



HAL
open science

Connexion Implant-Pilier : analyse des choix stratégiques des grands systèmes implantaires

Benjamin Herpe

► **To cite this version:**

Benjamin Herpe. Connexion Implant-Pilier : analyse des choix stratégiques des grands systèmes implantaires. Chirurgie. 2014. dumas-01010342

HAL Id: dumas-01010342

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01010342>

Submitted on 19 Jun 2014

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

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

UNIVERSITÉ DE BORDEAUX
Collège des Sciences de la Santé
U.F.R. des Sciences Odontologiques

Année 2014

Thèse N° 28

Thèse pour l'obtention du
DIPLOME d'ÉTAT de DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE
Présentée et soutenue publiquement

Par **Benjamin HERPE**

Né le 24 juin 1988 à BORDEAUX

le 5 juin 2014

**Connexion implant-pilier : analyse des choix stratégiques
des grands systèmes implantaires**

Directeur de thèse

Docteur Mathieu PITZ

Membres du Jury

Président	Mme Marie - José BOILEAU	Professeur des Universités
Directeur	Mr. Mathieu PITZ	Assistant hospitalo-universitaire
Rapporteur	Mr. Reynald DA COSTA NOBLE	Maître de Conférences des Universités
Assesseur	Mr. Yves LAUVERJAT	Maître de Conférences des Universités
Invité	Mr. Dominique NABOULET	Chirurgien-dentiste

Président M. Manuel TUNON de LARA

UNITE DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

Directeur M. Jean-François PELI 58-01

Directeur Adjoint – Chargé de la Formation initiale M. Yves DELBOS 56-01

Directeur Adjoint – Chargé de la Recherche M. Jean-Christophe FRICAIN 57-02

Directeur Adjoint - Chargé des Relations Internationales M. Jean-François LASSERRE 58-02

ENSEIGNANTS DE L'UFR

PROFESSEURS DES UNIVERSITES

Mme Caroline	BERTRAND	Prothèse dentaire	58-02
Mlle Marie-José	BOILEAU	Orthopédie Dento-Faciale	56-02
M. Jean	DAVID	Prothèse dentaire	58-02
Mme Véronique	DUPUIS	Prothèse dentaire	58-02
M. J-Christophe	FRICAIN	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-02

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

Mlle Élise	ARRIVÉ	Prévention épidémiologie – Économie de la santé – Odontologie légale	56-03
Mme Cécile	BADET	Sciences biologiques	57-03
M. Étienne	BARDINET	Orthopédie Dento-Faciale	56-02
M. Michel	BARTALA	Prothèse dentaire	58-02
M. Cédric	BAZERT	Orthopédie Dento-Faciale	56-02
M. Jean-Pierre	BLANCHARD	Prothèse dentaire	58-02
M. Christophe	BOU	Prévention épidémiologie – Économie de la santé – Odontologie légale	56-03
Mlle Sylvie	BRUNET	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-02
M. Sylvain	CATROS	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-02
M. Stéphane	CHAPENOIRE	Sciences anatomiques et physiologiques	58-03
M. Jacques	COLAT PARROS	Sciences anatomiques et physiologiques	58-03
M. Reynald	DA COSTA NOBLE	Parodontologie	57-01
M. François	DARQUE	Orthopédie Dento-Faciale	56-02
M. François	DE BRONDEAU	Orthopédie Dento-Faciale	56-02
M. Yves	DELBOS	Odontologie pédiatrique	56-01
M. Raphaël	DEVILLARD	Odontologie conservatrice- Endodontie	58-01
M. Emmanuel	D'INCAU	Prothèse dentaire	58-02
M. Bruno	ELLA NGUEMA	Sciences anatomiques et physiologiques	58-03
M. Dominique	GILLET	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M. Jean-François	LASSERRE	Prothèse dentaire	58-02
M. Yves	LAUVERJAT	Parodontologie	57-01

Mme Odile	LAVIOLE	Prothèse dentaire	58-02
M. Jean-Marie	MARTEAU	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-02
Mme Javotte	NANCY	Odontologie pédiatrique	56-01
Mme Dominique	ORIEZ	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M. Jean-François	PELI	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M. Philippe	POISSON	Prévention épidémiologie – Économie de la santé – Odontologie légale	56-03
M. Patrick	ROUAS	Odontologie pédiatrique	56-01
Mlle Maud	SAMPEUR	Orthopédie Dento-Faciale	56-02
M. Cyril	SEDARAT	Parodontologie	57-01
Mlle Noélie	THEBAUD	Sciences biologiques	57-03
M. Éric	VACHEY	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
<u>ASSISTANTS</u>			
M. Terence	BARSBY	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
Mme Aurélie	BARSBY-EL-KHODER	Prothèse dentaire	58-02
Mme Mélanie	BOES-HULLMAN	Orthopédie Dento-Faciale	56-02
M. Julien	BROTHIER	Prothèse dentaire	58-02
Mlle Caroline	CHANE-FANE	Orthopédie Dento-Faciale	56-02
M. Mathieu	CLINKEMAILLIE	Prothèse dentaire	58-02
M. Mathieu	CONTREPOIS	Prothèse dentaire	58-02
M. Guillaume	CRESTE	Prothèse dentaire	58-02
Mme Hélène	DENOST	Prévention épidémiologie – Économie de la santé – Odontologie légale	56-03
Mlle Aurélie	DUARTE	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M. Guillaume	FENOUL	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
Mlle Géraldine	FERRERO-MOURGUES	Orthopédie Dento-Faciale	56-02
M. Nicolas	GLOCK	Sciences anatomiques et physiologiques	58-03
Mlle Sandrine	GROS	Orthopédie Dento-Faciale	56-02
Mlle Amandine	LAVAUD	Odontologie pédiatrique	56-01
Mlle Alice	LE NIR	Sciences anatomiques et physiologiques	58-03
Mme Karine	LEVET	Prévention épidémiologie – Économie de la santé – Odontologie légale	56-03
Mlle Maria-Gabriela	MARC	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M. Matthieu	MEYER	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-02
Mlle Darrène	NGUYEN	Sciences biologiques	57-03
Mlle Virginie	PANNEREC	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-02
Mlle Candice	PEYRAUD	Odontologie pédiatrique	56-01
M. Jean-Philippe	PIA	Prothèse dentaire	58-02
M. Mathieu	PITZ	Parodontologie	57-01

M. Cyril	VIDAL	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M. François	VIGOUROUX	Parodontologie	57-01

REMERCIEMENTS

À notre Président,

Mme le Professeur Marie - José BOILEAU

- Professeur des Universités
- Praticien Hospitalier
- Docteur en Chirurgie Dentaire
- Docteur d'État en Odontologie
- Docteur des Sciences Odontologiques
- CES d'Orthopédie Dento-Faciale
- CES d'Anthropologie
- CES d'Informatique médicale et générale
- D.E.R.S.O. Diplôme d'Étude et de recherche en Odontologie
- Responsable de la sous-section d'ODF
- Responsable de l'enseignement du CECSMO et du DUO
- Responsable de l'unité médicale Pellegrin du Département d'Odontologie et de Santé Buccale

*Veillez trouver ici l'expression de ma gratitude, de mon respect et de mon amitié.
La porte de votre bureau a toujours été ouverte pour nous permettre de soumettre
nos suggestions dans le but d'améliorer la vie de tous au sein du P.Q.R.*

Merci pour votre ouverture d'esprit et votre soutien.

*Mon binôme, Samuel, et moi même sommes fiers d'avoir exercé sous votre
supervision.*

À notre Directeur,

Mr le Docteur Mathieu PITZ

- Assistant Hospitalo-Universitaire
- C.E.S. de Biologie Buccale
- C.E.S. de Parodontologie
- C.E.S. de Prothèse Scellée
- D.U. de Troubles Fonctionnels Oro-faciaux
- D.U. de Réhabilitation Orale et Implantologie

Tu m'as fais l'honneur de diriger ma thèse et tu n'as pas manqué de me donner des pistes de réflexion et des données intéressantes qui manquaient à mon travail.

Je n'ai pas eu le bonheur d'exercer à l'hôpital sous ta supervision mais le fait que je te croise en dehors du cadre universitaire à des conférences dont le thème principal n'est pas forcément de la parodontologie m'a convaincu de ta curiosité et de ton ouverture d'esprit.

À notre Rapporteur,

Mr le Docteur Reynald DA COSTA NOBLE

- Maître des conférences des universités
- Praticien Hospitalier
- Docteur en Chirurgie Dentaire
- Docteur en Sciences Odontologiques
- Docteur d'état en Odontologie
- Postgraduate Boston University
- Visiting Clinical Professor New York University

De mon entrée à l'hôpital à la fin de mes vacances hospitalières, vous avez toujours été mon interlocuteur en Parodontologie.

Merci de la gentillesse et de la disponibilité dont vous avez toujours fait preuve à mon égard.

Lorsque je suis venu vous voir avec le titre de mon travail, vous avez été immédiatement enthousiaste et n'avez pas manqué de m'encourager à chacune de nos rencontres.

Vous serez sous peu à la retraite mais je suis certain que nos chemins se recroiseront sur le bassin d'Arcachon pour une partie de pêche ou un tour en Dragon.

A notre assesseur,

Mr le Docteur Yves LAUVERJAT

- Maître des Conférences des Universités
- Praticien Hospitalier
- Docteur en Chirurgie Dentaire
- Docteur en sciences odontologiques
- C.E.S. Biologie Buccales
- C.E.S. Parodontologie
- D.U. Réhabilitation Orale et Implantologie
- Post Graduate Boston University
- Visiting Clinical Professor New York University

J'ai eu le privilège de vous assister lors de vos chirurgies et de la gestion prothétique de vos cas d'implantologie à l'hôpital Pellegrin et j'ai beaucoup appris à cette occasion.

Sans doute aurais je le plaisir de vous retrouver en tant qu'enseignant lors des formations en implantologie que je ne manquerais pas de réaliser.

Merci d'avoir accepté de faire parti de ce jury de thèse.

À notre Invité,

Mr le Docteur Dominique NABOULET

- Docteur en Chirurgie Dentaire
- C.E.S. Biomatériaux
- C.E.S. Prothèse Complète
- C.E.S. Prothèse Adjointe Partielle
- D.U. Implantologie
- D.U. Qualiticien Santé

Depuis que je suis arrivé au cabinet, en provenance du laboratoire de Guy Michaely où j'avais pu apprécier l'excellence de ton travail, tu n'as cessé de me transmettre ton savoir en matière de dentisterie.

Grâce à toi j'ai beaucoup progressé ces dernières années et j'ai pu découvrir une personne curieuse, à l'écoute des suggestions des plus jeunes et désireuse d'approfondir en permanence ses connaissances afin d'assurer l'excellence à ses patients au quotidien.

Merci d'avoir été à mes côtés dans toutes les étapes de la réalisation de ce travail.

En plus de ces qualités professionnelles, ton épicurisme et ton enthousiasme ajoutent au plaisir de te côtoyer au quotidien.

Exercer à tes côtés sera pour moi un honneur.

A mon père, Jean-Michel HERPE, décédé le 23 Novembre 2013.

Il a été et restera mon modèle par son dévouement envers sa famille, ses amis et ses patients.

Je fais le vœu de mener ma vie conformément aux principes qu'il m'a enseigné :
Sérieux et humanité dans la prise en charge de mes patients,
Amour et Partage envers les gens que j'aime,
Garder ma famille au centre de ma vie et ne pas me laisser distraire par mon travail.

J'aurai aimé qu'il puisse assister à la présentation de ce travail dont nous avons longuement discuté.
Puisse ce dernier être à la hauteur de l'objectif que nous nous étions fixé.

A ma grand mère Huguette Herpe, Chirurgien-Dentiste, décédée en Avril 2012.

Au Dr Philippe Boudet, décédé en septembre 2009.
Sa perte fût la première grande épreuve de ma vie. Il m'a appris à dire « je t'aime » à un ami.

Puissent t'ils reposer en paix et réaliser de là où ils sont à quel point il me manqueront en ce jour.
Que vive leur mémoire à travers le respect dans mon exercice des valeurs qu'ils m'ont enseigné.

SOMMAIRE

1. Introduction	19
1.1. Définitions.....	19
1.1.1. Pilier implantaire	
1.1.2. Indexation ou non indexation	
1.1.3. Connexion active ou passive	
1.1.4. Prothèse supra-implantaire transvissée	
1.1.5. Prothèse supra-implantaire scellée	
1.1.6. Diffusion des systèmes implantaires en France en 2013	
1.2. Histoire moderne des systèmes implantaires.....	20
1.2.1. Branemark P.I., le père de l'implantologie moderne	
1.2.2. Naissance des grands systèmes	
1.2.3. Expansion du marché et multiplication des fabricants	
2. Descriptif des différentes connexions présentes sur le marché.....	22
2.1. Connexions externes.....	22
2.1.1. Connexions externes hexagonales	
2.1.2. Connexions hexagonales crénelées	
2.2. Connexions internes.....	24
2.2.1. Coniques.....	24
2.2.2. Coniques indexées.....	25
2.2.2.1. Coniques octogonales	
2.2.2.2. Coniques hexagonales	
2.2.2.3. Coniques rainurées	
2.2.2.4. Conique trilobées	
2.2.2.5. Coniques à 6 hémicylindres	
2.2.3. Connexions cylindriques indexées.....	29
2.2.4. Connexions internes particulières	
2.3. Connexions mixtes.....	30
3. Vis de pilier.....	31
3.1. Enjeux concernant les vis de pilier – définitions.....	31
3.1.1. Couple de serrage	
3.1.2. Précharge	
3.1.3. Coefficient de friction	
3.1.4. Rôle de la vis de pilier dans la connexion du pilier à l'implant	
3.2. Morphologie, matériaux et contraintes sur la vis de pilier en fonction du type de connexion.....	34
3.2.1. Morphologie des vis	
3.2.2. Matériaux constitutifs des vis	
3.2.2.1. Corps de la vis	
3.2.2.2. Revêtements	
3.2.3. Contraintes mécaniques s'exerçant sur la vis en fonction du type de connexion	
3.3. Complications liées aux vis de pilier.....	40
3.3.1. Le dévissage	
3.3.2. La fracture	
3.4. Conclusion.....	42
4. Comparaison des connexions implant-pilier.....	43
4.1. Propriétés mécaniques.....	43
4.1.1. Connexions indexées ou non ?	
4.1.1.1. Préservation de la précharge des vis	
4.1.1.2. Précision de repositionnement	
4.1.1.3. Discussion	

4.1.2. Précision d'usinage des pièces	
4.1.3. Conclusion	
4.2. Propriétés biologiques	49
4.2.1. In-vitro : infiltration bactérienne.....	49
4.2.1.1. Infiltration statique	
4.2.1.2. Infiltration sous contraintes mécaniques	
4.2.1.3. Conclusion	
4.2.2. In-vivo : perte d'os marginal en fonction du type de connexion..	58
4.2.2.1. Intérêt du platform switching	
4.2.2.2. Stabilité de la connexion implant-pilier	
4.2.2.2.1. Contraintes sur l'os marginal	
4.2.2.2.2. Conséquences biologiques et mécaniques	
4.2.2.2.2.1. Effet de micropompe	
4.2.2.2.2.2. L'abrasion des surfaces de contact	
4.3. Considérations cliniques.....	66
5. Conclusion.....	67

Préambule

Dans le cadre de ce travail, nous limiterons notre champ d'investigation aux solutions proposées par les systèmes implantaires les plus diffusés sur le marché français et nous n'étudierons les connexions abordées que dans la perspective d'une restauration unitaire sur un pilier en titane.

En effet, l'usage des piliers en céramique ou en métal précieux reste aujourd'hui réduit, bien que du fait de l'avènement des techniques de CFAO, l'utilisation de piliers en matériau céramique soit appelée à croître.

Ainsi, loin d'avoir la prétention d'aborder tous les aspects de tous les types de connexions implants-piliers, notre travail n'a pour but que d'objectiver un certain nombre de facteurs à prendre en compte lors du choix d'un système implantaire par le praticien.

Mots Clefs

Dental implants history	Histoire des implants dentaires
Dental implants abutment	Pilier implantaire
Dental implants Biomechanics	Biomécanique des implants dentaires
Finite elements	Méthode des éléments finis
Screw Mechanic	Mécanique des vis
Screw-abutment complex	L'ensemble vis-pilier implantaire.
Abutment screw failure	Echecs des vis de pilier

1. Introduction

1.1. Définitions

1.1.1. Pilier implantaire

Le pilier implantaire est l'élément prothétique intermédiaire assurant la jonction entre le corps de l'implant et la supra-structure prothétique.

La majorité des systèmes implantaires actuels sont à deux étages : un étage endo-osseux (le corps de l'implant) et un étage émergeant dans la cavité buccale (pilier implantaire)(1) (2).

1.1.2. Indexation ou non indexation

L'indexation d'une connexion traduit la présence à l'interface implant-pilier d'un dispositif permettant un repositionnement reproductible et précis du pilier par rapport à l'implant.

De plus, le dispositif d'indexation possède un rôle antirotationnel afin d'empêcher la rotation du pilier dans l'implant.

1.1.3. Connexion active ou passive

On qualifie d'active une connexion dans laquelle le pilier s'insère en force dans l'implant apportant ainsi une friction importante entre le pilier et l'implant. Cette force de friction joue un rôle antirotationnel, diminue l'épaisseur du joint implant pilier et améliore ainsi la répartition des contraintes. (2)

Les connexions actives sont essentiellement coniques.

