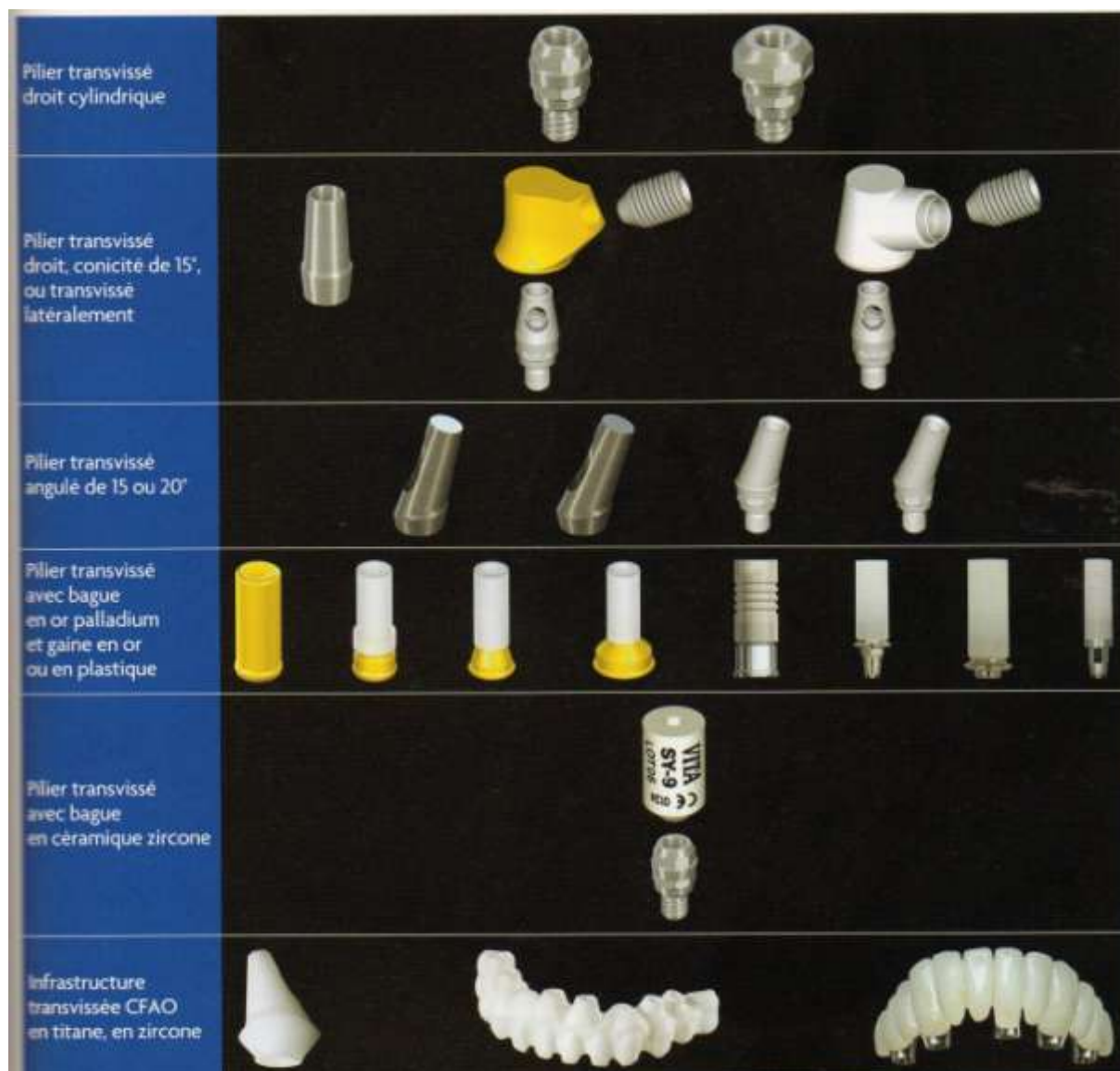


Tableau 5. Exemples de piliers internes dans les restaurations vissées à un étage, unitaires ou plures. Martinez,2008.

(3) Prothèse à deux étages, transvissée à un pilier transgingival

Il s'agit d'une solution dans laquelle la couronne et sa limite cervicale reposent entièrement sur le pilier et non sur l'implant. Cette technique est utilisable dans les cas antérieurs et postérieurs lorsque l'espace prothétique est suffisant et que la hauteur et l'épaisseur des tissus mous sont importantes. Comme précédemment, elle nécessite que le puits d'accès soit en occlusal.

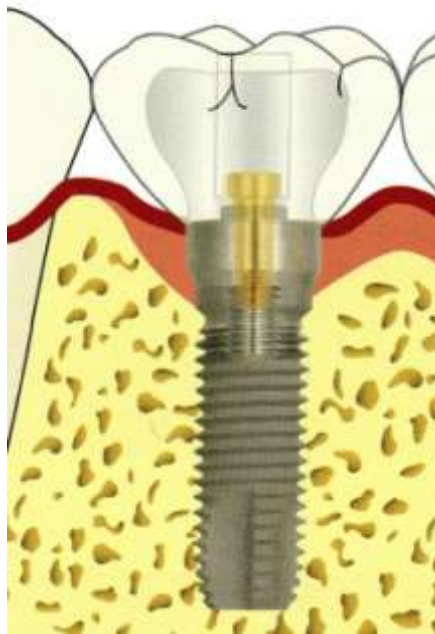


Figure 75: Illustration d'une prothèse transvissée à deux étages sur pilier transgingival. Martinez, 2008.

Ces piliers transgingivaux possèdent au niveau de leur base, un hexagone ou un octogone interne ou externe, qui s'emboîte dans l'implant. Ils permettent de diminuer la hauteur de la couronne en déplaçant coronairement la surface de travail prothétique. En présence d'une épaisseur importante de tissus mous, ce concept simplifie les différentes manipulations cliniques.

Anatomiquement, ces piliers se présentent sous forme d'une bague transgingivale en titane disponible en différentes hauteurs. Ils sont transvisés sur l'implant par une vis en titane et possède un pas de vis destiné à recevoir la vis de prothèse en or, ce qui contre-indique toute retouche. Ces piliers permettent de rattraper des divergences ou des convergences d'axes implantaires et de corriger des problèmes d'incompatibilité d'axes entre l'implant et la prothèse.

Indications des piliers transgingivaux :

- Restaurations unitaires ou plurales ;
- Restaurations antérieures ou postérieures ;
- Restaurations esthétiques ;
- Espace prothétique faible (minimum possible : 6mm) ;
- Hauteur des tissus mous supérieure ou égale à 2mm (hauteur gingivale) ;
- Pas de vis au centre de la face occlusale ;
- Correction d'axes implantaires convergents ou divergents.

Limite des piliers transgingivaux :

- Orifice du pas de vis trop vestibulaire ou lingual (visibilité, fragilisation de la céramique);
- Axes implantaires avec une convergence ou une divergence supérieure à 35° ;
- Hauteur gingivale inférieure à 2mm ;
- Espace interarcade inférieur à 6,5mm.

Critères de choix des piliers	Émergence implantaire	Axe implanto-prothétique	Parallélisme implantaire	Hauteur prothétique	Profil d'émergence	Hauteur des tissus mous	Switching platform	Temps de travail	Coût	Édentement
Pilier transvissé droit cylindrique en titane	Doit être idéale Pas de compensation	Correction maximum de l'angulation de 10°	Rattrapable jusqu'à 10°	± 7 mm	Usiné	1-8 mm	Oui	Faible	Faible	Unitaire ou plural IOX (intermédiaire occlusal loading) plural mise en charge immédiate seulement
Pilier transvissé droit, conicité de 15°	Décalage rattrapable jusqu'à 1,5 mm	Correction maximum de l'angulation de 15°	Convergence ou divergence Rattrapable jusqu'à 15°	± 7 mm	Usiné	1-6 mm	Oui	Moyen	Moyen	Unitaire ou plural
Pilier transvissé en titane angulé de 15, 25, 30 ou 35°	Décalage rattrapable jusqu'à 1,5 mm	Correction maximum de l'angulation de 35°	Convergence ou divergence Rattrapable jusqu'à 35°	± 7 mm ± 9,5 mm (3x)	Usiné	1-7 mm	Oui	Moyen	Moyen	Unitaire ou plural

Tableau 6. Critères de choix des piliers transgingivaux dans les restaurations vissées à deux étages unitaires ou plurales. Martinez,2008.



