HAL
open science

Etude des cycles vissage/dévissage en prothèse implantaire au niveau des connexions internes

David Chevrot

To cite this version:

David Chevrot. Etude des cycles vissage/dévissage en prothèse implantaire au niveau des connexions internes. Sciences du Vivant [q-bio]. 2016. hal-01932035

HAL Id: hal-01932035

https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01932035v1

Submitted on 23 Nov 2018

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

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

UNIVERSITÉ DE LORRAINE

AVERTISSEMENT

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

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

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

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

LIENS

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

ACADEMIE DE NANCY-METZ

UNIVERSITE DE LORRAINE

FACULTE D'ODONTOLOGIE

ANNEE 2016 N° 9138

THESE

Pour le

DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Par

David CHEVROT

Né le 03/12/1991 à Epinal

Etude des cycles vissage/dévissage en prothèse implantaire au niveau des connexions internes

Présentée et soutenue publiquement le :

31 mai 2016

Examinateurs de la thèse :

Pr JM. MARTRETTE	Professeur des Universités	Président
Dr P. DE MARCH	Maître de Conférences des Universités	Directeur
Dr P. CORNE	Assistant Hospitalier Universitaire	Co-directeur
Dr AS. VAILLANT	Maître de Conférences des Universités	Juge

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

UNIVERSITÉ DE LORRAINE

Faculté d'Odontologie

Président : Professeur Pierre MUTZENHARDT

Doyen : Professeur Jean-Marc MARTRETTE

Vice-Doyens : Pr Pascal AMBROSINI — Dr Céline CLEMENT

Membres Honoraires : Dr L. BABEL – Pr. S. DURIVAUX – Pr A. FONTAINE – Pr G. JACQUART – Pr D. ROZENCWEIG - Pr M. VIVIER – Pr ARTIS -

Doyen Honoraire : Pr J. VADOT, Pr J.P. LOUIS

Professeur Emérite : Pr J.P. LOUIS

Maître de conférences CUM MERITO : Dr C. ARCHIEN

Sous-section 56-01 Odontologie pédiatrique	Mme Mme M. Mlle Mlle M.	**DROZ Dominique (Desprez)** JAGER Stéphanie PREVOST Jacques HERNANDEZ Magali LAUVRAY Alice MERCIER Thomas		Maître de Conférences * Maître de Conférences * Maitre de Conférences Assistante * Assistante Assistant *
Sous-section 56-02 Orthopédie Dento-Faciale	Mme M. Mlle Mlle	**FILLEUL Marie Pierryle** EGLOFF Benoît BLAISE Claire LACHAUX Marion		Professeur des Universités * Maître de Conférences * Assistante Assistante
Sous-section 56-03 Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie légale	Mme M. Mme	**CLEMENT Céline** CAMELOT Frédéric LACZNY Emily		Maître de Conférences * Assistant * Assistante
Sous-section 57-01 Parodontologie	M. Mme M. M. Mlle Mlle	**AMBROSINI Pascal** BISSON Catherine JOSEPH David PENAUD Jacques BÖLÖNI Eszter PAOLI Nathalie		Professeur des Universités * Maître de Conférences * Maître de Conférences * Maître de Conférences Assistante Assistante *
Sous-section 57-02 Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique Anesthésiologie et Réanimation	Mme M. Mlle M. Mlle M.	**GUILLET-THIBAULT Julie** BRAVETTI Pierre PHULPIN Bérengère DELAITRE Bruno KICHENBRAND Charlène MASCHINO François		Maître de Conférences * Maître de Conférences Maître de Conférences * Assistant Assistant Assistante * Assistant
Sous-section 57-03 Sciences Biologiques (Biochimie, Immunologie, Histologie, Embryologie, génétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie)	M. M.	**YASUKAWA Kazutoyo** MARTRETTE Jean-Marc		Maître de Conférences * Professeur des Universités *
Sous-section 58-01 Odontologie Conservatrice, Endodontie	M. M. M. M. M. Mlle M.	**MORTIER Éric** AMORY Christophe BALTHAZARD Rémy ENGELS-DEUTSCH Marc BON Gautier MUNARO Perrine VINCENT Marin		Maître de Conférences * Maître de Conférences Maître de Conférences * Maître de Conférences Assistant Assistante Assistant *
Sous-section 58-02 Prothèses (Prothèse conjointe, Prothèse adjointe partielle, Prothèse complète, Prothèse maxillo-faciale)	M. M. Mme Mme M. M. M. Mlle	**DE MARCH Pascal** SCHOUVER Jacques VAILLANT Anne-Sophie CORNE Pascale GILLET Marc HIRTZ Pierre KANNENGIESSER François SIMON Doriane		Maître de Conférences Maître de Conférences Maître de Conférences * Assistante * Assistant Assistant * Assistant Assistante
Sous-section 58-03 Sciences Anatomiques et Physiologiques Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie	Mme Mme M. M.	**STRAZIELLE Catherine** MOBY Vanessa (Stutzmann) SALOMON Jean-Pierre HARLE Guillaume		Professeur des Universités * Maître de Conférences * Maître de Conférences Assistant Associé

Souligné : ***responsable de la sous-section*** * temps plein

Mis à jour le 01.03.2016

A NOTRE PRESIDENT

Monsieur le professeur Jean Marc MARTRETTE,

Docteur en chirurgie dentaire
Docteur en sciences Pharmacologiques
Professeur des Universités - Praticien hospitalier
Doyen de la Faculté d'Odontologie de Nancy
Chef de Service en Odontologie au CSERD de Nancy
Habilitation à diriger des Recherches
Sous section : Sciences Biologiques (Biochimie, Immunologie, Histologie, Embryologie, Génétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie)

Vous nous faites le grand honneur de présider le jury de notre thèse. Nous vous remercions pour votre détermination et votre investissement au sein de la Faculté. Soyez assuré de nos sentiments les plus respectueux.

A NOTRE JUGE ET DIRECTEUR DE THESE

Monsieur le docteur Pascal DE MARCH,

Docteur en chirurgie dentaire
Docteur de l'Universités Henri Poincaré
Maître de Conférences des Universités
Responsable de la sous-section Prothèses.

Nous vous remercions de l'honneur que vous nous avez fait en dirigeant notre travail ainsi que pour votre disponibilité, la richesse de vos conseils et la qualité de vos enseignements. Nous vous exprimons ici, notre sincère reconnaissance et notre profond respect.

A NOTRE JUGE ET CO DIRECTEUR DE THESE

Madame le docteur Pascale CORNE,

Docteur en chirurgie dentaire
Assistante Hospitalière Universitaire
Sous section : PROTHESES

Nous vous remercions de co-diriger notre travail, ainsi que votre patience, votre disponibilité, votre complaisance et vos conseils.
Pour votre confiance au cours de ces deux années de cliniques veuillez recevoir notre affection.
Vous nous avez ouvert la porte de la recherche et soyez certain de notre plus profonde reconnaissance.
Nous vous remercions également pour votre investissement et votre soutien tout au long de ce travail de recherche.
Soyez assuré de notre considération et de notre plus profond respect.

A NOTRE JUGE

Madame le docteur Anne Sophie VAILLANT,

Docteur en Chirurgie Dentaire
Ancien Interne aux Hôpitaux de Nancy
Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier

Vous nous faites le grand honneur de juger notre travail.
Nous vous remercions pour vos qualité pédagogiques et humaines, votre bienveillance et pour votre confiance durant ces deux années de clinique.
Nous vous exprimons ici, notre sincère reconnaissance et notre profond respect.

A TOUTE L'EQUIPE DE RECHERCHE DE L'INSTITUT JEAN L'AMOUR

Monsieur Franck CLEYMAND
Madame Florimonde LEBEL
Monsieur Olivier FERRY

Nous vous remercions pour votre patience, votre écoute et votre investissement auprès de nous pour mener à bien cette étude. Soyez assuré de nos sentiments les plus respectueux.

Aux P'tits loups :
Merci à vous tous pour tous les bons moments passés ensemble qui resterons à jamais dans mon esprit et dans mon cœur. Merci pour vos conseils, votre aide et votre écoute tout au long de ces années d'études.

Merci à Mélanie qui m'a fait découvrir beaucoup de nouveau jeu de société, à Margaux pour ces supers weekends dans les Vosges, à Camille pour ses bons repas cuisinés avec amour, à Chloé pour ses adresses gustatives, à Alex pour les bonnes tranches de rigolade et le bon fromage du Jura, à Max pour les bonnes bouteilles de vins dégustées ensemble et les parties de poker, à Greg qui me soutient entre chasseur, à John pour les spécialités de Marseille et à Ben pour ses photos toujours magnifiques.
Merci encore les P'tits Loups pour votre amitié et pour m'avoir fait essayer le ski de descente sans réussite.

A ma famille :
Merci à toute ma famille pour tous les bons moments passés ensemble toujours dans la joie.
Merci à mes parents qui m'ont épaulé tout au long de ma vie et sans qui je ne pourrais être ici. Merci pour leurs investissements personnels sans précédent, leurs écoutes, leurs expériences de la vie et leurs conseils.
Merci à mon frère qui m'a supporté pendant ma première année et ma sœur qui m'a toujours soutenu.
Mention particulière à ma grand-mère Marie Thérèse que j'aime tant et qui m'a mis sur la voie et à mon grand-père René qui j'en suis sûr serait fier de moi.
A Elodie, ma future épouse, qui m'a supporté pendant mes années d'études et qui a beaucoup appris en dentisterie. Merci pour son soutient, son amour et son caractère qui va toujours de l'avant. Merci pour le plus beau cadeau qu'elle m'a fait, mon fils.
A Hugo, mon fils qui me comble de bonheur depuis sa naissance et qui m'a fait grandir.

A toute l'équipe enseignante de la Faculté et du CHRU de Nancy
Merci pour leurs accompagnements et leurs enseignements au cours de ces années d'études.

A mes amis :
A tous mes binômes qui m'ont appris et à qui j'ai appris.
A tous mes camarades de promotions et d'autres : à Amélie, à Claire, à Aline, à Julie, à Audrey et Armande…
A tous mes amis, Anne Cécile, Mathilde, Damien…

A mes connaissances professionnelles :
A Alexandra Sourdot, à Olivier Izambert, à Olivier Claudon, à Pierre Cuny, à Pierre Bravetti, à Caroline Gerber, à Magali Hernandez, à Daniel Dervaux et Grégoire Aubert, merci pour vos conseils et votre soutien.

Sommaire

Liste des figures……p21

Liste des tableaux……p27

Liste des abréviations……..p29

Introduction…….p31

1 Considérations actuelles et description des connexions implantaires...p33

2 Matériel et méthodes……..p101

3 Résultats……..p127

4 Discussion……..p173

5 Limites / Perspectives……..p197

6 Conclusion……..p201

Bibliographie……..p203

Table des matières……p213

Liste des figures :

- Figure 1 : Vue d'ensemble des options de restaurations (Manuel de restaurations transvissées, procédures cliniques et de laboratoires DENTSPLY)..... 34
- Figure 2 : Les différentes formes des implants dentaires ; 1 : implant cylindrique standard ; 2 : implant cylindrique transgingival ; 3 : implant cylindrique à col évasé ; 4 : implant conique standard ; 5 : implant conique à col évasé (disponible sur le site *http://www.eid-paris.com/implants/implants-dentaires-caracteristiques.htm)* ; 6 : implant troué (disponible sur le site *http://www.chu-tours.fr/implants-dentaires-et-chirurgie-pre-implantaire.html)* ; 7 : implant cylindro-conique (disponible sur le site *http://www.medicalexpo.fr/prod/global-implant-solutions*) 36
- Figure 3 : les différents cols implantaires, A : col droit, B : col evasé, C : col XP large, D : col intégrant une platform switching, E : col microfileté. (Manuel d'implantologie clinique : concepts, protocoles et innovations récentes par Mithridate Davarpanah,Serge Szmukler-Moncler, 2008) 38
- Figure 4 : a : implant de conicité apical, b : implant de conicité coronaire. (Manuel d'implantologie clinique : concepts, protocoles et innovations récentes par Mithridate Davarpanah, Serge Szmukler- Moncler)..... 40
- Figure 5: A : schéma du complexe implant-pilier (disponible sur le site *http://www.anthogyr.fr/produits/numerique/cad-cam-simeda/protheses-personnalisees) ;* B : schéma de la partie inférieure du pilier (disponible sur le site *http://www.dentogem.com/node/44*)..... 42
- Figure 6 : A : pilier en titane de grade 5 recouvert de titane nitruré Atlantis®; B : pilier en zircone Atlantis®; C : pilier en titane de grade 5 Atlantis® d'apres le manuel de restaurations prothétiques scellées DENTSPLY Implants® 44
- Figure 7 : pilier implantaire deux pièces en zircone avec une base métallique (fabriqué par Zirkonzahn®, disponible à l'adresse suivante : http://www.zirkonzahn.com/fr/faq/tuyau-prothesistes-dentaires) 44
- Figure 8 : Morphologie d'une vis : A : tête de la vis, B : fût de la vis, C : le pas de vis, D : l'apex de la vis. (vis définitive direct TI de DENTEO by Biotech Dental®) 46
- Figure 9 : Schéma d'implant possédant une connexion externe passive (d'après Szmukler-Moncler S. et coll, 2008) ; 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. 48
- Figure 10: schéma de connexion interne (d'après Szmukler-Moncler S. et coll, 2008) ; a : connexion à hexagone interne et polygone interne ; b : connexion interne à trois lobes et trois lobules. 50
- Figure 11 : Schéma de comparaison des connexions : A connexion passive externe, B connexion passive interne, C connexion active (d'après Théry L et coll, 2006)..... 50
- Figure 12 : 1 : Connexion implantaire du système Thommen Médical (d'après le site internet du fabricant Thommen Medical, *http://www.thommenmedical.com*). 2 : connexion à créneaux : a) système Dentsply Friadent ; b) Système Sluzer Calcitek (d'après Szmukler-Moncler S. et coll, 2008)..... 50

- Figure 13 : a) Connexion à cône morse pur ; b) Connexion à cône morse indexé (d'après Szmukler-Moncler et coll, 2008) 50
- Figure 14 : Application du couple de serrage et formation de la précontrainte dans la vis implantaire. 56
- Figure 15 : Résultante des forces qui se produisent sur la vis implantaire lors du serrage. 56
- Figure 16 : Répartition des implants en différent groupe pour l'étude de Keith L. Guzaitis et coll, 2011. 69
- Figure 17: Tableau de résultats de l'étude de Keith L. Guzaitis et coll, 2011. 71
- Figure 18: Comparaison des interfaces pilier-implant entre des piliers originaux du fabricant et des piliers non originaux. Figure 3 : Implants Straumann BL NC 3.3 mm Roxolid connecté à des piliers venant de plusieurs fabricants. Groupe A : pilier CARES®(Straumann).Groupe B : pilier Nobel Biocare Procera®. Groupe C : pilier Astra Tech Atlantis®. Interface d'un pilier original du groupe A comparé à des interfaces de piliers non originaux du groupe B et C. (d'après l'étude de Gigandet M. et coll, 2013) 84
- Figure 19: Têtes de vis de piliers implantaires ; A : tête de vis plate ; B : tête de vis conique. (d'apres la société Zirkonzahn, disponible sur le site nternet *http://www.zirkonzahn.com/fr/systemes-de-cfao/systemes-implantologiques/produits-et-l-application/bases-et-accessoires)* 84
- Figure 20 : schéma représentant les différentes têtes de vis implantaires. A : tête de vis de pilier de type Torx 06 (disponible sur le site *www.dental-france.fr*) ; B : tête de vis de pilier de type UG RP (disponible sur le site *www.dental-france.fr*) ; C : tête de vis de pilier de type hexagonale (disponible sur le site *www.gingivart.com*) ; D : tête de tournevis correspondant à une tête de vis de pilier de type carré (disponible sur le site *www.safe-implant.fr*) ; E : tête de vis de pilier de type rainure RP (disponible sur le site *www.dentaltix.com*). 86
- Figure 21 : Résine auto polymérisable utilisé pour réaliser nos socles..... 106
- Figure 22 : Procédure de réalisation des socles en résine. 106
- Figure 23: Désinfection des échantillons ; A : éthanol pur, B : bac à ultrasons, C : boitier à échantillons. 106
- Figure 24 : Clé dynamométrique Astra Tech servant au serrage des pièces implantaires. ... 108
- Figure 25 : Clé de repositionnement en silicone et position de serrage..... 108
- Figure 26 : Pilier serré, clé en position de débrayage. 108
- Figure 27 : Cliché réalisé en Microscopie Optique de la connexion implantaire au grossissment x 5 et lentille x1 et du col implantaire au grossissment x2,5 et lentille x1 (implant 2) ; A : Hexagone de la connexion implantaire ; B : Col implantaire. 110
- Figure 28 : Pilier implantaire (partie inferieure) observé au Microscope Optique respectivement au grossissement x2,5 lentille x1 et au grossissement x5 lentille x1 (pilier 2) 110
- Figure 29 : Observation au Microscope Optique de la vis de pilier implantaire (spires) grossissement x2,5 lentille x1 (vis pilir 1)..... 110
- Figure 30 : Observation au Microscope Electronique à Balayage du col implantaire de l'implant 2 avant tout serrage au grossissement x 100 ; A : face supérieure du col implantaire ; B : face interne du col implantaire..... 112
- Figure 31 : Observation au Microscope Electronique à Balayage du pilier 2 respectivement au grossissement x20 et au au grossissement x100 (A : Arête ; B : Méplat ; C : Face plane). ... 112

- Figure 32 : Observation au Microscope Electronique à Balayage de la limite entre le fût et les spires de la vis du pilier 1 avant tout serrage au grossissement x50 : le fût de la vis (A), les sommets (B), les creux (D), les faces internes (C) et les faces externes (E). 114
- Figure 33 : schéma expliquant la différence entre le profil primaire et les profils d'ondulation et de rugosité.(*http://mip2.insa-lyon.fr/Etats%20de%20surface/Instrument/filtres/profprim.htm).*..... 118
- Figure 34: observation au microscope optique confocale à balayage laser du méplat du pilier 1 après 10 serrages, profil de rugosité. 118
- Figure 35: Définition des différents paramètres d'amplitude calculés sur les profils d'ondulation et de rugosité (*http://jm.karrer.free.fr/documents/ES1.pdf).*..... 120
- Figure 36 : Schéma expliquant les paramètres Rsk et Rsku et Wsk et Wsku (d'après le document : « la mesure des états de surface », *jm.karrer.free.fr/documents/ES1.pdf*). 120
- Figure 37: A : Microscope Optique à épi-florescence Axioskop 2 – Zeiss ; B : Microscope Electronique à Balayage Quanta Feg 600 (www.uni-ulm.de) 122
- Figure 38 : A : Microscope Optique Confocal LSM 700 (*http://www.zeiss.fr/microscopy*) ; B : Nanotom®de la société Phoenix X-Ray™ pour des analyses en tomographie 3D (*www.gemeasurement.com*)..... 122
- Figure 39 : Image en trois dimensions de l'échantillon 3 après le premier serrage réalisé en tomographie 3D à rayons X. 122
- Figure 40 : Schéma illustrant les coupes réalisées sur les reconstructions 3D des échantillons 3 et 4 analysés en tomographie 3D par rayons X..... 124
- Figure 41 : Coupes réalisés en tomographie 3D à rayons X de l'échantillon 3 après le premier serrage ; A : coupe xy ; B : Coupe zx ; C : Coupe zy ..... **Erreur ! Signet non défini.**
- Figure 42: Graphique représentant l'analyse dispersive en énergie de l'implant 1. 126
- Figure 43 : Graphique représentant l'analyse dispersive en énergie du pilier 1. 130
- Figure 44 : Graphique représentant l'analyse dispersive en énergie de la vis 1. 131
- Figure 45 : Cliché réalisé en microscopie optique de la connexion implantaire de l'implant 2 au grossissement X10 avant tout serrage. 132
- Figure 46 : Cliché réalisé en microscopie optique de la connexion implantaire de l'implant 2 au grossissement X10 après 9 serrages. 132
- Figure 47 : Cliché réalisé en microscopie optique du col implantaire de l'implant 1 au grossissement x2,5 après 10 serrages. 132
- Figure 48 : Cliché réalisé en microscopie optique de la connexion implantaire de l'implant 1 au grossissement x10 lentille x1 après 10 serrages. 132
- Figure 49 : Cliché réalisé en microscopie optique du pilier 2 avant tout serrage au grossissement x 2,5 lentille x1..... 136
- Figure 50 : Cliché du pilier 2 après le premier serrage réalisé en microscopie optique au grossissement x 12,5. 136
- Figure 51: Photographie du pilier 1 après le sixième serrage au microscope optique grossissement x 12,5. 136
- Figure 52 : Observation au microscope électronique à balayage respectivement de la face supérieure du col implantaire au grossissement x 500et de la face interne du col implantaire au grossissement x 2000 de l'implant 2. 140

- Figure 53: Cliché réalisé en microscopie électronique à balayage du col implantaire de l'implant 1 après le premier serrage à 25 Ncm. 140
- Figure 54 : Clichés réalisés en microscopie électronique à balayage du col implantaire de l'implant 1 respectivement après le cinquième serrage et le septième serrage. 140
- Figure 55 : Clichés réalisés en microscopie électronique à balayage de la face interne de l'implant 1 respectivement après le premier serrage et le septième serrage. 140
- Figure 56 : Cliché réalisé en microscopie électronique à balayage du méplat observé du pilier 1 avant tout serrage. 144
- Figure 57 : Cliché réalisé en microscopie électronique à balayage de l'arête du pilier 1 après le premier serrage 144
- Figure 58 : Clichés réalisés en microscopie électronique à balayage respectivement de l'arête du pilier 1 après le deuxième serrage et de l'arête du pilier 1 après le quatrième serrage. . 144
- Figure 59 : Clichés réalisés en microscopie électronique à balayage respectivement du méplat du pilier 1 après le deuxième serrage et du méplat du pilier 2 après le deuxième serrage. . 144
- Figure 60 : Cliché réalisé en microscopie électronique à balayage du méplat du pilier 1 après le dixième serrage. 144
- Figure 61 : Cliché réalisé en microscopie électronique à balayage du sommet du pas de vis de la vis du pilier 1 après le deuxième serrage. 148
- Figure 62 : Clichés réalisés en microscopie électronique à balayage respectivement d'un sommet de la vis du pilier 2 après le deuxième serrage puis du pilier 2 après le quatrième serrage et enfin du pilier 1 après le huitième serrage. 148
- Figure 63 : Cliché réalisé en microscopie électronique à balayage d'un creux du pas de vis du pilier 1 après le huitième serrage..... 148
- Figure 64 : Cliché réalisé en microscopie électronique à balayage : à gauche de la face interne du pas de vis de la vis de pilier 1 après le quatrième serrage et à droite de la face interne du pas de vis de la vis de pilier 2 après le dixième serrage. 148
- Figure 65: Cliché réalisé en tomographie 3D de l'échantillon 4 après le premier serrage. ... 164
- Figure 66 : Graphique illustrant les mesures de l'écart entre le fût de la vis et le pilier réalisées pour chaque échantillon après chaque serrage. 164
- Figure 67 : Cliché réalisé en tomographie 3D de l'échantillon 4 après le quatrième serrage 166
- Figure 68 : Clichés réalisés en tomographie 3D du centrage de la tête de vis dans le pilier de l'échantillon 3 ; respectivement après le quatrième serrage puis après le sixième serrage. 166
- Figure 69: Graphique illustrant les mesures des écarts 1 et 2 pour l'implant 10 observé en tomographie 3D après chaque serrage. 169
- Figure 70: Graphique illustrant les mesures des écarts 1 et 2 pour l'implant 9 observé en tomographie 3D après chaque serrage. 169
- Figure 71 : Clichés réalisés en tomographie 3D du complexe implant-pilier-vis 10 après le premier serrage puis après le dixième serrage 169
- Figure 72 : Clichés réalisés en tomographie 3D respectivement de l'échantillon 4 après le premier serrage et de l'échantillon 4 après le dixième serrage..... 170
- Figure 73 : Clichés réalisés en tomographie 3 D de l'échantillon 3 respectivement après le premier serrage puis après le dixième serrage. 170
- Figure 74 : Clichés réalisés en tomographie 3 D de l'échantillon 4 respectivement après le premier serrage puis après le dixième serrage. 170

- Figure 75 : Clichés réalisés en microscopie à balayage électronique du complexe implant-pilier-vis qui montre bien la présence de débris dû au phénomène de grippage. (Will C. Martin et coll, 2001) 174