Dans les connexions passives, l'essentiel de la rétention est réalisé par le torque de vissage de la vis connectant le pilier à l'implant. Une connexion externe hexagonale est qualifiée de passive.

1.1.4. Prothèse implantaire transvissée

La prothèse vissée sur implant est définie comme une restauration transvissée sur un pilier implantaire lui même vissé dans le corps de l'implant, que la connexion soit interne ou externe (1) .

1.1.5. Prothèse implantaire scellée

La prothèse scellée sur implant est définie comme une restauration scellée sur le pilier implantaire (1).

1.1.6. Diffusion des systèmes implantaires en France en 2013

D'après le cabinet Idata (source : Idata Report Dental Implant and Final Abutment Europe 2013), les parts de marché en France des principaux fabricants d'implants sont réparties de la manière suivante :

- Nobel Biocare : 25,4%
- Straumann : 19,2%
- Dentsply : 18,8%
- Biomet 3i : 10,2%
- Mis Implant : 7,3%

- Zimmer : 6,10%
- Autres systèmes : 13%

Mis à part dans la première partie concernant les différentes solutions proposées par les fabricants concernant le mode de jonction implant-pilier, nous ne traiterons que des principaux systèmes dans ce travail.

1.2. Histoire moderne des systèmes implantaires

1.2.1. Brånemark P I, père de l'implantologie moderne.

C'est en 1965 que le professeur Per-Ingvar Brånemark met en place son premier implant. Les premiers résultats sont peu concluants avec un taux de réussite autour de 50% (3).

Il comprend alors que le matériel et les protocoles chirurgicaux de l'époque vont devoir évoluer afin de conférer à l'implantologie le rôle central qu'elle possède aujourd'hui.

C'est sous son impulsion, et selon des principes qui seront exposés lors de la conférence de Harvard en 1978 qu'émergent les principes d'ostéointégration : utilisation d'implants en titane et mise en nourrice pendant une période de cicatrisation osseuse de 3 à 4 mois (4,5) .

Le suivi à long terme des patients opérés viendra confirmer la pertinence des principes énoncés par Brånemark.

1.2.2. Naissance des grands systèmes

En 1978, le ministère suédois de la santé autorise l'usage des implants dentaires chez l'humain. En 1981, Brånemark s'associe à la société Bofors pour créer Bofors Nobelpharma™ à Göteborg en Suède, ancêtre de Nobel Biocare™. Cette ancienneté associée à l'aura de son fondateur confèrera plus tard à Nobel un avantage certain du point de vue du recul clinique de ses produits (6).

Un an plus tard, en 1982, l'industriel suisse Reinhard Straumann décide de créer une division dédiée aux implants dentaires au sein de son entreprise.

De la réflexion menée au sein des laboratoires de cette société naîtra le premier implant impacté de Straumann.

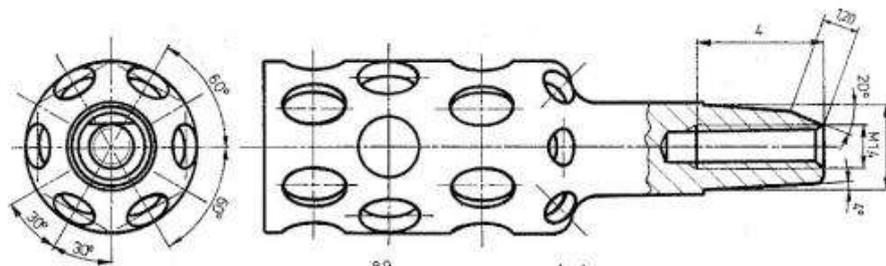


Fig 1. Premier implant Straumann™

1.2.3. Expansion du marché et multiplication des fabricants.

Suite aux innovations de quelques grandes marques associées à des chirurgiens pionniers, la thérapeutique implantaire s'est peu à peu implantée dans le monde dentaire jusqu'à occuper la place centrale qu'on lui connaît actuellement dans l'arsenal thérapeutique du chirurgien dentiste.

Avec l'explosion du marché des implants dentaires, de très nombreuses marques ont vu le jour dans le monde.

Le récent rachat de grands acteurs comme Ankylos® et Astratech® par Dentsply® augure t'elle d'une concentration d'un secteur comptant de trop nombreux acteurs ?

Ce qui est sûr c'est que le marché va continuer à croître : de 440 000 implants vendus en 2009 à 480 000 aujourd'hui et 660 000 prévus à l'horizon 2020, soit une augmentation des ventes de plus de 60% en 10 ans, la firme Straumann continue de croire en un développement du marché (source : Straumann).

2. Descriptif des différentes connectiques sur le marché

2.1. Connexions externes

2.1.1. Connexions externes hexagonales

La connexion externe hexagonale est la plus ancienne des connexions implantaire. Il s'agit de celle de « l'implant Branemark » de 1965 (1).

Ce système propose un hexagone mâle sur la plateforme prothétique de l'implant, de 0.7 mm dans le **Branemark system®** de Nobel Biocare.



Fig 2. Connexion externe hexagonale

- a) *Implant à diamètre standard avec vis centrale*
- b) *Implant de gros diamètre avec hexagone et vis standard*
- c) *Implant de gros diamètre avec hexagone et vis centrale plus large*

Straumann proposait une connexion hexagonale externe sur son implant de diamètre 3.3 mm de la gamme **Standard plus implants®**. Elle a été remplacée par une connexion interne conique indexée.

La hauteur de l'hexagone a été poussée à 1mm dans le système implantaire **Certain®** de **Biomet 3i®** (7).

Chez **Structure®**, on retrouve ce type de connectique sur les implants M1, M4 et S.

2.1.2 Connexion externe hexagonale crénelée

Dans le but d'améliorer les propriétés antirotationnelles des implants à hexagone externe, la firme californienne Zimmer a développé la connexion externe hexagonale à créneaux **Zimmer Spline**® sur deux implants baptisés Reliance et Twist. Les créneaux font 1mm de hauteur et les arrêtes sont biseautées à 45°. Les extensions du pilier venant s'intercaler entre les créneaux de la plateforme implantaire ont une extrémité arrondie afin de guider la mise en place du pilier. Le jeu de rotation est ainsi grandement minoré par rapport aux connexions externes hexagonales, passant de 5 à 0.3° (8).



Fig 3. Zimmer spline implant

Lancé il y a plus de dix ans, le système Spline® reste le seul de ce type sur le marché.

2.2. Connexions Internes

Ce n'est qu'avec les progrès mécaniques des alliages de titane composant les implants dentaires que les connexions internes ont vu le jour.

Elles se sont petit à petit généralisées dans l'ensemble des systèmes implantaires.

Les connexions internes ont permis l'invention de concepts nouveaux, dont le platform switching en est le plus connu.

2.2.1. Coniques

Les connexions coniques pures c'est à dire sans dispositif antirotationnel reposent sur le principe du cône morse, ou cône d'emmanchement.

Le cône morse s'apparente à une soudure à froid des deux pièces s'emboitant l'une dans l'autre.

La conicité maximale d'un cône morse véritable est de 5% soit 2,6° maximum. La hauteur du cône doit être de plus de 2mm (9).

La position du pilier par rapport à l'implant varie en fonction du couple de serrage (10).

Les premières connexions cône morse ont vu le jour en 1986 et ont été reprises dans de nombreux systèmes (source : Straumann®).

Le système **Ankylos**®, de Dentsply Friadent™, proposait jusqu'à il y a peu une connexion cône morse de 4° de conicité (9).

Mais cette connexion a évolué pour lui adjoindre une indexation et donner la connexion **ANKYLOS C/X**® conique à 5,8°, qui n'est donc pas un cône morse.

Cependant, une gamme de piliers non indexés compatibles avec la nouvelle connexion est commercialisée (9).

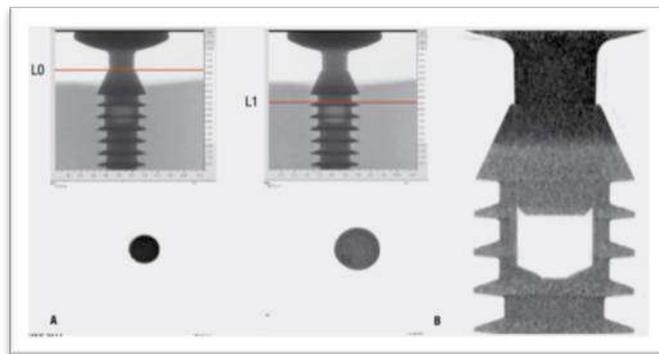


Fig 4. Vue en Microtomographie de l'implant Bicon 4.0 (11).

Bicon® propose une connexion conique à 1,5° sur son implant de diamètre 4.0 mm ce qui en fait un cône morse véritable. Une fois mis en place, le pilier est inamovible et les étapes de réalisation de la prothèse sont réalisées sans déposer le pilier. Il a un positionnement à 360° et la connexion ne nécessite pas de vis (11).

Chez **Biomet 3i**™ la TG osseotite® est conique à 8°, ce n'est pas un cône morse véritable.

Straumann™ proposait la connexion Octa®, elle aussi de conicité 8° et non indexée mais elle a été retirée du marché au profit de la connexion SynOcta®.

Anthogyr® propose sur sa gamme Axiom des connexions coniques non indexées. Les Axiom REG® et PX® ont des connexions coniques à 11° alors que l'implant de faible diamètre Axiom 2.8 a une conicité de 3°.

2.2.2. Coniques indexées

2.2.2.1. Coniques octogonales.

Connexion Straumann Synocta®



Fig 5. Connexion Straumann™ SynOcta®

Cette connexion associe la précision d'ajustage de la connexion conique à 8° et la précision de repositionnement de la connexion octogonale (8 positions possibles pour un même pilier).

Elle a été mise sur le marché en 1999.

SynOcta® présente deux parties coniques de part et d'autre de l'octogone, un cône assurant la jonction avec l'implant et un cône transgingival.

Les portions coniques assurent un contact intime entre le pilier et le col de l'implant. Limiter la hauteur de la surface conique permet de maîtriser la friction entre les deux pièces et ainsi d'être à même de déposer le pilier aisément. L'octogone améliore le repositionnement mais permet également de compenser la perte de l'effet antirotationnel provoquée par la diminution de la friction entre les pièces.

La connexion SynOcta® est disponible pour tous les implants Straumann® Standard, Standard Plus et Tapered Effect sur plateformes Regular Neck (RN) et Wide Neck (WN).

2.2.2.2. Coniques hexagonales.

Nobel Replace conical connection (CC) ®.



Fig 6. Nobel Replace CC ®.

Il s'agit d'une connexion conique à 12° (12) à l'extrémité apicale de laquelle on trouve un dispositif d'indexation hexagonal. Comme toutes les connexions coniques, elle présente l'avantage d'intégrer le platform switching.

Dentsply Astratech ® conical seal design est une connexion conique à 11° de conicité.



Fig 7. Astra Conical seal design

Zimmer™ sur sa gamme Swiss Plus ® a également choisi ce type de connexion.

2.2.2.3. Conique rainurée

Straumann Crossfit®.



Fig 8. Straumann Crossfit®

Il s'agit d'une connexion comportant un cône de 15°, suivit de 4 rainures disposées autour du pilier et achevées par le pas de vis de la vis de pilier.

Les parties mâles de la connexion sont situées dans le corps de l'implant.

Les rainures sont supposées permettre de positionner le pilier plus facilement et constituer un dispositif anti-rotationnel.

La connexion Crossfit® est disponible pour les implants Bone Level et Tissue Level.

Selon son diamètre l'implant est doté de la connexion Regular Crossfit® de diamètre de plateforme 4,1 ou 4,8 mm (RC) ou Narrow Crossfit® de diamètre de plateforme 3,3 mm (NC).

La connexion NC® a remplacé la connexion hexagonale externe sur les implants Narrow Neck.

2.2.2.4. Conique trilobée.

La connexion **Camlog Screw-Line**, disponible sur la gamme implantaire ConeLog, est constituée d'un cône à $7,5^\circ$ (12) au bout duquel se trouve un dispositif d'indexation constitué de 3 cames s'engageant dans les rainures correspondantes dans le corps de l'implant.

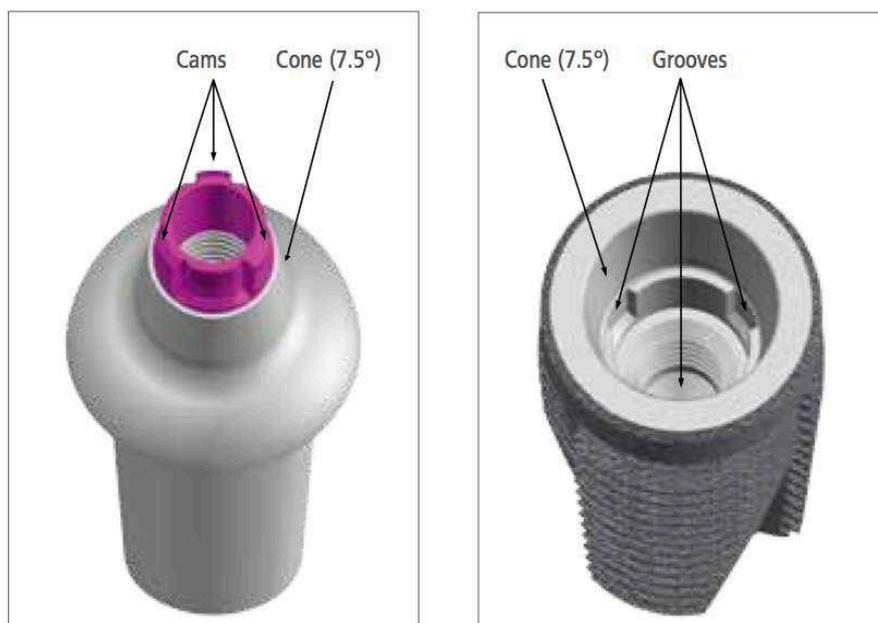


Fig 9. Camlog Screw-Line ConeLog Implant ®

2.2.2.5. Conique à 6 hémicylindres

Dentsply Friadent, sur la gamme **ANKYLOS C/X ®**, a choisi une connexion conique à $5,7^\circ$ (12) avec un dispositif d'indexation à 6 hémicylindres.



Fig 10. Ankylos C/X

2.2.3. Connexions Cylindriques indexées

Nobel Biocare a choisi une connexion cylindrique trilobée sur ses implants : Replace Platform Shift®, Replace tapered®, Replace select®, Speedy replace®.

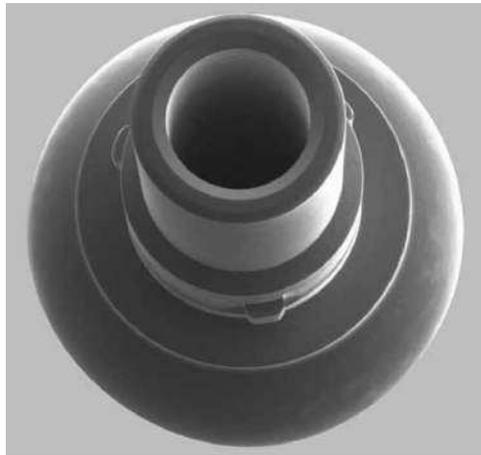


Fig 11. Nobel Cylindrique Trilobée

La connexion **Camlog Tube-in-tube**® possède la même architecture.

2.2.4 Connexion interne particulière

La connexion Biomet 3i™ Certain Quick Seat®, est unique en son genre. En effet, il s'agit d'une connexion combinant un hexagone et un dodécagone.

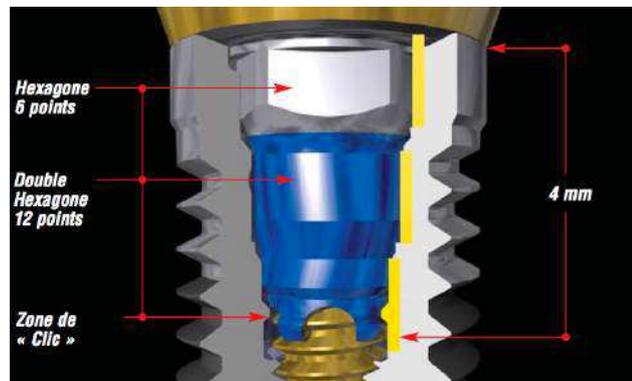


Fig 12. Biomet 3i™ Certain® Quick Seat®

Les piliers droits se positionnent dans l'hexagone, ce qui leur confère 6 positions différentes.

Les piliers angulés se positionnent dans le dodécagone, leur conférant 12 positions possibles.

Lors de la mise en place du pilier dans l'implant un « clic » est ressenti et il permet d'attester le positionnement correct du pilier dans le corps de l'implant.

2.3. Connexions mixtes

La société **Thommen Medical** ® propose une connexion mixte : un hexagone interne associé à une connexion cylindrique externe ne comprenant pas de dispositif d'indexation. Cette disposition permet à Thommen de proposer un diamètre de vis de pilier parmi les plus faibles du marché.



Fig 13. Thommen Medical

La gamme **Xive TG** ® de **Dentsply** ® possède elle aussi une connexion mixte, avec une connexion interne hexagonale et une externe carrée.