Tableau 7. Exemples de piliers transgingivaux dans les restaurations vissées à deux étages, unitaires ou plurales. Martinez, 2008.

B. Prothèse implanto-portée scellée

La prothèse scellée est définie comme une restauration scellée sur des éléments intermédiaires (piliers) transvissés sur les implants. La prothèse scellée peut être réalisée par une restauration à un ou deux étages selon le cas clinique et le choix du système implantaire.

La prothèse scellée à un étage est composée (fig75) :

- d'un pilier standard interne conique en titane, droit ou angulé, qui est vissé ou transvissé ;
- d'une couronne avec une armature, métallique ou céramique, dont la limite périphérique s'adapte parfaitement à l'implant. La rétention de la couronne se fait par scellement.

La prothèse scellée à deux étages comporte (fig76) :

- un pilier prothétique transgingival en titane vissé ou transvissé sur l'implant ;
- une couronne avec une armature, métallique ou céramique, dont la limite périphérique s'adapte parfaitement à l'épaulement du pilier implantaire. La rétention de la couronne se fait par scellement.

1. Principes de la prothèse scellée

a) Avantages

Cette prothèse présente de nombreux avantages :

- L'absence des puits d'accès aux vis des piliers permet que les surfaces des couronnes soit identiques à celles conventionnelles. Cela offre un double avantage à savoir :
 - une amélioration de l'esthétique principalement au niveau des faces occlusales des dents mandibulaires ;
 - une possibilité d'équilibration et d'ajustement occlusal identique à celle de la prothèse fixée.
- L'espacement nécessaire au matériau d'adhésion facilite l'adaptation passive de l'armature ;
- Le résultat esthétique peut être optimisé en adaptant le profil d'émergence ;
- La dépose est facilitée si nécessaire (scellement avec un ciment provisoire) ;
- Le recul clinique est important (nombreuses publications).

b) Inconvénients

Les inconvénients sont nettement moins nombreux que ceux de la prothèse transvissée et la technique se rapproche, pour le praticien, de celle de la prothèse conventionnelle.

- Perte du « signal d'alarme » que peut représenter la vis en or en prothèse transvissée ;
- Le ciment de scellement, lors de la pose de la couronne, peut provoquer une irritation de la muqueuse péri-implantaire en cas de fusion ou d'élimination incomplète dans les tissus mous (fig74).



Figure 76 : Illustration de la persistance dans le sulcus d'un résidu de ciment de scellement. Lamy, 2011.

- En cas de dévissage de la vis du pilier, il est parfois nécessaire de découper la couronne malgré l'utilisation d'un ciment de scellement provisoire ;
- La maintenance et le démontage des prothèses sont difficiles à réaliser s'ils n'ont pas été anticipés au préalable.

2. Dispositifs des prothèses scellées

- (1) Prothèse à un étage scellée directement sur implant avec faux moignon monobloc

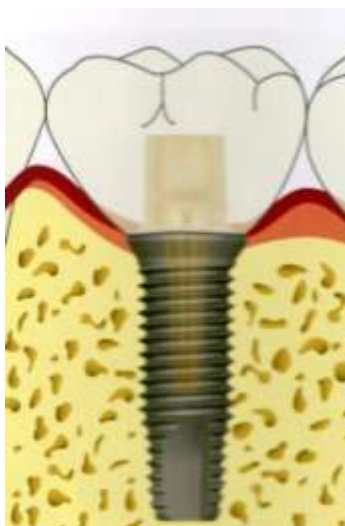


Figure 77: Illustration d'une prothèse scellée sur pilier interne à un étage. Martinez, 2008.

L'indication de ces implants à faux moignon monobloc reste très restreinte compte tenu des difficultés à résoudre lors du temps chirurgical pour les poser correctement (axe implantaire, esthétique ...). De plus, le taux d'échecs à 1 an est légèrement supérieur à 10%, ce qui n'est pas acceptable.

(2) Prothèse à un étage scellée sur un implant avec pilier standard interne droit ou angulé

Cette technique est utilisable dans les cas esthétiques antérieurs et postérieurs. Dans le cadre de ce type de reconstitution, les piliers standards peuvent être regroupés en quatre grandes catégories :

- Pilier plein conique (15° ou 25°) ;
- Pilier creux coniques (15°) ;
- Pilier plein angulé (15° ou 20°) ;
- Pilier creux angulé (15° ou 20°).

Ces piliers se présentent sous la forme d'un faux moignon en titane. Ils sont disponibles en différentes hauteurs (4 ; 5,5 et 7 mm) et peuvent être droits et coniques avec un méplat antirotationnel, ou être angulés (de 15 à 25°). Le choix est guidé par chaque situation clinique. Les piliers pleins peuvent être modifiés pour rattraper un axe défavorable ou un problème de parallélisme. En raison de leur construction, les piliers creux coniques et angulés ne devraient pas être retouchés. D'infimes retouches peuvent cependant être réalisées.

Indication des piliers :

- Restaurations unitaires ou plures ;
- Restauration antérieures et postérieures ;
- Restaurations esthétiques avec une gencive fine ;
- Epaisseur des tissus mous inférieure à 2mm (hauteur gingivale);
- Espace intercarcade prothétique faible (minimum possible : 6mm).

Limite des piliers :

- Correction d'angulation maximales à 25° ;
- Espace interarcade inférieur à 6mm ;
- Epaisseur des tissus mous trop importante (implant très enfoui) ;
- Hauteur gingivale supérieure à 3 ou 4mm, rendant délicat l'accès aux limites lors des séances cliniques et pour le scellement.

Critères de choix des piliers	Émergence implantaire	Axe implantaire-prothétique	Parallélisme implantaire	Hauteur prothétique	Profil d'émergence	Hauteur gingivale	Switching platform	Temps de travail	Coût	Édentement
Pilier plein droit, conicité de 15 ou 25°	Décalage rattrapable jusqu'à 1,5 mm	Correction maximum de l'angulation de 25°	Rattrapable jusqu'à 25°	> 7 mm	Personnalisé	1-4 mm Élimination des excès de ciment	Non	Faible	Faible	Unitaire ou plural
Pilier transversé droit, conicité de 15°	Décalage rattrapable jusqu'à 1,5 mm	Correction maximum de l'angulation de 15°	Rattrapable jusqu'à 15°	> 7 mm	Personnalisé	1-4 mm Élimination des excès de ciment	Non	Faible	Faible	Unitaire ou plural
Pilier transversé angulé de 15 ou 20°	Décalage rattrapable jusqu'à 1,5 mm	Correction maximum de l'angulation de 20°	Rattrapable jusqu'à 20°	> 7 mm	Personnalisé	1-4 mm Élimination des excès de ciment	Non	Faible	Faible	Unitaire ou plural
Implant monobloc	Doit être idéale Pas de compensation	Doit être quasi idéal Correction limitée	Réservé aux éléments unitaires	> 7 mm	Personnalisé	1-4 mm Élimination des excès de ciment	Non	Faible	Faible	Unitaire

Tableau 8. Critères de choix des piliers internes dans les restaurations scellées à un étage, unitaires ou plurales. Martinez, 2008.

Pilier plein droit, conicité de 6°	
Pilier transvissé droit, conicité de 6°	
Pilier transvissé angulé de 15 ou 20°	
Implant monobloc	

Tableau 9. Exemples de piliers internes dans les restaurations scellées à un étage, unitaires ou plurales. Martinez, 2008.

(3) Prothèse à deux étages scellée sur un pilier transgingival

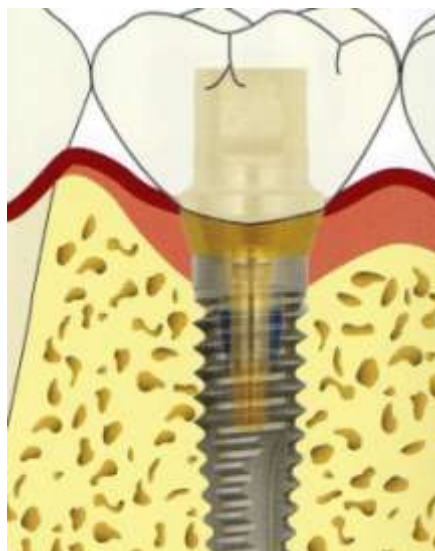


Figure 78: Illustration d'une prothèse scellée sur pilier transgingival à deux étages. Martinez, 2008.