Liste des tableaux :

- Tableau 1 : Avantages et inconvénients de la prothèse implantaire fixée et scellée. 32
- Tableau 2: Composition chimique du titane "commercialement pur selon la norme DIN 17850 (Titanium – chemical composition, novembre 1990) 36
- Tableau 3 : Les propriétés mécaniques du titane ; Tcp : titane commercialement pur ; TA6V : alliage de titane de grade 5 (Pr. Ag. Dorra Kammoun, document pdf disponible en ligne à l'adresse : http://www.fmdm.rnu.tn/uploaded/file/Cours%20Biomateriaux.pdf (p7))..... 36
- Tableau 4 : Avantages et inconvénients des connexions implantaires..... 54
- Tableau 5 : Récapitulatif des étapes de vissage/dévissage prothétiques cliniques pour un cas de prothèse implanto-portée. 68
- Tabeau 6 : Critères de succès implantaires et de succès prothétiques décrit dans la littérature. 74
- Tableau 7 : Tableau expliquant la constitution des échantillons. 101
- Tableau 8 : Tableau expliquant la répartition des échantillons dans les groupes d'expérimentations. 104
- Tableau 9 : Tableaux d'expérimentation expliquant la répartition des implants et le déroulement de l'étude 104
- Tableau 10 : Tableau récapitulant les zones des implants observées en microscopie optique et les grossissements utilisés. 111
- Tableau 11 : Tableau récapitulant les zones des piliers observées en microscopie optique et les grossissements utilisés..... 111
- Tableau 12 : Tableau récapitulant les zones des implants observées en Microscopie Electronique à Balayage et les grossissements utilisés. 112
- Tableau 13 : Tableau récapitulant les zones des piliers observées en Microscopie Electronique à Balayage et les grossissements utilisés. 112
- Tableau 14 : Tableau récapitulant les zones des piliers observées en Microscopie Electronique à Balayage et les grossissements utilisés. 114
- Tableau 15 : Tableau expliquant avec quelle technique d'analyse les échantillons sont observés. 125
- Tableau 16 : Tableau fournit par le fabricant expliquant la composition chimique du titane utilisé pour la fabrication de ses implants. 126
- Tableau 17: Tableau représentant les résultats des analyses EDX de l'implant 1. 126
- Tableau 18: Tableau représentant les résultats des analyses EDX de l'implant 2. 126
- Tableau 19: Tableau représentant les résultats des analyses EDX du pilier 1. 130
- Tableau 20 : Tableau représentant les résultats des analyses EDX du pilier 2. 130
- Tableau 21: Tableau représentant la comparaison des moyennes des éléments chimiques présents dans l'alliage des piliers implantaires en % massique. 130
- Tableau 22 : Tableau représentant les résultats des analyses EDX pour la vis de pilier 1 en % massique..... 131
- Tableau 23 : Tableau représentant les résultats des analyses EDX pour la vis de pilier 2 en %massique. 131

- Tableau 24: Tableau représentant la comparaison des moyennes des éléments chimiques présents dans l'alliage des vis 1 et 2 en % massique..... 131
- Tableau 25 : Tableau illustrant les clichés réalisés en Microscopie Optique de l'implant 1.. 134
- Tableau 26 : Tableau illustrant les clichés réalisés en Microscopie Optique de l'implant 2.. 135
- Tableau 27 : Tableau illustrant les clichés réalisés en Microscopie Optique de l'implant 1.. 138
- Tableau 28 : Tableau illustrant les clichés réalisés en Microscopie Optique du pilier 2..... 139
- Tableau 29 : Tableau illustrant les clichés réalisés en Microscopie Electronique à Balayage de l'implant 1..... 142
- Tableau 30 : Tableau illustrant les clichés réalisés en Microscopie Electronique à Balayage de l'implant 2..... 143
- Tableau 31 : Tableau illustrant les clichés réalisés en Microscopie Electronique à Balayage du pilier 1..... 146
- Tableau 32 : Tableau illustrant les clichés réalisés en Microscopie Electronique à Balayage du pilier 2..... 147
- Tableau 33 : Tableau illustrant les clichés réalisés en Microscopie Electronique à Balayage du fût de la vis, des sommets du pas de vis et des creux du pas de vis de la vis de pilier 1. 150
- Tableau 34 : Tableau illustrant les clichés réalisés en Microscopie Electronique à Balayage des faces internes et externes du pas de vis de la vis de pilier 1. 151
- Tableau 35 : Tableau illustrant les clichés réalisés en Microscopie Electronique à Balayage du fût de la vis, des sommets du pas de vis et des creux du pas de vis de la vis de pilier 2. 152
- Tableau 36 : Tableau illustrant les clichés réalisés en Microscopie Electronique à Balayage des faces internes et externes du pas de vis de la vis de pilier 2. 153
- Tableau 37 : Tableau montrant les graphiques d'évolution des paramètres d'ondulation mesurés sur les piliers 1 et 2 au cours des serrages. 156
- Tableau 38 : Tableau montrant les graphiques d'évolution des paramètres d'ondulation mesurés sur les piliers 1 et 2 après chaque serrage. 157
- Tableau 39 : Tableau montrant les graphiques d'évolution des paramètres de rugosité relevés sur les piliers 1 et 2 au cours des serrages. 160
- Tableau 40 : Tableau montrant les graphiques d'évolution des paramètres de rugosité relevés sur les piliers 1 et 2 au cours des serrages. 161
- Tableau 41 : Tableau illustrant les clichés (coupes xy) réalisés en tomographie 3D des échantillons 3 et 4 au cours des serrages successifs. 162
- Tableau 42 : Tableau illustrant les mesures réalisées de l'écart entre le fût de la vis et le pilier pour chaque implant après chaque serrage. 164
- Tableau 43 : Tableau illustrant les mesures réalisées des écarts entre la tête de vis et le pilier pour chaque implant passés en tomographie 3D après chaque serrage..... 169

Liste des abréviations :

ASTM : American Society for Testing and Materials, organisme de normalisation qui rédige et produit des normes techniques concernant les matériaux, les produits, les systèmes et les services.

EDX : Energy Dispersive X-ray spectroscopy (Analyses dispersive en énergies)

FAO : Fabrication Assisté par Ordinateur

MEB : Microscopie Electronique à Balayage

MO : Microscopie Optique

MOC : Microscopie Optique Confocale laser

Gt : vis Gt (vis Gold Tite de Implant Innovations® ; West Palm Beach, en Floride ; 80% de Pd, 10% Ga, 10% Cu, Au, Zn et une couche d'or pur de 0,76 mm)

Tt : vis Tt (vis Torq Tite de Nobel Biocare Steri Oss® USA, Yorba Linda, en Californie ; alliage de Ti avec un traitement de surface)

Ga : vis en alliage d'or conventionnelle (Implant Innovations Inc® : 80% Pd, 10%Ga, Cu, Au, Zn)

Ta : vis en alliage de titane conventionnelle (Implant Innovations Inc® : 90% Ti, 6% Al, 4% V)

TiN : Nitrure de titane, revêtement de certains piliers implantaires ou de certaines vis implantaires.

Wc : Carbure de tungstène, revêtement de certaines vis implantaires.

TiC : Carbure de titane, matériau réfractaire de grande dureté (2470 knoops), revêtement de certaines vis implantaires.

TiCN : Carbonitrate de titane, matériau de couleur or avec une grande dureté et une haute résistance à la corrosion, revêtement de certaines vis implantaires.

TAN : alliage de titane pour certaines vis implantaires, alliage de titane de grade 4, 6% Al, 4% de Nobium.

Introduction :

La prothèse implantaire est née grâce aux travaux de Bränemark sur l'ostéointégration en 1969 (Bränemark et al, 1969 (28)) et celle-ci occupe une part de plus en plus importante parmi les solutions prothétiques envisagées. En effet au fil des dernières années, l'utilisation d'implants ostéo-intégrés a gagné en popularité et permet de réhabiliter les personnes édentées avec des solutions prothétiques fixées. La prothèse implantaire à donc pour but de restituer l'anatomie de la couronne dentaire en l'absence de racines résiduelles ou de stabiliser des prothèses amovibles. Il est ainsi possible de réaliser des prothèses amovibles complètes supra implantaire (stabilisées par deux implants avec des systèmes de bouton pression ou stabilisées par une barre en titane transvissée sur plusieurs implants) ; mais également des prothèses fixées transvissées ; ou encore des prothèses fixées scellées sur des piliers usinés vissés.

Depuis des années les implants dentaires ont connu des avancées technologiques qui concernent aussi bien les procédures chirurgicales, que l'anatomie implantaire ou les matériaux utilisés ainsi que leurs états de surface.

Cependant même si les grands systèmes implantaires s'efforcent de conduire des études prospectives à long terme qui montrent pour la plupart, des taux de survie implantaire à 10 ans supérieure à 95 % voir 98% (Meijer HJ et coll, 2009 (101)), ces excellents résultats masquent néanmoins un certain nombre de complications. Les péri-implantites restent les plus médiatiques, mais les complications prothétiques en prothèse supra implantaire ne sont pas négligeables.

Ainsi les complications les plus fréquemment rencontrées en prothèse implantaire, sont les pertes de rétention, les fractures de cosmétiques et les dévissages des pièces prothétiques qui font l'objet de ce travail. Ces dernières peuvent induire une fragilisation des structures prothético-implantaires et conduire parfois à leurs fractures.

En outre, lors des étapes chirurgicales et prothétiques les pièces prothétiques subissent plusieurs cycles de vissage/dévissage. Par conséquent l'impact de ces cycles sur la connexion interne de l'implant, sur le pilier ou sur la vis prothétique peut-il être responsable d'échec prothétique à plus ou moins long terme ? Et y a t-il une relation entre ce possible impact de ces cycles et un futur dévissage du pilier ?

L'objectif de ce travail est donc de développer une méthodologie pour identifier et évaluer les mécanismes d'usure pouvant intervenir lors des étapes de vissage/dévissage de la vis et du pilier implantaire et de trouver des techniques d'analyses pour y répondre.

Ainsi cette étude a pour but d'analyser l'effet des cycles vissage/dévissage sur l'état des surfaces des connexions implantaires (Implant Astra Tech® à connexion cône morse indéxé) et des pièces prothétiques (pilier Ti Design droit et vis correspondante pour réaliser de la prothèse scellée) à l'aide de la microscopie optique, électronique à balayage et confocale. Enfin cette étude permet d'examiner l'effet de ces cycles sur le repositionnement des pièces prothétiques au sein de l'implant grâce à la tomographie 3D à haute résolution.

	Type de prothèse implantaire	
	Vissée	Scellée
Image		
Avantages	- dépose facilitée (changement de vis), - recul clinique important, - absence de ciment de scellement empêchant tout risque d'agression de l'environnement péri-implantaire.	- absence de puits d'accès aux vis des piliers améliorant l'esthétique et l'ajustage occlusal, - adaptation passive de l'armature dû à l'espacement nécessaire pour le ciment, - la dépose est facilitée si nécessaire (scellement avec un ciment provisoire), -possibilité d'utiliser des piliers angulés pour corriger d'éventuels problèmes d'axe. - facilité de réalisation (proche de la prothèse conventionnelle). - meilleur profil d'émergence
Inconvénients	-chirurgical : incompatibilité fréquente des axes chirurgical et prothétique qui limite le champ d'action du chirurgien (sauf pour les piliers coniques type Uni), - esthétique : altération de l'anatomie occlusale, - fonctionnel : différence d'usure entre les matériaux du puits d'accès (composite) et de la surface occlusale (céramique), - biomécanique : risque de dévissage et risque de fracture de céramique dû à la jonction composite-céramique, - techniques : difficulté de réalisation pour le prothésiste, difficulté de contrôle de la passivité, difficulté de gestion de l'émergence de la vis en cas d'implants angulés.	- iatrogène pour l'environnement péri-implantaire causé par les excès de ciment de scellement, - nécessité d'avoir un espace prothétique suffisant dans le sens vertical.

Tableau 1 : Avantages et inconvénients de la prothèse implantaire fixée et scellée.

Considérations actuelles et description des connexions implantaires :

1.1 Généralités sur les restaurations prothétiques implantaires fixées :

Les principaux éléments d'une prothèse implanto-portée sont au nombre de quatre et ceux-ci une fois assemblés forme le complexe « implant-pilier-vis-prothèse » qui est une unité biologique fonctionnelle prothético –implantaire.

L'implant est un élément qui est intégré dans l'os basal des os maxillaire ou mandibulaire et permet l'ancrage du complexe au niveau du tissu osseux. Il est positionné lors d'une phase chirurgicale en lieu et place de racines dentaires absentes et permet ainsi de recréer une racine artificielle sur laquelle reposera après ostéo-intégration une couronne dentaire.

Le pilier implantaire fait la liaison entre le milieu endo-osseux et la cavité buccale. Il peut se décliner en différents matériaux en fonction des caractéristiques mécaniques et esthétiques souhaitées et plusieurs procédés de fabrication existent pour son élaboration.

La vis de serrage est une pièce maîtresse qui a pour rôle de maintenir le pilier dans la connexion implantaire lors de la mise en place de la couronne d'usage. Cette pièce supporte donc l'ensemble de la prothèse implantaire.

La prothèse est assemblée au le pilier et a pour but de remplacer une ou plusieurs dents manquantes. Son ajustage occlusal et sa forme conditionnent la pérennité de la prothèse implantaire. Il existe deux grandes familles de prothèse sur implants : la prothèse vissée et la prothèse scellée.

1.1.1 Prothèse implanto-portée transvisée :

La prothèse dans ce type de restauration est vissée soit directement à l'implant (prothèse transvissée à 1 étage), soit par l'intermédiaire d'un pilier implantaire (prothèse transvissée à 2 étages).

Dispositifs de prothèses transvissées : (H. Martinez et coll, 2008 (100))

- la prothèse à un étage est une restauration « monobloc » directement transvissée à l'implant. La limite cervicale de la restauration repose sur le col de l'implant. Ce procédé est plutôt utilisé dans les situations esthétiques antérieures ou dans les situations postérieures à faible espace prothétique et seulement pour des prothèses unitaires.

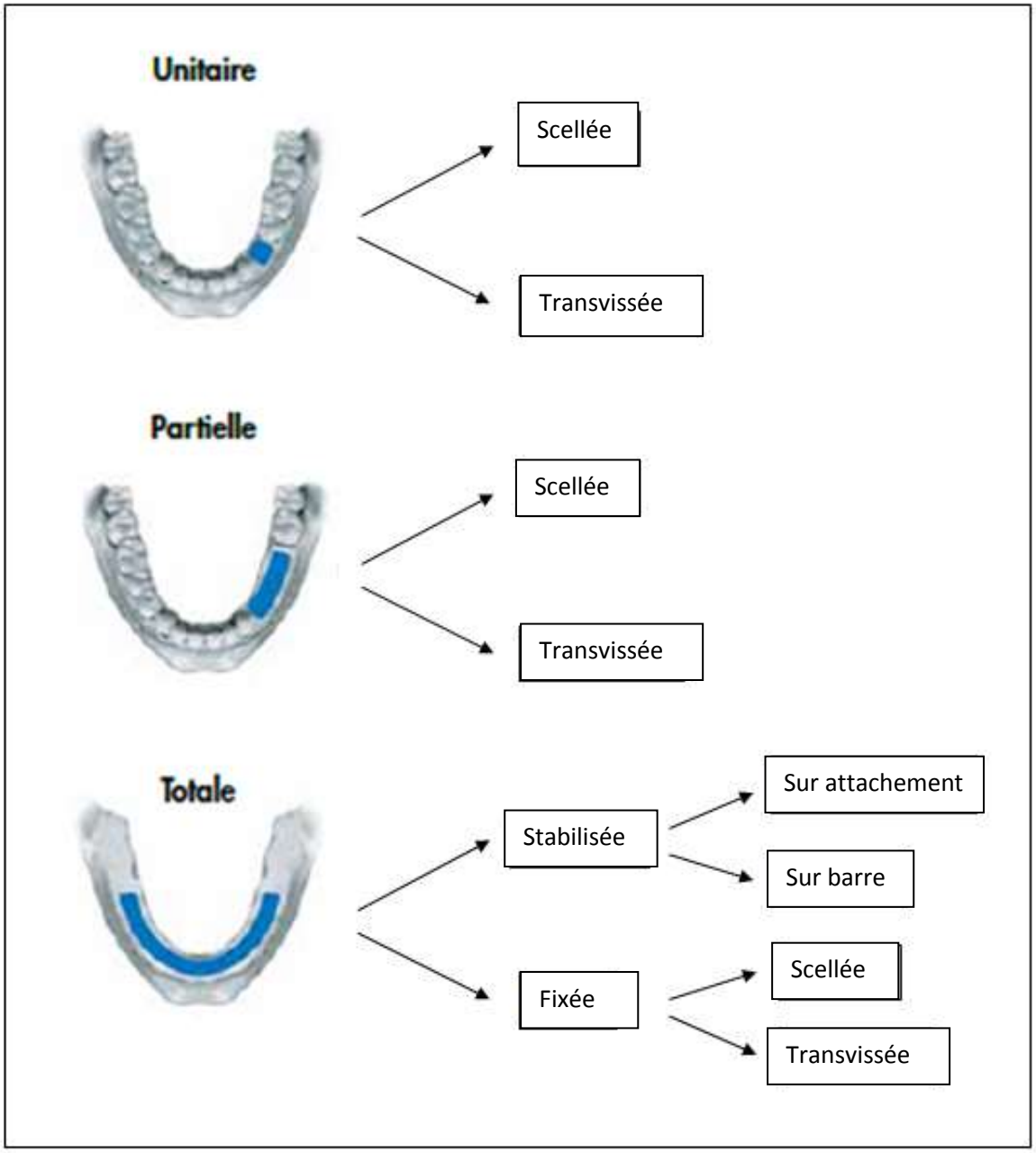


Figure 1 : Vue d'ensemble des options de restaurations (Manuel de restaurations transvissées, procédures cliniques et de laboratoires DENTSPLY (153))

- la prothèse à deux étages est une restauration transvissée sur un pilier intermédiaire lui-même transvissé à l'implant. Ainsi la limite cervicale de la restauration repose sur un pilier intermédiaire et non sur l'implant. Ce type de prothèse est plutôt utilisé dans les cas antérieurs et postérieurs lorsque l'espace prothétique est suffisant et que la hauteur et l'épaisseur des tissus mous sont importantes. Ce pilier intermédiaire permet de compenser les divergences d'axes chirurgicales et prothétiques et de situer la limite prothétique au dessus de la gencive marginale.

1.1.2 Prothèse implanto-portée scellée :

Ce type de prothèse est défini comme une restauration scellée sur des éléments intermédiaires (piliers) transvissés sur les implants.

Dispositifs de prothèses scellées : (d'après le livre « les implants : chirurgie et prothèse » de Henry Martinez et coll, 2008 (100))

- la prothèse scellée à un étage composée d'un pilier standard interne conique en titane droit ou angulé qui est vissé et d'une couronne avec une armature métallique ou céramique dont la limite périphérique s'adapte parfaitement à l'implant. Cette méthode est moins utilisée au profit de la prothèse scellée à deux étages.

- la prothèse scellée à deux étages est composée d'un pilier prothétique trans-gingival en titane vissé sur l'implant et d'une couronne avec une armature métallique ou céramique dont la limite périphérique s'adapte parfaitement à l'épaulement du pilier implantaire.

Pour chaque situation d'édentement il y a plusieurs solutions prothétiques implantaires et plusieurs choix de piliers. Ainsi que l'édentement soit unitaire, partiel ou total nous pouvons choisir entre une restauration vissée ou scellée. (cf figure 1)

Les prothèses vissées ont longtemps été préférées car elles apportent la facilité de réintervention et l'absence de ciment de scellement. Cependant les échecs en prothèse scellée sont rares à condition que les étapes prothétiques, les protocoles de serrage et de scellement soient bien respectés. Ainsi le type de prothèse est choisi en fonction du cas clinique (peu de hauteur prothétique, épaisseur des tissus…) mais la prothèse scellée est tout de même préférée car elle apporte un coût de fabrication inférieure, une facilité de fabrication, un meilleur ajustage passif et un bon maintien de l'occlusion (cf tableau 1). Sailer et coll en 2012 (127) précisent également que les prothèses vissées montrent des complications plus techniques à gérer et un taux d'échecs plus important par rapport aux prothèses scellées.

Composition chimique (% en poids)						
	Fe max	0 max	N max	C max	H max	Ti
Grade 1	0.15	0.12	0.05	0.06	0.013	Reste
Grade 2	0.20	0.18	0.05	0.06	0.013	Reste
Grade 3	0.25	0.25	0.05	0.06	0.013	Reste
Grade 4	0.30	0.35	0.05	0.06	0.013	Reste

Tableau 2: Composition chimique du titane "commercialement pur selon la norme DIN 17850 (Titanium – chemical composition, novembre 1990)

Propriétés mécaniques	Titane Tcp	TA6V
La rigidité en GPa	80 à 100	107
Limite élastique en MPa	750	960
Ténacité en MPa	800	980
La ductilité (L'allongement à la rupture en %)	10	14
La résistance à la traction en MPa.	290 à 410	-
La dureté (VHN)	190 à 200	300

Tableau 3 : Les propriétés mécaniques du titane ; Tcp : titane commercialement pur ; TA6V : alliage de titane de grade 5 (Pr. Ag. Dorra Kammoun, document pdf disponible en ligne à l'adresse : http://www.fmdm.rnu.tn/uploaded/file/Cours%20Biomateriaux.pdf (p7)).

Figure 2 : Les différentes formes des implants dentaires ; 1 : implant cylindrique standard ; 2 : implant cylindrique transgingival ; 3 : implant cylindrique à col évasé ; 4 : implant conique standard ; 5 : implant conique à col évasé (disponible sur le site *http://www.eid-paris.com/implants/implants-dentaires-caracteristiques.htm)* ; 6 : implant troué (disponible sur le site *http://www.chu-tours.fr/implants-dentaires-et-chirurgie-pre-implantaire.html)* ; 7 : implant cylindro-conique (disponible sur le site *http://www.medicalexpo.fr/prod/global-implant-solutions*)

1.2 Complexe implant-pilier-vis :

1.2.1 Implants :

1.2.1.1 Matériaux :

Les implants sont pour la plupart fabriqués en titane.

Ce matériau biocompatible est le plus utilisée en implantologie et il possède une structure dimorphe cristalline avec une transformation allotropique à 883 ,5 °C. Seule la forme alpha conférant au titane de bonnes propriétés mécaniques et une bonne résistance à la corrosion est utilisée.

Le titane peut être utilisé pur avec quelque impuretés (N, H, C). Il est classé en cinq grades en fonction du taux d'incorporation d'oxygène croissant : TCP grade 1 (le moins riche en Oxygène) > TCP de grade 2 > TCP de grade 3 >TCP de grade 4 (le plus riche en Oxygène et le plus résistant mécaniquement) (cf tableau 2). Le titane commercialement pur est reconnu pour sa biocompatibilité qui s'explique probablement par la couche d'oxyde qui le recouvre.

Certains implants sont fabriqués en alliage de titane TiAl6V4 plus communément appelé titane de grade 5. Le TiAl6V4 contient 90% de titane, 6% d'aluminium, 4% de Vanadium et un peu d'oxygène (M.A. Khan et coll, 1996 (84)). L'alliage Ti-6Al-4V présente une plus grande résistance à la traction (897 Mpa) que le titane commercialement pur (Shemtov et coll, 2015 (134)). Cependant la biocompatibilité est moins bonne que les implants en titane commercialement pur (d'après Laheurte P. et coll, 2014 (158))

Des implants en zircone existent également comme l'implant « White Sky®» (Bredent®, Allemagne) en zircone TZP très résistant et biocompatible encore très peu utilisé. D'autres matériaux ont été développés pour l'implantologie comme le nitinol (alliage titane-nickel) et le tantale qui sont des matériaux biocompatibles et poreux.

1.2.1.2 Propriétés physiques et mécaniques du titane :

Ces propriétés le différencient des autres matériaux car il possède une densité faible, une température de fusion élevé (1670°C), une conductivité thermique faible (21,6 W/mK), un coefficient de dilatation thermique faible et il est amagnétique.

De plus les propriétés mécanique du titane (cf tableau 3) ont fait de lui un matériau de choix en implantologie car son module d'élasticité (module de Young) est faible (100Gpa) par rapport aux alliages non nobles et sa limite élasticité montre une capacité à résister aux contraintes sans subir de déformation permanente. Cependant le titane commercialement pur est moins résistant mécaniquement que l'alliage de titane de grade 5. En effet la ténacité et rigidité du titane commercialement pur est inférieur à celle de l'alliage de titane de grade 5.