Bien que ne nous disposions à l'heure actuelle pas d'étude à long terme sur ce type de connexions, l'idée d'allier les avantages des connexions internes et ceux des connexions externes sur une seule connexion nous semble intéressante.

Des études menées sur le long terme seront nécessaires pour valider ou non la pertinence de ce design.

Nous ne prendrons donc pas en compte ces connexions lors de notre comparatif.

3. Vis de Pilier

A l'heure actuelle, la quasi totalité des connexions implantaire met en jeux une vis de pilier afin d'appliquer un couple de serrage à l'interface implant pilier.

L'étude de Ugurel et al. (13), a prouvé la pertinence de l'existence d'une vis du point de vue de la répartition des contraintes au sein du système implant pilier et donc de la résistance mécanique du système à la fracture.

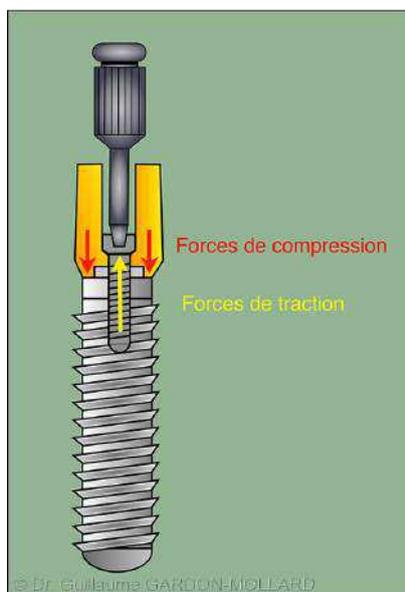


Fig 14. Résultante des forces au sein de la vis

Le fait de visser la vis de pilier dans le corps de l'implant va générer des forces dont l'action représentée sur la Fig 14, va être de comprimer le pilier sur le col de l'implant et d'étirer la vis le long de son grand axe.

Bien que sur cette figure il s'agisse d'une connexion externe, ce principe peut être généralisé à toutes les connexions des grands systèmes implantaires.

3.1. Enjeux concernant les vis de pilier – définitions

3.1.1. Couple de serrage

Egalement appelé torque, cette force s'exprime en N.cm.

Une vis s'engage dans son pas de vis de manière passive jusqu'à son enfoncement complet. Une attention particulière doit être apportée à la passivité de l'enfoncement de la vis car si on observe une friction avant la butée de la connexion, le positionnement du pilier est nécessairement incorrect.

A partir de ce stade le couple de serrage se met en œuvre, c'est à dire qu'une force apparaît ce qui va plaquer les spires de la vis dans leurs contreparties du corps de l'implant.

La vis s'allonge et met les spires sous tension. En fonction de son module d'élasticité lié à sa composition, la vis s'allonge plus ou moins, et se déforme de façon irréversible ou non. Dans le cas d'une déformation irréversible, la vis devra être changée après chaque dévissage.

Le couple de serrage est mesuré en bouche par l'utilisation d'une clef dynamométrique ou d'un dispositif électronique.

3.1.2. Précharge

On a vu que lors de la mise en place de la vis dans le corps de l'implant, une force rotative est appliquée sur la tête de la vis : le couple de serrage. Cette force se traduit au niveau du corps de la vis par l'apparition d'une contrainte appelée précharge, exprimée en N.cm.

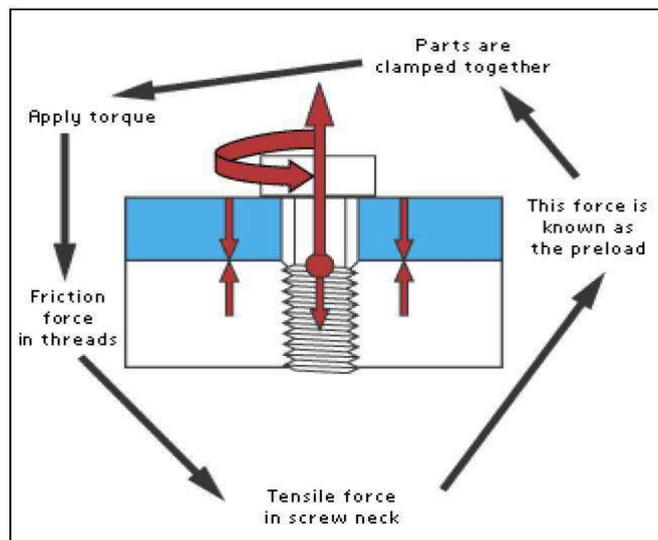


Fig 15. Conséquence de l'application d'un couple de serrage

La Fig 15 illustre la répartition des contraintes dans le corps de la vis lors du serrage. L'application d'un torque sur la tête de vis va augmenter la friction au niveau des spires. Cette force va être transmise au sein du corps de la vis au col de la vis.

Il est important que la précharge de la vis soit inférieure à sa limite d'élasticité, faute de quoi la vis se fracture (14).

Cette valeur correspond à un état de référence (effort extérieur nul) de la liaison vissée (15).

3.1.3. Coefficient de Friction

La friction, ou frottement, se définit comme une force qui s'oppose à la persistance d'un mouvement relatif entre deux systèmes en contact (16).

Le coefficient de friction est un élément à prendre en compte lorsque l'on souhaite augmenter la valeur de précharge générée au sein de la vis pour l'application d'un couple de serrage donné.

Afin de diminuer le coefficient de friction entre la vis et son pas de vis, et donc augmenter la précharge, certains fabricants réalisent un traitement de surface de leurs vis. Les matériaux employés possèdent un très faible coefficient de friction et agissent comme des lubrifiants secs (Or, Carbone).

3.1.4. Rôle de la vis de pilier dans la connexion du pilier à l'implant

Le rôle principal de la vis au sein de la connexion du pilier à l'implant est de créer une force serre-joint et ainsi de rapprocher le pilier de l'implant.

Quand l'implant et le pilier sont vissés ensemble, ils se comportent d'un point de vue mécanique comme une même pièce, du moins si la connexion est idéale.

Si la force appliquée à cet ensemble est supérieure à la force les unissant entre eux, la vis de pilier se desserre. Le pilier et l'implant risquent alors la fracture (17).

Les forces tendant à desserrer le système implant-pilier sont appelées « joint separating forces » alors que celles qui maintiennent la cohésion du système sont appelées « clamping forces ». Ainsi, le torque doit être tel que les clamping forces soient toujours supérieures aux joint separating forces afin d'assurer la pérennité de la connexion implant-pilier, les clamping forces étant proportionnelles au torque.

La précharge de la vis doit être supérieure aux forces masticatoires afin d'assurer la cohésion de l'ensemble implant-pilier durant le cycle fonctionnel (17). Par ailleurs, D'Ercole S. et al. ont montré dans leur étude publiée en Mars 2014 (10), que plus le torque appliqué à une connexion cône morse est important, plus l'étanchéité aux bactéries est améliorée.

Cependant, il existe une double limite sur ce système : la limite d'élasticité de la vis limite la précharge et la tension critique de rupture de l'interface os implant limite le torque.

Dans leur étude de 2003, Bernard et al. (18), évaluent la résistance de l'interface os-implant en dévissant des implants ostéo-intégrés chez le chien. Le torque de rupture obtenu varie en fonction de la longueur des implants, et donc de la surface de l'interface. Pour un implant rugueux de 6 mm, la valeur d'ancrage relevée est d'environ 105 N.cm alors que cette valeur monte à près de 200 N.cm pour un implant de 10 mm. Cependant, ces mesures ont été effectuées une fois l'ostéointégration complètement achevée, et il est important qu'une connexion implant-pilier permette une réhabilitation prothétique immédiate.

C'est pourquoi dans une connexion idéale, le torque à appliquer pour obtenir un comportement mécanique optimal doit être le plus faible possible.

3.2. Morphologie, matériaux et contraintes sur la vis en fonction du type de connexion.

3.2.1. Morphologie des vis

Même si chaque fabricant doit adapter le dessin de ses vis en fonction du type de connexion qu'il met en place sur ses implants, il existe un champ lexical commun permettant de décrire chaque vis, qu'elle soit destinée à visser une partie secondaire dans un implant ou à être vissée directement au contact de l'os tel les mini vis ou les implants dentaires.

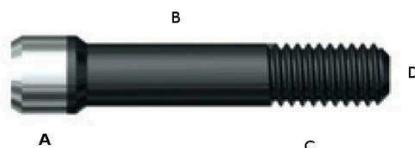


Fig 16. Morphologie d'une vis (TorqTite, Nobel®)

La tête de Vis (A) peut être de différentes formes. Elle comporte à sa partie supérieure la partie femelle dans laquelle la tête du tournevis va venir s'insérer afin d'appliquer le torque de serrage à la vis. A sa partie inférieure se trouve la portion de la vis qui va venir en contact du pilier afin de lui transmettre la force de serrage. Cette partie peut être plate ou angulée (comme ici).

Le fût de la vis (B), ou mandrin est lisse et voit sa longueur varier en fonction du niveau où se trouve le pilier. Ainsi, le fût sera plus long sur un implant bone level que sur un implant tissue level. En effet, le pilier implantaire est plus haut dans le premier cas que dans le deuxième. En résumé, le fut correspond à la portion du pilier au contact direct du corps de l'implant.

Les spires (C), correspondent à la partie active de la vis. C'est cette partie qui va être vissée dans le pas de vis de l'implant.

L'apex (D) correspond à l'extrémité inférieure de la vis. Tout comme la tête de vis, elle peut être plate ou conique.

3.2.2. Matériaux constitutifs des vis

Si par le passé les vis en Or faisaient consensus, les fabricants ont peu à peu réorienter leur production vers des vis en titane.

Ce qui fait de l'or un matériau si recherché pour les vis de pilier, c'est le coefficient d'allongement important qui le caractérise, ce qui permet de fabriquer des vis peu sujettes à la fracture. Cette propriété ne s'observe que lors de la première utilisation car la déformation subie par la vis en or est une déformation plastique et non élastique, comme le soulignent Declan Byrne et al. (19).

Du fait de cette déformation de la vis lors du serrage, une nouvelle vis doit être utilisée à chaque démontage du pilier, ce qui rend cette solution très onéreuse et a conduit à son remplacement par des vis en titane chez la plupart des fabricants.

3.2.2.1. Corps de la vis

Straumann utilise un alliage TAN (Titane, Aluminium 6%, Niobium 7%). Il permet à cette société de revendiquer une résistance à des forces de 900 MPa, un allongement de 10% et un module d'élasticité de 110 GPa (données constructeur).

Ces propriétés placent cet alliage comme un des plus résistants du marché.

Nobel propose des vis en titane de grade 5 (Titane Aluminium 6% Vanadium 4%). Les propriétés de cet alliage sont très proches de celles du TAN, avec une charge la rupture avoisinant les 1000 MPa. L'inconvénient de cet alliage reste son coût important par rapport au titane de grade 4.

Certains systèmes moins répandus utilisent le titane de grade 4, très bien documenté et disposant d'un recul clinique conséquent. Le titane de grade 4 possède un module d'élasticité identique au TAN mais un allongement de 15%. Le principal inconvénient à l'utilisation de titane de grade 4 pour la confection de vis réside dans sa charge à la rupture d'environ 550 MPa. Cette valeur le place nettement en dessous des matériaux décrits précédemment.

Ainsi, les propriétés mécaniques du titane de grade 5 et du TAN sont très supérieures à celles du titane de grade 4.

Les fabricants communiquent peu sur le développement de leurs vis de pilier, considérées comme un élément central du secret industriel entourant la conception des nouvelles connexions. Cependant, avec la généralisation des vis en titane, ils ont mis au point des revêtements de surface au niveau des spires de leurs vis afin de conférer à leurs vis une partie des propriétés remarquables des vis en or préexistantes.

3.2.2.2. Revêtements

Le problème majeur du titane étant un coefficient de friction élevé limitant la précharge (16) et générant des contraintes majoritairement répartie sur les spires les plus haute de la vis, certains fabricant ont opté pour des vis titane avec un revêtement de surface afin de diminuer le coefficient de friction.

L'utilité d'un revêtement sur les vis de pilier a été mise en évidence par D. Jörn et coll. (17). Pour cet auteur, la présence d'un revêtement de faible coefficient de friction, en augmentant la valeur de précharge, influence directement la stabilité du complexe vis-pilier. Cependant, d'après cette étude, le choix d'un revêtement n'est pas à lui seul le garant de la stabilité de ce complexe et on ne connaît pas à l'heure actuelle l'ensemble des facteurs entrant en jeu.

La composition précise des revêtements est considérée comme un secret de fabrication par les constructeur mais on sait que Nobel propose en option un revêtement en carbone amorphe proche du Téflon, le TorqTite®.

L'usage de ce revêtement est particulièrement recommandé par ce constructeur sur ses piliers Procera Zirconia MZ ® (données constructeur).

La firme Biomet 3i lui préfère un revêtement en Or 24 carat de 0,76 microns (données constructeur).

Dans leur étude de 2013, Camila Vianna et al.(20) ont comparé les quatre grandes familles de vis de pilier :

- Vis en alliage Titane de grade 5 (TA6V4) sans revêtement
- Vis Or-Palladium avec revêtement en Or 24 carat (Gold-Tite, Biomet 3i ®)
- Vis Titane de grade 5 avec revêtement carbone (type TorqTite, Nobel®)
- Vis Titane de grade 5 avec revêtement Nitrure de Titane avec oxyde d'Aluminium (Ti-Tite, connexao ®).

Les auteurs concluent à une différence statistiquement significative entre les valeurs de torque de dévissage après 10^6 cycles de charges. En effet, ils constatent que leurs mesures mettent clairement en avant l'avantage des vis avec revêtement sur celles qui n'en ont pas. D'autres études vont également dans ce sens, notamment celles conduites par Byrne et al. en 2006 (19) et par Park et al. en 2010 (21). De même Björn et al. , en 2014, ont démontré que la précharge d'une vis augmente quand le coefficient de friction entre les pièces diminue (17).

La plupart des auteurs ne parviennent pas à départager les vis en or des vis en titane de grade 5, quand on leur adjoint le revêtement adéquat.

Après étude des catalogues des grands fabricants, on réalise qu'il s'est créé un consensus sur l'usage de vis en alliage de titane, avec ou sans revêtement de surface.

Il est important de noter que la plupart des fabricants proposent des éléments prothétiques colorés, permettant d'améliorer le confort d'utilisation du praticien. Cependant la coloration de ces éléments n'améliore en rien les propriétés

mécaniques des pièces et ne doivent pas être confondus avec les revêtements évoqués précédemment.

Notre recherche sur la base de donnée Pubmed n'a pas mis en évidence la publication d'une étude comparant de façon exhaustive la résistance au dévissage des vis disposant d'un revêtement, qui nous permettrait de comparer l'efficacité relative des différents revêtements utilisés.

3.2.3. Contraintes mécaniques s'exerçant sur la vis en fonction du type de connexion.

Si les propriétés mécaniques intrinsèques des vis jouent un rôle prépondérant dans la résistance mécanique d'une connexion implant pilier, la répartition des forces exercées sur la vis lors de l'application des forces fonctionnelles est tout aussi importante (22). Pour beaucoup, la répartition des forces au sein de la connexion est liée à l'architecture de la connexion en elle-même (23).

De plus, le niveau auquel se trouve la connexion implant pilier influe lui aussi directement sur le comportement mécanique de cette dernière (23).

Par exemple, on trouve chez Straumann® (Fig 17, 18) deux grandes connexions : l'une destinée aux implants tissue level (Fig 17), l'autre aux implants bone-level (Fig 18).

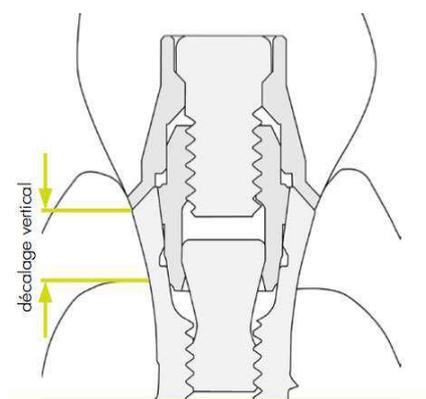


Fig 17. Vis de pilier de la connexion Straumann SynOcta® (Tissue Level)

La vis de pilier de la connexion SynOcta® est relativement courte. En effet, cette connexion étant proposée sur des implants Soft Tissue Level, la hauteur du pilier est nécessairement moins importante, et suffisamment de hauteur doit être préservée pour la vis prothétique dans le cas d'une prothèse transvisée.

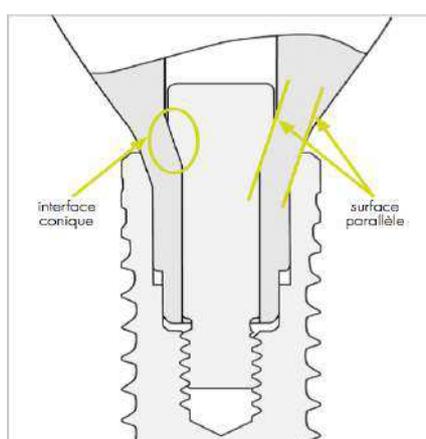


Fig 18. Vis de pilier de la connexion Straumann Crossfit®

Sur la figure 18, on réalise que la vis de pilier est nettement plus haute que sur la figure 17. La hauteur disponible permet alors de disposer d'une interface conique entre la tête de vis et le pilier plus importante.