Dans le cadre de cette technique, les piliers peuvent être regroupés en 8 grandes catégories :

- Pilier standard droit (multi-units droits, CeraOne) ;

- Pilier standard angulé à 15° ou 20° (GingiHue®, Muliti-units angulés) ;
- Pilier plein avec bague en or et gaine plastique (UCLA) ;
- Pilier plein entièrement calcinable (UCLA) ;
- Pilier plein en titane ;
- Pilier plein en zircone ;
- Pilier préfabriqués en titane ou en zircone ;
- Pilier personnalisé en titane ou en zircone.

Selon les dispositifs implantaires, les vis pour les piliers transgingivaux sont serrées avec un couple variant de 20 (Provide™, système 3i) à 35 Ncm (voire 45 Ncm : CeraOne, Pocera). Les indications du fabricant en matière d'intensité du couple de serrage des vis doivent être scrupuleusement respectées.

Indications des piliers :

- Restaurations unitaires ou plures ;
- Restaurations antérieures et postérieures ;
- Restaurations esthétique ;
- Espace prothétique faible, de 7 mm (minimum possible : 6mm) ;
- Hauteur des tissus mous supérieure ou égale à 2 mm ;
- Correction d'axes implantaires divergents ou convergents ;
- Possibilité, selon le pilier, d'utiliser un alliage précieux, semi-précieux ou non précieux pour la couronne, voire une couronne tout céramique ;
- Système antirotationnel pour les couronnes unitaires ;

Limite des piliers :

- Axes implantaires avec une convergence ou divergence supérieur à 35° ;
- Hauteur gingivale inférieure à 2 mm ;
- Hauteur gingivale supérieur à 6mm ;
- Espace interarcade inférieur à 6mm.

Critères de choix des piliers	Émergence implantaire	Angle implanta-prothétique	Parallélisme implantaire	Hauteur prothétique ou espace intercarde	Profil d'émergence	Hauteur des tissus mous	Switching platform	Temps de travail	Coût	Édentement
Pilier transvisé droit non modifiable cylindrique	Non modifiable Pas de compensation possible	Correction maximum de l'angulation de 10°	Réservé aux éléments unitaires	> 7 mm	Usiné	1-6 mm	Oui	Faible	Faible	Unitaire
Pilier transvisé droit non modifiable conicité de 15°	Non modifiable Pas de compensation possible	Correction maximum de l'angulation de 15°	Non rattrapable	≥ 6 mm si CC ≥ 7 mm si CCM ou CCC	Usiné plus ou moins évasé	1-6 mm	Oui	Faible	Faible	Unitaire ou plural
Pilier transvisé droit modifiable, conicité de 15°	Décalage rattrapable jusqu'à 1,5 mm	Correction maximum de l'angulation de 15°	Rattrapable jusqu'à 15°	≥ 6 mm si CC ≥ 7 mm si CCM ou CCC	Usiné plus ou moins évasé	1-3 mm (1-5 Ging'Hue®)	Oui	Moyen	Moyen	Unitaire ou plural
Pilier transvisé droit conique, en titane, en zircon ou en allumette	Décalage rattrapable jusqu'à 1,5 mm	Correction maximum de l'angulation de 15°	Rattrapable jusqu'à 15°	> 7 mm	Usiné	1-5 mm	Non	Moyen	Élevé	Unitaire ou plural
Pilier transvisé modifiable en titane angulé de 15°	Décalage rattrapable jusqu'à 1,5 mm	Correction maximum de l'angulation de 15 à 20°	Rattrapable jusqu'à 15°	≥ 6 mm CC ≥ 7 mm si CCM ou CCC	Usiné plus ou moins évasé	1-5 mm	Oui	Moyen	Moyen	Unitaire ou plural
Pilier transvisé avec bague en or palladium et gaine plastique calcifiable	Décalage rattrapable jusqu'à 3 mm	Correction maximum de l'angulation de 30°	Rattrapable jusqu'à 30°	> 7 mm	Personnalisé	Illimitée	Oui	Important	Élevé	Unitaire ou plural
Pilier transvisé avec bague en titane et gaine modifiable en zircon	Décalage rattrapable jusqu'à 1,5 mm	Correction maximum de l'angulation de 10°	Rattrapable jusqu'à 10°	≥ 7 mm	Usiné plus ou moins évasé	1-5 mm	Oui	Moyen	Élevé	Unitaire ou plural
Pilier CFAO transvisé en titane, allumette, ou zircon	Décalage rattrapable jusqu'à 3 mm	Correction maximum de l'angulation de 30°	Rattrapable jusqu'à 30°	> 7 mm	Personnalisable	Illimitée	Non	Important	Élevé	Unitaire ou plural

CCC : insertion guidée, CCM : insertion cône modifiable, CCC : insertion à 6 mm de hauteur

Tableau 10. Critères de choix des piliers transgingivaux dans les restaurations scellées à deux étages, unitaires ou plurales. Martinez, 2008.



Tableau 11. Exemples de piliers transgingivaux dans les restaurations scellées à deux étages, unitaires ou plurales. Martinez, 2008.

Conclusion

Le choix doit se faire en respectant une certaine méthodologie, en donnant un ordre de priorité pour le choix.

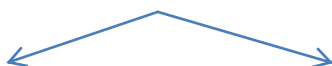
Hauteur interarcade disponible



Supérieure à 7mm : implant niveau bone level. Reconstitution à deux étages. Piliers utilisables : • Pilier standard : 1. Pilier Snappy Abutment™(NobelBiocare®) 2. Pilier Provide™(Biomet 3i®) 3. Pilier SetPLAN CrossFit™ (Straumann®) • Pilier plein : 1. Pilier Narrow Profile Abutment NobelActive™, Single Tooth Abutment NobelReplace™ ,GoldAdapt Abutment™ (UCLA); (NobelBiocare®) 2. Pilier PreFormance™, Pilier UCLA™, Pilier ZiReal™;(Biomet 3i®) 3. Pilier Meso™ (Straumann®) • Pilier préfabriqués : 1. Pilier Esthetic Abutment™ ,Procera Esthetic Abutment™ (NobelBiocare®) 2. GingiHue™(Biomet 3i®) • Pilier personnalisable : 1. Pilier NobelProcera Abutment Titanium™ et NobelProcera Abutment Zirconia™ (NobelBiocare®) 2. Pilier CARES™(Straumann®)	Inférieure à 7mm : implant tissu level. Reconstitution à 1 étage. 1. Prothèse fixée : 1 étage • Pour couronne scellée ✓ Pilier conique standard ; • Pour couronne vissée ✓ Pas de choix de pilier, armature de la couronne comprend le pilier. 2. Prothèse amovible : 2 étages ✓ Pilier standard pour barre, armature bridge complète pour prothèse complète transvissée.
--	---



Couronne scellée ou vissée avec système à deux étages pour implant bone level.



<u>Couronne vissée</u>	<u>Couronne scellée</u>
• Avec angulation (antérieur) : ✓ pilier angulé standard avec vissage transversal ; ✓ pilier angulé standard avec vissage central (puits d'accès au centre de la face occlusal) ; ✓ pilier plein alliage précieux (UCLA) ; ✓ pilier personnalisable. • Sans angulation (postérieur) : ✓ pilier standard droit avec vissage central (centre face occlusal) ; ✓ pilier alliage précieux (UCLA) ; ✓ pilier personnalisable.	• Avec angulation (antérieur) : ✓ pilier angulé standard avec vissage transversal ; ✓ pilier angulé standard avec vissage central (puits d'accès au centre de la face occlusal) ; ✓ pilier plein alliage précieux (UCLA) ; ✓ pilier personnalisable. • Sans angulation (postérieur) : ✓ Pilier standard droit ; ✓ Pilier plein ; ✓ Pilier préfabriqué ; ✓ Pilier personnalisable.

Choix du matériau de fabrication du pilier pour Implant bone level.

1. Diamètre implantaire standard à gros (> à 3,3mm) :

- ✓ Titane ;
- ✓ Zircane.

2. Diamètre implantaire petit (< ou = à 3,3mm) :

- ✓ Titane.

A. Epaisseur gingivale supérieure à 3mm :

- Titane ;
- Zircane.

B. Epaisseur gingivale inférieure à 3mm :

- Zircane.

Choix du matériau de fabrication du pilier pour Implant tissu level.

1. Prothèse vissée :

- ✓ Choix du pilier impossible.