1.2.1.3 Formes principales d'implants : (cf figure2)

- Les implants cylindriques ou implants standard qui présentent un col très légèrement évasé, un corps cylindrique, et un apex tronconique.
- Les implants cylindriques transgingivaux avec un col plus long qui se prolonge à travers la gencive. Le corps et l'apex sont identiques à l'implant standard
- Les implants coniques standards qui présentent un col très légèrement évasé, un corps conique et un apex arrondi.
- Les implants cylindro-coniques qui présentent un col classique, un corps d'abord cylindrique vers le col puis conique vers l'apex et un apex arrondi.

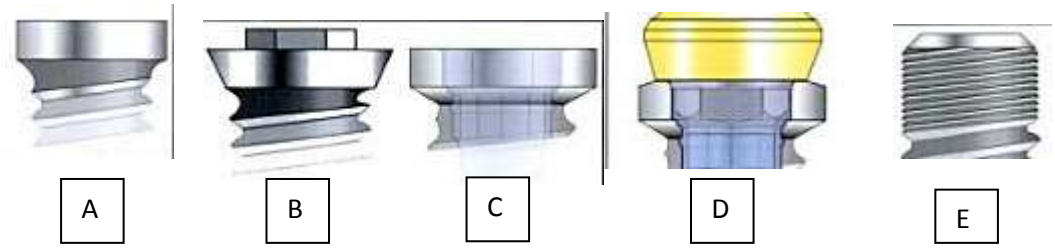


Figure 3 : Les différents cols implantaires, A : col droit, B : col evasé, C : col XP large, D : col intégrant une platform switching, E : col microfileté. (Davarpanah, Szmukler- Moncler, 2011 (46))

- Les implants cylindriques, coniques ou cylindro-coniques à col évasé avec un col de diamètre supérieur à celui de l'implant standard mais avec le même corps et apex. Le col évasé permet d'améliorer les propriétés mécaniques grâce à l'augmentation de contact entre le col et le pilier prothétique ce qui diminue le risque de dévissage et de fracture. Le résultat esthétique et la stabilité primaire sont également améliorés. (Davarpanah et coll, 2004 (45))
- Les implants troués au niveau du corps qui sont sensés améliorer l'ostéointégration mais qui ont été abandonnés.

1.2.1.4 Col implantaire : (cf figure 3)

C'est la partie haute de l'implant qui reçoit le pilier. Ce col peut être droit, large de type XP, transgingival ; il peut intégrer une platform switching ou peut être évasé pour augmente la stabilité primaire. Le principe de la platform switching se définit par l'utilisation d'un pilier de diamètre inférieur à celui du col implantaire. Ce concept a des intérêts sur le plan biologique en diminuant la taille du hiatus implanto-prothétique, ainsi que sur les plans biomécanique et esthétique, en augmentant le volume du tissu conjonctif autour du pilier. Les implants avec une platform switching possèdent un col lisse avec une plus faible concentration de contraintes sur l'os cortical ; alors que les implants avec une platform régulière et un micro filetage ont montré la plus forte concentration de contraintes sur l'os cortical. (Cacilda Cunha Ferraz et coll, 2012 (61))

Le col de l'implant était en général lisse sur 1 à 3 mm mais les implants actuels possèdent un col micro-filèté pour un meilleur blocage de l'implant. De plus le col implantaire peut être composé d'une bague en zircone pour augmenter le rendu esthétique ou être complètement en titane.

1.2.1.5 Diamètre implantaire :

Pour le diamètre implantaire il faut distinguer deux parties : le diamètre chirurgical (ou diamètre du corps de l'implant) et le diamètre prothétique (ou diamètre du col de l'implant). La classification retient trois diamètres implantaires : (Degorge T et coll, 2003)

- les implants de petit diamètre (inférieur à 3,4mm),
- de diamètre standard (de 3,75 à 4,1 mm) et
- de large diamètre (supérieur à 4,5mm).

De plus on peut voir se développer chez certains fabricants des mini implants avec un diamètre de 1,8 à 2,4mm (MDI mini implants 3M™ ESPE™).

L'augmentation du diamètre de l'implant permet une plus grande résistance mécanique face aux charges occlusales et permet de diminuer les risques de fracture ou de dévissage avec une plus grande surface de contact entre le pilier et l'implant (diamètre prothétique plus important).

Ainsi l'implant à diamètre standard est l'implant de référence et les implants à petit et grand diamètre permettent d'élargir les possibilités thérapeutiques.

1.2.1.6 Longueur des implants :

Pour la longueur implantaire il faut se référer à l'étude radiologique du patient et il faut respecter une distance de sécurité de 2 mm par rapport aux éléments anatomiques à risque. Pour chaque cas clinique la longueur doit être optimale tout en respectant les éléments anatomiques. En général il existe des implants de 6 mm de long à 16 mm de long chez beaucoup de fabricants.

Figure 4 : Conicité implantaire externe. a : implant de conicité apical, b : implant de conicité coronaire.

(Davarpanah, Szmukler- Moncler, 2011 (46))

Une étude montre que l'augmentation du diamètre implantaire, plus que la longueur favoriserait la réduction des contraintes s'exerçant autour des implants. (Nisand et Renouard et coll, 2006 (105))

1.2.1.7 Conicité implantaire :

1.2.1.7.1 Conicité externe :

La conicité est plus ou moins prononcée et elle peut être coronaire ou apicale. (cf figure 4)

La conicité permet tout d'abord de placer l'implant plus facilement dans une crête concave ou entre deux racines convergentes.

Le second avantage de la conicité est mécanique car un implant avec une conicité apicale permet d'augmenter la stabilité primaire par compression de l'os spongieux sans compression corticale, il est ainsi indiqué dans les cas d'extraction implantation immédiate. L'implant à conicité coronaire est plutôt indiqué dans les cas d'os peu cordialisé pour augmenter la stabilité primaire.

1.2.1.7.2 Conicité interne :

Les implants avec des connexions internes possèdent des conicités allant de 5% à 12% selon les types de connexions et les fabricants.

Les implants avec de véritable connexion cône morse ont une conicité maximale de 5% soit 2,6°.

Les implants fabriqués par Dentsply Astra Tech® de type Conical Seal design possède une connexion conique à 11° avec un système d'indexation hexagonale.

Plus la conicité de la connexion est faible plus l'écrouissage se produit.

1.2.1.8 Pas de vis implantaire :

Le pas de vis des implants est différent selon les modèles et les marques et il n'y a pas de consensus concernant la distance optimale du pas de vis.

Au niveau du corps de l'implant il varie entre 0,6 et 1,25mm et au niveau du col il reste entre 0,2 et 0,3 mm. Les pas de vis peuvent être standard et être identique tout le long de l'implant ou ils peuvent être micro-fileté au niveau du col et standard au niveau du corps. Ce micro-filetage au niveau du col améliore l'ostéointégration. (Abrahamsson et coll, 2006 (4)).

En outre il existe des implants avec des pas de vis à double hélice pour diminuer le nombre de tours lors de l'insertion de l'implant dans l'os. Les pas de vis augmente la surface de contact entre l'implant et l'os et permet ainsi d'améliorer la stabilité primaire, la résistance aux forces de cisaillement et la distribution des forces dans le tissu osseux. (Diss A, Nguyen Y, Charbit Y et coll, 2005 (50))

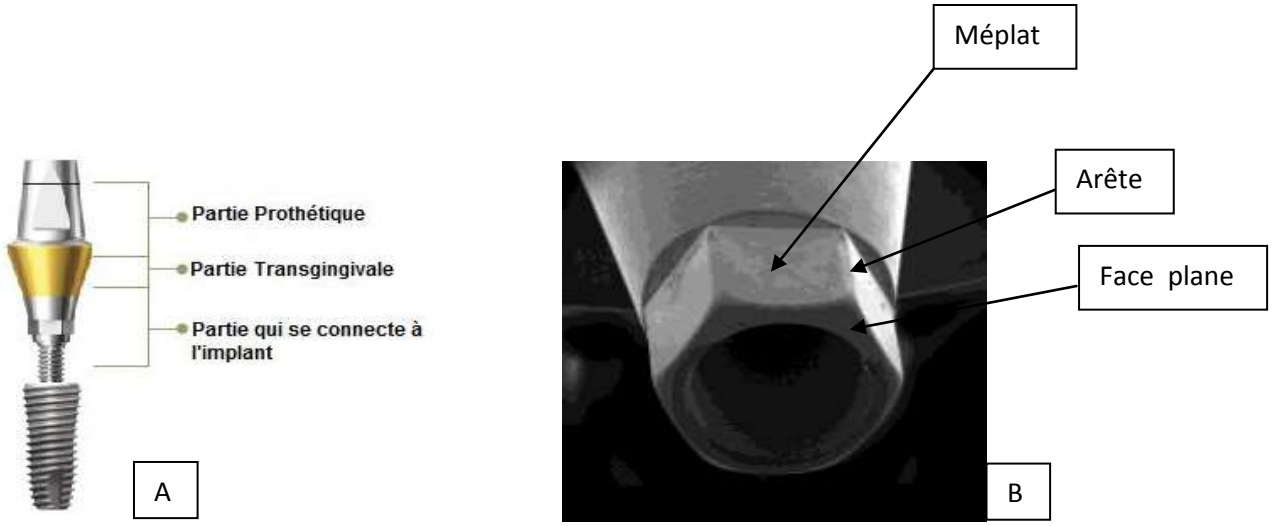


Figure 5: A : schéma du complexe implant-pilier (disponible sur le site *http://www.anthogyr.fr/produits/numerique/cad-cam-simeda/protheses-personnalisees)* ; B : schéma de la partie du pilier qui se connecte à l'implant (disponible sur le site *http://www.dentogem.com/node/44*).

Figure 6 : A : Pilier en titane de grade 5 recouvert de titane nitruré Atlantis®; B : pilier en zircone Atlantis®; C : pilier en titane de grade 5 Atlantis® (d'après le manuel de restaurations prothétiques scellées DENTSPLY Implants® (153))

1.2.2 Piliers implantaires :

Les piliers implantaires sont composés d'une partie prothétique, transgingivale et implantaire. (cf figure 5)

1.2.2.1 Cahier des charges d'un pilier implantaire :

Les piliers implantaires doivent :

- être conçus avec un matériau biocompatible.
- être stables et rigides avec un système de blocage anti rotationnel pour connecter solidement l'implant et la couronne.
- transférer les forces de manière uniforme vers l'implant pour minimiser les risques de surcharges et de fractures.
- pouvoir résoudre les variations verticales et les divergences entre les implants.
- s'adapter très précisément dans l'implant de manière passive,
- comporter un profil d'émergence harmonieux et une limite de finition prothétique juxta gingivale pour éviter toute fusée de ciment de scellement et conserver le tissu conjonctif et l'attache épithélial en bonne santé.

1.2.2.2 Matériaux des piliers implantaires:

Les piliers implantaires peuvent être fabriqués tout d'abord en alliage de titane de grade 5 (TIAl6V4). Le titane est utilisé sous la forme d'alliage pour améliorer ses propriétés mécaniques et sa résistance à la corrosion (Rompene, Domken et coll, 2005 (122)).

Les alliages de titane sont bien documentés pour être tout de même biocompatibles et posséder de bonnes propriétés physiques et mécaniques (limite d'élasticité 960MPa, module Young 114 GPa, ténacité 980MPa.m1/2) (cf tableau 3).

Cependant dans les cas esthétiques l'utilisation des piliers en alliage de titane recouvert de titane nitruré ou des piliers en alumine ou en zircone sont préférées pour éviter le reflet grisâtre ou bleuâtre du titane dans la partie transgingivale (cf figure 6). Les propriétés de l'alumine sont intéressantes car sa résistance à la flexion est de 547 MPa, sa ténacité à la rupture de 3,55 Mpa et son module de Young est de 474 MPa, mais elle est de moins en moins utilisée car la zircone yttriée présente de meilleures propriétés physiques (module de Young 215 GPa, résistance à flexion 900-1400 MPa, ténacité 5-10 MPa.m1/2) et esthétiques. En effet sa résistance à la flexion et sa ténacité sont importante ce qui lui permet de mieux résister aux cycles de mastications par rapport aux autres céramiques. Cependant, comme toute céramique, elle n'est pas ductile et elle passe de la flexion à la fracture de manière brutale.

Mais d'après une étude le nombre moyen de charges de mastication cyclique in vitro jusqu'à la rupture des piliers en titane est trois fois supérieur à celui des piliers zircone. De plus la charge moyenne avant les premières défaillances des piliers titane est presque double de celle des piliers zircone. (Jamie K.W, Foong et coll, 2013 (62))

Ainsi l'utilisation de la zircone est sujette à controverse du fait de son extrême susceptibilité à la fracture (tenacité plus faible que le titane) malgré une résistance à la flexion 10 fois supérieur à celle du titane. (Brodeck et coll, 2003 (30)).

Figure 7 : Pilier implantaire deux pièces en zircone avec une base métallique (fabriqué par Zirkonzahn®, disponible à l'adresse suivante : http://www.zirkonzahn.com/fr/faq/tuyau-prothesistes-dentaires)

De plus les piliers en céramique (alumine ou zircone) présentent un problème général qui est le « fretting wear » ou usure par frottement. En présence de micromouvements et à cause de la dureté importante des piliers en céramiques, le frottement au niveau du titane dans la zone de contact entre la connexion implantaire et le pilier en zircone provoque une usure. En effet d'après une étude l'usure maximale mesurée sur le col de l'implant est de 10,2 micromètre pour les piliers entièrement zircone et de 0,7 micromètre pour les piliers en titane après l'application de charges occlusales cycliques. (Michael Stimmelmayr et coll, 2012 (138))

Ainsi les cols implantaires en titane montrent une usure plus élève à l'interface entre le pilier et l'implant après un chargement cyclique quand il est connecté à une pièce en zircone par rapport à une pièce en titane pouvant entrainer des défauts d'ajustage dans le joint implanto-prothétique. Pour contrecarrer ce phénomène un nouveau type de pilier céramique a été développé avec une base métallique (qui sera en contact avec l'implant) et un corps céramique pour limiter ce phénomène d'usure. Les deux parties métallique et céramique sont assemblées et maintenues ensemble grâce à la vis de pilier implantaire. (cf figure 7)

De plus les piliers peuvent être en matériau nobles à base d'or, on parle de pilier UCLA. Ces piliers possèdent une bague usinées qui est en contact avec le connexion implantaire et le reste du pilier est fabriquées en surcoulées .Ces matériaux permettent de réaliser des pièces coulées très fines mais leur nature métallique leur confère une moindre résistance que le titane.

Par conséquent les piliers les plus utilisés sont les piliers métalliques en alliage de titane car ils présentent le moins de complications mécaniques. Cependant lorsque la prothèse sur implant doit être réalisée en secteur antérieur et que les tissus péri-implantaire sont minces ou que le patient possède un sourire gingival, l'utilisation des piliers en zircone (en deux pièces de préférence) est tout indiquée. Dans les autres cas antérieurs les piliers en alliage de titane nitruré peuvent être utilisés car ils apportent un meilleur rendu esthétique et possèdent de bonnes propriétés mécaniques.

1.2.2.3 Types de piliers implantaires en fonction de leur procédé de fabrication :

Les piliers implantaires peuvent être fabriqués de deux façons : soit par une méthode coulée, soit par une méthode d'usinage. De plus ils peuvent être standards ou personnalisés.

Les piliers surcoulés type UCLA présentent une base usinée en or établissant la connectique avec l'implant et il se prolonge par un cylindre en résine calcinable que le prothésiste dentaire peut entièrement remodeler par adjonction ou réduction de résine. Ce système est assez imprécis et il y a persistance d'un hiatus à la jonction entre le sommet de l'implant et la base des piliers prothétiques. Ces piliers conviennent pour des cas simples ou l'espace est réduit, mais les défauts de réalisation et le risque de dévissage sont plus fréquents.

Par ailleurs il existe deux types de piliers usinés :

- les piliers préfabriqués et standards pour les cas cliniques idéaux (piliers « catalogues »). Ils peuvent être directement commandés chez le fabricant et se présentent avec différentes hauteurs, diamètres et angulations. Ils peuvent être vissés directement lors de la chirurgie pour supporter une prothèse transitoire ou après ostéo-intégration. Ces piliers ne tiennent pas compte des particularités de chaque cas clinique. Ils peuvent cependant être modifiés par fraisage pour mieux s'adapter à la situation clinique.

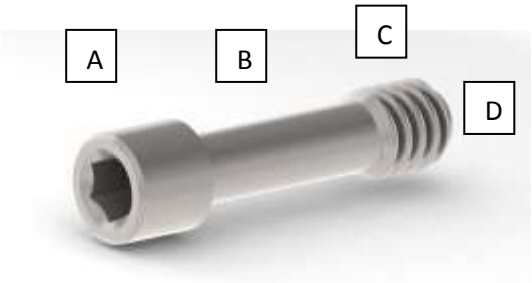


Figure 8 : Morphologie d'une vis : A : tête de la vis, B : fût de la vis, C : le pas de vis, D : l'apex de la vis. (vis définitive direct TI de DENTEO by Biotech Dental®)

- les piliers usinés par la FAO à partir d'une empreinte numérique de la situation clinique et d'une modélisation du pilier sur ordinateur. Ils s'adaptent ainsi à toutes les situations cliniques et permettent de très bons résultats esthétiques avec des profils d'émergences personnalisés. Le seul point négatif est l'externalisation de leur fabrication dans des plateformes d'usinages spécifiques et encore peu nombreuses.

En outre les piliers hybrides sont des piliers standards qui vont être modifiés par une surcoulée métallique adaptée à la situation. La précision du joint implant-pilier est conservée tout en améliorant l'adaptabilité.

Enfin tous ces piliers implantaires peuvent être droits ou angulés et ces derniers permettent de rétablir l'harmonie entre l'axe implantaire et l'axe prothétique idéal. Cependant le modelage chirurgical est toujours préférable à la modification mécanique des piliers supra-implantaires.

1.2.3 Vis implantaires :

Les vis ont des morphologies différentes mais elles sont toutes composées de quatre parties : la tête de la vis avec une partie supérieure qui vient recevoir le tournevis pour appliquer le couple de serrage et une partie inferieure qui vient en contact avec le pilier pour lui transmettre les forces de serrage ; le fût de la vis qui est lisse et qui à une longueur variable selon les fabricants et les types de vis ; le pas de vis qui forme la partie active de la vis et qui sera vissé dans le filetage de l'implant et l'apex qui est l'extrémité inférieure de la vis et qui peut être plat ou conique (cf figure 8).

1.2.3.1 Cahier des charges d'une vis implantaire :

Les vis implantaires doivent :

- permettre de serrer les éléments du complexe implant-pilier ensemble avec une force suffisante pour empêcher la séparation et le desserrage lorsqu'il est exposé à des vibrations, des chocs et lors des charges cycliques externes répétés.
- pouvoir être serrée avec une clé dynamométrique et avec un couple précis.
- être résistantes et ne pas se fracturer.
- avoir un diamètre suffisant pour assurer leur solidité.
- être usinées pour avoir un état de surface régulier.
- s'adapter parfaitement au pilier implantaire et descendre passivement en buté.

1.2.3.2 Matériaux des vis implantaires :

Les vis implantaires peuvent être en or ou en alliage de titane de grade 5 et peuvent posséder un revêtement. La société Straumann propose des vis en alliage TAN comprenant du titane de grade 4 avec 6% d'Aluminium et 7% de Nobium. De plus la société Nobel propose des vis en alliage comprenant du titane de grade 5 avec 6% d'Aluminium et 4% de Vanadium. Les propriétés mécaniques du titane de grade 5 sont supérieures à celles du titane de grade 4 et sont coût est beaucoup moins important.

La vis implantaire est l'élément le plus fragile du complexe implant-pilier-vis et les fabricants n'ont de cesse de développer de nouveau matériau ou revêtement pour celle-ci. Au début de l'implantologie les vis utilisées étaient en or mais ces vis avaient tendance à se fracturer ou à se dévisser fréquemment. Puis le titane de grade 5 est apparu et les échecs ont diminués, mais toutes les défaillances ne sont pas résolues.

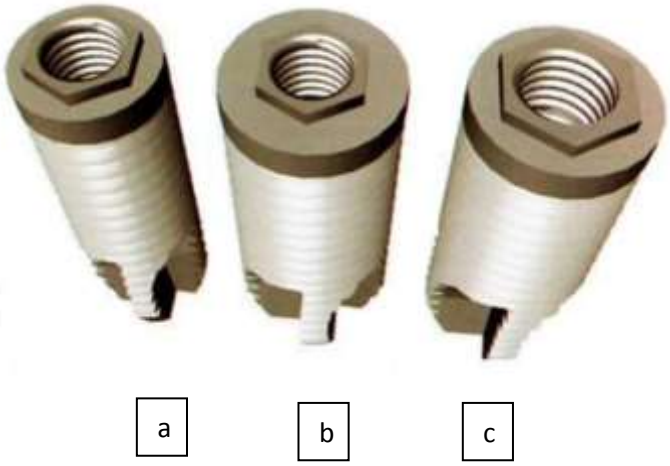


Figure 9 : Schéma d'implant possédant une connexion externe passive (d'après Szmukler-Moncler S. et coll, 2011 (46)) ; a : implant à diamètre standard avec vis centrale ; b : implant de gros diamètre avec hexagone et vis standard ; c : implant de gros diamètre avec hexagone et vis centrale plus large.

C'est ainsi que certains fabricants ont mis au point des revêtements de surface au niveau des spires des vis pour leur donner des propriétés mécaniques intéressantes et notamment pour diminuer leur rugosité de surfaces : (D. Jörn et coll, 2014 (79))

- vis Gt avec revêtement en or,
- vis avec revêtement en Niture de titane (TiN),
- vis avec revêtement en carbure de tungstène (Wc),
- vis avec revêtement en carbure de titane (TiC)
- vis avec revêtement en carbonitrate de titane TiCN,
- vis avec revêtement en carbone de type diamant (CDA).

1.2.3.3 Formes et surfaces des vis :

La surface microscopique du pas de vis des vis implantaires est représentée par une alternance de sommets et de creux qui sont comprimés pendant la séquence de serrage. La surface des vis est importante car elle doit présenter le moins d'irrégularités possible pour maximiser la force de serrage.

Le col de la vis implantaire peut être conique ou cylindrique en fonction de la connexion implantaire utilisée.

Une étude montre que plus la vis est grande plus le risque de fracture augmente. Cependant ceci est compensé par le fait qu'il y a une augmentation de la surface de contact qui permet une meilleure répartition des forces. (Kim SK et coll, 2012 (87))

La vis de pilier est un élément crucial de la connexion implantaire qui est garante de la stabilité dans le temps de cette dernière.

1.3 Connexions implanto-prothétiques :

La connexion implantaire correspond à un emboîtement entre une pièce mâle et une pièce femelle qui connecte le pilier prothétique au corps implantaire endo-osseux. Cet emboîtement est soit passif ou actif, soit interne ou externe et inclut ou non un système anti rotationnel.

1.3.1 Connexions passives :

Une connexion est définie comme passive lorsqu'il existe un léger espace entre les composants qui ne sont solidarisés que par une vis. L'essentiel de la rétention est réalisé par le couple de serrage de la vis connectant le pilier à l'implant.

1.3.1.1 Connexions externes :

Elles sont les plus répandues et les plus anciennes. La surface de l'implant possède une forme de plateau surmonté en son centre d'un hexagone associé à un pas de vis central. Cet hexagone externe offre par sa structure plusieurs positionnements possibles pour le pilier et permet de s'opposer aux forces rotationnelles. Il s'agit du Bränemark system® de Nobel Biocare. (cf figure 9)

Exemple d'implant à connexion externe passive :

- Standard plus implants® Narrow Neck de la société Straumann
- Implants 3i T3 de la société Biomet 3i

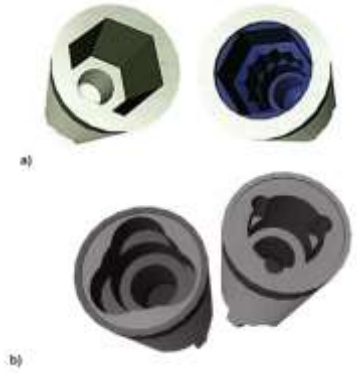


Figure 10: schéma de connexion interne (d'après Szmukler-Moncler S. et coll, 2011 (46)) ; a : connexion à hexagone interne et polygone interne ; b : connexion interne à trois lobes et trois lobules.