D'après Coppédé et al.(24), une tête de vis conique est significativement moins sensible au dévissage qu'une vis disposant d'une tête plate (24). Selon cette étude de 2013 la forme de la tête de vis joue un rôle plus important que le dessin de la connexion implantaire dans la résistance au dévissage car l'essentiel du serrage est assuré par la tête de vis.

Ainsi, la vis de pilier est au centre de la connexion implantaire et est garante de la stabilité dans le temps de cette dernière. Lorsque cet élément central faillit à sa principale mission, la connexion perd son rôle, ouvrant la porte aux complications qui vont compromettre la survie de l'implant en bouche.

3.3 Complications liées aux vis de pilier

3.3.1. Le dévissage

A l'inverse des forces de « vissage » présentées au début de cette partie, il existe des forces de « dévissage ». Le dévissage survient lorsque ces dernières sont supérieures aux premières, c'est-à-dire lorsque les contraintes extérieures subies par la prothèse sont supérieures ou égales à la force qui maintient les deux pièces vissées l'une à l'autre.

Lorsque le dévissage se produit, les surfaces de contacts s'éloignent et on a apparition d'un espace de plus en plus important entre elles. Le pilier commence alors à osciller et les forces appliquées à la vis ne sont plus strictement longitudinales. Il se produit alors la fracture de la vis (25).

Dans une étude prospective à 5 ans sur des implants Nobel ® menée par Zarb et coll., l'incidence de ce phénomène a été rapportée comme étant la complication mécanique la plus fréquente après la mise en fonction occlusale des restaurations implantaire (26). Schwarz, constate une incidence de 8.7% de dévissage des vis de pilier sur des restaurations unitaires (25).

La revue systématique de la littérature publiée par Salinas T. et Eckert S. en 2012 (27) met en évidence une incidence de 12,7% de dévissages, vis de pilier et vis prothétiques confondues.

La même année, une revue de la littérature concernant le suivi à 5 ans de restaurations unitaires supra-implantaires réalisée par Jung R. et al. (28) a également conclu à une incidence du taux de dévissage de 8,8 %.

Ces études viennent contre dire celle entreprise en 2008 par Theoharidou et al. (29), qui avait conclu que le dévissage était une complication rare en implantologie.

Dans une connexion externe, le seul composant responsable de la liaison implant-pilier est la vis de pilier. L'application d'une précharge optimale et les propriétés mécaniques de la vis sont donc les principaux garants de la pérennité de la connexion.

Bien que le comportement mécanique des connexions internes soit non homogène, l'application d'une mauvaise valeur de précharge reste une cause principale de dévissage.

Cet élément a été placé au centre des débats depuis de nombreuses années et il est probable que les chiffres avancés en 1994 dans une étude menée par Goheen et al. (30), avec plus de 50% des piliers vissés avec une valeur de précharge insuffisante se soient maintenant améliorés avec la systématisation de l'usage des clefs dynamométriques.



Fig 19. Clef dynamométrique

Les conséquences d'un dévissage dépisté précocement lors des séances de contrôle des restaurations implanto-portées restent limitées, un revissage étant le plus souvent suffisant. Cependant, c'est bien souvent tardivement que les dévissages sont découverts, et ce avec différentes conséquences que nous allons exposer.

Il est à noter qu'un contrôle régulier du serrage de la clef doit être réalisé afin de s'assurer de la bonne correspondance entre la valeur de couple réglée et la valeur réelle.

Pour cela, on peut sur une base annuelle faire réaliser une révision par le fabricant.

3.3.2. La fracture

La fracture d'une vis de pilier est un événement rare en pratique quotidienne.

Salinas T. et Eckert S., à travers une revue de la littérature portant sur 1558 restaurations implantaire unitaires, ont mis en évidence une incidence de 0,35 %.

Cependant, de nombreux praticiens se trouvent démunis lors de la fracture de la vis au niveau du pas de vis de l'implant et si le pas de vis ne peut être dégagé, la dépose de l'implant ostéointégré devient alors nécessaire.

Bien que de nombreuses techniques aient été proposées par des cliniciens chevronnés (31), le point crucial pour limiter au maximum le risque de fracture reste la prévention : une maintenance régulière doit être opérée au cours de la vie d'un implant en bouche.

Les fractures de vis de pilier interviennent généralement suite à leur dévissage qui peut avoir plusieurs conséquences :

- une modification de la morphologie de la vis par application de forces latérales diminuant les propriétés mécaniques de celle-ci.
- une altération des surfaces de contact implant-pilier suite aux micro-mouvements du pilier dans l'implant.
- une fracture de la vis de pilier seule, du pilier (surtout dans les systèmes à deux étages cf : Fig 17), ou du col de l'implant (25).

Pour limiter le risque de complications liées au dévissage, il convient de contrôler la précharge de la vis de façon régulière à l'aide d'une clef dynamométrique, ce qui est beaucoup plus simple à faire sur une restauration transvissée que sur une restauration scellée.

3.4. Conclusion

Schwarz F. (25) identifie trois facteurs clefs afin d'optimiser la stabilité de la liaison vis de pilier-implant :

1. Application d'une précharge adaptée, et pour cela l'usage d'une clef dynamométrique dans les valeurs recommandées par les fabricants.
2. La précision d'ajustage des composants implantaires.
3. Les propriétés antirotationnelles de la connexion implant-pilier.

A la lueur de ces éléments, nous pouvons donc nous poser la question suivante : parmi la multitude de connexions sur le marché, quelles sont celles qui satisfont le mieux à ces critères et, au delà, quels sont les critères d'évaluation d'une connexion implant- pilier ?

4. Comparaison des connexions implant-pilier

4.1. Propriétés mécaniques

D'un point de vue mécanique, la connexion idéale serait une connexion présentant une résistance mécanique maximale tout en préservant un maximum la vis de pilier. Le repositionnement correct du pilier dans l'implant pourra être aisément contrôlé et la précision d'usinage des pièces sera maximale.

4.1.1. Connexions indexées ou non ?

Les complications mécaniques en implantologie ont une origine multifactorielle. De récentes études soulignent que la stabilité de la position du pilier dans l'implant est un facteur clé dans le mauvais positionnement du pilier et dans les complications (29). La stabilité de la position est indispensable durant les étapes de laboratoire et lors de son positionnement final en bouche par le praticien.

Afin de faciliter la reproductibilité du positionnement du pilier dans l'implant, les fabricants ont inclus dans leurs connexions des dispositifs d'indexation. Nous allons tenter d'évaluer leur efficacité et leurs conséquences.

4.1.1.1. Préservation de la précharge de la vis

En 2013, Villarinho et al. ont mis en évidence une perte de précharge plus importante après application d'un cycle de contraintes chez les connexions coniques indexées testées que chez les connexions cône morses. Ils ont constaté qu'avec une valeur de précharge initiale moyenne de 6N contre moins de 5N pour une connexion conique à indexation hexagonale, une connexion cône morse présente une valeur de précharge initiale supérieure.

Après application d'un cycle de contraintes, les connexions cône morse testées présentaient une perte de précharge de 14% contre plus de 50% pour les connexions indexées testées.

Les auteurs concluent en affirmant que les connexions indexées présentent un risque mécanique supérieur aux connexions cône morse non indexées.

4.1.1.2. Précision de repositionnement

Les connexions coniques ont été développées pour permettre une connexion entre les composants implantaires reposant sur la friction (10).

Pour autant, il est primordial que le positionnement obtenu soit conforme à celui désigné par le laboratoire de prothèse lors de la réalisation de son travail.

Une étude a montré que la précision de repositionnement du pilier dans l'implant dépendait de trois facteurs principaux, la forme géométrique et la taille du dispositif d'indexation ainsi que de la précision d'usinage des pièces (32).

En 2008 Semper-Hogg et al. conduisent une étude visant à comparer la précision de repositionnement et le degré de liberté de rotation de quatre connexions coniques avec dispositif d'indexation.

Les connexions étudiées font parties de celles décrites dans la première partie de notre travail :

- la connexion Nobel replace CC® (S1) : conique à 12° ayant pour dispositif d'indexation un hexagone.

- la connexion Straumann Crossfit® (S2) : conique à 15° ayant pour dispositif d'indexation 4 rainures.
- la connexion Ankylos C/X® (S3) : conique à 5,7° ayant pour dispositif d'indexation 6 héli-cylindres.
- la connexion Camlog Conelog® (S4) : conique à 7,5° ayant pour dispositif d'indexation 3 cames venant s'emboîter dans des rainures.

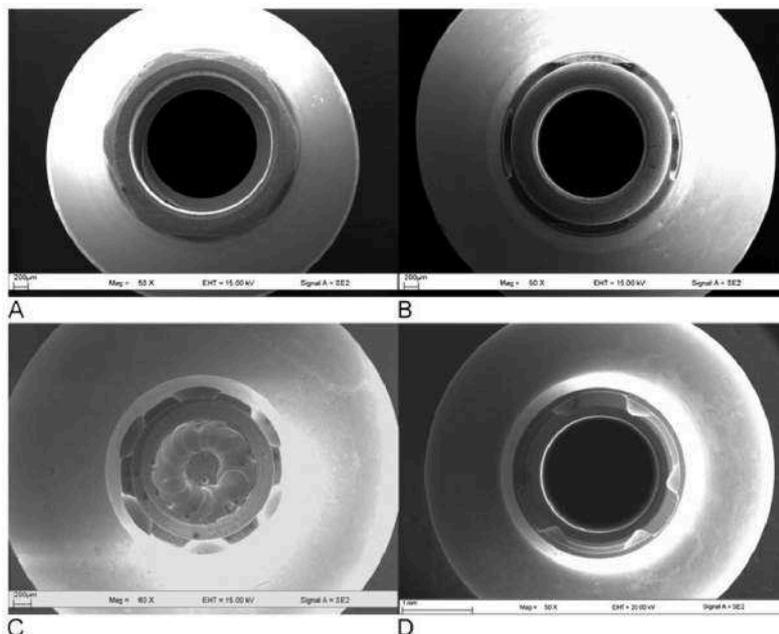


Fig 20. Comparaison de 4 dispositifs d'indexation
A:S1 B:S2 C:S3 D:S4

Concernant le degré de rotation du pilier dans l'implant, les valeurs théoriques de rotation du pilier dans l'implant sont de 3,1° pour S1 ; 1,7 pour S2 ; 2,6° pour S3 et 2,1° pour S4.

Les valeurs empiriques moyennes mesurées sont de 1,19° (valeur maximale 7,27°) pour S1 ; 1,09° (valeur maximale 4,20°) pour S2 ; 0,82° (valeur maximale 6,22°) pour S3 et 0,25° (valeur maximale 2,14°) pour S4.

Les valeurs mesurées diffèrent des valeurs théoriques et montrent une différence statistiquement significative en faveur de S4 par rapport aux trois autres.

L'angle moyen de déplacement par rapport au grand axe de l'implant mesuré pour chaque système est de 0,09° (maximum 1,20°) pour S1 ; 0,05° (maximum 0,46°) pour S2; 0,02° (maximum 0,79°) pour S3 et 0,05° (maximum 0,38°) pour S4. Ces valeurs ne permettent pas de conclure à une différence significative entre les systèmes étudiés.

Les résultats de cette étude montrent que le positionnement des piliers dans les quatre systèmes étudiés varie.

Les systèmes polygonaux montrent une liberté de rotation plus importante liée à leur géométrie que les dispositifs à cames. Les auteurs attribuent l'avantage du dispositif d'indexation à 3 cames à ses arrêtes vives, les angles droits se montrant plus efficaces d'un point de vue antirotationnel, bien que l'on puisse s'interroger sur l'effet de concentration des contraintes sur la structure de l'implant.

Cependant, en comparant ces résultats à ceux d'une étude menée par Binon sur les dispositifs d'indexation externe (33), on réalise que les dispositifs d'indexation interne sont moins efficaces que les dispositifs externes. La raison avancée par Semper-Hogg (32) est que leur dimension, à savoir le rayon du centre de l'implant au bord externe du dispositif d'indexation est inférieure.

Ainsi, à la lueur des études citées, nous pouvons conclure que le dispositif montrant la plus grande stabilité semble être les systèmes à cames. Parmi les systèmes testés, Conelog® semble être le plus performant, et l'hexagone interne Nobel® le moins performant du point de vue de la précision de repositionnement du pilier dans l'implant.

Le facteur d'importance à prendre en compte sera également la précision d'usinage des pièces. La tolérance lors de l'usinage d'une pièce désigne les variations dimensionnelles qui vont pouvoir être retrouvées au sein des pièces en raison d'imprécisions dans les processus d'usinage. Le procédé d'usinage à tolérance nulle n'existe pas. Il convient donc de faire le choix d'un système doté d'une grande précision d'usinage afin de minimiser d'éventuels espaces engendrés entre les pièces.

4.1.1.3. Discussion

L'indexation des connexions correspond à une demande de la part des praticiens car elle facilite le repositionnement correct du pilier dans le corps de l'implant (1).

Cela permet au praticien de s'assurer qu'un contact intime existe entre le pilier et l'implant, minimisant les micromouvements, mais aussi que la position dans laquelle il repositionne le pilier en bouche est identique à la position d'usinage au laboratoire de prothèse.

Cependant, si cette évolution semble judicieuse du point de vue ergonomique, on constate que l'apparition de piliers indexés a également poussé les praticiens à déléguer le choix du pilier au laboratoire de prothèse.

On peut alors s'interroger sur la pertinence d'une telle démarche. En effet, le choix d'un pilier implantaire dépend d'une multitude de facteurs : schéma occlusal, musculature et habitude du patient, axe des contraintes (1).

A cela s'ajoute les sources d'imprécisions liées au relevé et à la transmission des informations : empreintes de repositionnement ou des rapports occlusaux incorrects. Il suffit de fréquenter les laboratoires de prothèse pour se rendre compte des difficultés dans lesquelles ils se trouvent lors du choix d'un pilier implantaire sans indications cliniques suffisantes.

Bien qu'il existe de sérieux arguments en faveur du choix d'un système non indexé, l'avantage en terme de sécurité, de rapidité et de simplicité devrait orienter l'omnipraticien vers les systèmes indexés.

4.1.2. Précision d'usinage des pièces

La précision d'usinage des pièces, ou tolérance, donnée par les constructeurs comme une preuve de leur savoir-faire est également souvent mise en avant par les auteurs comme un des facteurs clef de la stabilité fonctionnelle de la connexion implant-piliers (33–35)

Les principaux fabricants d'implants communiquent également beaucoup afin de déconseiller aux praticiens et aux laboratoires d'avoir recours à des copies de leurs composants réalisés par des sociétés tiers (source : Straumann®, Nobel®) en mettant en avant le manque de précision d'usinage des pièces, comme en témoigne cette illustration trouvée sur le site internet de Straumann® (Fig 21) et présentant les plus mauvaises copies de pilier trouvées sur le marché.

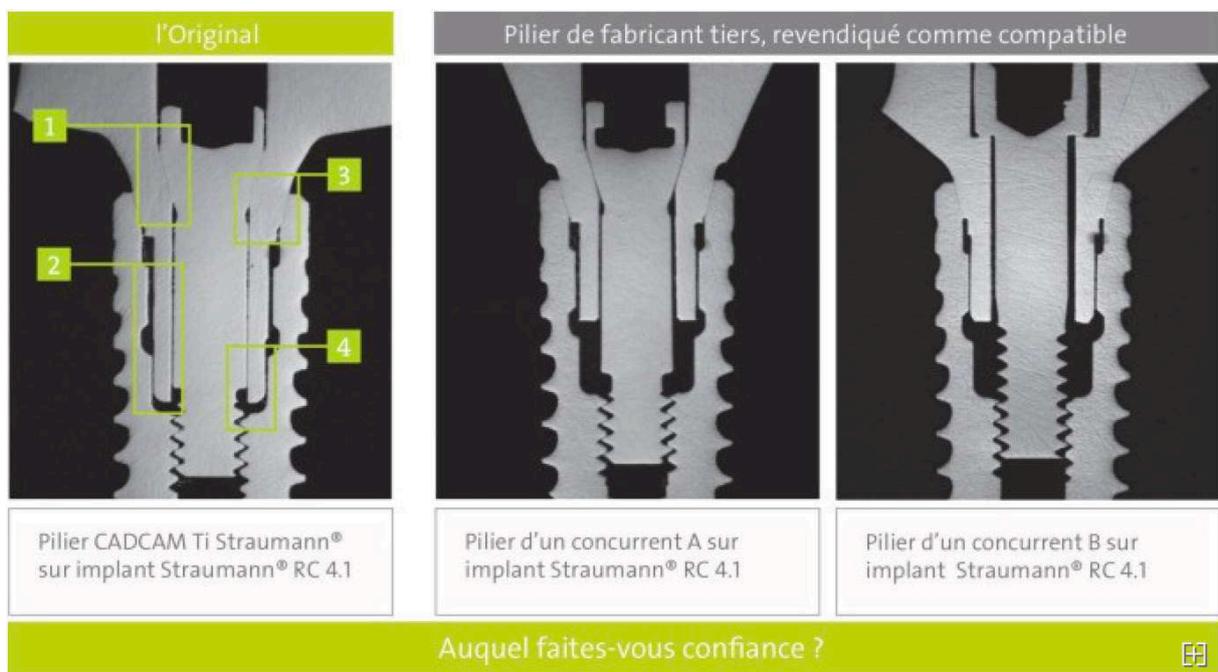


Fig 21. Publicité Straumann en faveur de l'utilisation de composants originaux

Les travaux de Zipprich mis en ligne sur la plateforme de vidéos en ligne Youtube ® confirment l'existence de différences structurelles de nature à modifier les propriétés mécaniques des connexions implant-piliers dans le cas où le praticien aurait recours à des copies de mauvaise facture.