2. Prothèse scellée :

- ✓ Titane.

Cet exposé a mis en lumière tous les paramètres à prendre en compte lors du choix d'un pilier. Le choix d'un pilier implantaire est donc multifactoriel. Il va dépendre principalement de trois grands domaines :

- la biomécanique ;
- la biocompatibilité ;
- l'esthétique.

En termes mécaniques, le pilier a été conçu pour résister à la fatigue induite par les cycles masticatoires. Les différents éléments qui composent le pilier (la vis, la connexion, l'indexation, le couple, le matériau) ont fait l'objet de nombreuses études.

Les vis en or, par rapport aux vis titane, semblent produire un couple plus important à force de serrage égale, ce qui va augmenter la longévité du maintien du complexe pilier/implant. Les connexions internes ont montré leur supériorité en termes de résistance à la flexion. L'indexation a été aussi améliorée pour permettre le bon repositionnement du pilier, garant d'un couple de serrage optimal.

Deux matériaux majeurs à utiliser sont la zircone et le titane. Un bémol est à émettre pour la zircone, son caractère cassant ne lui permettant pas d'être utilisée pour des reconstructions prothétiques de grande étendue et en secteur postérieur. Une utilisation en antérieur et pour des restaurations unitaires est préférable.

En termes de biocompatibilité, les études ont montré une reformation tissulaire physiologique en regard des piliers titane et zircone. Une adhérence tissulaire est présente pour ces matériaux à l'inverse des piliers en alliages précieux ou recouverts par de la céramique de laboratoire.

La composante esthétique est dépendante essentiellement du parodonte, le titane et la zircone entraînant une coloration tissulaire. Une épaisseur et une hauteur de 3mm sont nécessaires. La hauteur gingivale n'est pas identique sur tout le pourtour d'un implant. De plus, elle sera différente autour de plusieurs implants chez un même patient et entre patients. La hauteur gingivale est plus importante au niveau proximal que vestibulaire ou linguale. Il faudra faire attention à l'adaptation du pilier aux limites périphériques cliniques. L'épaisseur gingivale doit être suffisante pour que la coloration soit invisible à l'œil nu. La hauteur gingivale disponible va être le berceau du profil d'émergence, unique moyen pour permettre la création d'un profil d'émergence naturel.

La validation de ces trois composantes amènera le pilier dans un environnement favorable pour le succès de la reconstruction implanto-portée. La conception du pilier va jouer un rôle dans le résultat final.

Elle va permettre d'obtenir une adaptation plus ou moins précise de la situation clinique. Le choix du type de conception va permettre d'obtenir :

- un pilier standard où aucunes retouches ne sont possibles, avec une adaptation peu précise et aléatoire ;
- un pilier plein fraisé, où l'adaptation se fera sur le modèle de travail en plâtre. L'adaptation est de ce fait améliorée ;
- un pilier préfabriqué où quelques retouches seront possibles. L'adaptation sera identique à celle d'un pilier plein dans les cas simples, mais moins précise dans les cas complexes. L'état de surface sera meilleur car usiné.
- Un pilier personnalisé, où la conception et l'usinage sont faits par ordinateur. Cette technique va permettre de créer de toute pièce un pilier, afin d'obtenir la meilleure adaptation possible à la situation clinique demandée.

Le pilier personnalisé, par CFAO, est le pilier leader, en termes de qualité d'état de surface et de précision par usinage. Les deux matériaux que sont le Titane et la Zirconie sont usinables. Les scanners disponibles aujourd'hui permettent de numériser les détails des modèles à hauteur de 5 µm, ce qui confirme la précision de la technique. L'usinage par machine est offre une précision nettement supérieure à un fraisage manuel. L'adaptation à la situation clinique qui en découle confirme les qualités de cette technique et va confirmer la validation des trois composantes du pilier.

Par le développement des systèmes implantaires induit par la forte demande de reconstitution « naturelle » des patients, les piliers et leurs conceptions sont beaucoup plus performants et offrent la possibilité de recréer une ou de nouvelles dents donnant l'illusion du naturel. Il semble que, la validation des trois grands principes conjuguée à l'utilisation de pilier personnalisé est le moyen le plus évident pour atteindre ce résultat.

Table des illustrations

Figure 1: Illustration P.Palacci, Esthétique et Implantologie, Quintessence International.....	13
Figure 2: Illustration P.Palacci, Esthétique et Implantologie, Quintessence International.....	14
Figure 3: Illustration P.Palacci, Esthétique et Implantologie, Quintessence International.....	15
Figure 4: Illustration H.Martinez, Les implants : chirurgie et prothèse, Editions CdP.	16
Figure 5: Illustration H.Martinez, Les implants : chirurgie et prothèse, Editions CdP.	16
Figure 6: Illustration H.Martinez, Les implants : chirurgie et prothèse, Editions CdP.	17
Figure 7: Illustration H.Martinez, Les implants : chirurgie et prothèse, Editions CdP.	18
Figure 8: Illustration représentant la zone de transition. Huan Su.....	21
Figure 9: Illustration d'une épaisseur gingivale fine, conséquence d'une récession en vestibulaire des tissus mous péri-implantaires. La couleur grisâtre du pilier titane devient visible. Irena Sailer.....	23
Figure 10: Puits d'accès pour la vis de transfixation. Irena Sailer.....	24
Figure 11: Vieillissement des composites d'obturations. Marc Lamy.	25
Figure 12: Axe puits d'accès/ axe implant correct (7) ; axe puits d'accès/ axe implant incorrect (8). Marc Lamy.	25
Figure 13: Coupe présentant la différence de section entre un implant circulaire et une incisive triangulaire. Illustration P.Palacci, Esthétique et Implantologie, Quintessence International.	28
Figure 14: Coupe présentant la différence de section entre une canine ovale et un implant circulaire. Illustration P.Palacci, Esthétique et Implantologie, Quintessence International.	28
Figure 15: Illustration P.Palacci, Esthétique et Implantologie, Quintessence International.	29
Figure 16: Illustration de la limite périphérique de la couronne (bleu) et du corps du pilier implantaire (beige). Huan Su.	30
Figure 17: Illustration représentant la réduction du contour sous-critique. Huan Su.....	35
Figure 18: Micro-gap entre un pilier en céramique alumine et son implant sous microscope électronique (en grossissement x 200 à gauche, x 4000 à droite). Bulem Yüzügüllü.	41
Figure 19: Micro-gap entre un implant et son pilier céramique zircon sous microscope électronique (en grossissement x 200 à gauche, x 4000 à droite). Bulem Yüzügüllü.	42
Figure 20: Micro-gap entre un implant et son pilier titane sous microscope électronique (en grossissement x 200 à gauche, x 4000 à droite). Bulem Yüzügüllü.	42
Figure 21: Schéma d'une connexion entre un pilier implantaire et son implant (a). Répercussion des forces occlusales dans le parodonte avec ses directions (b). Davarpanah & coll., 2008. Manuel d'implantologie clinique, 2ème édition. 92856 Rueil-Malmaison Cedex: collection JPIO, éditions CdP.	46
Figure 22: Schéma d'une connexion entre un pilier implantaire et son implant avec le platform-switching (c). Répercussion des forces occlusales dans le parodonte avec ses directions (d). Davarpanah & coll., 2008. Manuel d'implantologie clinique, 2ème édition. 92856 Rueil-Malmaison Cedex: collection JPIO, éditions CdP.....	46
Figure 23: Davarpanah & coll., 2008. Manuel d'implantologie clinique, 2ème édition. 92856 Rueil-Malmaison Cedex: collection JPIO, éditions CdP.....	48
Figure 24: Illustration radiographique de l'utilisation de platform switching. Lazzara and coll, 2006. Quintessence International.....	49