Figure 11 : Schéma de comparaison des connexions : A connexion passive externe, B connexion passive interne, C connexion active (d'après Théry L et coll, 2006)

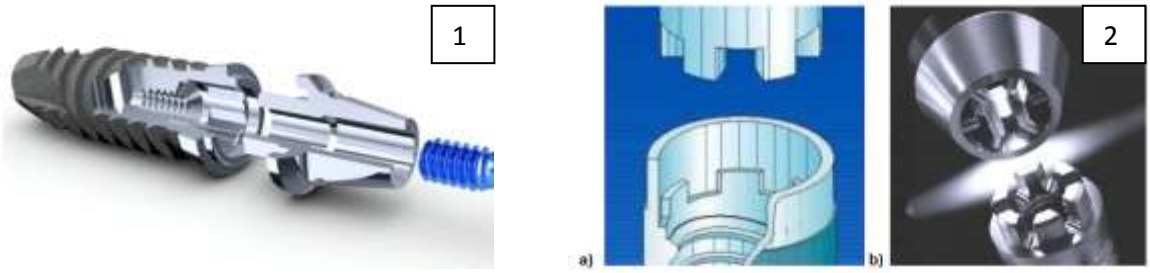


Figure 12 : 1 : Connexion implantaire du système Thommen Médical (d'après le site internet du fabricant Thommen Medical, *http://www.thommenmedical.com*). 2 : connexion à créneaux : a) système Dentsply Friadent ; b) Système Sluzer Calcitek (d'après Szmukler-Moncler S. et coll, 2011 (46)).

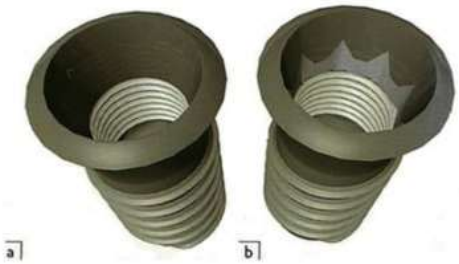


Figure 13 : a) Connexion à cône morse pur ; b) Connexion à cône morse indexé (d'après Szmukler-Moncler et coll, 2011 (46))

1.3.1.2 Connexions internes :

Ce type de connexion correspond à une surface en forme de plateau avec en son centre un hexagone ou toutes sortes de polygones ou lobules associés à un pas de vis central interne. Il en existe différents types qui se différencient par la forme de leurs systèmes anti rotationnels. La plus courante est celle qui dispose d'un hexagone interne mais il y a des polygones qui offrent encore plus de possibilités de positionnement du pilier. Les connexions internes peuvent donc être coniques (8 à 11 degrès) octogonales, hexagonales, rainurées, trilobées ou à hémi cylindre (cf figure 10).

La présence d'angles vifs dans les connexions internes améliore les propriétés anti rotationnelles 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 l'architecture de la connexion influence la répartition des contraintes au sein de l'implant puis sur l'interface os-implant.

Exemple d'implant à connexion interne passive :

- Implant Friadent® a hexagone interne de la societé Dentsply
- Implant Certain® a hexagone interne clic de la societé 3i

1.3.2 Connexions actives :

Une connexion est dite active lorsque la connexion se fait par friction. Dans ce cas il n'existe pas d'espace entre les composants car les deux parties sont encastrées. Ainsi il n'y a plus obligatoirement de vis dans ces connexions.

Elles sont principalement représentées par la connexion cône morse ou le pilier conique vient s'insérer dans le corps de l'implant qui possède une conicité correspondante. La rétention se fait grâce à la friction du pilier dans l'implant. On y ajoute ou non un pas de vis selon les systèmes. (cf figure 11)

De plus il y a deux types de connexions actives : les connexions cônes morses purs et les connexions cônes morses indexés. Les connexions cônes morses purs ne sont pas munis de systèmes anti rotationnels, ne sont pas indexés et une fois le pilier assemblé il est inamovible ; le repositionnent du pilier en bouche à l'identique de la position du modèle de travail est donc très difficile. C'est ainsi qu'ont été crée les connexions actives à cône morse indexé avec un système de polygones associés au cône morse pour créer l'indexation. (cf figure 13)

Exemple d'implant à connexion active avec un cône morse pur :

- Implant Bicon® de 4mm de diamètre et avec un cône morse pur de 1,5°

Exemple d'implant à connexion active avec un cône morse indexé :

- Implant SynOcta® à connexion octogonale de la société Straumann
- Implant Conical Seal Design® à connexion hexagonale de la societé Dentsply AstraTech.

1.3.3 Connexions mixtes :

Les connexions mixtes allient les avantages des connexions externes et ceux des connexions internes. La société Thommen Medical propose une connexion mixte avec un hexagone interne associé à une connexion cylindrique externe. (cf figure 12) Il existe également des connexions passives internes et externes à créneaux où six digitations viennent s'encastrer dans l'implant. (cf figure 12)

1.3.4 Cahier des charges d'une connexion implantaire :

Une connexion implantaire doit :

- être composée de matériau biocompatible et doit répondre à la norme ISO 10993 (Evaluation biologique des dispositifs médicaux).
- offrir une bonne étanchéité afin de limiter la colonisation bactérienne responsable de complications infectieuses. Elle doit donc être fabriquée avec une bonne reproductibilité pour avoir une étanchéité optimale quelque soit le pilier utilisé.
- être stable et durable pour éviter le dévissage de la vis du pilier, et améliorer le pronostic à long terme du joint de serrage. Sa stabilité dépend :
    - de la dureté suffisante du matériau qui la constitue,
    - de sa rigidité (pas de déformation lors de la mise en place du pilier),
    - de sa résistance aux forces de cisaillement,
    - et de sa résistance à la flexion ainsi qu'à la fatigue engendrée par les forces masticatoires.
- permettre l'optimisation du rendu esthétique par la dissimulation des éléments prothétiques.
- permettre l'utilisation d'un seul tournevis pour toutes les phases prothétiques et le repositionnement des piliers doit être reproductible sans radiographie.
- permettre d'utiliser des vis de pilier courtes et étroites pour augmenter l'épaisseur des matériaux cosmétiques.
- avoir un coût de fabrication et de mise en place clinique faible à efficacité égale.
- être à la fois simple à utiliser, pratique, efficace et doit permettre une prise d'empreinte aisée et rapide.

1.3.5 Indexation :

L'indexation est le système mécanique qui permet le transfert plus ou moins précis de la restauration prothétique de l'analogue de l'implant sur le modèle de travail du laboratoire au repositionnent en bouche. Ce système permet donc de diminuer le risque de rotation du pilier une fois vissé, de diminuer le risque de dévissage et permet également le repositionnement facile du pilier lors étapes prothétiques.

La conception des connexions implantaire et l'utilité du système d'indexation varie selon les différentes écoles. En effet d'après l'école allemande Zipprich, Weigl et coll (2007) (149) les performances mécaniques et biologiques doivent primer sur les autres aspects. Ainsi le cône de la connexion interne doit être le plus haut possible et la conicité faible pour optimiser la rétention des composants implanto-prothétiques. De plus selon eux le dispositif d'indexation n'est pas indispensable au sein de la connexion. Cependant l'école suisse, (Buser D. et Belser UC ,2005 (34)) mettent en priorité la simplicité d'utilisation et la précision de transfert entre le laboratoire de prothèse et la clinique. Ainsi l'indexation est selon eux un élément primordial.

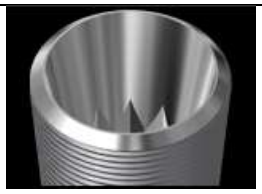
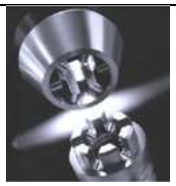
Type de connexion		Image	Avantages	Inconvénients
Passive	**Externe**	 Hexagone externe universel (Implants Nobel BRANEMARK®)	- Plutôt pour les reconstitutions plurales - Facilite d'utilisation - Nombreux fabricants - Plusieurs positionnements - Hexagone externe s'oppose aux forces rotationnelles - Utilisation d'une clé dynamométrique simple	- Résistance mécanique au dévissage et à la fatigue faible - Fragile contre forces latérales - Peu esthétique car hexagone externe augmente hauteur de la connexion - Taille du hiatus augmenté - Risque de pincement des tissus lors du serrage - Diamètre toujours trop large à cause de la vis de fixation indépendante - Radio de contrôle obligatoire
	Interne	 Hexagone interne (Implants Dentsply Friadent®) Hexagone interne clic (Implants 3i Certain®)	- Résistance mécanique au dévissage et à la fatigue augmentée - Meilleure répartition des contraintes au sein de l'implant - Reconstitutions unitaires - Taille du hiatus diminué - Pas de radio de contrôle obligatoire - Simplicité d'utilisation - Positionnement modulable en fonction de la forme du polygone - Meilleure esthétique car hauteur de connexion faible - Permet l'utilisation de la Platform Switching - Utilisation d'une clé dynamométrique simple	- Epaisseur implants plus fines - Diamètre trop large à cause de la vis de fixation indépendante
Active	**Cône morse pur**	 Cône morse pur (Implants Bicon®)	- Pas de dévissage avec la soudure à froid - Pas d'espace entre les composants - Faible diamètre car pas de vis indépendante - Plus résistant mécaniquement	- Difficulté pour prendre l'empreinte -Pas d'indexation : difficulté de repositionnement - Outillage spécialisé nécessaire
	Cône morse indexé	 Cône morse indexé (Implants Astra Tech Osseospeed®)	- Moins de dévissage avec la conicité et la friction entre les pièces. - Pas d'espace entre les composants - Plus résistant mécaniquement - Repositionnement facile du pilier implantaire grâce à l'indexation. - Empreinte facilement réalisable	- Difficultés lors des desserrages dans les étapes prothétiques (friction entre les pièces plus elevées) et outillage spécialisé nécessaire
Mixte		 Sluzer Calcitek Spline®	- Avantages des connexions externe et interne - Augmente encore la résistance aux forces rotationnelles et la répartition des contraintes	- Peu de modèle - Insertion difficile

Tableau 4 : Avantages et inconvénients des connexions implantaires

De plus l'indexation est fonction des connexions et de leurs formes de polygones. Plus il y a de faces sur le polygone, plus il y a de possibilités de repositionnement du pilier et moins les angles sont vifs ce qui repartis les contraintes de manière plus uniforme dans l'implant. Le jeu en rotation pour les systèmes polygonaux va dépendre de plusieurs facteurs : le nombre de faces du polygone, le diamètre de la connexion et le jeu d'adaptation entre la pièce mâle et femelle connectées.

L'indexation des connexions facilite le repositionnent correct du pilier dans le corps de l'implant et permet au praticien de vérifier que la position sur le modèle de travail et la même en bouche. Les systèmes indexés amène donc la sécurité, la rapidité et la simplicité.

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 la précision d'usinage des pièces (Semper W, Kraft S et Kruger T, 2009 (130)).

En outre cette indexation doit être passive pour permettre de descendre les piliers entièrement dans les implants sans friction. Un mauvais positionnement ou une mauvaise passivité peut être à l'origine d'un dévissage.

Par ailleurs les connexions à créneaux permettent un meilleur repositionnement par rapport aux connexions polygonales. Les connexions actives ne possédant pas d'indexation rendent le repositionnement en bouche peu précis et difficile.

1.3.6 Comparaison des différents types de connexions implantaires : (cf tableau 4)

La connexion conique interne permet de minimiser le desserrage des vis et les fractures de pièces prothétiques qui sont généralement retrouvés avec les connexions à hexagone externe. (Riccardi Copeddé et coll, 2009 (117))

Une étude à comparer la résistance à la fatigue de différentes connexions à épaulement horizontal et constate que les connexions internes polygonales montrent les meilleurs résultats en terme de résistance à la fatigue, suivies des connexions externes (quelque soit leurs formes). (Steinebrunner L. et coll, 2008 (137))

Narang P et coll en 2011 (101) sont également en accord sur ce point et expliquent que les connexions internes coniques ont une meilleure résistance à la fatigue que les connexions à hexagones externes.

En outre l'étude de Binon et coll en 2000 (25) montre que les systèmes à connexion hexagonale externe sont plus enclins au desserrage des vis en raison d'un nombre plus important de micromouvements par rapport aux connexions hexagonales internes qui permettent une répartition plus uniforme des forces sous contrainte. Ces connexions permettent également une plus grande stabilité et une plus grande résistance aux charges latérales. (D'après Maeda Y et coll, 2006 (97))

De plus d'après l'étude de Pattapon, Asvanund et coll en 2011 (14) les piliers sont soumis à moins de contraintes lorsqu'ils sont connectés à une connexion interne qu'à une connexion externe.

Les connexions internes possèdent les avantages et inconvénients opposées aux connexions externes. En effet la vis des connexions internes subie moins de charge mais elle est plus sujette à la fracture car son petit diamètre la rend plus fragile.

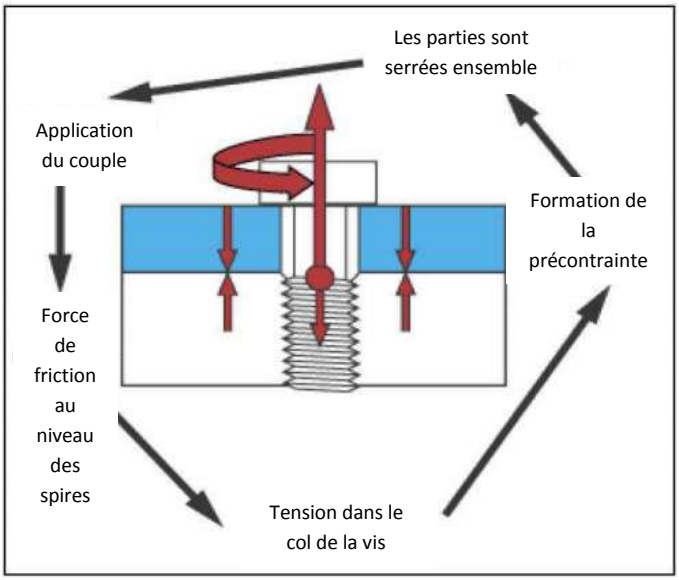


Figure 14 : Application du couple de serrage et formation de la précontrainte dans la vis implantaire.

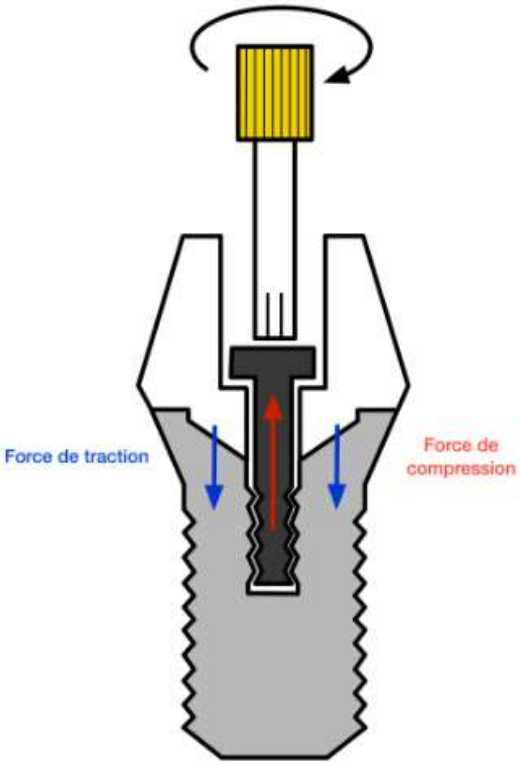


Figure 15 : Résultante des forces qui se produisent sur la vis implantaire lors du serrage.

Ainsi même si aucune connexion ne répond actuellement au cahier des charges de la connexion implantaire idéale, le choix de celle-ci doit se faire principalement en fonction du contexte clinique. Cependant les implants à connexion passive interne et les implants à connexion active à cône morse indexé sont tout de même les plus souvent utilisés car la balance avantages/inconvénients de ces connexions les rend plus fréquemment favorables en fonction du contexte clinique (voir tableau 4). C'est ainsi que les connexions actives à cône morse indexé ont été choisi pour cette étude.

1.4 Vissage du complexe implanto-prothétique :

1.4.1 Principe :

La vis permet de serrer les éléments du complexe pilier-implant ensemble avec une force suffisante pour empêcher la désolidarisation ou le desserrage lorsqu'ils sont exposés à des vibrations, des chocs ou des charges cycliques externes répétées.

Le serrage proprement dit n'intervient que lorsque la vis est descendue de manière passive jusqu'à ce que sa tête entre en butée avec le pilier. C'est à cet instant qu'intervient le serrage qui correspond à l'application d'un couple sur la tête de vis que l'on va pouvoir quantifier avec l'unité du système internationale, le N.cm. Le couple va permettre dans un premier temps de faire avancer les spires de la vis dans ses contreparties (taraudage de l'implant). Ensuite une fois le contact atteint le couple va entrainer un allongement de la vis mettant ainsi le fût et les spires sous tension. Celles-ci vont avoir tendance à reprendre leur forme d'origine et donc à se raccourcir formant le serrage. C'est grâce à l'élasticité du matériau que ce phénomène ce produit. (Altmann M. et coll, 2007 (9)).

Le couple de serrage doit être appliqué grâce à une clé dynamométrique fournit par le fabricant qui diffèrent pour chaque système implantaire. Ainsi la norme ISO 11953 décrit un système de classification des clés dynamométriques à commande manuelle à usage clinique et spécifie les exigences de performances auxquelles ces clés sont soumises en terme d'exactitude, de reproductibilité et de résistance au retraitement.

1.4.2 Précontrainte :

Lorsque la vis est mise en place dans le corps de l'implant une force rotative appelé couple de serrage est appliqué sur la tête de la vis. Cette force va se traduire au niveau du corps de la vis par l'apparition d'une contrainte appelée précontrainte (cf figure 14). Le complexe implant-pilier-vis peut être considéré comme un ressort rigide ou un membre est comprimé (l'implant et le pilier) et l'autre sous tension (la vis). Le ressort emmagasine de l'énergie pour maintenir les pièces ensemble et ce potentiel stocké correspond à la force de serrage qui est l'énergie qui maintient le système.

Ainsi le vissage se passe en deux étapes : une première étape passive ou la vis descend jusqu'a être introduite entièrement dans le pas de vis et la deuxième active où le couple de serrage appliqué sur la vis induit des forces de tension sur les spires et des forces de compression entre l'implant et le pilier (cf figure 15). L'assemblage reste donc stable tant que ce niveau de précontrainte reste supérieur aux contraintes externes.

1.4.3 Facteurs influençant la précontrainte :

Le maintien de cette précontrainte repose sur le couple de vissage, les caractéristiques mécaniques de la vis, la précision d'adaptation entre les pièces et le phénomène de friction.

Les caractéristiques mécaniques, la précision d'adaptation et la friction sont contrôlées par le processus de fabrication et sont affectées par les propriétés métallurgiques des composants, la conception et la qualité de la finition de surface. (Weiss et Kozak, 2000 (148))

Le couple de vissage du pilier lui est opérateur dépendant et varie habituellement entre 35 Ncm pour une vis en or et 32 Ncm pour une vis en titane.

1.4.3.1 Couple de serrage :

Le couple de serrage correspond à la formule suivante :

Couple de serrage ($N.cm^{-1}$) = Force (N) / Distance (cm)

Le couple appliqué lors du serrage de la vis n'est pas entièrement traduit en précontrainte car une partie de ce couple de serrage de la vis est dépensé pour vaincre le frottement entre les pièces (J.E. Shigley et coll, 2004 (136)). Environ 50% de l'énergie transmise par le couple de serrage est dépensé pour vaincre les frottements entre la vis de pilier et la surface de l'implant. Environ 40% du couple appliqué est utilisé pour surmonter le frottement du filetage et seulement 10% produit de la tension dans la vis. Par conséquent la précontrainte a une valeur largement inferieure à celle du couple de serrage appliqué (Pai et coll, 2002 (108))

Comme définit précédemment la précontrainte est la force nécessaire pour maintenir le contact entre les pièces et celle-ci maintient les spires fermement adaptées entre elles. Il y a donc une valeur minimale de précontrainte pour laquelle le contact entre les spires sera présent (mais laissant supposer un desserrage ultérieur), une valeur maximale (au delà de laquelle la vis va se fracturer) et une précontrainte idéale qui est le meilleur compromis entre les deux précédentes. Le couple doit donc produire un serrage qui doit prévenir l'échec après la mise en fonction sans dépasser la limite d'élasticité du matériau.

Une étude a montré que dans le cas d'un serrage supérieur à celui recommandée par le fabricant il y avait un déplacement axial du pilier dans l'implant et ce décalage pouvait entrainer des imprécisions dans la conception de la prothèse. Celles-ci pourraient avoir pour effet de générer des forces anormalement élevées sur le pilier, sa vis et même le tissu osseux (d'après Dailey B et coll, 2009 (44)). De plus d'après le « *Manuel chirurgical Global* » de Sweden et Martina SPA (2012) (162) des couples de serrages excessifs peuvent lisser les spires des vis et arrondir les angles causant ainsi des complications prothétiques.

D'après Bickford et coll en 1995 (21) plus la précontrainte appliquée à un joint de vis est élevée jusqu'a un maximum égal ou proche à la résistance à la rupture, plus la résistance au desserrage est importante. Ainsi augmenter le couple de vissage diminue théoriquement le risque de dévissage mais peut induire une déformation ou une rupture de la vis non négligeable si celui-ci est trop important.

Il existe ainsi une double limite au couple de serrage : la limite d'élasticité de la vis et la tension critique de rupture de l'interface os-implant. (Bernard et coll, 2003 (18)).

La précontrainte optimale réduisant les risques de dévissage sous des forces occlusales normales serait autour de 75 à 90 % de l'élasticité du matériau de la vis (Narang P et coll, 2012 (102)). Il est donc important pour les cliniciens de connaitre les valeurs de couple de serrage pour chaque type de système utilisé car il n'y a pas de valeur universelle et les couples peuvent varier entre 18 et 45 Ncm, en fonction des systèmes et des composants. Par ailleurs les prothésistes doivent aussi connaître ces valeurs et doivent aussi utiliser un instrument de mesure lors de la fabrication de la prothèse au laboratoire pour éviter des déviations d'axes pouvant avoir des conséquences cliniques.

Pour appliquer le couple de serrage il faut impérativement utiliser une clé dynamométrique. En effet le serrage manuel est simple à employer et donne une bonne sensibilité tactile mais il est limité dans la quantité de couple qu'il peut générer. D'après Martin Gross et coll en 2001 (68) la fermeture manuelle maximale est loin de réaliser le couple recommandé dans les systèmes implantaires. De plus il y a une très nette différence entre les opérateurs dans les valeurs de couple générées de manière manuelle. En outre Binon et coll en 1998 (27) explique que le serrage manuel est incompatible avec les données de couple recommandes par les fabricants en raison de la variabilité de l'opérateur qui est incapable de fournir des valeurs de couples prévisibles supérieures à 20 Ncm. Ainsi ils concluent qu'un serrage mécanique permet d'éliminer la variable opérateur et fournit un couple idéal avec rapidité, facilité d'accès et sécurité.

Enfin les clés mécaniques et électroniques doivent être retournées au fabricant pour être étalonnées après une utilisation prolongée afin de garantir le couple de serrage optimal. (Dellings and Curtis, 1996 (49))

1.4.3.2 Coefficient de friction :

La précontrainte dépend du coefficient de friction et ceci peut s'écrire :

Précontrainte = Couple de serrage / Coefficient de friction

1.4.3.2.1 Facteurs généraux faisant varier le coefficient de friction :

De manière générale ce coefficient de frottement dépend des matériaux en contact, de l'état des surfaces en contact (rugosité) et de la présence ou non de lubrifiant. Dans le complexe implant-pilier-vis ce coefficient de friction dépend de la vis, de son matériau, de sa longueur, de sa largeur et des dimensions du pas de vis. En effet d'après Sakaguchi, Borgensen et coll en 1995 (128) la précontrainte réelle obtenue dans les composants dépends de la finition des interfaces, de la friction, des propriétés, de la géométrie des composants et de la présence ou non de salive ou de fluide. Ainsi le coefficient de friction qui est différent pour chaque vis va également déterminer la précontrainte.