Sur la figure 22, micro-tomographie d'un implant Bicon ® avec son pilier original, on constate que le micro-gap n'est pas visible à l'œil nu.



Fig 22. Pilier Bicon ® original

Sur la figure 23, où une copie de pilier Bicon ® est utilisée, le micro-gap apparaît clairement. Il ne fait dès lors aucun doute que l'utilisation de copies de piliers de mauvaise facture augmente l'épaisseur du joint implant-pilier.

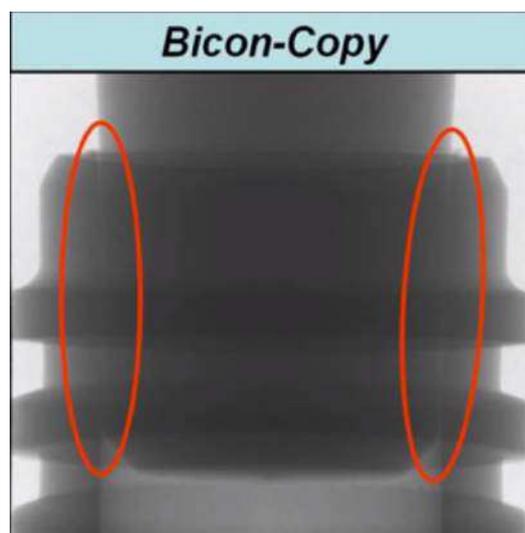


Fig 23. Pilier Bicon® copie

Cependant, le praticien à la recherche d'un bon rapport qualité/prix est en droit de se demander si les éléments mis en avant par les grands fabricants ont un fondement scientifique. Surtout quand on constate que les systèmes de CAD/CAM des grands fabricants proposent bien souvent une compatibilité avec les systèmes concurrents.

Si la recherche Pubmed que nous avons menée n'a pu nous fournir d'études in vivo, il existe des études in vitro.

Gigandet M. et al. (36) ont conduit une étude en 2012 dont le but était de tester in vitro la résistance mécanique, la liberté de rotation et le mode de fracture de trois systèmes implant-pilier entre originaux et copies de piliers connectés à des implants originaux.

Pour ce faire, des implants Straumann Roxolid®, Nobel Replace® et Astratech Osseospeed® ont été connectés à des piliers individualisés produits par le procédé CAD/CAM développé chez le même fabricant (Straumann CARES®, Nobel Biocare Procera®, Astra Tech Atlantis®).

Par la suite, les auteurs ont cherché à réaliser des piliers individualisés sur les implants Straumann Roxolid® au moyen des trois dispositifs de CAD/CAM.

La conclusion des auteurs est que les piliers non originaux diffèrent en architecture et en matériau et montrent une stabilité moindre de la connexion.

Le nombre d'études comparant les piliers originaux à leurs copies restant limité, et l'usage de procédés de CAD/CAM étant appelé à se généraliser, des études plus approfondies susceptibles de nous aider à éclaircir ce point devraient voir le jour dans les années qui viennent.

4.1.3. Conclusion

Nous avons énoncé en introduction les propriétés attendues de la part de la connexion idéale.

Si l'on a vu que l'utilisation de composants originaux est souvent gage de meilleures propriétés mécaniques des connexions, on ne peut que se poser des questions quand l'on constate que de plus en plus de fabricants d'unité d'usinage propose aux laboratoires de prothèse d'usiner eux même des piliers compatibles avec toutes les connexions existantes.

En effet, on imagine difficilement comment de meilleurs résultats pourrait être atteint dans les laboratoires de prothèse que par des sociétés spécialisées dans la copie de piliers implantaires disposant d'outils beaucoup plus perfectionnés et d'un savoir faire important en micro-mécanique.

Par ailleurs, nous avons constaté que la connexion idéale d'un point de vue mécanique n'existe pas mais qu'un avantage substantiel existe en faveur des connexions coniques, surtout les connexions cône morse véritables.

4.2. Propriétés Biologiques

Si les propriétés mécaniques des connexions implantaire sont fondamentales pour assurer une bonne durée de vie aux restaurations implanto-portées, favoriser l'intégration biologique de ces dernières semble tout aussi important. Pour ce faire, nous avons classé les études en deux catégories : les études menées in-vitro, et celles menées In-vivo.

La connexion idéale d'un point de vue biologique est une connexion présentant le joint entre implant et pilier le plus faible et le plus étanche possible sous contraintes ou au repos. Elle doit également présenter une répartition des contraintes harmonieuses sur l'os marginal afin de préserver au maximum le niveau osseux autour du col de l'implant. Pour finir, la connexion idéale permettra également la mise en œuvre du concept de plateforme switching, devenue incontournable dans les restaurations prothétiques sur implant juxta-crestaux (ou bone level).

4.2.1. In-Vitro : Infiltration bactérienne.

Nous avons déjà envisagé les conséquences mécaniques du joint, ou micro-gap, persistant entre l'implant et le pilier.

Nous allons maintenant tenter de mettre en évidence les conséquences biologiques de ce micro-gap.

Ce micro-gap varie selon que les systèmes sont soumis ou non à des contraintes mécaniques. Dans un premier temps nous envisagerons les études statiques.

En 2011, Cosyn J. et al. (37) ont étudié la composition du milieu interne de 58 implants en bouches depuis 9,6 ans en moyenne et supportant des bridges totaux. Cette étude met en évidence le fait que les compartiments internes des implants et des piliers sont massivement contaminés par des espèces pathogènes. La contamination de la vis de pilier s'opère depuis le sulcus péri implantaire via l'interface implant-pilier et l'interface pilier-prothèse.

4.2.1.1. Infiltration statique

Si l'ensemble des études visant à objectiver l'infiltration bactérienne au niveau de joint implant-pilier ont le même objectif, il existe des divergences de résultats entre les études liées à l'absence de standardisation dans les protocoles.

L'étude de Silva-Neto JP. et al., publiée en septembre 2012, souligne l'importance de l'utilisation de connexions actives et le fait qu'il est inutile sur une connexion hexagonale externe d'augmenter le torque de serrage de la vis de pilier en espérant réduire le micro-gap.

Koutouzis T. et al. (38) ajoutent que les connexions coniques sont plus étanches que les connexions internes à plat ou externes.

Les travaux de Zipprich (39) que nous détaillerons plus tard dans ce travail, ont conduit l'auteur à proposer le schéma suivant afin de représenter les variations de

dimensions du micro-gap entre les connexions actives, avec des surfaces de contact coniques, et passives, avec des surfaces de contact à plat.

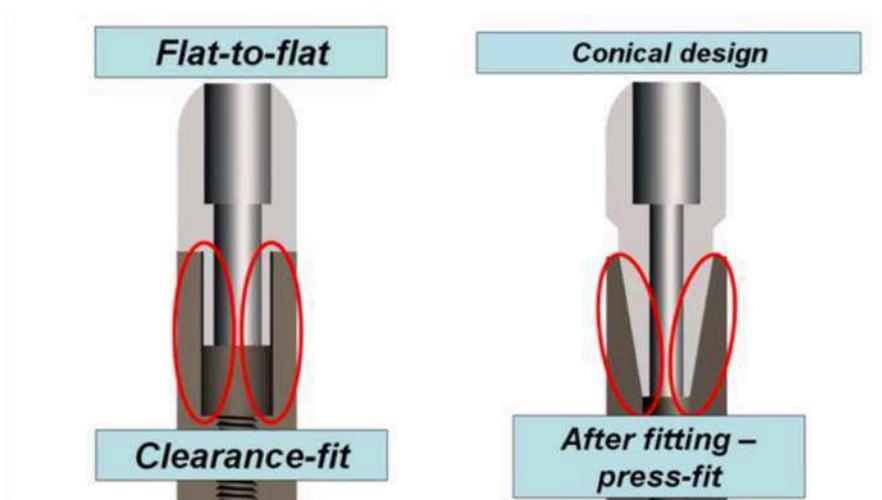


Fig 24. Micro-gap statique

Considérant que la destinée d'un implant dans la cavité orale est de remplir un rôle fonctionnel, on réalise que les études statiques ne présentent qu'une première approche relativement éloignée des conditions réelles.

Ainsi, Steinebrunner L. (40), Do Nacimiento C. (41) et de nombreux auteurs ont mis en évidence le fait que l'application de contraintes mécaniques augmente la perméabilité du joint implant-pilier.

Les articles soulignent également l'importance de la direction d'application des contraintes et la nécessité de se rapprocher le plus possible des contraintes occlusales afin d'obtenir une corrélation entre les résultats obtenus et les conditions intrabuccales.

4.2.1.2. Infiltration sous contraintes mécaniques

Si les études statiques ont leur importance pour comprendre les principaux facteurs constitutifs des connexions implant-pilier influençant le micro-gap, la situation en bouche est relativement différente puisque des forces importantes sont appliquées au système implant-pilier.

En 2003, Morneburg T. et al.(42) ont mis en évidence que les forces verticales au cours du cycle masticatoire s'élevaient en moyenne à 220N avec un maximum mesuré à 450N. Ces forces considérables peuvent toutefois varier avec la consistance du bol alimentaire (43).

Il existe deux grandes méthodologies pour étudier le comportement biomécanique des connexions implantaire sous stress mécanique :

La méthode des éléments finis et les méthodes expérimentales traditionnelles.

La méthode des éléments finis permet de modéliser par ordinateur les systèmes implantaire à étudier puis de leur faire subir le stress mécanique voulu.

On obtient alors une représentation analytique du comportement dynamique du système étudié.

En 2012, Streckbein et al.(44) ont comparé au moyen de la méthode des éléments finis sept connexions implantaïres :

- Connexion hexagonale externe : Nobel MKIII ®
- Connexion hexagonale interne : Xive S-Plus ®
- Connexion cylindrique indexée : Camlog Screw Line ®
- Connexion interne conique à 15° indexée : Straumann Synocta ®
- Connexion interne conique à 11° indexée : Astra Osseospeed S ®
- Connexion interne conique à 5,5° non indexée : Ankylos ®

Les connexions Xive ® et Camlog ® présentent le joint le plus important, et donc l'étanchéité la plus faible. Les auteurs incriminent la présence de surface de contact implant/pilier à plat.

On peut donc conclure de cette étude qu'il importe de privilégier les connexions avec des surfaces de contact implant/pilier coniques (connexions actives) par rapport à des surfaces planes (connexions passives).

Les méthodes expérimentales consistent à réaliser des mesures physiques au cours d'expérimentations, de les enregistrer et de discuter des résultats obtenus.

Toutes les études expérimentales que nous avons sélectionnées ont conclu à l'augmentation de la perméabilité du joint implant/pilier lors de l'application de contraintes mécaniques et ce pour tous les types de connexions (10,11,40,41,45,46).

Zipprich (39), a publié un schéma, la figure 25, de nature à expliquer ce phénomène et les différences de résultat entre connexions actives et passives sous une charge oblique de 200N.

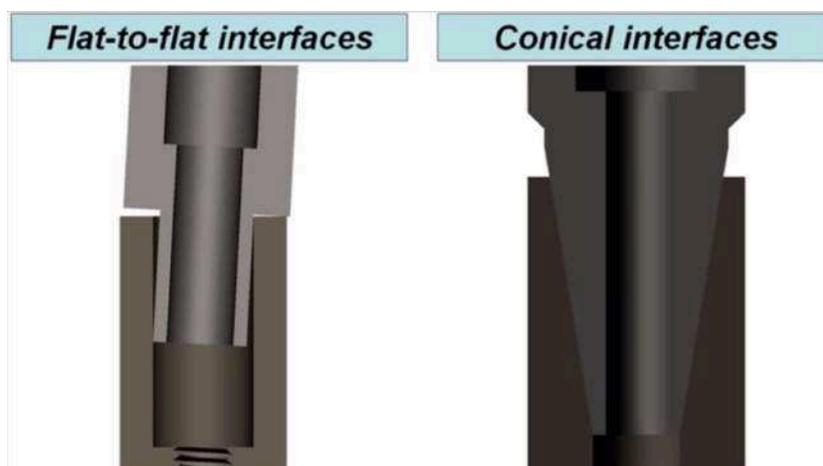


Fig 25. Micro-gap dynamique

Un autre consensus qui semble se créer consacre le fait qu'aucune connexion ne semble étanche aux bactéries (10,40,41,45-47), bien que les discours commerciaux des systèmes utilisant les cônes morses véritables non indexés mettent en avant cette propriété.

Des études plus normalisées seraient nécessaires pour éclaircir ce dernier point.

Cependant, dans sa revue de la littérature menée en 2012 Da Silva-Neto JP. (45) a remis en cause la pertinence de l'ensemble des études concernant l'évaluation de la perméabilité aux bactéries du joint implant-pilier.

21 études ont satisfait aux critères d'inclusions très stricts de l'auteur.

Le premier point dénoncé par l'auteur est la variabilité rencontrée dans la composition des solutions injectées dans le milieu interne de l'implant : de la salive, des toxines bactériennes et même de la teinture ont été utilisées.

De plus, une grande variabilité dans les concentrations utilisées a été constatée, et les concentrations généralement utilisées sont très supérieures aux taux salivaires des espèces considérées.

L'auteur conclut que l'absence de standardisation dans les études réduit leur poids relatif et complique la réalisation de comparaisons pertinentes entre les études.

Dans la limite des éléments énoncés ci-dessus, les auteurs classent 4 types de connexions par perméabilité croissante : externe hexagonale, interne trilobée, interne hexagonale et interne conique.

Zipprich et Weigl (9,39,48) ont mis en évidence, à travers une série d'articles et de vidéos mises en ligne sur le site de l'université de Franckfort, les variations du micro-gap sur différentes connexions grâce à une technique d'acquisition en continu radiographique

Weigl (9) puis Zipprich (39) ont mis en évidence à travers une série d'articles depuis 2006 les variations du micro-gap lors de l'application de forces obliques. Dans leurs travaux mis en ligne sur le site de l'Université de Franckfort, les auteurs ont soumis des connexions implantaire à des conditions supposées simuler les conditions fonctionnelles intrabuccales : direction d'application des forces de 30°, forces d'intensité croissante de 0,3 N.ms jusqu'à 200N.

Cette expérience a été enregistrée au moyen d'un dispositif radiographique dynamique avec un rythme d'acquisition de 1000 images par seconde.

Parmi les connexions testées, certaines satisfont les critères d'inclusion de notre travail.

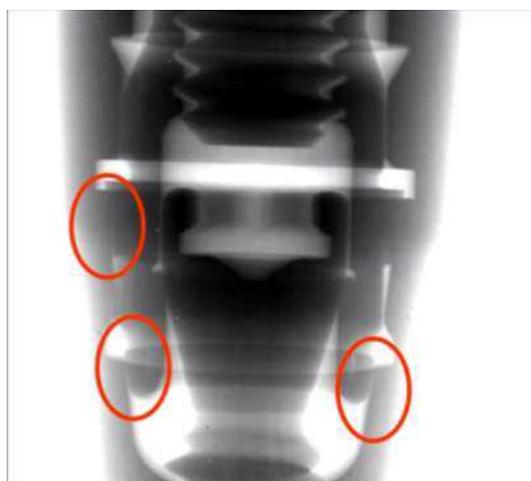


Fig 26. Connexion Straumann Synocta ®

Comme indiqué dans le premier chapitre de ce travail, la connexion Synocta ® présente deux parties coniques coupées par un dispositif d'indexation hexagonal. Sur cette radiographie, on constate que les surfaces de contact coniques sont peu étendues.

On peut également s'interroger sur la résistance mécanique de l'implant étant donnée la finesse des parois implantaire.