Figure 25: Approximation des dimensions de l'interface selon Ericsson et coll. et Abrahamsson et coll. Lazzara and coll, 2006, Quintessence International.	50
Figure 26: Exposition de l'infiltrat inflammatoire du pilier au tissu osseux et aux tissus mous périphériques placés sur le bord externe de l'implant (à gauche) ; repositionnement horizontal vers l'intérieur de l'infiltrat inflammatoire l'écarte de la crête osseuse et le place sur une surface plus interne (à droite). Lazzara and coll, 2006, Quintessence International.	51
Figure 27: Illustration d'une 'application d'un couple et la génération de tensions au sein de la vis (précontrainte) qui en découle. Binon, 2000.....	58
Figure 28. Illustration du jeu de rotation suivant le système d'indexation. Belveze and Stabik, Stratégie prothétique, 2009.....	62
Figure 29: Schéma d'une connexion passive d'un pilier (hexagone interne) et de son implant (hexagone externe). Binon, 1995.	64
Figure 30: Illustration du phénomène de relaxation d'ancrage. Binon, 2000.....	65
Figure 31: Illustration d'un implant à connexion externe hexagonale, qui était en contact avec un pilier possédant une mauvaise fixation. Binon and McHugh, 1996.....	68
Figure 32 : Application d'une force latérale avec une connexion hexagonale externe. Belveze et Stabik, Stratégie prothétique, 2009.....	70
Figure 33 : Application d'une force latérale sur un cône morse. Belveze et Stabik, Stratégie prothétique, 2009.	70
Figure 34 : Représentation des systèmes étudiés. Steinebrunner et coll., 2008.	72
Figure 35 : Taux de succès en nombre de cycles lors des charges dynamiques. Steinebrunner et coll., 2008.	73
Figure 36 : Graphique représentant le niveau de rupture des systèmes sous charges statique et dynamique. Steinebrunner et coll., 2008.....	74
Figure 37: Piliers standards : (a) pilier titane droit (b) pilier angulé, (c) vis en or. Abulius & Jakubowicz-Kohen, Stratégie prothétique 2006.	87
Figure 38: Piliers angulés avec les vis de pilier et de prothèse correspondantes. Giglio, PDR, 1999.	88
Figure 39: La face implantaire d'un pilier angulé présente 12 facettes internes, permettant de s'adapter sur l'hexagone de l'implant selon 12 positions différentes. Giglio, PDR, 1999.....	89
Figure 40: De gauche à droite : piliers coniques de 1, 2, 3 mm avec les vis de prothèses correspondantes. Giglio, PDR, 1999..	89
Figure 41 : Custom Abutment du système CARES et son pilier SynOcta®. Etienne & Baixe, Stratégie Prothétique, 2009.	90
Figure 42: Deux piliers UCLA, avec maquette en plastique à gauche et pilier en or à droite. Giglio, PDR, 1999.	91
Figure 43. Abulius & Jakubowicz-Kohen, Stratégie prothétique, 2006.	92
Figure 44. Abulius & Jakubowicz-Kohen, Stratégie prothétique, 2006.	94
Figure 45: Pilier CerAdapt® en Al2O3 (alumine) pour le système implantaire Brånemark®. Hannisch & coll., Stratégie prothétique, 2003.	95
Figure 46: Différentes formes de piliers pleins en titane, avant fraisage au laboratoire. Abulius & Jakubowicz-Kohen, Stratégie prothétique, 2006.	96
Figure 47: pilier Cement-On-Crown, Lifecore (à gauche) et pilier faux moignon en deux parties, Nobel Biocare (à droite). Giglio, PDR, 1999.	97
Figure 48: pilier ZirDesign™ non préparé (à gauche) ; pilier ZirDesign™ préparé (à droite). Etienne & Baixe, Stratégie prothétique , 2009.....	98

Figure 49: Les piliers associant zircon et titane privilégient une connectique titane/titane totale (pilier Procera® pour implant Nobel Replace™ (à gauche), ou partielle (pilier Contour®) (à droite). La liaison, au sein du pilier, entre le titane et la zirconie reste brevetée pour chaque société. Etienne & Baixe, Stratégie prothétique, 2009.	99
Figure 50. Abulius & Jakubowicz-Kohen, Stratégie prothétique, 2006	100
Figure 51. Abulius & Jakubowicz-Kohen, Stratégie prothétique, 2006.	100
Figure 52: Table de travail (à gauche), diverses tables de travail pour différents travaux (à droite). Abulius & Jakubowicz-Kohen, Stratégie prothétique, 2006.	101
Figure 53. Abulius & Jakubowicz-Kohen, Stratégie prothétique, 2006.	102
Figure 54. Abulius & Jakubowicz-Kohen, Stratégie prothétique, 2006.	102
Figure 55. Etienne & Baixe, Stratégie prothétique, 2009.	109
Figure 56a (à gauche), b (au centre), c (à droite). Etienne & Baixe, Stratégie prothétique, 2009.	110
Figure 57: Scanneur holographique conoscopique NobelProcera™. Nobelbiocare.com.	112
Figure 58: Modelage informatique du pilier par le prothésiste. Nobelbiocare.com.	112
Figure 59: Usinage du pilier. Nobelbiocare.com.	112
Figure 60a : Les piliers “ tout zircon ” se caractérisent par une connectique pilier/implant de type zircon/implant. Piliers à connexion interne (à gauche) pilier Astra Tech, (à droite) pilier Ankylos®. Etienne & Baixe, Stratégie prothétique, 2009.	113
Figure 61: la connectique externe (a= hexagone externe) et les connectiques internes (b et c). (Abulius & Jakubowicz-Kohen, Stratégie prothétique, 2006)	117
Figure 62 : Illustration d’une connexion hexagonale externe.....	118
Figure 63 : Illustration d’une connexion cône morse pure.....	120
Figure 64 : Astra Tech, cône morse avec indexation polygonal.....	121
Figure 65 : Illustration d’une connexion cône morse modifiée antirotationnelle à hexagone interne.....	121
Figure 66. Replace Select, Nobel Biocare, cône morse en forme de trièdre	122
Figure 67 : Martinez and coll, 2008.	126
Figure 68 : Graphique démontrant le lien entre le pourcentage de préservation de la papille en fonction de la distance entre sommet de la papille et sommet de la crête osseuse. Davarpanah & coll., 2008.	131
Figure 69 : Schéma montrant la distance idéal entre sommet crête osseuse et sommet papille pour la préservation de l’espace biologique. Davarpanah & coll., 2008.	131
Figure 70 : Espace biologique avec la hauteur sulculaire (S), la hauteur de la partie épithéliale (EJ), la hauteur du tissu conjonctif et de son adhérence (TC). Davarpanah & coll., 2008.	133
Figure 71. Représentation des différents niveaux de gencive kératinisée. (Davarpanah & coll., 2008).	135
Figure 72 : Illustration de la position du puits d’accès occlusal idéal (7) et d’une position contre-indiquée. Lamy, 2011.	141
Figure 73 : Illustration de la ré-infiltration des composites d’obturations. Lamy, 2011.	141
Figure 74: Illustration d’une prothèse à un étage sur pilier surcoulé. Martinez and coll. 2008.	143
Figure 75: Illustration d’une prothèse transvissée à deux étages sur pilier transgingival. Martinez, 2008.	148
Figure 76 : Illustration de la persistance dans le sulcus d’un résidu de ciment de scellement. Lamy, 2011.	153
Figure 77: Illustration d’une prothèse scellée sur pilier interne à un étage. Martinez, 2008.	153
Figure 78: Illustration d’une prothèse scellée sur pilier transgingival à deux étages. Martinez, 2008.	157

Bibliographie

1. Abrahamsson, I., & Cardaropoli, G. (2007). Periimplant hard and soft tissue integration to dental implants made of titanium and gold. *Clinical Oral Implants Research*, (18), 269–274.
2. Abrahamsson, I., Berglundh, T., & Linde, J. (1998). Soft tissue response to plaque formation at different implant systems. A comparative study in the dog. *Clin Oral Implants Res*(9), 73-79.
3. Abrahamsson, I., Berglundh, T., & Lindhe, J. (1997). The mucosal barrier following abutment dis/reconnection. an experimental study in dogs. *J Clin Periodontol*(8), 568-572.
4. Abrahamsson, I., Berglundh, T., Glantz, P., & Lindhe, J. (1998). The mucosal attachment at different abutments. An experimental study in dogs. *Journal of Clinical Periodontology*(25), pp. 721–727.
5. Abrahamsson, I., Berglundh, T., Wennström, J., & Lindhe, J. (1996). The peri-implant hard and soft tissue characteristics at different implant systems. A comparative study in dogs. *Clin Oral Implant Res*(7), 212-219.
6. Abulius, R., & Jakubowicz-Kohen, B. (2006). Le fraisage en prothèse implantaire. *Stratégie prothétique*, 6(4), 291-305.
7. Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P., & Eriksson, A. (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *J Oral Maxillofac Implants*(1), 11-25.
8. Albrektsson, T., Bränemark, P.-I., Hansson, H.-A., Ivarsson, B., & Jönsson, U. (1992). Ultrastructural analysis of the interface zone of titanium and gold implants. In: Lee, A.J.C., Albrektsson, T. & Bränemark, P.-I., eds. *Clinical Applications of Biomaterials*, 167–177.
9. Albrektsson, T., Hansson, H.-A., & Ivarsson, B. (1985). Interface analysis of titanium and zirconium bone implants. *Biomaterials*(6), 97–101.
10. Amsterdam, M. (1974). Periodontal prosthesis. Twenty-five years in retrospect. *Alpha Omega*(67), 8–52.
11. Andersson, B., Glauser, R., Maglione, M., & Taylor, A. (2003). Ceramic implant abutments for short-span FPDs: A prospective 5-year multicenter study. *Int J Prosthodont*(16), 640-646.