Lorsque le couple de serrage est appliqué les irrégularités de surface sont aplaties au contact des surfaces des composants. L'énergie nécessaire pour aplatir les irrégularités réduit la précontrainte finale comme expliqué précédemment. En pratique on cherche donc à avoir une précontrainte maximale avec un couple de serrage le moins élevé possible. Par conséquent il faut diminuer le coefficient de friction pour diminuer la perte d'énergie de serrage dans l'aplatissement des irrégularités et ainsi augmenter la précontrainte ; car plus la précontrainte est importante plus il y aura de résistance au dévissage.

1.4.3.2.2 Influence des revêtements de vis sur le coefficient de friction :

Rodkey E et coll en 1977 (121) font remarquer que le type de finition sur la vis peut avoir un effet considérable sur la tension induite par un couple donné. Ils expliquent que les matériaux et les surfaces des vis influent sur la précontrainte générée. En effet des matériaux ayant des modules d'élasticités plus élevés peuvent être utilisés pour la fabrication des vis de pilier pour générer une précontrainte plus élevée (Teja Guda et coll, 2008 (69)). Ainsi pour augmenter cette précontrainte certains fabricants ont eu l'idée de modifier les surfaces des vis pour diminuer le coefficient de frottement en appliquant des revêtements lubrifiants sec à la vis. Ceux-ci affirment également qu'à l'aide de leurs nouvelles surfaces de vis il y a une augmentation de la précontrainte et donc une diminution du desserrage des vis.

Les vis de piliers Gt (Gold Tite ; Implant Innovations Inc, West Palm Beach, en Floride ; 80% de Pd, 10% Ga, 10% Cu, Au, Zn et une couche d'or pur de 0,76 mm) et les vis Tt (Torq Tite ; Nobel Biocare USA, Yorba Linda, en Californie ; alliage de Ti avec un traitement de surface) sont arrivées sur le marché avec des surfaces améliorées qui aident à réduire le coefficient de friction produisant une plus grande valeur de précontrainte que les vis d'alliages d'or et d'alliages de titane conventionnels. L'or à la surface de la vis joue un rôle de lubrifiant lors de l'application du couple de serrage et permet ainsi une meilleure répartition sur un plus grand nombre de spires. En effet sur une vis en titane, qui ne peut offrir un état de surface similaire, le frottement lors du serrage est bien plus important et une concentration des contraintes sur les spires les plus cervicales de la vis apparaît ce qui majore le risque de dévissage et de fracture. Il existe également des vis de pilier recouvertes de nitrure de titane (TiN) et de carbure de tungstène WC qui possèdent les mêmes avantages. (H. C Choe et coll, 2011 (39))

1.4.3.2.3 Influence de la lubrification salivaire sur le coefficient de friction :

La lubrification par la salive lors de l'insertion clinique du pilier semblerait diminuer le coefficient de frottement et ainsi augmenter la précontrainte.

1.4.3.2.3.1 Pour les vis en or :

Al Rafee et coll en 2002 (5) ont cherché a évalué l'effet du couple répétée et de la contamination salivaire sur la résistance à la traction sur un type de vis en or. Ils estiment en effet qu'une évaluation de l'effet du couple répété sur la résistance à la traction ultime de la vis en or peut aider le clinicien à déterminer si un nombre de cycles de serrage ne devrait pas être dépassé. Ils expliquent que les vis en or peuvent être serrées jusqu'à 20 fois sans aucun effet sur la résistance à la traction. De plus l'utilisation de salive humaine comme lubrifiant lors du serrage ne semble avoir aucun effet apparent sur la résistance à la traction de la vis en or.

Jaarda et coll en 1995 (77) ont étudié l'effet du couple sur la résistance à la traction de la vis en or. Après avoir augmenté le couple recommandé de 10 à 20Ncm, ils n'ont trouvé aucun effet significatif sur la résistance à la traction de la vis. Ainsi il semble que les vis en or peuvent être serrée plusieurs fois avec de la salive sans avoir d'effet sur la résistance à la traction de celle-ci.

1.4.3.2.3.2 Pour les vis en titane :

Pour les vis en titane les conditions sèches sont principalement recommandées et l'application de couples répétés sur celle-ci entraine des déformations du taraudage interne de l'implant et des vis (Jörn et coll, 2014 (79)).

En effet Jörn et coll (2014, (79)) expliquent que l'infiltration de salive dans la connexion implantaire lors du serrage peut engendrer des déformations plastiques. La présence de salive lors de l'assemblage du complexe implant-pilier-vis est susceptible d'avoir un effet néfaste sur les composants et sur la précontrainte, elle doit donc être évitées. Ainsi Jörn et coll (2014) expliquent que l'utilisation de lubrifiants spécifiques adaptés (revêtement de vis qui à un rôle de lubrifiant sec) peut être avantageux mais que les conditions sèches sont généralement indiquées lors de l'insertion du pilier.

Tzenakis et coll en 2002 (143) ont étudié l'effet de cycle de serrage/desserrage répété sur la précontrainte de vis prothétique en or et en titane lubrifié par de la salive. Selon ces auteurs, pour les vis en or, la précontrainte est augmentée avec une lubrification salivaire et des couples répètes. Contrairement aux vis en titane car la précontrainte augmente avec les cycles répétés mais est moins bien maintenue. La lubrification salivaire pouvant engendrer dans ce cas des déformations du pas de vis.

Pour conclure les connexions internes sont contaminées par du sang ou de la salive pendant les phases chirurgicales et prothétique de traitement. Cette contamination du filetage pourrait agir comme lubrifiant et augmenter la précontrainte en réduisant la friction entre l'implant et les surfaces de vis. A l'inverse la contamination a un effet négatif sur les valeurs de couple en réduisant la résistance de frottement au desserrage et pourrait provoquer des déformations des composants. Par ailleurs des lubrifiants secs comme certains revêtements peuvent être utilisés pour apporter une meilleure précontrainte.

En outre il existe une limite inférieure du coefficient de frottement (0 ,064) déterminée par la géométrie et la conception de l'implant en dessous de laquelle la précontrainte est perdue. Ainsi la surface ne peut pas être complètement lisse. (Teja Guda et coll, 2008 (69))

Pour conclure le coefficient de friction qui influe sur la précontrainte est fonction de la dureté du filetage, de la finition de surface, de la vitesse d'application du couple et de la présence et de la qualité du lubrifiant.

1.4.3.3 Défauts d'adaptation entre les pièces :

S'il existe un défaut d'adaptation entre les pièces prothétiques, la descente de la vis n'est plus passive et il y a une perte d'énergie lors du serrage pour rapprocher les deux pièces et donc une perte de précontrainte.

Pour cette raison les cylindres usinés sont préférés aux cylindres calcinables. De la même façon pour les défauts de surface microscopiques qui existent au niveau du filetage quelque soit la technique d'usinage, l'énergie est concentrée à ce premier niveau ce qui entraine une diminution de la précontrainte par friction. Les solutions à ce problème seraient donc comme expliquées précédemment des vis avec des revêtements qui diminuent le coefficient de friction.

1.4.3.4 Longueur de la vis :

La précontrainte est proportionnelle à la longueur de la vis donc plus la vis est longue plus la précontrainte sera élevée.

1.4.3.5 Relaxation d'ancrage :

Une fois le couple de serrage atteint, la vis va presque immédiatement commencer à se détendre et à perde de son énergie stockée. Par conséquent la précontrainte est également réduite. Ce phénomène est une conséquence directe de l'aplatissement des reliefs des surfaces métalliques du à la compression générée par l'étirement initial de la vis. C'est ce qu'on appelle la relaxation d'ancrage.

Certains chercheurs estiment que près de 10% à 24,9% de la précontrainte initiale est perdue après le serrage (Haack JE, Sakaguchi RL et coll, 1995 (72)). La valeur de cette relaxation d'ancrage dépend du nombre de zones rugueuses sur les surfaces de contact, la dureté des surfaces de la vis et de la qualité de la charge appliquée.

Pour minimiser ce phénomène, il faut serrer la vis au couple requis, attendre pendant un certain temps (5 à 10 minutes) puis resserrer au couple requis. En effet d'après Farina et coll en 2014 (59) le couple nécessaire pour desserrer les vis en titane et en or augmente statistiquement lorsqu'un resserrage a été appliqué 10 minutes après le premier serrage. Ainsi le resserrage des vis 10 minutes après la première application du couple doit être une technique clinique de routine afin d'éviter la réduction de la précontrainte et le relâchement consécutif des vis. (Farina et coll, 2014 (59))

1.4.3.6 Dispositifs anti couple :

Lors du serrage, l'utilisation d'un dispositif anti couple a une importance car d'après A. Lang et coll en 1999 (93) une moyenne de 91 % de la précontrainte donnée par le couple de serrage recommandé à été transmise à l'interface implant-os en l'absence d'un dispositif anti couple alors que pour les systèmes avec un dispositif anti-couple moins de 10% de la précontrainte donnée par le couple de serrage recommandé a été transmise à l'interface implant-os. Ainsi une force incontrôlée transmise à la suite du serrage sans dispositif anti couple peut conduire à la perte prématurée de l'implant.

1.4.3.7 Forces exercées sur la restauration :

Dans leur étude de Bickford J et coll en 1995 (21) supposent que : « la valeur de couple de desserrage est une mesure de la précontrainte restante dans la vis de pilier ». De plus dans cette étude ils constatent une chute des valeurs du couple de desserrage après l'application de charges latérales centrées ou excentrées, qui expliquerait que les forces exercées sur la restauration prothétique diminueraient la précontrainte ; notamment si celle-ci sont mal reparties. Ainsi toutes forces extérieures transversales ou axiales provoquent un effet de glissement au niveau du filetage et une partie de précontrainte est ainsi perdue. (Bickford J et coll, 1995 (21))

En outre les forces externes appliquées sur la restauration prothétique érodent progressivement la précontrainte en raison de la vibration de la vis, l'usure des surfaces de contact et de la relaxation d'ancrage. Ainsi plus il y a de charges latérales, plus il y a de micromouvements et plus la perte de précontrainte est importante. (Ameen Khraisat et coll, 2004 (85))

	Prothèse plurale transvissée	Prothèse fixée plurale scellée
CHIRURGIE	vissage de la vis de couverture	vissage de la vis de couverture
	dévissage de la vis de couverture	dévissage de la vis de couverture
	vissage de la vis de cicatrisation	vissage de la vis de cicatrisation
EMPREINTE	dévissage de la vis de cicatrisation	dévissage de la vis de cicatrisation
	vissage du transfert d'empreinte	vissage du transfert d'empreinte
	prise d'empreinte	prise d'empreinte
	dévissage du transfert d'empreinte	dévissage du transfert d'empreinte
	vissage de la vis de cicatrisation	vissage de la vis de cicatrisation
ESSAYAGE ARMATURE	dévissage de la vis de cicatrisation	dévissage de la vis de cicatrisation
	vissage de la barre pour essayage	vissage des piliers ou de l'armature pour essayage
	dévissage de la barre	dévissage des piliers ou de l'armature pour essayage
	vissage de la vis de cicatrisation	vissage de la vis de cicatrisation
ESSAYAGE ESTHETIQUE	dévissage de la vis de cicatrisation	dévissage de la vis de cicatrisation
	Vissage de la maquette prothétique avec les dents en résine sur barre	vissage armature ou piliers et essayage du biscuit
	dévissage de la maquette	dévissage armature ou piliers
	vissage de la vis de cicatrisation	vissage de la vis de cicatrisation
MISE EN PLACE DE LA PROTHESE D'USAGE	dévissage de la vis de cicatrisation	dévissage de la vis de cicatrisation
	vissage de la prothèse définitive	vissage de l'armature ou piliers définitifs et scellement de la prothèse
NOMBRE TOTAL DE CYCLES DE VISSAGE/DEVISSAGE	**8**	**8**

Tableau 5 : Récapitulatif des étapes de vissage/dévissage prothétiques cliniques pour un cas de prothèse implanto-portée.

1.4.3.8 Influence du nombre de cycles d'insertion :

Le nombre de cycles de vissage/dévissage au sein de la connexion implantaire est important au cours des étapes prothétiques et c'est leur impact qui a été étudié dans cette étude. D'après Erwin I. Weiss et coll en 2000 (148) la moyenne des cycles de vissage/dévissage pour les situations cliniques et de laboratoires se situe entre 5 et 15. Cependant ce nombre peut augmenter en fonction du nombre d'essayage ou lorsque qu'une étape prothétique doit être recommencée. (cf tableau 5)

1.4.3.8.1 Etude de Keith L. Guzaitis et coll en 2011 (71) :

Pour le cas d'un premier serrage et desserrage Suttler et al en 2003 (140) expliquent que les valeurs de couple de desserrage sont 10% à 15% plus hautes que la valeur du couple de serrage respectif. Cette affirmation semble fausse puisque d'autres auteurs, plus nombreux ont trouvé des résultats différents qui indiquent que l'écrouissage est probablement compensée par un phénomène connu sous le nom de relaxation d'ancrage qui se passe au niveau du filetage interne de la partie vissée des piliers et qui conduit à une diminution du couple de desserrage. (Dixon DL et coll, 1995 (52) ; Weiss EI et coll, 2000 (148) ; Aboyoussef H et coll, 2000 (2))

Dans leur étude, Keith L. Guzaitis et coll en 2011 (71) ont regardé l'effet de plusieurs cycles de serrage/desserrage sur les valeurs de couple de desserrage. Ils supposaient que : les valeurs de couple de desserrage ne changaient pas avec les cycles serrage/desserrage répétés.

Ces auteurs ont utilisé 41 implants (Osseo Speed MT, Astra Tech Dental, Gothenberg, Sweden), 82 vis de piliers implantaires en alliage de titane et 41 piliers implantaires correspondants (ST4, Astra Tech Dental). Les implants ont été divisés en quatre groupes et chaque groupe a réalisé un nombre précis de cycles de serrage/desserrage (cf figure 16).

Les vis implantaires ont été divisées en deux groupes de 41 vis : le premier groupe appelé vis primaire a été utilisé pour les cycles de serrage/desserrage successifs ; et le deuxième groupe appelé vis de référence a été serré dans les implants après leurs cycles serrage/desserrage terminés pour voir l'influence d'une vis neuve sur le couple de desserrage ou la précontrainte.

Groupe d'implant	Cycle des vis primaires	Cycle des vis de références
PS9	1-9	10
PS19	1-19	20
PS29	1-29	30
PS39	1-39	40

Figure 16 : Répartition des implants en différent groupe pour l'étude de Keith L. Guzaitis et coll, 2011. Cycles de collecte de données de vis prothétiques pour chaque vis primaire et chaque vis de référence

Leur protocole de réalisation des cycles de serrage/desserrage est le suivant :

- application de 1ml de solution saline stérile à l'intérieur de l'implant avec une pipette pour simuler l'environnement buccal,
- mise en place du pilier et de la vis implantaire et serrage à 25 Ncm,
- après dix minutes les vis sont resserrées à 25 Ncm pour limiter la relaxation d'ancrage,
- après cinq minutes les vis sont desserrées et le couple de desserrage est enregistré pour chaque implant.

Les implants de chaque groupe ont été analysés en Microscopie Electronique à Balayage et dans chaque groupe après la réalisation de leurs cycles correspondant une vis de référence a été serrée dans les implants en suivant le même protocole.

Ils ont constatés :

- une diminution du couple de desserrage au cours de cycles de serrage/desserrage successifs (cf figure 17).
- une augmentation du couple de desserrage après l'insertion des vis de référence.

	Pmax		Pmin		Pmedian		Pmoyenne	Ref		
Groupe	Valeur	Ecart type	Valeur	Ecart type	Valeur	Ecart type	Valeur	Ecart type	Valeur	Ecart type
PS9	22,5	0,8	19,0	0,9	21,1	0,6	20,9	0,5	19,6	1,4
PS19	22,2	0,7	17,8	1,1	20,2	0,5	20,1	0,5	19,7	1,0
PS29	22,1	0,6	16,8	1,0	18,9	0,6	19,1	0,5	19,7	1,4
PS39	21,8	0,6	16,3	0,7	18,9	0,5	18,9	0,4	18,9	1,3

Figure 17: Tableau de résultats de l'étude de Keith L. Guzaitis et coll, 2011 (71) : valeur de couple de desserrage en Ncm pour les vis prothétiques primaires et de références.

Bien que la valeur de couple initial soit de 25 Ncm, les valeurs de couple de desserrage ont toutes été à moins de 25 Ncm et celles-ci tendaient à diminuer lorsque le nombre de cycles augmentait. En effet, la plus grande valeur de couple de desserrage de la vis primaire était de 23,6 Ncm. De plus 65% des valeurs les plus élevées ont eu lieu au cours des 5 premiers cycles. La plus petite valeur de couple de desserrage enregistrée était de 15,4 Ncm qui a eu lieu entre le dix-neuvième cycle et vingt-neuvième cycle de serrage/desserrage. Ceci prouve bien la diminution du couple de desserrage lorsque le nombre de cycle serrage/desserrage augmente. (voir figure 17)

Les auteurs ont donc rapprochés l'effet de multiple insertion/désinsertion de la vis implantaire et la diminution du couple de desserrage. Les résultats indiquent donc que leur hypothèse est rejetée et suggèrent qu'après dix cycles d'insertion/désinsertion de la vis, une nouvelle vis de prothèse doit être utilisée pour maximiser le maintien de la précontrainte quand un pilier prothétique est définitivement placé dans l'implant.

Ce résultat est en adéquation avec d'autres auteurs qui expliquent que la précontrainte peut augmenter avec les cycles serrage/desserrage répétés parce que l'usure de la surface diminue le coefficient de friction entre les éléments prothétiques. En revanche ces irrégularités de surface aplaties pourraient diminuer la résistance au dévissage de la prothèse car avec moins de friction la précontrainte ne peut pas être facilement maintenue. (Tzenakis GK et coll, 2002 (143))

Ainsi d'après l'étude de Keith L. Guzaitis et coll en 2011 (71), plus le nombre de cycles d'insertion augmente avec la même vis, plus les irrégularités de surface sont aplaties et plus la précontrainte augmente car la friction diminue. Cependant avec la diminution de la friction entre les pièces cette précontrainte est plus difficilement maintenue dans le temps et le couple de desserrage diminue avec les utilisations répétées.

1.4.3.8.2 Etude de Ervin I. Weiss et coll en 2000 (148) :

Ces auteurs avaient pour but dans leur étude de comparer la perte de couple de desserrage à la suite de plusieurs cycles de vissage /dévissage entre différents systèmes implantaires. Leurs résultats montrent qu'il y a une diminution progressive des valeurs de couple de desserrage pour tous les systèmes implantaires. Il y a une perte de couple de desserrage entre 3% à 20% pour le dévissage immédiat et entre 4,5% à 36% après 30 cycles. Les systèmes qui ont maintenu les valeurs de couple de desserrage les plus élevées possèdent des éléments de friction coniques ou des éléments de verrouillages. Les systèmes avec des cônes morses ou des créneaux : ITI®, Alpha Bio® et Spline® ont de meilleures valeurs de couple de desserrage au cours des cycles.

La première constatation dans l'étude de E I. Weiss et coll (2000) (148) est que la résistance au desserrage se fait dans l'interface interne entre les composants implantaires. La conception de celle-ci est donc importante car elle doit diminuer le plus possible les micromouvements entre les pièces. Ils ont ainsi démontré que les connectiques internes sont meilleures sur ce point que les connectiques externes et qu'il faut au moins 6 pans de verrouillages dans cette connexion. Afin de minimiser les micromouvements du pilier et de la vis, la plupart des systèmes utilisent des formes anti rotationnelles. Les implants avec les cônes morse et les connexions mixtes sont les meilleurs dispositifs pour résister à ces micromouvements.

Ainsi ces auteurs concluent que les cycles répètes de vissage/dévissage diminuent progressivement la rétention de la précontrainte et le couple de desserrage avec des variations entre les systèmes implantaires. Ceci est probablement dû à une diminution différente du coefficient de friction entre les composants qui s'emboitent dans les différents systèmes.

Par conséquent selon ces auteurs il faut limiter le nombre de cycles d'insertion de la vis dans les procédures cliniques et de laboratoire avant le serrage final pour minimiser les risques de desserrage.

1.4.3.9 Conclusion :

Plusieurs facteurs influencent la précontrainte tels que **le module d'élasticité des vis, la conception de la connexion, le coefficient de friction, la lubrification, les valeurs de couple de serrage appliquées et les cycles d'insertion de vis** (Guzaitis KC, Knoernschild KL et coll, 2011 (71)). De plus, pour que l'assemblage des pièces reste stable, le niveau de la précontrainte doit rester supérieur aux contraintes externes et **le maintien de cette précontrainte repose sur le couple de serrage (donné par la fabricant), les caractéristiques mécaniques de la vis, la précision d'emboitement entre les pièces et les phénomènes de friction**. (Schwartz F, 2000 (130))

La plupart des cliniciens recommandent le serrage d'une vis à la précontrainte maximale possible dans la limite de rupture de la vis afin d'assurer une longue durée de vie de celle-ci. Patterson et Johns et coll en 1992 (110) ajoutent que la résistance à la fatigue d'une vis implantaire est de 20 ans.

Succés implantaires **Critères de Albretksson, Zarb, Worthington et Eriksson rédigé en 1986 (6)**	**Succés prothétiques** **Critères de Davarpanah M, Jakubowiez-Kohen B, Caraman M et coll, 2004 (45)**
Mobilité de l'implant isolé, non relié, ne dépassant pas la marge de 50 µ lors de l'appréciation de la mobilité ;	Absence de fracture, fêlure, dévissage ou autres complications des composants prothétiques insolvables
Absence de zones radio-claires autour de l'implant, sur un cliché rétro-alvéolaire de bonne qualité, exempt de distorsion, présentant une définition suffisante ;	La qualité de l'hygiène et de la maintenance
Perte osseuse marginale inférieure à 0,2 mm entre deux examens espacés d'un an, après la perte survenant au cours de la première année de mise en fonction de l'implant, au plus égale à 1,5mm ;	La parfaite intégration de la prothèse (phonétique, esthétique et fonctionnelle).
Absence de signes cliniques subjectifs et objectifs persistants et/ou irréversibles, tels douleur, infection, nécrose tissulaire, paresthésie ou anesthésie de la zone implantée, communication bucco-sinusienne ou bucco-nasale ou effraction du canal dentaire inférieur.	

Tabeau 6 : Critères de succès implantaires et de succès prothétiques décrit dans la littérature.

1.5 Dévissage :

1.5.1 Echecs en prothèse implantaire :

La prothèse implantaire doit s'intégrer dans la cavité buccale qui est un milieu particulièrement complexe où co-existent de nombreuses contraintes d'origines diverses :

- la présence de tissus vivants de différentes natures (gencive, muqueuse, os , dents),
- des milliards de bactéries,
- de la salive au ph variable,
- des variations de températures,
- des contraintes mécaniques, physiologiques (mastication, déglutition) mais également para fonctionnelles (bruxisme, onychophagie..).

Les restaurations implantaires doivent ainsi répondre à des critères précis que sont la biocompatibilité et la résistance aux contraintes mécaniques pour garantir leurs pérennités dans le temps.

De manière général une restauration implanto-portée est considérée comme un succès si elle répond à l'ensemble de ces critères : (Davarpanah M, Martinez H, et coll, 1999 (47))

- fonctionnalité (mastication, phonation)
- intégration psychologique (absence de douleur et d'inconfort, esthétique)
- intégration physiologique (absence d'inflammation et bonne ostéointégration)

Il n'existe pas de classifications concernant les échecs implanto-prothétiques. La définition d'un échec en prothèse implantaire se déduit des classifications de Albretksson, Zarb et coll (6) et de Davarpanah M et coll (45) qui définissent respectivement le succès implantaire et le succès prothétique (cf tableau 6). L'échec implantaire correspond donc à la perte de l'implant ou de sa structure prothétique.

La prothèse implantaire est considérée comme une thérapeutique fiable. En effet une enquête menée par plusieurs études cliniques, sur le taux de survie de prothèses sur implants, indique un taux de succès compris entre 71% à 90% en ce qui concerne tous les types de prothèses sur implants dentaires (Loza-Herrero MA et coll, 2015 (96)). Son taux d'échec est considéré comme faible mais non négligeable à plus ou moins long terme. En effet des complications existent en prothèse implantaire comme en prothèse conventionnelle et une méta-analyse rapporte que le taux de complications à cinq ans est 38,7% par patient. (Pjetursson BE et coll, 2004 (114)).On distingue deux catégories de complications : celles d'ordre biologiques et celles d'ordre mécaniques.

Les complications biologiques regroupent les défauts d'ostéointégration, les défauts de réhabilitation de la fonction (mastication, phonation) et les défauts esthétiques.