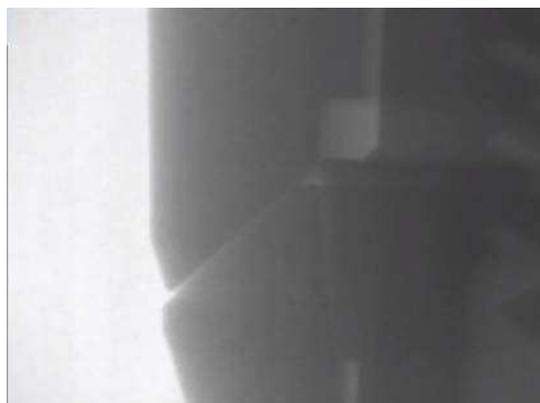


Fig 27. Connexion Straumann Synocta : zoom sur le joint implant –pilier périphérique

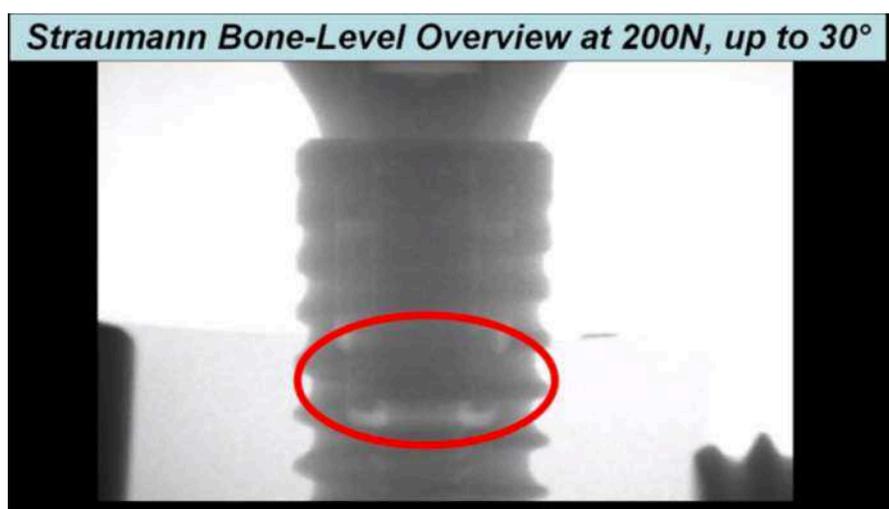


Fig 28. Connexion Straumann Crossfit ®



Fig 29. Connexion Straumann Crossfit : zoom sur le joint implant-pilier.

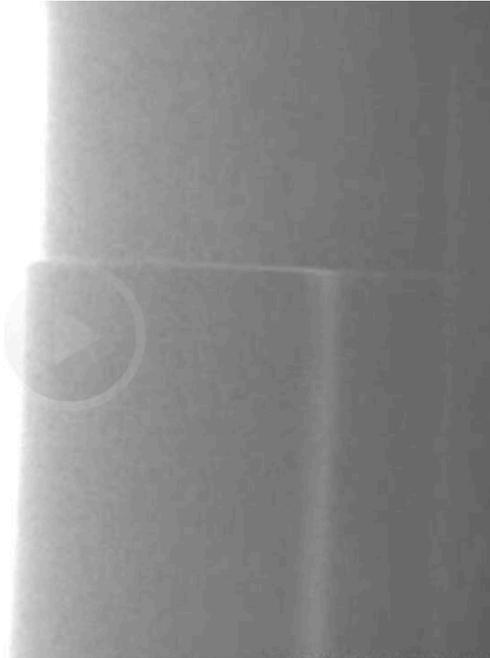


Fig 30. Connexion Nobel Replace

Ces clichés mettent en évidence qu'aucune des connexions présentées ne peuvent garantir un joint implant-pilier étanche.

Il existe un facteur aggravant le joint implant-pilier : l'intensité des forces occlusales. Sur les Fig 31 et 32 nous pouvons constater une variation dimensionnelle du microgap de la connexion Camlog® entre 100N (Fig 30) et 200N (Fig 31).

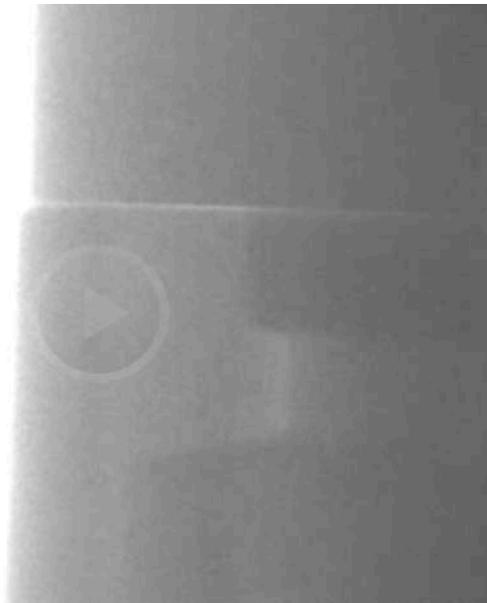


Fig 31. Connexion Camlog® (100N)

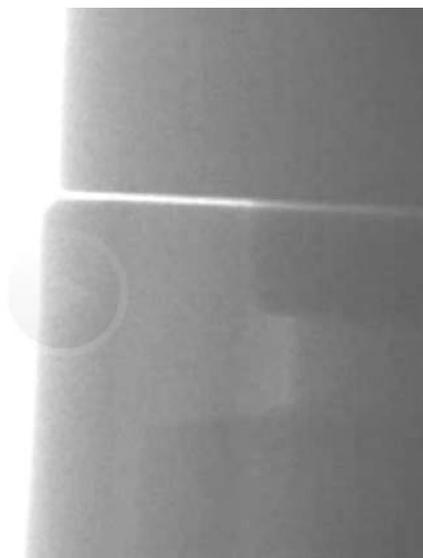


Fig 32. Connexion camlog (200N)

Les travaux de Morneburg (42,43) nous permettent d'affirmer que l'intensité des forces occlusales, donc des contraintes sur l'implant, varie en fonction du bol alimentaire ou du schéma occlusal pour atteindre un maximum mesuré à 420N. On peut donc dire qu'il existe des facteurs individuels aggravants ou au contraire minimisant l'impact du micro-gap.

Nous avons vu précédemment qu'en théorie les surfaces coniques permettaient d'augmenter l'étanchéité, de réduire l'espace nécessaire afin de mettre en place une connexion implant-pilier du plus faible diamètre possible à résistance mécanique égale.

Cette affirmation est confortée par les travaux de Zipprich et Weigl.

Un gain d'espace entre deux connexions entraîne une augmentation de la résistance de l'implant.

Cependant, comme nous le verrons lorsque nous traiterons du platform switching, une réduction trop importante du diamètre de la connexion majeure le risque de fracture du pilier.

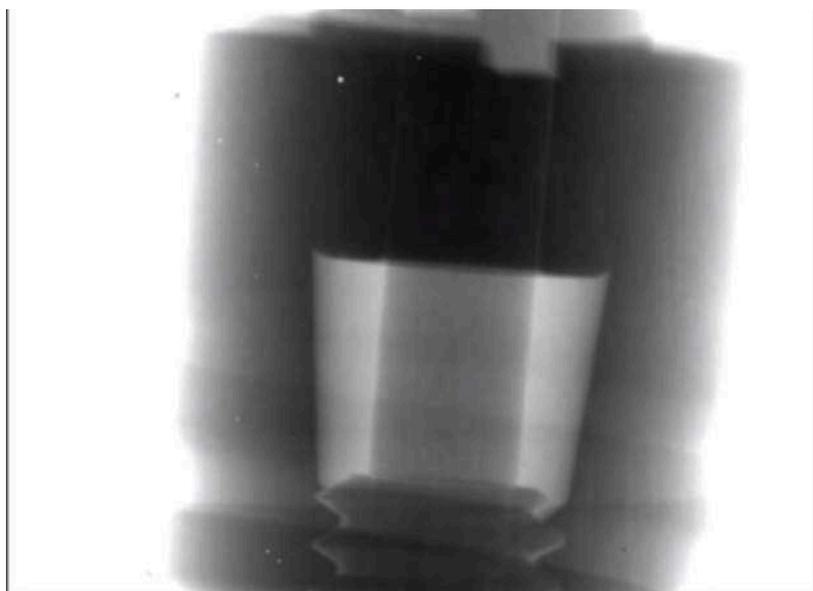


Fig 33. Connexion Ankylos pilier balance base C

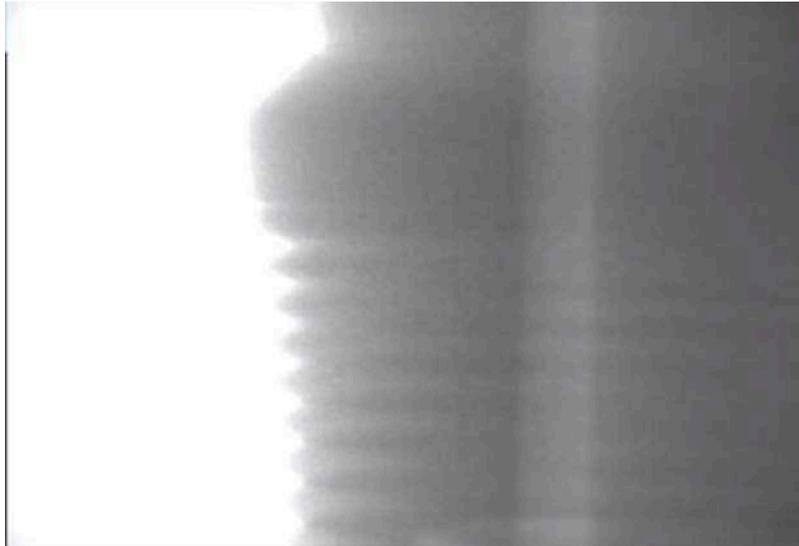


Fig 34. Connexion Astratech conical seal design®

Sur les figures 33 et 34, on ne peut desceller le micro-gap en examinant les clichés, pris dans les mêmes conditions expérimentales que les précédents. Cela ne veut pas dire qu'il n'y en ai aucun mais on peut affirmer en comparant les clichés que les connexions Cône morse et celles disposant d'un cône haut avec ou sans dispositif d'indexation, sont plus proche de la connexion idéale que celles présentant un cône court ou des surfaces de contact planes. Weigl (48) décrit les mouvements qui ont lieu lors de l'application d'une force oblique sur l'ensemble implant-pilier. Du côté où l'on applique la pression, on a une compression, une déformation du corps de l'implant. Du côté opposé on constate l'agrandissement du micro-gap, d'autant plus important que la déformation du corps de l'implant du côté opposé est importante. Ainsi, un des avantages du platform switching réside dans la possibilité de diminuer la déformation du col de l'implant par une augmentation de l'épaisseur des parois implantaire et ainsi de réduire le micro-gap.

Zipprich (39) considère que les propriétés mécaniques supérieures des connexions coniques en matière de micromouvements s'expliquent par un effet qu'il nomme conical self locking, présenté sur la figure 34.

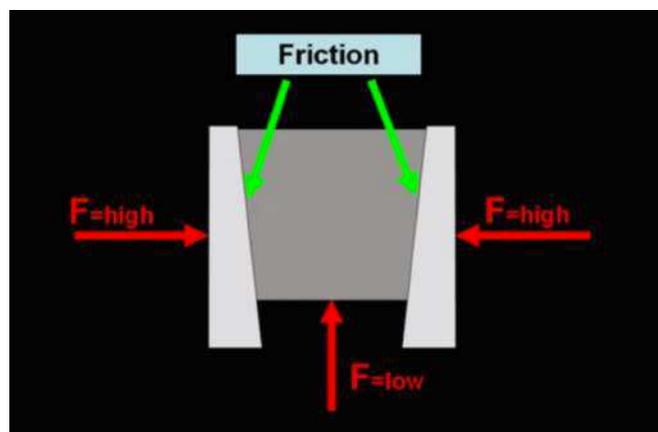


Fig 34. Conical self locking

Le concept veut que la rétention d'une connexion conique soit essentiellement assurée par la force de friction générée par les murs implantaires en réponse à l'enfoncement du cône avec un effet de coin.

Les contraintes générées sur la vis sont alors plus faibles qu'avec les autres types de connexions.

L'auteur identifie 4 éléments essentiels :

- l'angle du cône : trop fermé le pilier devient inamovible, trop ouvert on diminue les forces de friction.
- la longueur des surfaces coniques : plus elle est longue, plus la connexion est stable, moins elle est perméable et moins les contraintes sur la vis de pilier sont importantes.
- la précharge de la vis : plus elle est importante, plus la liaison implant-pilier sera intime si la connexion est active.
- la tolérance d'usinage : plus elle sera précise, plus les pièces seront adaptées les unes aux autres et moins le microgap sera important.

Si le concept de conical self locking nous permet d'expliquer les propriétés antirotationnelles supérieures des connexions présentant un haut degré de friction, on peut cependant craindre qu'une connexion conique sans butée apicale réalise, sous des contraintes occlusales importantes, un effet de coin provoquant la fracture des murs implantaires.

4.2.1.3. Conclusion

On peut conclure des études considérées que la connexion idéale présentant une étanchéité totale aux bactéries n'existe pas et que tous les implants sont sujets à la contamination de leur milieu interne.

Cependant, les connexions coniques semblent présenter une perméabilité plus faible que les autres et d'autant plus faible que la longueur des surfaces coniques est importante.

4.2.2. In Vivo : Perte d'os marginal en fonction du type de connexion

Un certain nombre d'études mettent en évidence une différence significative entre les différentes connexions implantaire concernant le maintien de l'os marginal autour de l'implant. Les variations de hauteurs de l'os marginal autour d'un implant ostéo-intégré constituent le moyen de suivi clinique favori des praticiens (49).

Elles sont objectivées par des prises de clichés radiographiques régulières tout au long du maintien de l'implant en bouche qui seront comparées aux précédentes afin de desceller une éventuelle perte osseuse traduisant de l'existence d'une complication.

Weng D. et al. (50) ont mis en évidence le rôle déterminant du positionnement vertical du joint implant-pilier et du type de connexion sur le maintien de l'os péri implantaire.

Ils ont comparés les résultats obtenus avec des connexions cône morse et hexagone externe pour différents positionnements verticaux sans contraintes occlusales.

Dans le cadre de cette étude, aucune différence n'a été constatée lorsque le joint était en position juxta-crestale mais une différence statistiquement significative fut mise en évidence pour un positionnement sub-crestal en faveur des implants à connexion cône morse.

On peut tout de même s'interroger au vu des chapitres précédents de ce travail: quels sont les conséquences autres que microbiologiques du micro-gap ?

Existe-t'il des solutions à mettre en œuvre pour réduire son impact ?

Nous allons donc étudier des facteurs d'évaluations complémentaires des connexions.

4.2.2.1. Intérêt du platform switching.

Le platform switching a fait son apparition dans la deuxième moitié des années 80. Il a été commercialisé par la firme 3i en 1991 (1).

La problématique soulevée par les études scientifiques était qu'une réaction inflammatoire avait lieu à l'interface pilier-implant et que cette réaction inflammatoire était à l'origine de la perte osseuse constatée au cours de la vie en bouche d'un implant.

Les fabricants ont alors développés deux solutions : les implants tissue level, qui positionnent le joint implant-pilier en juxta-gingival et les implants bone level platform switching.

Le concept consiste en l'utilisation d'un pilier de diamètre inférieur à celui de l'implant. En adoptant une telle configuration, on décale horizontalement le joint implant-pilier et donc on l'éloigne de la crête osseuse tout en augmentant l'épaisseur des tissus mous péri-implantaires.

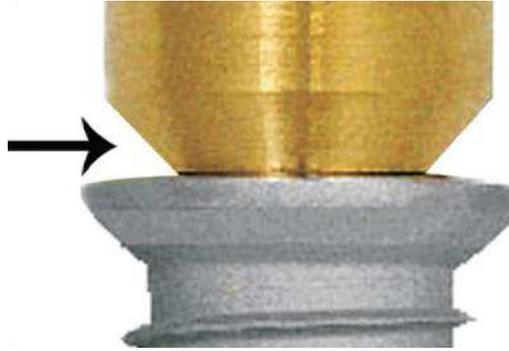


Fig 36. Platform switching

Streckbein et al. (44) ont identifié un inconvénient majeur des connexions coniques : le fait que les parois implantaire soient plus fines qu'avec des surfaces de contact à plat. On a donc un risque de fracture du col implantaire accru. D'après les auteurs, l'utilisation du platform switching, en diminuant le diamètre du pilier implantaire, permet d'épaissir les parois implantaire et donc d'améliorer la résistance mécanique de l'implant et d'abaisser les contraintes sur l'os marginal. La limite de ce dispositif est que l'utilisation d'un pilier de trop faible diamètre augmente le risque de fracture de ce dernier dans le corps de l'implant.

De plus, à la lecture de la littérature, on constate que le platform switching semble être une vraie évolution dans la gestion de la réaction inflammatoire péri implantaire survenant après la pose de l'implant. Cette réaction inflammatoire cause une perte moyenne d'os autour des implants à connexion externe de plus de 1mm la première année et 0,2 mm par an les années suivantes. L'utilisation du platform switching, entre autre évolution, a permis de réduire de façon importante la perte d'os marginale autour des implants, en arrivant à des valeurs de l'ordre de 0,4 mm la première année et 0,1 mm les années suivantes (51)

Mais le platform switching en lui même suffit il à expliquer la limitation de la réaction inflammatoire ?

Nous allons voir que d'autres facteurs sont aussi à prendre en compte (52,53). Au premier rang desquels, comme l'a montré l'équipe du Pr Steigmann M. (54), une épaisseur muqueuse du site implanté suffisante et le respect de toutes les règles opératoires.

Dès lors la maîtrise de la chirurgie muco-gingivale semble être un facteur déterminant du taux de succès en chirurgie implantaire d'un praticien.

4.2.2.2. Stabilité de la connexion implant-pilier.

Nous avons traité précédemment de la persistance d'un espace, appelé micro-gap, entre le pilier et le corps de l'implant une fois l'assemblage de la connexion réalisé, et nous avons évoqué ses conséquences biologiques quand à la contamination du milieu intérieur de l'implant par les bactéries du sulcus implantaire.

Nous allons maintenant envisager les conséquences mécaniques de ce micro-gap. En effet, l'implant idéal d'un point de vue mécanique serait un implant ou pilier et corps implantaire ne formerait qu'une seule et même pièce : l'implant monobloc. Cependant, l'utilisation d'implants monoblocs reste aujourd'hui très marginale et bien que l'importance grandissante de la chirurgie guidée par ordinateur élargisse leurs indications, nous ne traiterons pas de ce type d'implant dans le cadre de ce travail.