12. Andersson, B., Odman, P., Lindvall, A., & Bränemark, P.-I. (1998). Cemented single crowns on osseointegrated implants after 5 years: results from a prospective study on CeraOne. *Int J Prosthodont*(11), 212-218.
13. Andersson, B., Taylor, A., Lang, B., Scheller, H., Scharer, P., & coll., a. (2001). Alumina ceramic implant abutments used for single-tooth replacement: a Prospective 1 to 3-year multicenter study. *Int J Prosthodont*(14), 432-438.
14. Andlin-Sobocki, A., & Bodin, L. (1993;). Dimensional alterations of the gingiva related to changes of facial/lingual tooth position in permanent anterior teeth of children. A two-year longitudinal study. *Clin Periodontol*(20), 219-224.
15. Balfour, A., & O'Brien, G. (1995). Comparative study of antirotational single tooth abutments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*(73), 36-43.
16. Belveze, C., & Stabik, B. (2009). L'indexation en prothèse implantaire. *Stratégie prothétique*, 9(4), 237-242.
17. Berglundh, T., & Lindhe, J. (1996). Dimension of the periimplant mucosa. Biologic width revisited. *J Clin Periodontol*(23), 971-973.
18. Berglundh, T., Lindhe, J., Ericsson, I., Marinello, C., Liljenberg, B., & Thomsen, P. (1991). The soft barrier at implants and teeth. *Clinical Oral Implants research*(2), 81-90.
19. Berglundh, T., Lindhe, J., Marinello, C., Ericsson, I., & Liljenberg, B. (1992). Soft tissue reaction to the novo plaque formation a implants and teeth, an experimental study in dogs. *Clin Oral Implant*(3), 1-8.
20. Bichacho, N. (1998). Papilla regeneration by noninvasive prosthodontic treatment:segmental proximal restorations. *Pract Periodontics Aesth Dent*, 10(75), pp. 77-78.
21. Bichacho, N., & CJ, L. (1997). Single implant restorations:prosthetically induced soft tissue topography. *Pract Periodontics, Aesthet Dent*(9), pp. 745-752.
22. Bickford, J. (1995). *An introduction to the design and behavior of bolted joints*. (éd. ed 3). New York: Dekker.
23. Binon, P. (1994). The role of screws in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 48-63.
24. Binon, P. (1995). Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *Int J Prosthodont*(8), 162-178.
25. Binon, P. (1996). Evaluation of three slip fit hexagonal implants. *Implant Dent*(5), 235-248.

26. Binon, P. (1998). Operator variability of tightening torque with the Astfa Implant system. *Unpublished Data (in press)*.
27. Binon, P. (2000). The External Hexagonal Interface and Screw-Joint Stability: A Primer on Threaded Fasteners in Implant Dentistry. *Implant Dentistry*, 91-103.
28. Binon, P., & McHugh, M. (1996). The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *The International Journal of Prosthodontics*(9), 511-519.
29. Blake, J., & Kurt, H. (1965). The uncertainties of measuring fastener preload. *Machine Design*(37), 128-131.
30. Broggini, N., McManus, L., Hermann, J., Medina, R., Oates, T., & Schenk, R. e. (2003). Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. *J Dent Res*(82), 232-237.
31. Brunski, J. (1999). In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental implant interface. *Adv Dent Res*(13), pp. 99-119.
32. Burguete, R., Johns, R., King, T., & Patterson, E. (1994). Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*(71), 592-599.
33. Buser, D., Webber, H. K., Fiorellini, J., Paquette, D., & Williams, R. (1992). Soft tissue reactions to non-submerged unloaded titanium implants in beagle dogs. *J Periodontol*(63), 225-235.
34. Butz, F., Heydecke, G., Okutan, M., & Strub, J. (2005). Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation. *J Oral Rehabil*(32), 838-843.
35. Chiche, F. (1998). Le risque esthétique chez l'édenté partiel en implantologie. *J Parodontal Implant Oral*(17), 317-331.
36. Chiche, F., & Leriche, M. (1998). Multidisciplinary implant dentistry for improved aesthetics and function. *Prat Periodont Aesth Dent*(10), 177-86.
37. Cibirka, R., Nelson, S., Lang, B., & Rueggberg, F. (2001). Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *The Journal of Prosthetic Dentistry*(85), 268-275.
38. Cochran, D., Hermann, J., Schenk, R., Higginbottom, F., & Buser, D. (1997). Biologic with around titanium implants. A histometric analysis of the implanto-Gingival junction around unloaded and loaded nonsubmerged implants in the canine mandible. *J Periodontol*(68), 186-198.
39. Davarpanah, M., Szmucier-Moncler, S., Khoury, P., Jakubowicz-Kohen, B., Martinez, H., & coll., a. (2008). *Manuel d'implantologie clinique, 2ème édition*. 92856 Rueil-Malmaison Cedex: collection JPIO, éditions CdP.

40. Davarpanah, M., Szmukler-Moncler, S., & Khoury, P. (2008). The concept of platform-switching and its applications. *Implants*, 3(14), 185-198.
41. de Barrios Carrilho, G., Dias, R., & Elias, C. (2005). Comparaison of external and internal hex implant's rotational freedom: a pilot study. *Int J Prosthodont*(18), 165-166.
42. DeBruyn, H., Collaert, B., Linden, U., & Flygare, L. (1992). A comparative study of the clinical efficacy of screw vent implants versus branemark fixtures, installed in a periodontal clinic. *Clinical Oral Implants Research*(3), 32-41.
43. Dellenges, M., & Curtis, D. (1996). Effects of infection control procedures on the accuracy of a new mechanical torque wrench system for implant restorations. *J Prosthet Dent*(75), 93-98.
44. Dixon, D., Breeding, L., Sadler, J., & McKay, M. (1995). Comparaison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *The Journal of Prosthetic Dentistry*.(74), 270-278.
45. English, C. (1992). Externally hexed implants, abutments and transfer devices: A comprehensive overview. *Implant Dent*(1), 273-283.
46. Ericsson, I., Nilner, K., Klinge, B., & Glantz, P. (1996). Radiographical and histological characteristics of submerged and non-submerged titanium implants. An Experimental study in the Labrador dogs. *Clin Oral Impalnts Res*(7), 20-26.
47. Ericsson, I., Persson, L., Berglundh, T., Marinello, C., Lindhe, J., & Klinge, B. (1995). Different types of inflammatory reactions in periimplant soft tissues. *J Clin Periodontol*(22), 255-261.
48. Etienne, O., & Baixe, S. (2009). Les piliers implantaires en zircone. *Stratégie prothétique février*, 9(1), 1-15.
49. Fiorellini, J., Buser, D., Paquette, D., Williams, R., Haghighi, D., & Weber, H. (1999). A radiographic evaluation of bone healing around submerged and non-submerged dental implants ine beagle dogs. *J Periodontol*(70), 248-254.
50. Gargiulo, A., Wentz, F., & Orban, B. (1961). Dimensions and relations of the dento-gingival junction in humain. *J Periodontol*(32), 261-267.
51. Giglio, G. (1999). Choix du pilier en prothèse fixée implanto-portée. *Parodont Dent Rest*(19), 233-241.