Les complications mécaniques regroupent les échecs par fracture (implant, vis, pilier, armature, cosmétique), les dévissages et les descellements.

Ces échecs mécaniques peuvent être dus à :

- un défaut de passivité dans la structure prothétique
- un défaut de serrage des éléments prothétiques : un couple de serrage trop faible engendre un risque de dévissage et une fragilisation de la structure prothétique,
- une surcharge occlusale (problème d'intensité des forces ou de direction des forces, augmentation de la puissance masticatoire après la pose d'implants et des structures implanto-portées,
- la présence de para-fonctions,
- un rapport couronne clinique/implant inapproprié,
- des extensions prothétiques distales ou des intermédiaires de bridge trop longs,
- une mauvaise conception prothétique,
- un alliage de mauvaise qualité,
- des armatures mal adaptées,
- des porosités dans l'armature,
- la fatigue métallurgique suite à des contraintes excessives comme chez les patients bruxomane. D'ailleurs le bruxisme est considère comme une contre indication majeure à la pose d'implant. (Dubreuille J.H et coll, 1995)

Une autre cause responsable de ces échecs prothétiques serait les conditions environnementales avec les réactions électrochimiques présentent dans la cavité buccale. En effet la durée de vie d'un dispositif à usage médical en titane peut être déterminée par le taux d'absorption d'hydrogène dans le dispositif et la vitesse de diffusion de l'hydrogène dans l'alliage. Williams D.N et coll en 1962 (149) indique que l'hydrogène à une concentration aussi faible que 200 ppm peut provoquer une réduction notable de la ductilité du titane et peut concourir avec d'autres facteurs à des fractures d'implants, de piliers ou de vis implantaires.

La prothèse supra implantaire révèle de nombreuses complications prothétiques et elle tolère moins d'erreur de confection et d'ajustage que la prothèse conventionnelle. Ainsi elle demande une rigueur particulière vis-à-vis des grands principes prothétiques. Les praticiens qui ont l'habitude de déposer des couronnes conventionnelles et des tenons radiculaires, ne sont pas toujours en mesure de gérer les complications prothétiques implantaires qui demandent une approche différente.

Parmi l'ensemble des complications mécaniques, les dévissages du complexe implanto-prothétique représente la complication prothétique la plus fréquemment rencontrée en prothèse implantaire avec les fractures de cosmétique (Gunne et coll, 1999 (70)). L'étude d'Assenza B. et coll, en 2005 (12) a comparé les restaurations implantaires scellées et vissées et a recensé 28% de dévissage et aucun descellement sur une période de un an. Salinas T. et Eckert S. en 2012 ont mis en évidence une incidence de 12,7% de dévissage pour les vis de piliers ou vis prothétiques tout confondu à 5 ans.

1.5.2 Définition :

Le dévissage survient lorsque les forces de dévissage sont supérieures aux forces de vissage. En effet lorsque les contraintes extérieures subies par la prothèse sont supérieures ou égales à la force qui maintient les deux pièces vissées ensemble, la prothèse se desserre. (Schwartz M.S et coll, 2000 (130))

Ce phénomènes doit être interprété comme un signal d'alarme d'un dysfonctionnement dans l'ensemble de la reconstruction supra-implantaire car il peut se compliquer d'une fracture de vis ou de l'un des composants prothétiques, voire même de l'implant. (Bert M, 1999 (20))

1.5.3 Mécanisme du dévissage :

En serrant les vis du pilier, une force de compression est générée et maintient le contact entre les surfaces portantes de l'implant et d'appui du pilier. Le succès de ce raccord est directement lié à la précontrainte obtenue à partir du couple de serrage et du maintien de celle-ci dans le temps.

Le processus de dévissage à été décrit par Bickford en 1995 (Bickford 1995 (21), Sakaguchi et Borgensen, 1993 (128)). Il explique que la précontrainte est progressivement diminuée par des charges asymétriques appliquées de l'extérieur et que cette perte progressive graduelle atteint un niveau seuil qui entrainent la rotation de la vis puis du pilier prothétique.

Pour desserrer une vis, il faut théoriquement appliquer un couple de dévissage supérieur à la précontrainte qui maintient les pièces assemblées. Cependant le couple de desserrage est toujours inferieur au couple de vissage (entre 70% et 80% du couple initial) ce qui prouve que la précontrainte initialement développée lors du vissage diminue dans le temps.

Cette diminution se réalise en deux étapes :

- tout d'abord la précontrainte diminue du fait de l'élasticité propre de la vis (relaxation d'ancrage) ;
- puis les contraintes occlusales et les forces de cisaillement entrainent un aplatissement de certaines zones du filetage de l'implant et du filetage de la vis ; des espaces de plus en plus importants sont crés entre les surfaces de contact entrainant des micromouvements entre les deux pièces. Ceux-ci sont à l'origine d'une déformation plastique de la vis et un dévissage accidentel peut alors se produire. (Pai, Hess et coll, 2002 (108)). Si la précontrainte diminue, la vis se desserre et en dessous d'un niveau critique le dévissage apparait.

Pendant la mastication le complexe implant-pilier-prothèse est soumis à des forces physiologiques qui sont respectivement pour les hommes et les femmes de 847 N et 595N (valeurs maximales, d'après Richter, 1995 (119)). Les forces de charges dynamiques par un mécanisme de fatigue au cours de la mastication ne dépassant pas la résistance maximale d'une connexion pilier/implant peuvent être à l'origine d'un dévissage progressif de la connexion pilier/implant ou de sa désolidarisation soudaine. (Rangert et coll, 1989 (117) ; Burguete et coll, 1994 (33) ; Haack et coll, 1995 (72))

Ainsi l'usure des surfaces des composants, la détente d'ancrage pendant le chargement fonctionnel et la micro mobilité des pièces suite à un défaut d'adaptation peuvent diminuer la précontrainte et provoquer la défaillance du joint implanto-prothétique. (Haack JE et coll, 1995 (72) ; Binon et coll, 1996 (24))

1.5.4 Diagnostique du dévissage :

L'examen radiographique permet d'établir un diagnostique différentiel entre un dévissage (mobilité qu'au niveau supérieur) et une perte d'ostéointégration (axe de rotation plus bas) ou une fracture (axe de rotation encore plus bas avec un mouvement vertical).

1.5.5 Causes du dévissage :

Cliniquement deux paramètres sont associés au dévissage : la perte de précontrainte et la détente d'ancrage après le vissage. Le premier facteur de leur initiation est la charge occlusale (une mauvaise occlusion ou des contraintes trop élevées) mais le dévissage peut être du à d'autres facteurs qui influent sur ces paramètres.

1.5.5.1 Réglage occlusal :

Le réglage occlusal a une importance capitale car une mauvaise direction des forces occlusales peut entrainer un dévissage. En effet le danger pour les pièces implantaires vissées vient des forces fonctionnelles ou para fonctionnelles transversales, c'est-a-dire, ne s'exerçant pas dans le grand axe de l'implant. Une charge masticatoire transmise transversalement à l'implant soumet celui-ci à un moment de flexion qui place sous contraintes les différents éléments constituant l'implant.

Ces contraintes transversales provoquent alors une déformation et une usure du filetage de la vis. En conséquence le jeu entre les pièces augmente progressivement et une contrainte par fatigue apparait. La persistance de ces contacts occlusaux exagérés et de ces mouvements d'excursions sur les structures implanto-portées sont les principaux facteurs qui peuvent entrainer un dévissage.

Ainsi il faut régler l'occlusion de telle sorte que l'implant supporte des forces axiales ou l'essentiel des charges est reparti de manière équilibrée sur le filetage et la périphérie de l'implant. Par ailleurs les contacts occlusaux doivent être centrés au milieu de la couronne prothétique sans contacts latéraux et avec des pentes cuspidiennes faibles de façon à diminuer les contraintes occlusales lors des mouvements de latéralité et de telle sorte à rapprocher la résultante des forces dans l'axe de l'implant. (Duyck J, Naert et coll, 1998 (54) ; Engelmann M.J et coll, 1998 (57) ; White G et coll, 1994 (164))

En outre pour les patients présentant des para fonctions ou un bruxisme, les restaurations prothétiques sur implants sont contre indiquées. Pour les patients qui présentent une augmentation des forces occlusales après la pose d'implants (pour les restaurations multiples) par la modification de la proprioception doivent porter une gouttière occlusale pour prévenir les surcharges occlusales et limiter les risques d'échecs.

1.5.5.2 Nombre et diamètre des implants :

Un nombre insuffisant ou un diamètre insuffisant d'implant peuvent engendrer des problèmes de dévissage. En effet ces problèmes de dévissage des pièces prothétiques en rapport avec le diamètre implantaire ont été rapportés dans la littérature (Davarpanah M, Martinez H et coll, 1999 (47)). La tension sur la vis du pilier augmente quand le diamètre de l'implant diminue. Un implant de petit diamètre a plus de risque de dévissage qu'un implant de diamètre élevé (Jansen CE, Graves SL et coll, 1995 (67)). Ainsi le diamètre de l'implant doit être le plus important possible en fonction de ce que permettent les conditions anatomiques pour assurer de bonnes performances en fatigue à long terme.

1.5.5.3 Positionnement implantaire :

Une mauvaise répartition, alignement ou orientation des implants incompatible avec la fonction de la prothèse qu'ils supportent peuvent être source de dévissage. En effet si l'implant est décalé par rapport au centre de la couronne prothétique les forces de mastications appliquées sur cet implant sont à l'origine de contraintes sur ses composants implantaires. Ces contraintes peuvent provoquer l'ouverture de l'interface implant pilier prothétique et engendrer un desserrage. (Duyck J, Naert et coll, 1998 (54) ; Engelmann M.J et coll, 1998 (57) ; White G et coll, 1994 (164))

Ainsi il faut que les contraintes s'exercent sur des implants bien centrés dans l'espace mésio-distal et vestibulo-lingual de la surface occlusale pour que celles-ci soient transmises à l'os le long du grand axe de l'implant. La position des implants à donc une importance sur le risque de dévissage des vis implantaires.

1.5.5.4 Forme de la connexion implantaire :

La configuration et la conception de la connexion du pilier joue un rôle essentiel dans le transfert uniforme des contraintes occlusales à l'os, éliminant ainsi le risque de formation de micro-espace potentiel du à une charge inégale et mal repartie. (Syafiqah Saidin et coll, 2012 (126)).

Les piliers hexagonaux et octogonaux internes produisent des modèles semblables de micromouvements et la distribution des contraintes en raison de leur conception polygonale est régulière. Les piliers coniques internes produisent la plus grande amplitude de micromouvements, contrairement aux piliers trilobés qui produisent l'ampleur la plus faible de micromouvements. (Syafiqah Saidin et coll, 2012 (126))

De plus la connexion externe possède la plus faible résistance au dévissage et aux forces latérales par rapport aux connexions cône morse et à la connexion à créneau (Binon et coll, 1996 (26)). En outre la géométrie de la connexion externe a toujours une micro-fente qui provoque des micromouvements entre l'implant et le pilier pouvant être responsable de dévissage (Ekfeldt et coll, 2001 (55)). Pour éviter ces micromouvements et par conséquent diminuer le risque de dévissage, il est préférable d'utiliser des connexions coniques internes. (Weigl et coll, 2001 (147))

L'architecture des connexions est importante car en modifiant certains paramètres la rétention du pilier peut être modifiée. En effet d'après Zipprich, Weigl et coll en 2007 (150) si l'angle du cône de la connexion est trop fermé le pilier devient inamovible et s'il est trop ouvert les forces de friction diminuent. En outre les longueurs des surfaces coniques peuvent être modifiées et plus elles sont longues plus la connexion est stable, moins elle est perméable et moins les contraintes sur la vis de pilier sont importantes. D'après l'étude de Cibirka et coll en 2001 (40) la modification de l'hexagone externe sur les implants à connexion externe donne lieu à des modifications significatives sur les valeurs de couple de desserrage. En effet, si l'hexagone externe est diminué en hauteur et en largeur ou complètement supprimé pour laisser une forme circulaire, les valeurs de couple de desserrage augmentent. Au début il était admis que l'hexagone servait surtout au positionnement de l'implant dans l'os et au positionnement du pilier sur l'implant ; mais il a été démontré que cet hexagone et la morphologie de la connexion en général a une influence sur les valeurs de précontrainte obtenues lors du serrage et des valeurs de couple de desserrage.

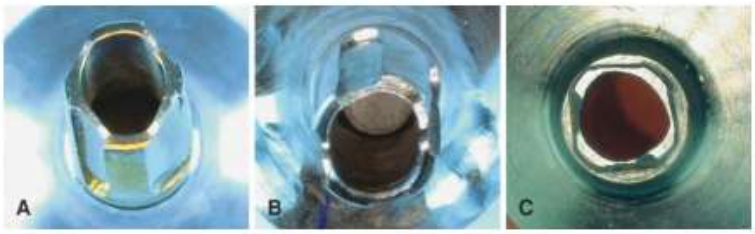


Figure 18: Comparaison des interfaces pilier-implant entre des piliers originaux du fabricant et des piliers non originaux. Figure 3 : Implants Straumann BL NC 3.3 mm Roxolid connecté à des piliers venant de plusieurs fabricants. Groupe A : pilier CARES®(Straumann).Groupe B : pilier Nobel Biocare Procera®. Groupe C : pilier Astra Tech Atlantis®. Interface d'un pilier original du groupe A comparé à des interfaces de piliers non originaux du groupe B et C. (d'après l'étude de Gigandet M. et coll, 2013 (64))

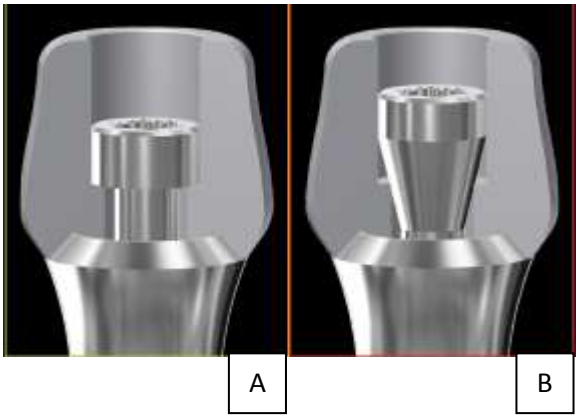


Figure 19: Têtes de vis de piliers implantaires ; A : tête de vis plate ; B : tête de vis conique. (d'apres la société Zirkonzahn, disponible sur le site nternet *http://www.zirkonzahn.com/fr/systemes-de-cfao/systemes-implantologiques/produits-et-l-application/bases-et-accessoires)*

D'après l'étude de Binon P et coll en 2000 (25), les systèmes de connexion hexagonale externe sont plus enclins au desserrage en raison d'un nombre plus important de micromouvements par rapport aux connexions hexagonales internes qui permettent une répartition uniforme des forces sous contraintes mécaniques. Ces connexions permettent également une plus grande stabilité et une plus grande résistance aux charges latérales. (Maeda Y et coll, 2006 (97))

1.5.5.5 Stabilité de la connexion implantaire :

La stabilité de la connexion implantaire est très importante pour la pérennité de la restauration implanto-portée. Ainsi pour garantir cette stabilité, les piliers disposent de système anti-rotationnel. De plus, la mise en place des piliers dans les implants doit être contrôlée par cliché radiographique lors de leur insertion. Les piliers n'incluant pas le système anti rotationnel et l'absence de contrôle radiographique après le positionnement des piliers, représentent une majoration du risque de dévissage quelque soit l'intensité de serrage. (Amzalag G, Irurzan JP et coll, 1999(10))

1.5.5.6 Piliers utilisés :

L'utilisation de piliers angulés a une influence sur le dévissage. En effet, une étude menée sur des implants à connexions internes et externes et avec un pilier droit ou angulé a montré qu'un pilier angulé entraine toujours une augmentation de la fréquence du dévissage sans distinction du type de connexion. (Panza L et coll, 2010 (109)).

De plus l'utilisation de piliers implantaires en une pièce (pilier et vis d'un seul élément, couramment dénommé « pilier plein ») ou en deux pièces (piliers et vis séparé) a une influence sur les valeurs de desserrage. Comme vu précédemment les valeurs de couple de desserrage sont toujours inférieures aux valeurs de couple de serrage, mais les piliers en une pièce peuvent être retirés plus aisément et de façon prévisible par rapport aux piliers en deux pièces avec une vis séparée. Ainsi les piliers en une pièce possèdent un risque de dévissage plus important que les piliers en deux pièces. (D'après l'étude de Marilene Pintinha et coll, 2013 (113)).

Par ailleurs les piliers non originaux, différents en architecture et en matériau montrent une moins bonne stabilité dans la connexion implantaire. (Gigandet M, Bigolin G et coll, 2013 (64)). De plus ces copies de piliers originaux montrent clairement un hiatus au niveau du joint implant-pilier (Zipprich H, Weigl P et coll, 2007 (150)). (cf figure 18)

1.5.5.7 Vis implantaire utilisées :

Tout d'abord il est recommandé d'utiliser des vis et des piliers implantaires du même fabricant pour un même cas. De même des vis originales doivent être utilisées pour éviter tous défauts de fabrication dans celle-ci et ainsi éviter un dévissage précoce. (Kim et coll, 2012 (87))

D'après Coppedé et coll en 2013 (42) la forme de la tête de vis joue un rôle plus important que la forme de la connexion dans la résistance au dévissage car l'essentiel du serrage est assuré par la tête de vis. Une vis conique utilisée dans la connexion active ou cône morse offre une meilleure absorption des chocs par une meilleure transmission des contraintes au pilier. Cette forme conique diminue la transmission des forces au filetage de la vis et augmente la friction entre le pilier et la vis, ce qui atténuerait le risque de dévissage. D'après Coppedé et coll (42) une tête de vis conique est significativement moins sensible au dévissage qu'une vis disposant d'une tête plate. (cf figure 19)

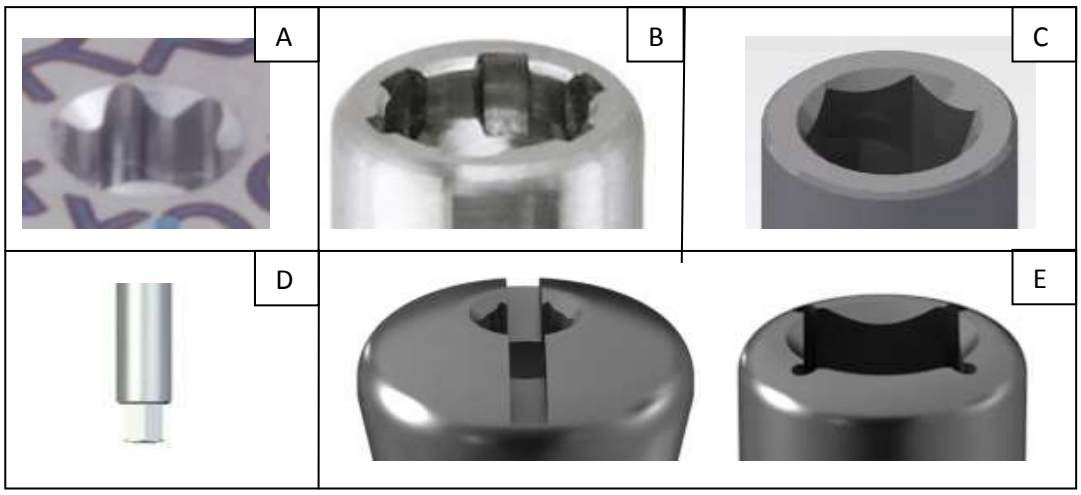


Figure 20 : Schéma représentant les différentes têtes de vis implantaires. A : tête de vis de pilier de type Torx 06 (disponible sur le site *www.dental-france.fr*) ; B : tête de vis de pilier de type UG RP (disponible sur le site *www.dental-france.fr*) ; C : tête de vis de pilier de type hexagonale (disponible sur le site *www.gingivart.com*) ; D : tête de tournevis correspondant à une tête de vis de pilier de type carré (disponible sur le site *www.safe-implant.fr*) ; E : tête de vis de pilier de type rainure RP (disponible sur le site *www.dentaltix.com*).

Le diamètre et l'état de surface de la vis influencent également les valeurs de précontrainte induites lors du serrage. Ainsi il a été démontré que les vis avec un revêtement en or (lubrifiant solide) et de plus gros diamètre augmentent les valeurs de précontrainte. (Martin WC et coll, 2001 (99)).

En outre la manipulation clinique de la vis est importante car les vis avec un puit hexagonale ou carré se bloquent facilement sur le tournevis et permettent d'appliquer un couple de serrage plus élevé réduisant les risques de desserrages rencontrés avec les vis à rainures (Bert M et coll, 1994 (19)). (cf figure 20)

L'utilisation d'une vis neuve après un certain nombre de serrage à un effet sur le coefficient de friction, sur la précontrainte et sur le couple de desserrage. Keith L. Guzaitis et coll en 2011 (71) ont cherché si une nouvelle vis prothétique est nécessaire après plusieurs cycles d'insertion pour rétablir un couple de serrage correct. Ils constatent qu'après dix cycles, l'utilisation d'une nouvelle vis prothétique apporte une augmentation du couple de desserrage mais celui-ci n'est pas aussi important que pour le premier couple de desserrage enregistré avec la première vis lors du tout premier cycle. Ils concluent également que la même vis prothétique ne doit pas être utilisée pour toutes les procédures cliniques et de laboratoires. Si le nombre de cycles d'insertion de la vis prévu est supérieur à dix ce qui est susceptible d'arriver dans de nombreuses situations cliniques (vis de couverture, vis de cicatrisation, transfert d'empreinte, piliers définitifs), le couple de desserrage diminue. L'utilisation d'une nouvelle vis implantaire après dix cycles fourni un couple de desserrage significativement plus grand. L'utilisation de la nouvelle vis de référence a donné lieu à une augmentation significative de couple de desserrage pour tous les groupes observés dans leur étude car une plus grande rugosité de la nouvelle vis conduit à une plus grande friction lors du retrait. Bien qu'une nouvelle vis prothétique peut augmenter le couple de desserrage par frottement, il y a quand même une diminution du nombre et de la distribution des irrégularités au sein de l'implant qui ont eu lieu lors des cycles de serrage/desserrage. On ne retrouvera ainsi jamais un couple de serrage optimale. Pour conclure, même si la vis est changée le nombre de cycles de serrage/desserrage de la vis au sein de l'implant doit être minimisé cliniquement.

Tzenakis et coll en 2002 (143) rejoignent le point de vue de Keith L. Guzaitis et coll en 2011 (71) sur le fait de l'utilisation d'une nouvelle vis pour le serrage final est préférable pour limiter le risque de desserrage.

Cependant d'après l'étude de Donna M. Hecker et coll en 2006 (76) l'assemblage de surfaces prothétiques abrasées (pas de vis de l'implant usé) avec des surfaces d'appuis non abrasées (pilier neuf et vis neuve) suite à un dévissage ou une fracture de vis ou de pilier et donc au remplacement de celui-ci, n'engendre pas de changements significatifs dans l'écart entre le pilier et l'implant.

1.5.5.8 Précision d'adaptation des pièces implantaires :

La précision d'adaptation des composants prothétiques, la précision d'ajustage de la prothèse sur les implants et la liberté de rotation entre l'implant et le pilier pouvant varier de 1 à 10 degrés selon les fabricants sont des éléments très importants (Binon et coll, 1995 (22)). En effet quand les pièces ne sont pas alignées correctement en raison d'un jeu rotationnel, dès le début du processus de serrage, le couple de serrage est dirigé en premier vers l'alignement des pièces. Puis les éléments sont en contact, l'interface apparait fermée et la clé utilisée indique que le couple de serrage a été appliqué.

Cependant une partie du couple de serrage a été utilisée pour le contact des pièces entre elles et la force de serrage transformée en précontrainte n'est pas optimale. En effet plus le jeu rotationnel entre l'hexagone externe et interne est important, plus la rotation se produit et plus la précontrainte est dissipée rapidement.