4.2.2.2.1. Contraintes sur l'os marginal

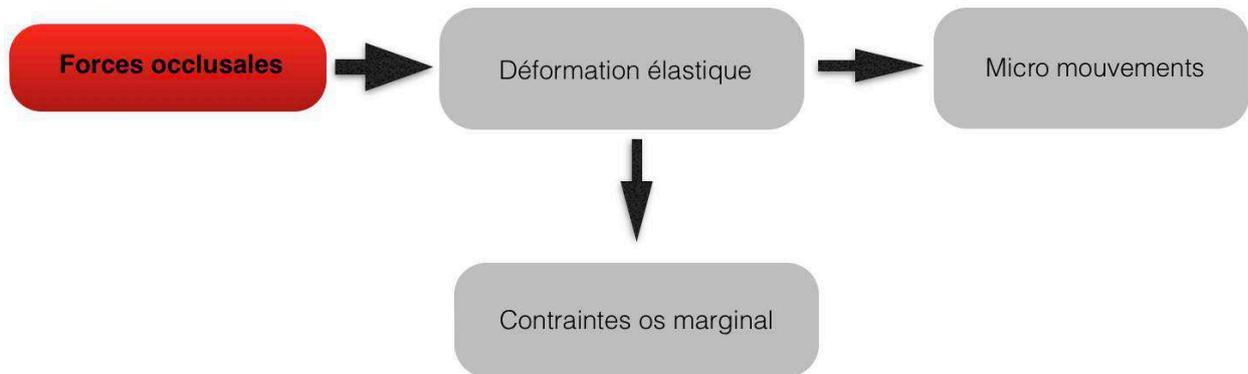


Fig 37. Contraintes sur l'os marginal

La figure 36, issue des travaux de Zipprich, nous permet d'appréhender les conséquences de la déformation élastique du col implantaire et des micromouvements lors de l'application de forces occlusales.

Comme l'ont démontré Tarnow D. et al. (55), en dessous d'une valeur critique, les contraintes transmises à l'os par la mise en charge de l'implant vont stimuler un remaniement osseux augmentant la résistance mécanique du système os-implant. En revanche, comme nous l'avons déjà présenté dans ce travail, il existe une valeur à partir de laquelle le torque (18) ou les forces fonctionnelles (55) sont supérieures à la force de la liaison os-implant. Il se produit alors une perte d'ostéointégration de l'implant.

Cette valeur varie en fonction de très nombreux facteurs parmi lesquels le design ou l'état de surface implantaire, la présence ou non de parafonctions, la densité de l'os péri-implantaire (56), son positionnement tridimensionnel (57), le nombre d'implants solidarités ... et le type de connexion utilisée (58) !

Nous ne traiterons que de l'influence du type de connexion sur les contraintes osseuses péri-implantaires mais il est important de garder à l'esprit l'interconnexion de l'ensemble des facteurs cités précédemment dans l'importance des contraintes.

Une étude rétrospective publiée en 2013 menée par Lin et al. (49) portant sur 103 implants, posés entre 2002 et 2010, non solidarisés chez 63 patients a conclu à une absence de lien entre le type de connexion implant-pilier et le niveau osseux péri-implantaire à court terme.

Les connexions étudiées étaient :

- Externe hexagonale: TMMK IV TiUnite, Nobel Biocare
- Interne octogonale: Submerged atlas, Cowellmedi
- Interne cône morse : Ankylos Plus Implant, Friadent

Cependant, le manque de suivi à long terme et le caractère limité du nombre de sujets et d'implants concernés nous pousse à la prudence concernant les résultats de cette étude.

De plus, un certain nombre d'études contredisent la conclusion de l'étude précédente (58–60).

Asvanund P. et al. (58) considèrent que l'utilisation d'une connexion interne diminue significativement les contraintes exercées sur l'os marginal par rapport à une connexion externe.

Paul S. et al. (59) estiment qu'en autorisant un épaissement des parois implantaire, l'utilisation du platform switching réduit elle aussi les contraintes périphériques.

Une étude par la méthode des éléments finis publiée en 2013 par Raoofi S. et al. a mis en évidence la répartition des contraintes au sein d'implants ostéointégrés en fonction du type de connexion interne. Les connexions considérées étaient :

- Interne hexagonale de 1,5mm de hauteur (Sample A)
- Interne trilobée (Sample B)
- Interne conique 110° avec indexation hexagonale arrondie (Sample C)

La Fig 38 présente la répartition des forces au sein des connexions lors de l'application de contraintes axiales de 300N.

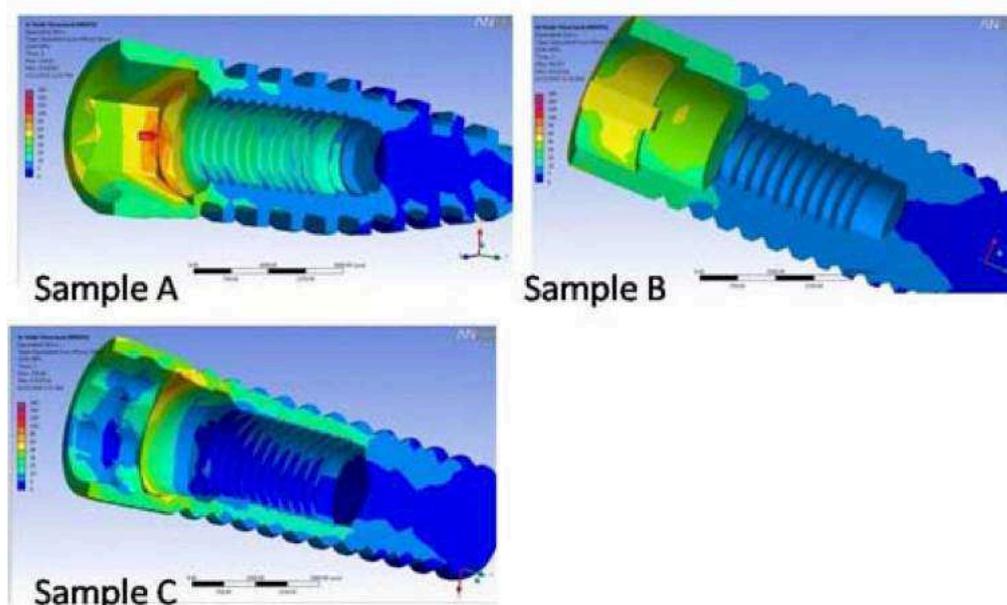


Fig 38. Répartition des contraintes au sein d'implants à connexion interne

Ces résultats associés à ceux d'études précédemment citées nous poussent à formuler les constatations suivantes concernant l'architecture des connexions internes:

- la présence d'angles vifs améliore les propriétés antirotationnelles mais génèrent une concentration des contraintes
- plus la surface de contact entre l'implant et le pilier est importante, plus la répartition des contraintes est uniforme au sein du corps de l'implant et donc à l'interface os-implant

Ainsi, on peut conclure que l'architecture des connexions internes semble influencer directement sur la répartition des contraintes au sein de l'implant et du complexe os-implant.

Nous ne constatons cependant pas de consensus entre les auteurs concernant la supériorité d'une connexion interne sur une autre, même si un léger avantage est à accorder aux connexions à conicités faibles.

4.2.2.2.2. Conséquences biologiques et mécaniques des micro-mouvements.

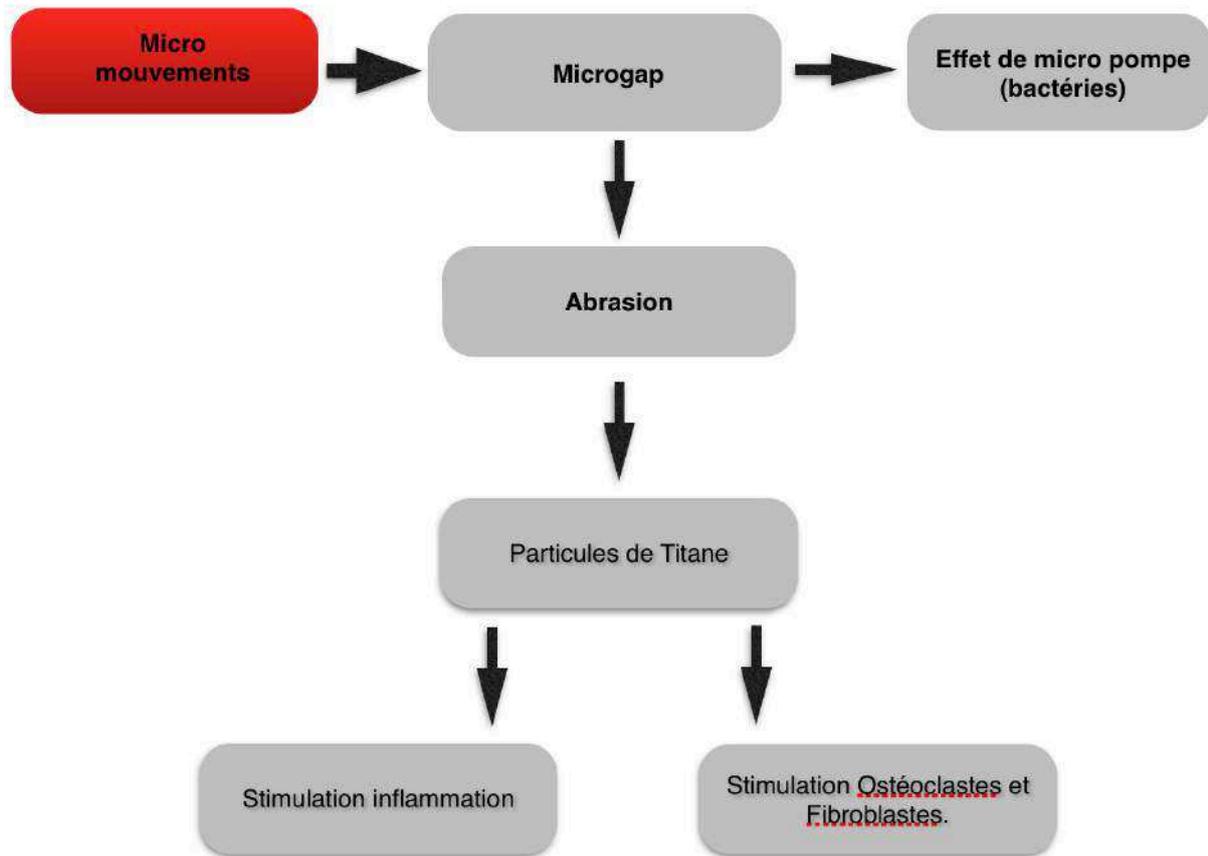


Fig 39. Conséquences des micromouvements

4.2.2.2.2.1. Effet de micropompe

Nous avons vu précédemment que les travaux de Cosyn J. et al. (37) ont démontré l'existence de bactéries pathogènes en concentration importante dans le corps des implants.

Zipprich (39) considère que les micromouvements du système implant-pilier et les cycles d'ouverture-fermeture du microgap en découlant, vont projeter des bactéries vers le tissu péri-implantaires, sur le modèle d'un soufflet.

En combinant les travaux de ces deux auteurs on réalise que l'effet de micropompe représente un facteur potentiellement aggravant une complication péri-implantaire bactérienne.

S'il existe sur toutes les connexions implantaire, surtout les connexions internes, l'effet de micropompe n'aura pas les mêmes conséquences biologiques si la connexion est tissue level que si elle est en bone level juxta-crestal. Il est dès lors aisé de comprendre que le traitement d'une péri-implantite d'origine bactérienne autour d'un implant Tissue-level sera relativement plus aisée que si cette pathologie touche un implant bone-level où les bactéries pathogènes disposeront d'un milieu protégé pour se développer : le milieu interne implantaire.

4.2.2.2.2. L'abrasion des surfaces de contact et ses conséquences biologiques

Comme l'a mis en évidence Zipprich dans ses observations au microscope électronique ci-après, les micro-mouvements du pilier par rapport à l'implant vont conduire à une abrasion des surfaces de contact par la friction. Cette abrasion est mise en évidence sur les observations au microscope électronique d'un pilier Straumann Bone Level® doté de la connexion Crossfit®, réalisées par Zipprich et Weigl au laboratoire de l'université de Franckfort, présentées ci-dessous.

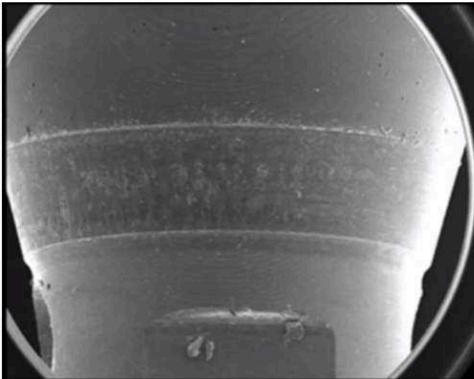


Fig 40. Pilier Straumann Bone Level (1)

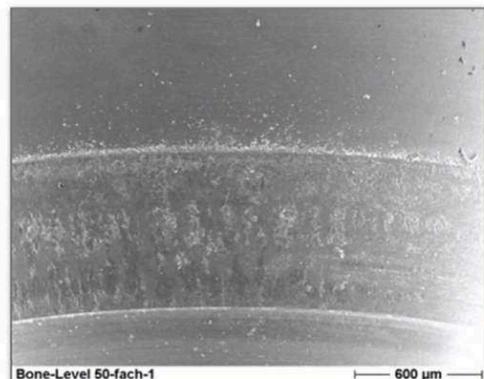


Fig 41. Pilier Straumann Bone Level (2)

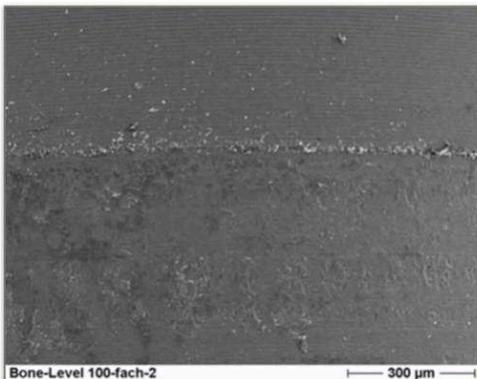


Fig 42. Pilier Straumann Bone Level (3)



Fig 43. Pilier Straumann Bone Level (4)

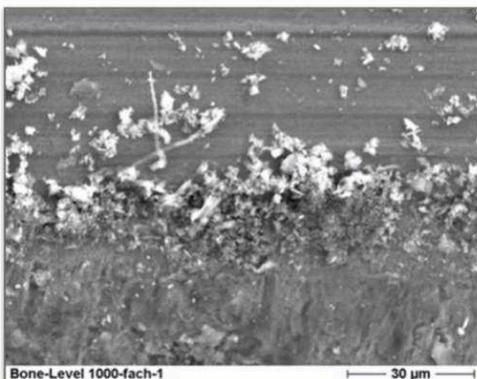


Fig 44. Pilier Straumann Bone Level (5)

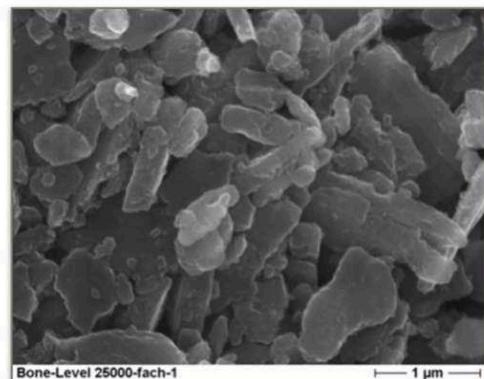


Fig 45. Pilier Straumann Bone Level (6)

Sur les figures 39 à 44 on constate une abrasion de la surface de contact conique du pilier CrossFit® mais à partir de la Figure 37, on distingue les particules de titane à la surface du pilier.

La figure 44 objective la présence de particules de titane d'une taille proche du micromètre

Zipprich H. (39,61,62), dans les articles écrits conjointement avec Weigl P. et Depprich R., émet une hypothèse concernant le devenir des particules de titane ainsi formées et expulsées par l'effet de micro-pompe : une partie va être expulsée vers le tissu par l'effet de micropompe et stimuler l'inflammation, une autre va se déposer à la jonction os-implant et stimuler la résorption osseuse

Cette théorie est étayée par un article de Jäger M. et al. (63) concernant l'influence de la nano- et microtopographie de surface dans l'ostéointégration des implants orthopédiques.

Les auteurs y affirment que l'existence de particules phagocytées d'une taille inférieure à 10 micromètres induit une réponse cellulaire de type relargage de cytokines inflammatoires.

Les auteurs concluent que bien que le titane ait un haut degré de cytocompatibilité in-vitro, les particules de titane phagocytées peuvent induire une différenciation fibroblastique et une stimulation des ostéoclastes.

On a donc vu qu'à travers l'effet de micro-pompe et l'abrasion des surfaces de contact, le degré de stabilité d'une connexion implantaire semble avoir des conséquences biologiques de nature à aggraver une pathologie péri-implantaire.