52. Goheen, K., Vermilyea, S., Vossoughi, J., & Agar, J. (1994). Torque generated by handheld screwdrivers and mechanical torquing devices for osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*(9), 149-155.
53. Goodacre, C., Kan, J., & Rungcharassaeng, K. (1999). Clinical complications of osseointegrated implants. *The journal of Prosthetic Dentistry*(81), 537-552.
54. Gratton, D., Aquilino, S., & Standford, C. (2001). Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *The journal of Prosthetic Dentistry*(85), 47-52.
55. Guichet, N. (1970). *Principles of occlusion*. Anaheim: The denar corporation.
56. Haack, J., Sakaguchi, R., Sun, T., & Cofey, J. (1995). Elongation and preload stress in dental implant abutments screws. *Int J Oral Maxillofac Implants*(10), 529-536.
57. Haack, J., Sakaguchi, R., Sun, T., & Coffey, J. (1995). Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *The International Journal of Maxillofacial Implants*(10), 529-536.
58. Hannisch, O., & coll., a. (2003, Septembre). Piliers implantaires: critères de choix en vue de restaurations antérieures d'apparence naturelle. *Stratégie Prothétique*, 3(4), 247-262.
59. Hermann, J., Buser, D., Schenk, R., Higginbottom, F., & Cochran, D. (2001). Biologic width around one- and two-piece titanium implants. *Clin Oral Implants Res*(12), 559-571.
60. Hurson, S. (1995). *Personal Communication*. Yorba Linda, CA: Nobel Biocare Inc, S.-o. B. (1999). *Advertisement. J Prosthet Dent*, 81.
61. Jansen, V., Conrads, G., & Richter, E. (1997). Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants*(12), 527-540.
62. Jemt, T. (1991). Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implant*(6), 270-276.
63. Jemt, T., & Pettersson, P. (1993). A 3-year follow-up study on single implant treatment. *Journal of Dentistry*(21), 203-208.
64. Jung, R. E., Holderegger, C., Sailer, I., Khraisat, A., & Hämmerle, C. H. (2008). The effect of all-ceramic and porcelain-fused-to-metal restorations on marginal peri-implant soft tissue color: a randomized controlled clinical trial. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, volume 28(number 4), pp. 357-365.

65. Jung, Y., Han, C., & Lee, K. (1996). A 1-year radiographic evaluation of marginal bone around dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*(11), 811-818.
66. Khraisat, A., Stegaroiu, R., Nomura, S., & Miyakawa, O. (2002). Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent*(88), 604-610.
67. Khraisat, A., Stegaroiu, R., Nomura, S., & Miyakawa, O. (2002). Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *The Journal of Prosthetic Dentistry*(88), 604-610.
68. King, G., Hermann, J., Schoolfield, J., Buser, D., & Cochran, D. (2002). 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*(73), 1111-1117.
69. Kohal, R., & Klaus, G. (2004). A zirconia implantcrown system: a case report. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*(17), 147-153.
70. Kokich, V. (1996). Esthetics: The orthodonticperiodontic restorative connection. *Semin Orthod*(2), 21-30.
71. Krennmair, G., Schmidinger, S., & Waldenberger, O. (2002). Single-tooth replacement with the frialit-2 system: a retrospective clinical analysis of 146 implants. *The International Journal of Oral and Maxillofac Implants*(17), 78-85.
72. Lamy, M. a. (2011, mars 23). Prothèse implantaire fixe scellée et vissée à l'heure du numérique. *L'information Dentaire*(12), 75-82.
73. Lang, L., May, K., & Wang, R. (1999). The effect of the use of a counter-torque device on the abutment-implant complex. *J Prosthet Dent*(81), 411-417.
74. Lazzara, R. (1994). Criteria for implant selection: surgical and prosthetic. *Pract Periodont Aesthet Dent*(6), 55-62.
75. Lazzara, R., Porter, S., & coll, a. (2006). Platform-switching: un nouveau concept implantaire de contrôle des niveaux osseux après mise en charge. *Quintessence International*, 26(1), 9-17.
76. Lekholm, U., & Jemt, T. (1989). Principles for single tooth replacement. Dans Z. G. arbrectsson T, *The Bränemark osseointegrated implant*. (pp. 117-26). Chicago: Quintessence.
77. Listgarten, M., Lang, N., Schroeder, H., & Schroeder, A. (1991). Periodontal tissues and their counterparts around endosseous implants. *Clin Oral Implants Research*(2(3)), 1-19.
78. Lüthy, H. (1996). Strenght and toughness of dental ceramics. Dans W. Mörmann, *CAD/Cim in Aesthetic Dentistry* (pp. 229-239). Chicago: Quintessence.

79. Ma, T., Rubenstein, J., & Nichols, J. (1995). Personal communications noted in: Tan KB. The clinical distortion in implant prosthodontics: Is there such a thing as passive fit? *Ann Acad Med Singapore*(24), 138-157.
80. Maeda, Y., Satoh, T., & M., S. (2006). In-vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections. A short communication. *J Oral Rehabil*(33), 75-78.
81. Martinez, H., Renault, P., Georges-Renault, L., Pierrisnard, T., & Rouach, T. (2008). *Les implants: chirurgie et prothèse. Choix thérapeutique stratégique*. 92856 Rueil-Malmaison Cedex: collection JPIO, éditions CdP.
82. McGlumphy, E., Robinson, D., & Mendel, D. (1992). Implant superstructures: a comparison of ultimate failure force. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*(7), 35-39.
83. McGlumphy, E., Wall, J., Elfers, C., Ingber, A., & Prestipino, V. (1992). New cermaic core implant abutment: a comparison study. *J Dent Res*(71), 115.
84. Merz, B., Hunenbart, S., & Belser, U. (2000). Mechanics of the implant abutment connection: An 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*(15), 519-526.
85. Miyata, T., Kobayashi, Y., Araki, H., Ohto, T., & Shin, K. (2002). The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part 4. A histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants*(12), 384-390.
86. Morris, M. (1958). The position of the margin of the gingiva. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*(11), 969-984.
87. Norton, M. (1997). 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*(8), 290-298.
88. Palacci, P., & Ericsson, I. (2001). *Esthétique et implantologie: Gestion des tissus osseux et péri-implantaires*. Paris: Quintessence International.
89. Parel, S., & Sullivan, D. (1989). *Esthetics and osseointegration*. San Antonio: Osseointegration Seminars Inc . Pub., Dallas.
90. Pham, A., Fiorellini, J., Paquette, D., Williams, R., & HP., W. (1994). Longitudinal radiographic study of crestal bone levels adajcent to non-submerged dental implants. *J Oral Implantol*(22), 26-34.

91. Pilliar, R., Deporter, D., Watson, P., & Valiquette, N. (1991). Dental implant design-effect on bone remodeling. *J Biomed Mater Res*(25), 467-483.
92. Pjetursson, B., Tan, K., Lang, N., Bragger, U., Egger, M., & Zwahlen, M. (2004). A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (fpds) after an observation period of at least 5 years.I. Implants-supported fpds. *Clinical Oral Implants Research*(15), 625-642.
93. Prestipino, V., & Ingber, A. (1993). Esthetic high strenght implant abutments. Part II. *J Esthet Dent*(8), 255-262.
94. Prestipino, V., & Ingbert, A. (1993). Esthetic high strength implant abutment. Part I. *J Esth Dent*(5), 29-36.
95. Price, R., & Price, D. (1999). Gestion esthetique d'un implant unitaire avec une greffe de tissu conjonctif enfouie: cas clinique avec trois ans de suivi. *Parodont Dent Rest*(19), 93-101.
96. Quirynen, M., Naert, I., & van Steenberghe, D. (1992). Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Bränemark system. *Clin Oral Implants Res*, pp. 104-111.
97. Rangert , B., Sullivan, R., & Jemt, T. (1997). Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants*, pp. 360-370.
98. Rangert, B., Jemt, T., & Jörneus, L. (1989). Forces and moments on Bränemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, pp. 241-247.
99. Rangert, B., Krogh, P., Langer, B., & van Roekel, N. (1995). Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, pp. 326-334.
100. Richter, E. (1995). In vivo vertical forces on implants. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*(10), 99-108.
101. Rompen, E., Raepsaet, N., Domken, O., Touati, B., & Van Dooren, E. (2007). Soft tissue stability at the facial aspect of gingivally converging abutments in the esthetic zone: A pilot clinical study. *J Prosthet Dent*(97(suppl)), S119-S125.
102. Saadoun, A., LeGall, M., & Touati, B. (1999). Selection and ideal tridimensional implant position for soft tissue aesthetics. *Pract Periodont Aesth Dent*(11), 1063-72.