Ce jeu rotationnel est tout de même indispensable car sans lui il serait impossible d'emboiter l'une dans l'autre les pièces dès que l'on aurait la plus petite imperfection d'usinage ou impureté. Selon Binon et coll en 1996 (23) il y a une corrélation directe entre le jeu rotationnel du complexe implant-pilier à connexion hexagonale externe et le dévissage. Ainsi il conclut qu'au-delà de deux degrés de rotation entre l'implant et le pilier, le risque de desserrage est majeur. Il explique également qu'une diminution du jeu rotationnel de 3°à 2° entraine une diminution du nombre de cycles de charges nécessaire à un dévissage de 7,6 à 4,9 millions soit une diminution de 26 % (piliers UCLA). (Binon et coll, 1996 (23) ; Videt L, Schittly T et coll, 1998 (145))

Un défaut d'adaptation entre les pièces prothétiques et l'implant, entraine une diminution de la friction entre les pièces, provoquant une augmentation des contraintes supportées par la vis, ce qui peut impliquer un dévissage prématuré (Coelhe Pg et coll 2008 (41)). Ceci est le cas avec l'utilisation de pilier calcinable où la coulée doit être parfaitement réalisée car c'est la qualité de l'adaptation qui assure la friction autorisant la rétention des pièces. Les piliers entièrement calcinables sont donc fortement déconseillés.

Binon et coll en 1996 (23) souligne également l'importance de la précision de l'ajustement entre les pièces implantaires comme un facteur essentiel dans la prévention de rotation au niveau de la connexion qui pourrait conduire à un desserrage des vis. Il explique que plus l'adaptation entre les pièces implantaires est précise plus le nombre de cycles de forces occlusales nécessaire pour provoquer le dévissage est important. Avec plus de 5 % d'inadéquation de rotation entre le pilier et l'implant, il y a une réduction de 63% de nombres de cycles pour arriver au dévissage.

De plus un défaut d'adaptation mineure d'une restauration prothétique sur une dent naturelle peut être compensé par l'effet « amortisseur » du ligament dentaire mais dans les cas de reconstitutions implanto-portée cela est impossible du fait de leur immobilité. Ainsi pour un couple de force donné le manque d'adaptation induira une précontrainte réduite entre les pièces car les pièces ne se placent pas entièrement en butée de manière passive. Cependant une armature prothétique transvissée restaurant un édentement multiple totalement passive est quasiment impossible à réaliser. Il existe donc une tolérance à l'inadaptation de 10 à 20 microns sans effet délétère sur la stabilité. (Khan J et coll, 1999 (82))

Le hiatus entre les pièces doit être le plus faible possible de manière à ce qu'elles absorbent les contraintes de manière homogène. Si ce n'est pas le cas, c'est la vis, maillon faible du système qui va encaisser les contraintes et subir préférentiellement une usure par fatigue pouvant aller jusqu'à sa fracture.

1.5.5.9 Technique de conception des pièces implantaires :

Les procédés de fabrications et de finitions des surfaces des composants des connexions implantaires sont les principaux facteurs de la rugosité des surfaces.

De plus une forte corrélation a été trouvée entre les valeurs de rugosité sur les surfaces de contact des pièces implantaires et la largeur de la microfissure (joint implanto-prothétique). Ainsi les composants usinés sont plus lisses que les pièces fondues ou fritées et engendrent une microfissure plus faible. Cependant comme expliqué précédemment, la microfissure de la connexion implant-pilier pourrait être encore réduite avec des surfaces de contact lisses (lubrifiant sec, revêtement) qui diminueraient le coefficient de friction augmentant ainsi la précontrainte et l'ajustage des pièces. (Marc Fernandez et coll, 2014 (60))

1.5.5.10 Effet « settling » :

L'effet « settling » est un mécanisme important responsable de dévissage qui se définit par la compression des irrégularités au niveau microscopique qui sont toujours présentes quelque soit la précision d'usinage lors du serrage initial du pilier. Cette compression comme expliquée précédemment va nécessiter un court « laps de temps » et de l'énergie du serrage qui ne sera ainsi pas transformé en précontrainte.

C'est pourquoi il est recommandé d'utiliser des pièces uniquement usinés et lisses (et si possible avec des revêtements de lubrifiants sec) et de réaliser un second serrage 10 minutes après le premier pour que la précontrainte soit maximale. Ce second serrage permet donc de limiter « l'effet settling » et la relaxation d'ancrage. (Narang P et oll, 2011 (102)). Les conséquences de ces irrégularités d'usinage s'il n'y a pas de vérification du serrage sont l'augmentation du risque de dévissage (Roux P, Picard B, Missika P et coll, 1999 (124)).

1.5.5.11 Couple de serrage appliqué :

Un couple de serrage insuffisant et un vissage inefficace peuvent être responsables d'un dévissage. Comme expliqué précédemment, plus on augmente le couple de vissage plus la valeur de la précontrainte devient importante et la résistance contre le dévissage augmente, car la force de friction entre les spires augmente. Pour obtenir une stabilité optimale le couple idéale de vissage doit correspondre à un minimum de 75 % du couple maximal pour casser la vis. (Roux P, Picard B, Missika P et coll, 1999 (124)).

Cependant il ne faut pas dépasser la limite mécanique de la vis en appliquant un couple trop élevé car une déformation permanente au niveau de la jonction de la vis se produit pouvant entrainer la fracture de cette dernière.

De plus comme expliqué précédemment, il faut resserrer les vis après le premier serrage pour assurer la bonne valeur de précontrainte et ainsi éviter le dévissage.

Tout ceci doit être réalisé avec une clé de serrage dynamométrique pour respecter précisément les valeurs de couple de serrage fournis par les fabricants impossible à obtenir en serrage manuel.

1.5.5.12 Fermeture du puit d'accès :

Une fois le couple appliqué et la vis serrée il faut refermer le puit d'accès à la vis. Différentes méthodes coexistent : téflon ou coton recouvert de Cavit™. Une autre technique consiste en la réalisation d'une contre dépouille dans la surface interne de la chambre d'accès à la vis afin d'y injecter ensuite du matériau à empreinte de dureté importante pour limiter le desserrage de la vis. (Cavajos, Bell et coll, 1996 (37))

Cependant cette dernière technique n'inhibant pas les vibrations ou les micromouvements à l'intérieur du complexe implant-pilier ne semble pas améliorer la stabilité de la vis malgré qu'elle puisse être un procède de fermeture du canal d'accès présentant une bonne étanchéité. (Paul P. Binon et coll, 1998 (27))

1.5.5.13 Conception prothétique :

Le taux d'échecs augmente avec la grandeur de la restauration implantaire fixée. En effet pour les prothèses unitaires le taux d'échecs ne dépasse pas 8% mais il augmente pour les prothèses partielles fixées pour arriver à 11% pour les restaurations complètes fixées. (Kwon T et coll, 2014 (91)). Dans un édentement plural remplacé par une restauration prothétique implanto-portée, les extensions lorsqu'elles sont présentes, infligent sur l'implant le plus antérieur une force de traction entrainant un risque de dévissage. Les extensions distales représentent des solutions prothétiques à haut risque pour l'implant le plus proche de l'extension et pour ses composants prothétiques. (Augereau D, Galeazzi et coll, 1992 (15)).

De plus le phénomène de dévissage se produit plus facilement dans les cas où il y a une hauteur importante de restauration prothétique sur implant car le bras de levier est augmenté (rapport couronne / implant important).

Les restaurations dento-implanto-portée peuvent être à l'origine d'un dévissage des composants implantaires car les forces ne sont pas reparties de manière homogène entre la dent est l'implant. Celles-ci doivent être évitées.

Les problèmes de dévissage proviennent aussi d'armatures prothétiques non passives.

Par ailleurs, il est préférable de fabriquer des couronnes céramo-métalliques pour les restaurations sur implants car elles montrent moins de complications que les couronnes en zircone ou en alumine qui sont plus vulnérables aux contraintes. En effet, la liaison entre la céramique cosmétique et le métal est meilleure que celle entre la céramique cosmétique et la zircone (Baldassarri M. et coll, 2011 (16) ; Kim S. et coll 2009 (88)). Cependant pour les cas antérieurs complexes la zircone peu être utilisée pour avoir un meilleur rendu esthétique.

1.5.5.14 Conclusion :

Le dévissage dépend donc :

- de la position de l'implant (l'axe de l'implant),
- de la conception des composants prothétiques (éléments anti rotationnels, piliers, vis),
- de la conception prothétique,
- de la conception du joint implanto-prothétique qui dépend de la précontrainte. acquise.

La précontrainte dépend :

- du couple appliqué (limité par la limite d'élasticité de la vis et de la solidité de l'interface os/implant),
- du matériau des composants (Cibirka BM, 2001 (40)),
- de la conception de la tête de vis et des spires,
- de la rugosité des surfaces (Hecker DM et coll, 2006 (76)).

Le dévissage est du principalement à une mauvaise application de la valeur de couple de serrage et à une mauvaise répartition des contraintes au sein de l'implant due à des défauts de contact entre les pièces ou à un problème de réglage occlusal. Le desserrage peut être du également aux erreurs accumulées dans les multiples étapes de fabrication nécessaires pour une prothèse fixée sur implant. (Nicoll RJ, 2013 (105))

La vis de pilier étant au centre de la connexion implantaire, elle est garante de la stabilité dans le temps de celle-ci. Si un problème surgit au niveau de cet élément central, la connexion perd son rôle et les complications se mettent en place.

C'est pourquoi cette étude à pour but de voir l'impact des cycles vissage/dévissage lors des étapes prothétiques sur la structure des connexions et des vis, et s'ils seraient une des causes de dévissage suite à l'usure des composants du complexe implant-pilier-vis.

1.5.6 Conséquences du dévissage :

Une vis desserrée a donc perdu sa précontrainte et n'est plus capable de tenir le complexe de manière stable en charge fonctionnelle.

En clinique lorsque la prothèse sur implant ou le pilier est mobile, on peut facilement comprendre qu'un problème existe causant des dommages irréversibles (déformations) sur la vis, la connexion et le pilier. Un desserrage dans sa phase initiale se présente par des mouvements cliniques parfois imperceptibles et le relâchement peut alors passer inaperçu à moins que le couple de serrage soit testé régulièrement. Selon Binon et coll en 1996 (23), des vérifications tous les 12 à 18 mois sont nécessaires et le rétablissement de la précontrainte optimale doit être fait à ce moment.

Le dévissage doit être considèré comme étant un signe clinique témoignant d'un problème mécanique ou de surcharge du complexe implant-pilier-prothèse. Ainsi remplacer ou resserrer la vis sans modifier la cause de cette complication risque d'aboutir à une complication encore plus importante comme la fracture du pilier, du cosmétique, de la vis ou de l'implant.

De plus le desserrage de la vis augmente le risque de microfissure entre les composants de l'implant et un plus grand écart pourrait contribuer à une péri-implantite par le passage et la rétention de bactéries. (Broggini et coll, 2003, 2006 (31)). En effet au cours de la fonction masticatoire un micro-flux de bactéries se créer à partir de la microfissure et ce mécanisme de pompage entraine la formation d'un tissu conjonctif inflammatoire autour du col de l'implant (Saidin et coll, 2012 (126)) causant une perte osseuse péri-implantaire. Il est donc important pour le praticien et pour le patient de savoir repérer rapidement un dévissage pour pouvoir le traiter au plus vite.

1.5.7 Eléments pour contrer le dévissage :

Pour une meilleure stabilité du complexe implant-pilier, il est recommandé que **les contacts occlusaux soient centrés et que les angles cuspidiens soient faibles**. (Haas R et coll, 1995 (73) ; Rangert BR et coll ,1997 (117)). De plus **réduire la largeur bucco-linguale des restaurations et éviter les extensions prothétiques** sont d'autres axes d'amélioration.

Il faut également **appliquer le bon couple de serrage** pour chaque système avec une clé dynamométrique spécifique aux implants utilisés et révisée régulièrement. **Un deuxième serrage** doit également être réalisé dix minutes après le premier pour assurer une précontrainte optimale.

De plus **la présence d'éléments antirotationnels** dans la connexion permet de limiter le dévissage. L'ajout d'une forme anti-rotationnelle augmente la longueur du bras de levier ce qui augmente l'effet de la précontrainte et réduit le problème de desserrage de la vis. (Hoda Aboyoussef et coll, 2000 (2)). Cette fonction anti-rotationnelle amplifie les effets de la précontrainte sans serrage supplémentaire de la vis.

La configuration de l'implant est un élément important car la **configuration conique interne de l'interface pilier/ implant** améliore l'adaptation entre les pièces et permet d'éviter le desserrage du pilier. (Semper et coll, 2010 (131))

Un meilleur contrôle de la rugosité sur les surfaces de contacts des composants de l'implant avant leur utilisation pourrait réduire le desserrage de la vis ainsi que le micro-espace entre les composants de l'implant. (Guzaitis et coll, 2011 (71))

Dans la littérature, les auteurs suggèrent qu'une prothèse sur implant doit présenter une forme passive pour éviter un dévissage ou une fracture de l'implant ou de matériel prothétique. D'un point de vue pratique, l'ajustement complètement passif est impossible à réaliser; à la place, un hiatus minimal peut être l'objectif clinique. À ce jour, aucune tranche spécifique de hiatus (en dessous de laquelle les problèmes sont minimes et au-dessus laquelle une défaillance catastrophique se produit n'a été établie. (Anusavice, Kenneth J et coll, 2011 (11))

1.6 Objectifs de l'étude :

La prothèse implantaire a pour but de réhabiliter l'anatomie de la couronne dentaire en l'absence de racines résiduelles. Il est ainsi possible de réaliser des prothèses complètes élaborées sur des barres en titane transvissées sur 4 ou 6 implants, des prothèses implantaires fixées transvissées ou encore des prothèses implantaires fixées scellées sur des piliers usinés vissés.

De plus lors des étapes chirurgicales et prothétiques les pièces prothétiques subissent plusieurs cycles de vissage/dévissage.

L'étude d'Abrahmasson et coll en 1997 (3) a mis en évidence qu'au niveau tissulaire les vissages et les dévissages répétés de la vis de cicatrisation sont responsables d'une récession tissulaire.

Par ailleurs, l'échec en prothèse implantaire le plus fréquemment rencontré, est le dévissage des pièces prothétiques qui peut induire ensuite une fragilisation des structures prothético-implantaire et conduire parfois à leur fracture.

Les cycles de vissage/dévissage ont-ils un impact sur la connexion interne de l'implant, sur le pilier implantaire ou sur la vis prothétique ? Existe t-il une relation entre ces possibles impacts et un futur dévissage du complexe implant-pilier-vis ? Une limite du nombre de cycles de vissage/dévissage de la vis dans les procédures cliniques et de laboratoires avant la fermeture définitive est-elle nécessaire ?

L'objectif de cette étude est de développer une méthodologie pour comprendre les mécanismes d'usure pouvant intervenir lors des étapes de vissage/dévissage de la vis et de trouver des techniques d'analyses pour répondre à cet objectif.

1.7 Hypothèses :

Les hypothèses données pour cette étude sont les suivantes :

- la morphologie de la vis, du pilier et de l'implant sont modifiés après plusieurs cycles de serrage/desserrage,
- le repositionnement des pièces prothétiques est altéré après plusieurs cycles de vissage/dévissage.

2 / Matériel et méthodes :

Cette étude sur l'impact du vissage/dévissage au sein de la connexion implantaire a pour but d'étudier les mécanismes de dégradation visibles à la surface des différentes pièces implanto-prothétiques.

Deux groupes d'échantillons sont ainsi étudiés :

- le groupe 1 correspond aux étapes de serrage/desserrage lors de l'élaboration des éléments prothétiques et simule le serrage manuel ;
- le groupe 2 correspond aux serrages d'usage définis par le fabriquant mais aussi à la maintenance pour les prothèses transvissées sur implant ou à la réfection multiple de prothèses sur implant défectueuses.

2.1 Les échantillons :

Chaque échantillon est composé de : un implant + un pilier + une vis.

Pour l'ensemble de l'étude quatre échantillons vont être étudiés et sont désignés de la manière suivante :

Nom Echantillon	Echantillon 1	Echantillon 2	Echantillon 3	Echantillon 4
Implant	Implant 1	Implant 2	Implant 3	Implant 4
Pilier	Pilier 1	Pilier 2	Pilier 3	Pilier 4
Vis	Vis 1	Vis 2	Vis 3	Vis 4

Tableau 7 : Tableau expliquant la constitution des échantillons.

2.1.1 Implants :

- Vendeur : Astra Tech Implant System (Dentsply)
- Modèle : Implant Osseo speed®, Bone Level
- Connexion : Active, cône morse indexé, avec un hexagone interne
- Forme : Cylindrique
- Diamètre : 4,5mm au col ; 1,9mm à l'apex
- Longueur : 13mm
- Matériau: Titane commercialement pur - grade 4 de l'ASTM : American Society for Testing and Materials
- Lot : 138801
- Références : 24990

Dans la notice d'utilisation de ces implants fournit par le fabricant il est précisé que *« l'implant Osseo Speed est un dispositif médical pour soins dentaire réservés aux professionnels de santé qui respecte la norme ISO 13485. C'est un implant dentaire vissiforme possédant une surface rugueuse définie, obtenue par une technique brevetée de projection de titane, suivie d'une procédure comprenant un bain d'acide fluorhydrique dilué. La partie coronaire externe possède un micro filetage : le microthread ™. L'interface implant-pilier est conique, ce qui assure une connexion rigide et stable des composants : le conical Seal Design ™. Tous les implants Osseo Speed ont un hexagone interne qui assure un repositionnement des piliers et des instruments correspondants. »*

2.1.2 Piliers implantaires :

- Fabricant : Astra Tech Implant System (Dentsply)
- Type de pilier : Pilier catalogue standard droit « Ti Design® » pour la réalisation de couronne scellée, partie transgingivale en titane.
- Dispositif de positionnement : hexagonale.
- Diamètre : 4,5 /5.0
- Référence : 24209
- Couple de serrage (préconisé par le fabricant) : 25 Ncm
- Matériau : Alliage de titane Ti Al6V4 – grade 4 de l'ASTM : American Society for Testing and Materials

Dans la notice d'utilisation des piliers fournit par le fabricant il est préciser que : *« le pilier Ti Design ™ est un composant transmuqueux en deux parties, conçu pour les reconstructions prothétiques scellées. Le pilier Ti Design ™ est relié à l'implant par une interface conique, ce qui assure une fixation stable et hermétique des composants : le Conical Seal Design ™. Il est conçu avec un dispositif hexagonal sur la surface implantaire pour faciliter son positionnement. Les piliers Ti Design ™ sont disponibles en différentes hauteurs, diamètres et configurations pour s'adapter aux différents cas cliniques. Matériaux : Pilier Ti Design : Titane commercialement pur, grade 4 ; vis de pilier Ti Design : Alliage en titane, grade 5 ».*

2.1.3 Vis implantaires :

- Fabricant : Astra tech Implant System (Dentsply)
- Tête de vis : puits d'accès hexagonale
- Col : cylindrique
- Diamètre : 4,5 / 5.0
- Longueur du pas de vis : 6,08mm
- Force de serrage : 25 Ncm
- Matériau : alliage de titane Al6V4, grade 5
- Référence : 24 209

	Groupe 1 (25Ncm)		Groupe 2 (15Ncm)	
Nom Echantillon	Echantillon 1	Echantillon 3	Echantillon 2	Echantillon 4
Implant	Implant 1	Implant 3	Implant 2	Implant 4
Pilier	Pilier 1	Pilier 3	Pilier 2	Pilier 4
Vis	Vis 1	Vis 3	Vis 2	Vis 4

Tableau 8 : Tableau expliquant la répartition des échantillons dans les groupes d'expérimentations.

	Implant Titane	**Serrage 25 N**	**Implant Titane**	**Serrage 15N**
	Groupe 1		Groupe 2	
	2 implants (numéro 1 ;3)		2 implants (numéro 2 ;4)	
	Caractérisation		Caractérisation	
Exp 1	X1 serrage		X1 serrage	
Exp 2	X2 serrages		X2 serrages	
Exp 3	X3 serrages		X3 serrages	
Exp 4	X4 serrages		X4 serrages	
Exp 5	X5 serrages		X5 serrages	
Exp 6	X6 serrages		X6 serrages	
Exp 7	X7 serrages		X7 serrages	
Exp 8	X8 serrages		X8 serrages	
Exp 9	X9 serrages		X9 serrages	
Exp 10	X10 serrages		X10 serrages	

Tableau 9 : Tableaux d'expérimentation expliquant la répartition des implants et le déroulement de l'étude

2.2 Protocole opératoire de l'étude :

Le groupe 1 subira des serrages à 25 Ncm et des desserrages correspondants de manière successive jusqu'au nombre de 10 cycles pour simuler des serrages définitifs (correspondant par exemple au serrage d'usage, à la maintenance pour les prothèses transvissées sur implant ou à la réfection multiple de prothèses sur implant défectueuses (cf tableau 8 et 9).

Le groupe 2 subira des serrages à 15Ncm et des desserrages correspondants de manière successive jusqu'au nombre de 10 cycles pour simuler des serrages manuels pour des phases transitoires lors de la réalisation d'une prothèse sur implant. D'après l'étude de Martin Gross et coll en 1999 (68) il y a une grande différence entre les opérateurs pour le serrage manuels des éléments prothétiques sur implant. Les valeurs de serrages vont de 9,4 Ncm à 19,9 Ncm, c'est pourquoi 15 Ncm est pris comme moyenne et valeur de référence concernant le serrage manuel (cf tableau 8 et 9).

Figure 21 : Résine auto polymérisable utilisé pour réaliser nos socles.

Figure 22 : Procédure de réalisation des socles en résine.

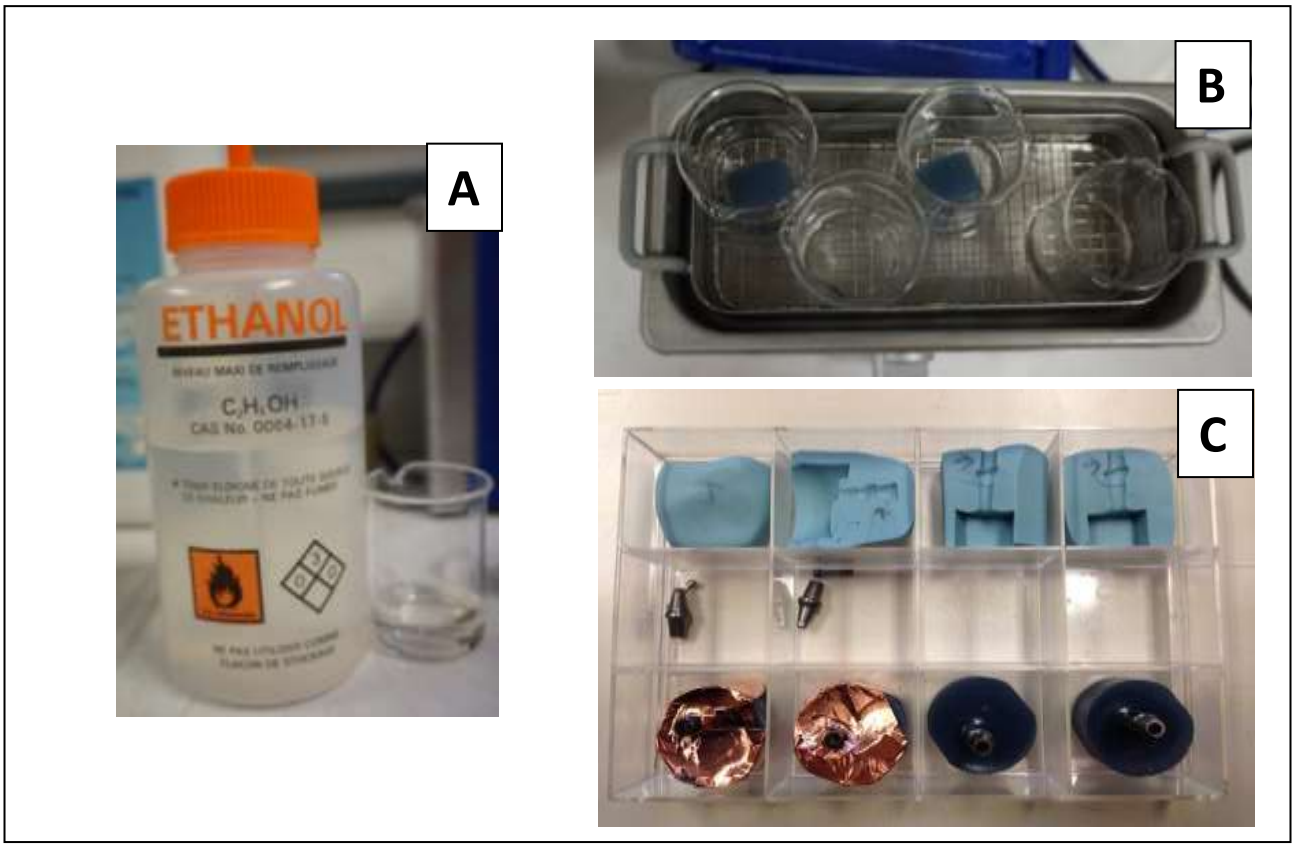


Figure 23: Désinfection des échantillons ; A : éthanol pur, B : bac à ultrasons, C : boitier à échantillons.