4.3. Considérations cliniques

Nous avons vu que du point de vue biologique et mécanique, sur des implants juxta-osseux, la connexion cône morse véritable semble être la connexion la plus efficace. Cependant, la connexion implant-pilier idéale d'un point de vue clinique doit assurer une facilité de mise en place et de retrait et permettre un bon transfert au laboratoire dans un maximum de situations cliniques. Elle doit également être soumise le moins possible aux variations d'habileté et de rigueur du praticien et du prothésiste.

Zipprich (39), Weigl (64) et les principaux autres auteurs de l'école allemande considèrent que les connexions internes doivent être coniques et comporter une vis du diamètre le plus faible possible. Pour ces auteurs, les performances mécaniques et biologiques doivent primer sur les autres aspects comme critères de choix pour le praticien. Le cône devant être le plus haut possible, ces auteurs considèrent qu'un dispositif d'indexation n'est pas indispensable au sein de la connexion.

Buser D., Belser UC et les principaux auteurs de l'école suisse, lors de la conférence de consensus de l'ITI d'avril 2014 ont manifesté un reproche aux connexions coniques non indexées : leur manque d'ergonomie et la difficulté de transfert avec le laboratoire.

Ainsi, ces auteurs préconisent la simplicité d'utilisation et la précision de transfert avec le laboratoire de prothèse comme critère de choix principal.

Renouard F. (65) a mis en évidence le facteur décisionnel clef qui doit guider le choix du praticien non seulement du choix du type de connexion mais également sur le choix de son système implantaire.

Ce facteur clef, c'est le facteur humain.

Ainsi, les performances d'un praticien à l'autre, d'un prothésiste à l'autre mais également pour un même praticien d'un patient à l'autre sont soumises au facteur humain.

Il serait impossible de dresser ici une liste exhaustive de l'ensemble des facteurs cliniques devant être pris en compte lors du choix d'une connexion implant-pilier tant ils sont multiples et variables d'un praticien à l'autre, d'un prothésiste à l'autre, d'un système implantaire à l'autre et d'un patient à l'autre.

Cependant, les facteurs nous paraissant essentiels d'un point de vue clinique sont l'ergonomie, la fiabilité du repositionnement tridimensionnel lors des phases prothétiques et le recul clinique des études sur lesquelles reposent les choix des fabricants.

5. Conclusion

Nous avons vu au cours de ce travail que de nombreux critères régissent les choix des fabricants concernant la connexion qu'ils intègrent au sein de leurs systèmes implantaires.

Si les industriels sont constamment à la recherche de la meilleure solution pour connecter leurs pièces, ils doivent répondre aux attentes des praticiens et des patients.

Les exigences des praticiens sont une ergonomie optimale, une ré-intervention aisée, un coût maîtrisé, une rapidité de manipulation, une sécurité maximale, et surtout une simplicité dans toutes les phases du traitement implantaire.

Le patient a lui aussi des exigences qu'il faut prendre en compte : sécurité, résistance mécanique maximale à moyen et long terme, absence de dévissage, moindre coût possible.

Les fabricants tentent donc de satisfaire à l'ensemble de ces critères, ce qui se révèle une tâche ardue, notamment parce que si les praticiens sont tenus à la formation continue et à la réévaluation régulière de leurs protocoles cliniques au vu des conférences de consensus, l'inertie du couple praticien-prothésiste justifie parfois le maintien sur le marché de connexions implantaires plus anciennes.

Concernant les connexions actuelles, elles semblent bien remplir leur rôle vis à vis de piliers en titane mais, comme l'ont souligné les conférenciers internationaux et principaux leaders d'opinion en implantologie lors de la conférence de consensus de l'ITI en avril dernier, les études en cours devraient conclure à un plus fort taux de complications mécaniques avec les piliers zircone sur implant en titane.

On peut dès lors se poser la question suivante : utiliser les connexions internes actuelles développées pour les piliers titane sur des restaurations au moyen de pilier zircone est-il judicieux ?

Les industriels parviendront-ils à développer des solutions efficaces pour connecter un implant en titane à un pilier en zircone ?

Cette question devrait devenir de plus en plus centrale au fur et à mesure que les complications vont se faire jour.

La solution résidera peut-être dans la numérisation de plus en plus importante des procédures implantaires, et le développement d'implants monoblocs.

Ainsi, à l'heure où les implants monoblocs zircone se développent sur le marché, il existe un grand nombre de questions auxquelles répondre avant d'envisager sereinement l'utilisation de ces dispositifs médicaux.

Cependant, il ne faut pas oublier que le facteur le plus important de succès reste lié à l'expérience et au degré de connaissance du praticien.

De plus, les taux de succès des différentes solutions implantaires sont aujourd'hui remarquables et la solution implantaire doit conserver son rôle central dans l'arsenal thérapeutique du praticien.

BIBLIOGRAPHIE

1. DAVARPANAH M, SZMUCLER-MONCLER S, RAJZBAUM P. *Les implants en Odontologie 3eme édition*. CdP éditions. 2012.
2. MISSIKA P, ROUX P, BERT M. *Prothèse implantaire*. Quintessence international. 2003. 152 p.
3. BRANEMARK P, BREINE U, OHLSSON A. *Intraosseous anchorage of dental prosthesis. I. experimental studies*. Scand J Plast Reconstr Surg. 1969.
4. BRANEMARK P, HANSSON B, HALLEN O. *Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10- year periode*. Scand J Plast Reconstr Surg. 1977.
5. BRANEMARK P, ZARB G, ALBREKTSSON T. *Tissue-integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry*. Quintessence International; 1985. 350 p.
6. ALBREKTSSON T, SENNERBY L, WENNERBERG A. *State of the art in oral implants*. J Clin Periodontol. 1991. 18(6): 474–81.
7. VIDET L, SCHITTLY J, JOURNET D. *Comparaison de la stabilité en rotation de différents dispositifs antirotationnels*. Implants. 1998.
8. SCHITTLY J, RUSSEN P. *Les implants spline: chirurgie et prothèse*. Cdp éditions; 2002. 247 p.
9. WEIGL P. *New prosthetic restorative features of Ankylos implant system*. J Oral Implantol. 2004. 30(3): 178–88.
10. D'ERCOLE S, TRIPODI D, RAVERA L. *Bacterial Leakage in Morse Cone Internal Connection Implants Using Different Torque Values: An In Vitro Study*. Implant Dent. 2014.
11. MELEO D, BAGGI L, Di GIROLAMO M. *Fixture-abutment connection surface and micro-gap measurements by 3D micro-tomographic technique analysis*. Ann Dellstituto Super Sanità. 2012. 48(1): 53–8.
12. SEMPER-HOGG W, KRAFT S, STILLER S. *Analytical and experimental position stability of the abutment in different dental implant systems with a conical implant–abutment connection*. Clin Oral Investig. 2012.17(3): 017–23.
13. UGUREL C, STEINER M, ISIK-OSKOL G. *Mechanical resistance of screwless morse taper and screw-retained implant-abutment connections*. Clin Oral Implants Res. 2013.
14. LUTERBACHER S, FOURMOUSIS I, LANG N. *Fractured prosthetic abutments in osseointegrated implants: a technical complication to cope with*. Clin Oral Implants Res. 2000.11(2): 163–70.
15. MASSOL J, CHOMEL P, BOHATIER C. *Etude des assemblages boulonnés à chargement faiblement excentré soumis à des sollicitations de fatigue*. thèse. INSA; 1994.

16. CHAMPAGNE M. *La Mécanique*. Edition du Renouveau Pédagogique. 2009. p. 330.
17. JORN D, KOHORST P, BESDO S. *Influence of lubricant on screw preload and stresses in a finite element model for a dental implant*. J Prosthet Dent. 2014.
18. BERNARD J-P, SZMUCLER-MONCLER S, PESSOTTO S. *The anchorage of Brånemark and ITI implants of different lengths. I. An experimental study in the canine mandible*. Clin Oral Implants Res. 2003. 14(5): 593–600.
19. BYRNE D, JACOBS S, O'CONNELL B. *Preloads Generated with Repeated Tightening in Three Types of Screws Used in Dental Implant Assemblies*. J Prosthodont. 2006. 15(3): 164–71.
20. VIANNA C de A, DELBEN JA, BARAO VAR. *Torque stability of different abutment screws submitted to mechanical cycling*. Int J Oral Maxillofac Implants. 2013. 28(5) 209–214.
21. PARK J-K, CHOI J-U, JEON Y-C. *Effects of abutment screw coating on implant preload*. J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont. 2010. 19(6): 458–64.
22. PATTERSON EA, JOHNS RB. *Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants*. Int J Oral Maxillofac Implants. 1992. 7(1): 26–33.
23. SAHABI M, ADIBRAD M, MIRASHEMI FS. *Biomechanical effects of platform switching in two different implant systems: a three-dimensional finite element analysis*. J Dent Tehran Iran. 2013. 10(4): 338–50.
24. COPPEDE AR, FARIA ACL, DE MATTOS M da GC. *Mechanical comparison of experimental conical-head abutment screws with conventional flat-head abutment screws for external-hex and internal tri-channel implant connections: an in vitro evaluation of loosening torque*. Int J Oral Maxillofac Implants. 2013. (6) 321–329.
25. SCHWARTZ MS. *Mechanical complications of dental implants*. Clin Oral Implants Res. 2000. Suppl 1:156–8.
26. HENRY PJ, LANEY WR, JEMT T. *Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study*. Int J Oral Maxillofac Implants. 1996. 11(4):450–5.
27. SALINAS T, ECKERT S. *Implant-supported single crowns predictably survive to five years with limited complications*. J Evid-Based Dent Pract. 2012. 12: 213–4.
28. JUNG RE, ZEMBIC A, PJETURSSON BE. *Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years*. Clin Oral Implants Res. 2012. 23 Suppl 6:2–21.
29. THEOARIDOU A, PETRIDIS HP, TZANNAS K. *Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review*. Int J Oral Maxillofac Implants. 2008. 23(4): 681–90.

30. GOHEEN KL, VERMILYEA SG, VOSSOUGH J. *Torque generated by handheld screwdrivers and mechanical torquing devices for osseointegrated implants.* Int J Oral Maxillofac Implants. 1994. 9(2):149–55.
31. CANPOLAT C, OZKURT-KAYAHAN Z, KAZAZOGLU E. *Management of a Fractured Implant Abutment Screw.* J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont. 2014.
32. SEMPER W, KRAFT S, KRUGER T. *Theoretical considerations: implant positional index design.* J Dent Res. 2009. 88(8):725–30.
33. BINON PP, McHUGH MJ. *The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability.* Int J Prosthodont. 1996. 9(6):511–9.
34. FERNANDEZ M, DELGADO L, MOLMENEU M. *Analysis of the misfit of dental implant-supported prostheses made with three manufacturing processes.* J Prosthet Dent. 2014. 111(2): 116–23.
35. NICOLL RJ, SUN A, HANEY S. *Precision of fit between implant impression coping and implant replica pairs for three implant systems.* J Prosthet Dent. 2013. 109(1):37–43.
36. GIGANDET M, BIGOLIN G, FAORO F. *Implants with Original and Non-Original Abutment Connections.* Clin Implant Dent Relat Res. 2012.
37. COSYN J, Van AELST L, COLLAERT B. *The peri-implant sulcus compared with internal implant and suprastructure components: a microbiological analysis.* Clin Implant Dent Relat Res. 2011. 13(4): 286–95.
38. KOUTOUZIS T, MESIA R, CALDERON N. *The Effect of Dynamic Loading on Bacterial Colonization of the Dental Implant Fixture-Abutment Interface: An In-vitro Study.* J Oral Implantol. 2012.
39. ZIPPRICH H, WEIGL P, LANGE B. *Micromovements at the Implant-Abutment Interface: Measurement, Causes, and Consequences.* Implantologie. 2007.
40. STEINNEBRUNNER L, WOLFART S, BOSSMANN K. *In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems.* Int J Oral Maxillofac Implants. 2005. 20(6): 875–81.
41. Do NASCIMENTO C, MIANI PK, PEDRAZZI V. *Leakage of saliva through the implant-abutment interface: in vitro evaluation of three different implant connections under unloaded and loaded conditions.* Int J Oral Maxillofac Implants. 2012. 27(3): 551–60.
42. MORNEBURG TR, PROSCHEL PA, RER N. *Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study.* Int J Prosthodont. 2002. (1):20–7.
43. MORNEBURG TR, PROSCHEL PA, RER N. *In vivo forces on implants influenced by occlusal scheme and food consistency.* Int J Prosthodont. 2003. 16(5): 481–6.

44. STRECKBEIN P, STRECKBEIN RG, WILBRAND JF. *Non-linear 3D Evaluation of Different Oral Implant-Abutment Connections*. J Dent Res. 2012. 91(12): 1184–9.
45. Da SILVA-NIETO JP, NOBILO MA de A, PENATTI MPA. *Influence of methodologic aspects on the results of implant-abutment interface microleakage tests: a critical review of in vitro studies*. Int J Oral Maxillofac Implants. 2012 27(4): 793–800.
46. LARRUCEA VERDUGO C, JARAMILLO NUNEZ G. *Microleakage of the prosthetic abutment/implant interface with internal and external connection: In vitro study*. Clin Oral Implants Res. 2013.
47. DUARTE ARC, ROSSETTI PHO, ROSSETTI LMN. *In vitro sealing ability of two materials at five different implant-abutment surfaces*. J Periodontol. 2006 77(11): 1828–32.
48. KREBS M, SCHMENGER K, WEIGL P. *Long-Term Evaluation of ANKYLOS® Dental Implants, Part I: 20-Year Life Table Analysis of a Longitudinal Study of More Than 12,500 Implants*. Clin Implant Dent Relat Res. 2013.
49. LIN M-I, SHEN Y-W, HUANG H-L. *A Retrospective Study of Implant–Abutment Connections on Crestal Bone Level*. J Dent Res. 2013.
50. WENG D, NAGATA MJH, BELL M. *Influence of microgap location and configuration on the periimplant bone morphology in submerged implants. An experimental study in dogs*. Clin Oral Implants Res. 2008.19(11): 1141–7.
51. STRIETZEL FP, NEUMANN K, HERTELM. *Impact of platform switching on marginal peri-implant bone-level changes. A systematic review and meta-analysis*. Clin Oral Implants Res. 2014.
52. HERMANN F, LERNER H, PALTI A. *Factors influencing the preservation of the periimplant marginal bone*. Implant Dent. 2007. 16(2): 165–75.
53. DESSAi MH, PATIL VA, PARKHEDRKAR R. *Platform switching: A panacea for bone loss??* J Indian Soc Periodontol. 2013. 17(5): 681–3.
54. LINKEVICIUS T, PUISYS A, STEIGMANN M. *Influence of Vertical Soft Tissue Thickness on Crestal Bone Changes Around Implants with Platform Switching: A Comparative Clinical Study*. Clin Implant Dent Relat Res. 2014.
55. GREENSTEIN G, CAVALLARO J, TARNOW D. *Assessing bone's adaptive capacity around dental implants: a literature review*. J Am Dent Assoc. 2013. 144(4): 362–8.
56. TRAINI T, MANGANO C, PEROTTI V. *Human bone reactions around implants with adverse interfacial bone strain over 20 years*. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2014.
57. CORREA CB, MARGONAR R, NORITOMI PY. *Mechanical behavior of dental implants in different positions in the rehabilitation of the anterior maxilla*. J Prosthet Dent. 2014. 111(4): 301–9.

58. ASVANUND P. *A strain gauge analysis comparing external and internal implant-abutment connections*. *Implant Dent*. 2014. 23(2): 206–11.
59. PAUL S, PADMANABHAN TV, SWARUP S. *Comparison of strain generated in bone by “platform-switched” and “non-platform-switched” implants with straight and angulated abutments under vertical and angulated load: a finite element analysis study*. *Indian J Dent Res Off Publ Indian Soc Dent Res*. 2013. 24(1): 8–13.
60. RAOOFI S, KHADEMI M, AMID R. *Comparison of the Effect of Three Abutment-implant Connections on Stress Distribution at the Internal Surface of Dental Implants: A Finite Element Analysis*. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*. 2013. 7(3): 132–9.
61. DEPFRICH R, OMMERBORN M, ZIPPRICH H. *Behavior of osteoblastic cells cultured on titanium and structured zirconia surfaces*. *Head Face Med*. 2008. 4:29.
62. DEPFRICH R, ZIPPRICH H, OMMERBORN M. *Osseointegration of zirconia implants: an SEM observation of the bone-implant interface*. *Head Face Med*. 2008. 4:25.
63. JAGER M, ZILKENS C, ZANGER K. *Significance of nano- and microtopography for cell-surface interactions in orthopaedic implants*. *J Biomed Biotechnol*. 2007. (8): 69036.
64. KREBS M, SCHMENGER K, NEUMANN K. *Long-Term Evaluation of ANKYLOS® Dental Implants, Part I: 20-Year Life Table Analysis of a Longitudinal Study of More Than 12,500 Implants*. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2013.
65. GOTFREDSEN K, WISKOTT A. *Consensus report - reconstructions on implants. The Third EAO Consensus Conference 2012*. *Clin Oral Implants Res*. 2012. 6:238–41.

Vu, le Président du jury,

Date, Signature :

Vu, le Directeur de l'U.F.R. des Sciences Odontologiques de Bordeaux,

Date, Signature :

Vu, le Président de l'Université de Bordeaux,

Date, Signature :