103. Sailer, I., Sailer, T., Stawarczyk, B., Jung, R., & Hämmerle, C. (2009). In Vitro Study of the Influence of the Type of Connection on the Fracture Load of Zirconia Abutments with Internal and External Implant-Abutment Connections. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*(24), 850-858.
104. Sailer, I., Zembic, A., & Jung, R. (2007). Single-tooth implant reconstructions; esthetic factors influencing the decision between titanium and zirconia abutments in anterior regions. *The European Journal of Esthetic Dentistry*, volume 2(number 3).
105. Salama, H., Salama, M., Garber, D., & P, A. (1998). The interproximal height of bone: A guidepost to predictable aesthetic strategies and soft tissue contours in anterior tooth replacement. *Pract Periodontics Aesthet Dent*(10), 1131-1141.
106. Schroeder, A., van der Zypen, E., Stich, H., & Sutter, F. (1981). The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *J Maxillofac Surg*(9), 15-25.
107. Semper, W., Heberer, S., Mehrhof, J., Schink, T., & Nelson, K. (2010). Effects of Repeated Manual Disassembly and Reassembly on the Positional Stability of Various Implant-Abutment Complexes:An Experimental Study. *INT J ORAL MAXILLOFAC IMPLANTS* (25), 86-94.
108. Sennerby, L., Dasmah, A., Larsson, B., & Iverhed, M. (2005). Bone tissue responses to surface-modified zirconia implants: a histomorphometric and removal torque study in the rabbit. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*(7 (Suppl.1)), 13-20.
109. Shigley, J. (1987). *Mechanical engineering design*. New York: McGraw Hill. Smukler, H., Castellucci, F., & Capri, D. (2003). The role of the implant housing in obtaining aesthetics: Generation of peri-implant gingivae and papillae.Part 1. *Pract Proced Aesthet Dent*(15), 141-149.
110. Smukler, H., Castellucci, F., & Capri, D. (2003). The role of the implant housing in obtaining aesthetics: Part 2. Customizing the periimplant soft tissue. *Pract Proced Aesthet Dent*(15), 487-490.
111. Steinebrunner, L., Wolfart, S., Ludwig, K., & Kern, M. (2008). Implant_abutment interface design affects fatigue and fracturestrength of implants. *Clin Oral Impl Res*(19), 1276-1284.
112. Su, H., & coll., a. (2010). Considerations of implant abutment and crown contour: critical contour and subcritical contour. *International Journal of Periodontis and Restorative Dentistry.*, 30(4), 334-343.
113. Sullivan, D. R., Collins, T., & Krogh, P. (1996). The reverse-torque test: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*(11), 179-185.

114. Tarnow, D., Elian, N., Fletcher, P., & al., e. (2003). Vertical distance from the crest of bone to the height of the interproximal papilla between adjacent implants. *J Periodontol*(74), 1785–1788.
115. Testori, T., Szmukler-Moncler, S., Francetti, L., Del Fabbro, M., Trisi, P., & Weinstein, R. (2002). Healing of Osseotite implants under submerged and immediate loading conditions in a single patient: a case report and interface analysis after 2 months. *Int J Periodontics Restorative Dent*(22), 345-353.
116. Thomsen, P., Larsson, C., Ericson, L., Sennerby, L., & Lausmaa, J. &. (1997). Structure of the interface between rabbit cortical bone and implants of gold, zirconium and titanium. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*(8), 653–665.
117. Touati, B., & Guez, G. (2000). Optimisation du profil d'émergence et intégration gingivale en prothèse implantaire. *Inform Dentaire*(5), 297-308.
118. Videt, L., Schittly, J., Videt, D., & Journet, D. (1998). Comparaison de la stabilité en rotation de différents dispositifs antirotationnels. *Implants*(4), 201-211.
119. Vigolo, P., Fonzi, F., & Majzoub, Z. (2006). An in vitro evaluation of titanium, zirconia and alumina procera abutments with hexagonal connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*(21), 575-580.
120. Waltimo, A. (1995). *Studies on Humain Bite Force. A Novel Bite Force Recorder and its Clinical Applications*. Helsinki: Med. Habilitation.
121. Weber, N., Crohin, C., & Fiorellini, J. (2000). A 5-year prospective clinical and radiographic study of non-submerged dental implants. *Clin Oral Implants Res*(11), 144-153.
122. Weinberg, L. (1993). Biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*(8), 19-31.
123. Weisgold, A., Arnoux, J., & Lu, J. (1997). Single-tooth anterior implant: A world of caution. *J Esthet Dent*, 225–233.
124. Welander, M., Abrahamsson, I., & Berglundh, T. (2008). The mucosal barrier at implant abutments of different materials. *Clin. Oral Impl. Res*, pp. 635-641.
125. Wheeler, R., & Ash, M. (1984). *Wheeler's atlas of tooth form*. Philadelphia: Saunders.
126. Yüzügüllü, B., & Avcı, M. (2008). The implant abutment interface of alumina and zirconia abutments. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 10(2), 113-121.

127. Zitzmann, N., Abrahamsson, I., Berglundh, T., & Lindhe, J. (2002). Soft tissue reactions to plaque formation at implant abutments with different surface topography. An experimental study in dogs. *J Clinical Periodontol*, 456-461.

**COURTIN Nicolas – CRITERES DE CHOIX D'UN PILIER IMPLANTAIRE EN
PROTHESE FIXEE**

Nancy : 2012 - 180 pages

Th. Chir-Dent : 2012

Mots Clés : Pilier implantaire
Biocompatibilité
Reconstitution prothétique deux étages

**COURTIN Nicolas – CRITERES DE CHOIX D'UN PILIER IMPLANTAIRE EN
PROTHESE FIXEE**

Nancy : 2012 - 180 pages

Le pilier implantaire est au cœur du système implantaire. Il fait le lien entre la prothèse et l'implant. Le choix du pilier implantaire est multifactoriel, il va dépendre de trois grands domaines qui sont l'esthétique, la biocompatibilité et la biomécanique. Le choix d'un pilier implantaire ne correspondra qu'aux restaurations prothétiques dites à deux étages, à savoir un implant enfoui entouré d'un manchon muqueux et d'une couronne prothétique reposant sur le pilier. Les restaurations prothétiques dites à un étage ne nécessite pas de choix de pilier car la couronne repose uniquement sur l'implant, le pilier fait partie intégrante de la structure de la couronne.

Le développement des techniques de fabrication a permis de mettre au point plusieurs types de piliers implantaires, à savoir les piliers standards, les piliers pleins, les piliers préfabriqués et les piliers personnalisables. Suivant le type de pilier, il sera plus ou moins modifiable et adaptable à la situation clinique. Les piliers standards sont non modifiables, tandis que les piliers personnalisables sont réalisés sur mesures. En effet ils sont issus de la technique C.F.A.O qui permet de numériser le maître modèle pour adapter par usinage le pilier à la situation clinique.

La forte demande de patients pour des reconstitutions implantaires « naturelles » a induit un développement rapide des systèmes implantaires. Les piliers et leurs conceptions sont beaucoup plus performants et offrent la possibilité de recréer une ou de nouvelles dents donnant l'illusion du naturel. Il semble que, la validation des trois grands principes conjuguée à l'utilisation de pilier personnalisé est le moyen le plus évident pour atteindre ce résultat.

JURY :

M.P. AMBROSINI

Professeur des Universités

Président

M.J. SCHOUVER

Maître de Conférences des Universités

Juge

M.J. PENAUD

Maître de Conférences des Universités

Juge

M.D. JOSEPH

Assistant Hospitalier Universitaire

Juge

Adresse de l'auteur :

Nicolas COURTIN
19 rue du Dauphiné
89000 AUXERRE

Jury : Président : P.AMBROSINI – Professeur des Universités
Juges : J.SCHOUVER – Maître de Conférence des Universités
J.PENAUD – Maître de Conférence des Universités
D.JOSEPH – Assistant Hospitalier Universitaire

Thèse pour obtenir le diplôme D'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

Présentée par: **Monsieur COURTIN Nicolas, Frédéric**

né(e) à: **CLERMONT-FERRAND (Puy-de-Dôme)** le **8 mai 1986**

et ayant pour titre : « **Critères de choix d'un pilier implantaire en prothèse fixée.** »

Le Président du jury,



P.AMBROSINI

Le Doyen,
de la Faculté d'Odontologie

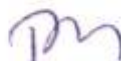


J.M. MARTRETTE

Autorise à soutenir et imprimer la thèse 4036

NANCY, le 27 JUIL. 2012

Le Président de l'Université de Lorraine



P. MUTZENHARDT