2.3 Confection des échantillons :

Pour étudier les différents paramètres exposés précédemment il faut que les implants soient disposés dans des supports rigides et avec une position reproductible pour tous les échantillons. Ainsi les implants sont disposés dans des cylindres remplis de résine auto polymérisable (Cold Resin KM V 90 shore D, cf figure 21) avec un niveau conçu pour placer tous nos échantillons dans la même position et de manière plane dans chaque cylindre (cf figure 22).

Deux méplats sont réalisés de chaque cotés des échantillons pour que les cylindres ce placent dans un étau de manière reproductible pour tous les échantillons.

Une rainure à l'aide d'une fraise diamantée a été effectuée sur l'ensemble des têtes de vis (partie lisse) afin de garantir la reproductibilité de l'observation des zones sur les vis.

2.4 Protocole de désinfection des pièces implantaires :

Après chaque dévissage et avant d'être resserré, les implants, les piliers et les vis sont plongés dans un bain d'éthanol pur lui-même déposé dans un bac à ultrasons pendant 5 minutes puis ils sont séchés à l'air chaud (pur, sans trace de résidus) pendant une minute avant manipulation.

Ceux-ci sont ensuite entreposés dans une boite à échantillons fermée avant d'être assemblés. (cf figure 23)

Figure 24 : Clé dynamométrique Astra Tech servant au serrage des pièces implantaires.

Figure 25 : Clé de repositionnement en silicone et position de serrage.

Figure 26 : Pilier serré, clé en position de débrayage.

2.5 Serrage des échantillons :

L'ensemble des pièces implanto-prothétiques ont été mises en place à l'aide d'une clé dynamométrique (24075, Astra Tech Implant System, France) et serrées respectivement pour les échantillons 2 et 4 à 15 Ncm et pour les échantillons 1 et 3 à 25 Ncm. Un deuxième serrage est réalisé dix minutes après le premier serrage pour être sur que la bon couple de serrage est appliqué après la relaxation d'ancrage. Pour assurer un positionnement du pilier identique à chaque serrage, une clé en silicone a été réalisée lors du premier serrage. (cf figure 24,25,26)

Au minimum 24 heures après le deuxième serrage, les échantillons 1 et 2 sont dévissés et analysés en Microscopie Optique, en Microscopie Electronique à Balayage, en Microscopie Optique Confocale laser pour étudier les surfaces des pièces implantaires et les échantillons 3 et 4 sont analysés à l'aide de la Tomographie 3D à rayons X sans être désassemblés pour étudier le repositionnement des pièces implantaires.

2.6 Caractérisation des échantillons :

Dans un premier temps il faut caractériser les échantillons de l'étude du point de vue de leurs compositions chimiques, de leurs formes et de leurs états de surfaces.

Les échantillons sont caractérisés à l'aide des techniques de Microscopie Optique (MO), de Microscopie Electronique à Balayage (MEB), d'analyse Dispersive en Energie et de Microscopie Optique Confocale laser (MCO).

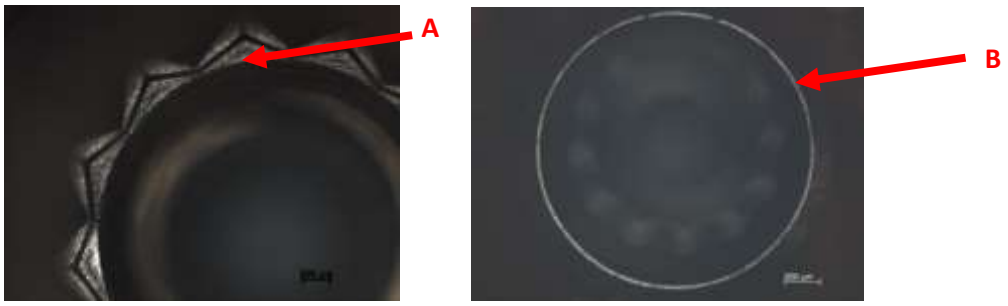


Figure 27 : Cliché réalisé en Microscopie Optique de la connexion implantaire au grossissment x 5 et lentille x1 et du col implantaire au grossissment x2,5 et lentille x1 (implant 2) ; A : Hexagone de la connexion implantaire ; B : Col implantaire.

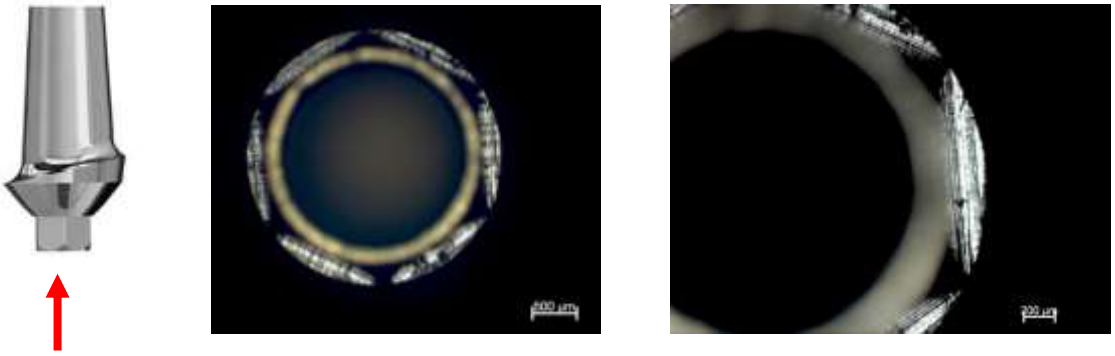


Figure 28 : Pilier implantaire (partie inferieure) observé au Microscope Optique respectivement au grossissement x2,5 lentille x1 et au grossissement x5 lentille x1 (pilier 2)

Figure 29 : Observation au Microscope Optique de la vis de pilier implantaire (spires) grossissement x2,5 lentille x1 (vis pilir 1)

2.6.1 Microscopie Optique :

Le Microscope Optique utilise la lumière et est doté de deux lentilles :

- l'objectif, pour agrandir l'objet que l'on souhaite observer (il existe plusieurs grossissements : x2,5 ; x5 ; x10 (une lentille supplémentaire peut être ajoutée pour augmenter le grossissement à x12,5)
- l'oculaire pour que les rayons arrivent à l'œil de manière parallèle.

De plus des instruments supplémentaires permettent de régler la quantité de lumière (le diaphragme) ou la mise au point pour affiner l'observation de l'échantillon placé sur la platine porte-échantillon. La résolution des microscopes optiques ne peut être supérieure à 0,2 micromètre.

Le microscope utilisé est le Microscope Optique à épi-florescence Axioskop 2 – Zeiss.

2.6.1.1 Zones observées au Microscope Optique sur les implants :

Les zones observées en Microscopie Optique sur les implants sont la face supérieure du col implantaire (B) et l'hexagone de la connexion implantaire (A) (cf figure 27). Les grossissements utilisés figurent dans le tableau 10. Ces observations sont réalisées avant tout serrage pour caractériser les échantillons et après chaque serrage.

Implant	**Zones Observées**	
	Col implantaire	Connexion implantaire
Grossissements	Objectif X2,5 Lentille x1	Objectif x2,5 Lentille x1
	-	Objectif x5 Lentille x1
	-	Objectif x10 Lentille x1
	-	Objectif x10 Lentille x2,5

Tableau 10 : Tableau récapitulant les zones des implants observées en microscopie optique et les grossissements utilisés.

2.6.1.2 Zones observées au Microscope Optique sur les piliers implantaires :

Les zones observées en Microscopie Optique sur les piliers implantaires de l'étude sont la face inférieure du pilier et un des méplats. (cf figure 28). Les grossissements utilisés figurent dans le tableau 11. Ces observations sont réalisées avant tout serrage pour caractériser les échantillons et après chaque serrage.

Pilier	**Zones Observées**	
	Connexion	Méplat
Grossissements	Objectif x2,5 Lentille x1	Objectif x2,5 Lentille x1
	Objectif x5 Lentille x1	Objectif x5 Lentille x1
	Objectif x10 Lentille x1	Objectif x10 Lentille x1
	Objectif x10 Lentille 2,5	Objectif x10 Lentille 2,5

Tableau 11 : Tableau récapitulant les zones des piliers observées en microscopie optique et les grossissements utilisés.

2.6.1.3 Zones observées au Microscope Optique sur les vis implantaires :

Les vis implantaires ne peuvent pas être observées au Microscope Optique car les zones à observées sont inférieures aux possibilités d'analyses de ce microscope optique. (cf figure 29)

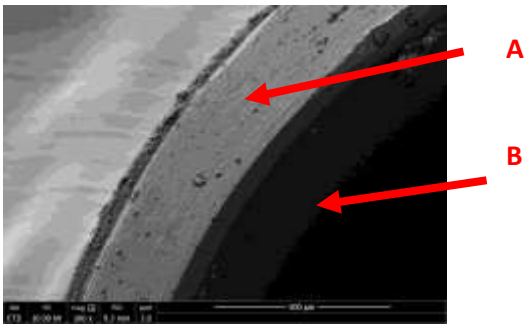


Figure 30 : Observation au Microscope Electronique à Balayage du col implantaire de l'implant 2 avant tout serrage au grossissement x 100 ; A : face supérieure du col implantaire ; B : face interne du col implantaire.

Implant	Zones Observées	
	Face supérieure du col implantaire	Face interne du col implantaire
Grossissements	X50	X50
	X100	X100
	X200	X200
	X500	X500
	X1000	X1000
	X2000	X2000
	X5000	X5000
	X10000	X10000

Tableau 12 : Tableau récapitulant les zones des implants observées en Microscopie Electronique à Balayage et les grossissements utilisés.

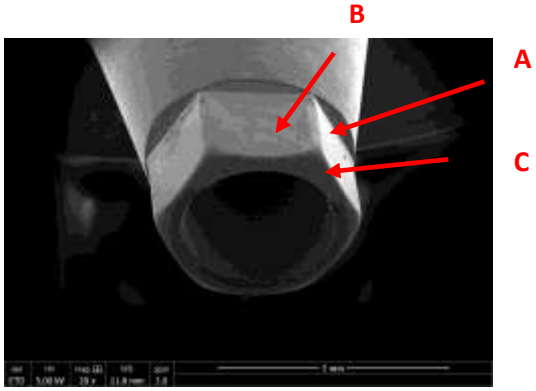


Figure 31 : Observation au Microscope Electronique à Balayage du pilier 2 respectivement au grossissement x20 et au au grossissement x100 (A : Arête ; B : Méplat ; C : Face plane).

Pilier	Zones Observées		
	Arête	Méplat	Face plane
Grossissements	X50	-	-
	X100	-	-
	X200	-	-
	X500	X500	X500
	X1000	X1000	X1000
	X2000	X2000	X2000
	X5000	X5000	X5000
	X10000	X10000	X10000

Tableau 13 : Tableau récapitulant les zones des piliers observées en Microscopie Electronique à Balayage et les grossissements utilisés.

2.6.2 Microscopie Electronique à Balayage :

L'image formée à l'aide d'un Microscope Electronique à Balayage se réalise de manière séquentielle en balayant la surface de l'échantillon et en recueillant les particules émises. En effet dans un microscope électronique à balayage, un faisceau d'électrons vient balayer la surface et interagir avec l'échantillon. Ces interactions se produisent entre les électrons incidents et les atomes de l'échantillon ciblé ce qui engendre des émissions secondaires. Ensuite avec des détecteurs appropriés qui ne récupère que les électrons secondaires il est possible de faire des images topographiques de la surface. Les signaux provenant des détecteurs de particules émises produisent sur un écran fluorescent une image en noir et blanc.

Le microscope utilisé est le « Quanta Feg 600 » (FEI).

Paramètres d'acquisition des images :

- Détecteur : ETD (détecteur Everhart-Thornley), ne capte que les électrons incidents,
- Tension : 5kV pour les piliers et 10kv pour les implants et les vis,
- Spot : 3,
- Pression : HV (high vaccum).

2.6.2.1 Zones observées au Microscope Electronique à Balayage sur les implants :

Les zones observées en microscopie à balayage électronique sur les implants sont la face supérieure du col implantiare (A) et la face interne du col implantaire (B) car ce sont les seules surfaces explorables avec cette technique au niveau de la partie interne des implants (cf figure 30). Les grossissements utilisés figurent dans le tableau 12. Ces observations sont réalisées avant tout serrage pour caractériser les échantillons et après chaque serrage.

2.6.2.2 Zones observées au Microscope Electronique à Balayage sur les piliers implantaires :

Les zones observées au microscope à balayage électronique des piliers implantaires utilisées pour l'étude sont les arêtes(A), les méplats(B) et la face plane (C) des piliers car ce sont ces parties qui sont en contact avec la connexion implantaire (cf figure 31). Les grossissements utilisés figurent dans le tableau 13. Ces observations sont réalisées avant tout serrage pour caractériser les échantillons et après chaque serrage.

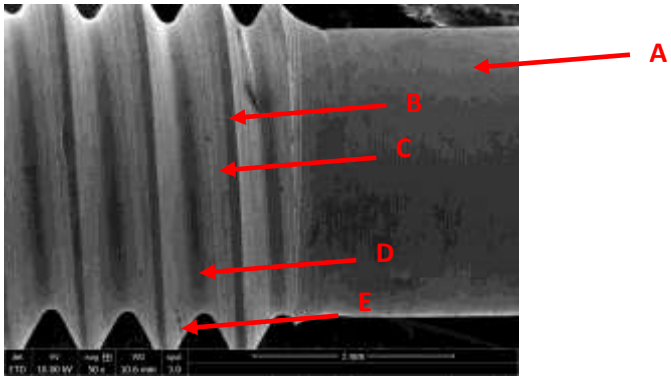


Figure 32 : Observation au Microscope Electronique à Balayage de la limite entre le fût et les spires de la vis du pilier 1 avant tout serrage au grossissement x50 : le fût de la vis (A), les sommets (B), les creux (D), les faces internes (C) et les faces externes (E).

Vis	Zones Observées				
	Fût de la vis	Sommets pas de vis	Creux pas de vis	Face interne pas de vis	Face externe pas de vis
Grossissements	X50	-	-	-	-
	X100	X100	-	-	-
	X200	X200	-	-	-
	X500	X500	X500	-	-
	X1000	X1000	X1000	-	-
	X2000	X2000	X2000	X2000	X2000
	X5000	X5000	X5000	X5000	X5000
	X10000	-	-	-	-

Tableau 14 : Tableau récapitulant les zones des piliers observées en Microscopie Electronique à Balayage et les grossissements utilisés.

2.6.2.3 Zones observées au Microscope Electronique à Balayage sur les vis implantaires:

Les zones observées sur les vis implantaires sont le fût de la vis (A), les sommets (B), les creux (D), les faces internes (C) et les faces externes (E) du pas de vis des vis implantaires car ces zones rentrent en contact avec le filetage de l'implant (cf figure 32). Les grossissements utilisés figurent dans le tableau 14. Ces observations sont réalisées avant tout serrage pour caractériser les échantillons et après chaque serrage.

2.6.3 Analyse dispersive en énergie :

Le Microscope à Balayage Electronique permet également une microanalyse chimique élémentaire de la surface de l'objet par la méthode EDX (Energy Dispersive X-ray). En effet la rencontre entre le faisceau électronique incident et les atomes de la surface de l'objet génère des photons X, captés par un détecteur spécifique. Sachant qu'un élément donné émet des photons X caractérisés par leur énergie, le traitement de ces signaux X permet de trier les photons par énergie et d'attribuer chaque photon détecté à un élément chimique (analyse qualitative). Il est également possible de compter les photons détectés (analyse quantitative). On peut donc procéder à une analyse chimique quantitative localisée de la surface d'un échantillon.

Pour chaque éléments (implants, vis, pilier) des échantillons, 5 analyses EDX sur des zones différentes de 1 μm^3 ont été réalisées avant tout serrage et comparées avec celle du fabricant.

2.6.4 Analyse de l'état de surface :

Connaitre l'influence de l'état d'une surface sur le fonctionnement d'une pièce et son comportement dans le temps nécessite de pouvoir caractériser sa macro, micro voir même nano géométrie.

Une surface qui est usinée n'est jamais parfaite car elle présente toujours des défauts et des imperfections dont un certain taux est admissible par le fabricant. Les défauts peuvent être macro géométriques, on parle d'ondulation ou micro géométriques désignées plus communément sous le nom de rugosité.

Pour étudier l'état de surface des échantillons de cette étude plusieurs éléments qui composent la micro géométrie de surface doivent être considérés. En effet le profil brut d'état de surface ce décline en quatre grands ordres :

- défauts de premier ordre : défauts dus à des écarts de forme et de position (défauts de rectitude, de parallélisme, de cylindricité,…) provenant de la déformation de la pièce pendant ou après l'usinage
- défauts de deuxième ordre : défauts plus petits ayant l'aspect général d'une ondulation provenant du tournage ou du fraisage.
- défauts de troisième ordre : stries et sillons dus souvent à l'arête coupante de l'outil
- défauts de quatrième ordre : fentes et piques dues à des marques d'outils ou à des vibrations.

L'ensemble des défauts de troisième et quatrième ordre constituent généralement la rugosité de la surface.

La rugosité est à la fois reliée à une notion sensorielle (la surface lisse est plus agréable et plus luisante) et à des critères fonctionnels. En effet les défauts de rugosité présentent une grande influence sur les fonctions des surfaces (la rugosité d'une surface explique sa sensibilité à la corrosion, à l'usure et ses propriétés d'adhérence et d'accrochage). (Bernard RAPHET, Etats de Surface, R1230, 2008 (161))

Le calcul de rugosité d'une surface a évolué de manière importante dans le temps et les normes définissant son calcul sont nombreuses et souvent modifiées par de nouvelles normes. Ainsi des dizaines de paramètres existent aujourd'hui pour caractériser la rugosité d'une surface. Ces paramètres sont définis depuis 1996 dans des normes internationales et notamment la norme ISO4287, la norme ISO 12085 et la norme ISO 13565. (Marie-Line Zani, revue Mesures Mécaniques, rubrique solutions, octobre 2003 (165))

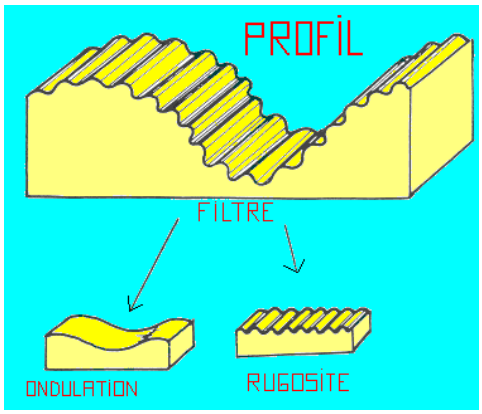


Figure 33 : Schéma expliquant la différence entre le profil primaire et les profils d'ondulation et de rugosité.(*http://mip2.insa-lyon.fr/Etats%20de%20surface/Instrument/filtres/profprim.htm*).

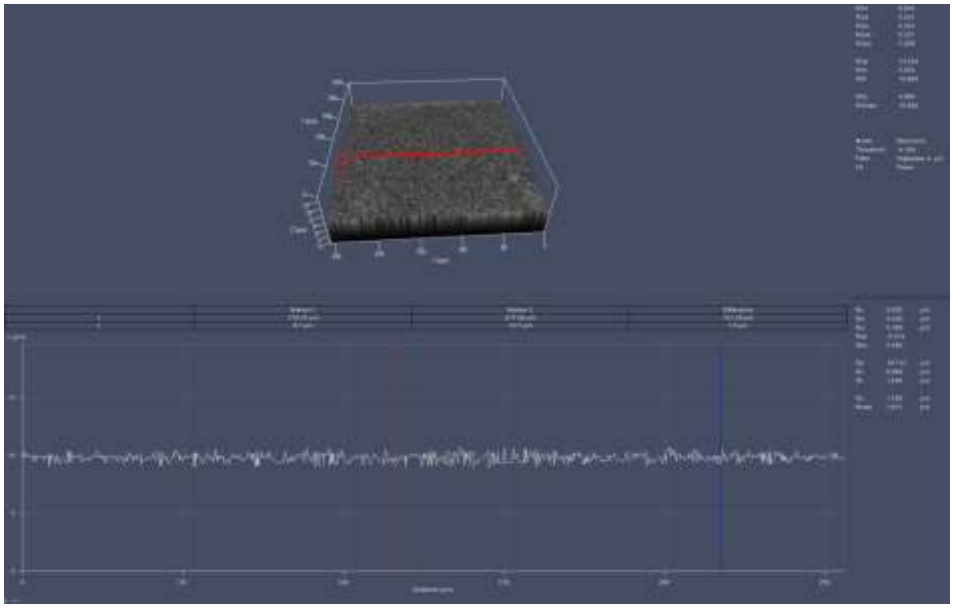


Figure 34: Observation au microscope optique confocale à balayage laser du méplat du pilier 1 après 10 serrages, profil de rugosité.

Tout commence donc par l'acquisition d'un profil primaire (coupe longitudinale ou transversale d'une surface), auquel on applique toutes sortes de formules mathématiques et filtres pour en extraire d'autres profils et paramètres.

Par conséquent à partir d'un profil primaire il est possible d'obtenir un profil d'ondulation et un profil de rugosité après application de filtres. (cf figure 33)

Les filtres de profil utilisés séparent le profil primaire en composante de longueur d'onde longue (ondulation : 0,1mm<longueur d'onde<10mm) et en composante de longueur d'onde courte (rugosité : 0,1µm<longueur d'onde<10µm).

Pour obtenir ce profil primaire et étudier la rugosité et l'ondulation des surfaces des échantillons un microscope confocale à balayage laser (Zeiss LSM 700) est utilisé plutôt qu'un profilomètre mécanique avec un palpeur ou un profilomètre optique. En effet le profilomètre mécanique à une précision maximale de 2 micron (diamètre de sa pointe), hors les états de surface des échantillons de cette étude sont beaucoup plus fins et les analyses doivent être précises à l'échelle du nanomètre. La microscopie confocale laser permet elle, d'imager tous types d'échantillons (plats ou très rugueux, pentes allant jusqu'à 70 %) avec une précision verticale nanométrique.

Ce microscope est un dérivé du microscope optique traditionnel hormis que sa source lumineuse est un laser qui balaye point par point l'objet à analyser. Il utilise un miroir semi réfléchissant qui réfléchit le rayon provenant de l'objet vers un détecteur. Une fois que le balayage selon les abscisses et les ordonnées est effectué et qu'une image à deux dimensions est obtenue le plateau contenant l'objet est déplacé d'un incrément et le balayage recommence. Ainsi des tranches sont mémorisées et celles-ci peuvent être par la suite traitées informatiquement pour obtenir des images à trois dimensions de la surface (cf figure 34).

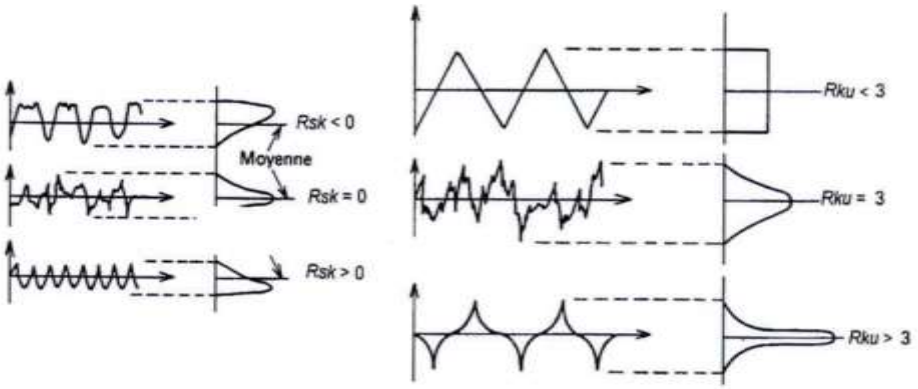
Le principe de la confocalité s'explique par le fait que lorsque le microscope est placé sur un point à une hauteur z il n'est pas influencé par les couches situées au dessus et au dessous grâce à un diaphragme qui est placé devant le détecteur. Ainsi seule la lumière provenant du plan focal atteint le détecteur. (d'après le site du fabricant Zeiss (166) et le magazine futura-sciences (156))

Les réglages du microscope confocale à balayage laser (Zeiss LSM 700) sont les suivants :

- Zone d'observation : 255,9 µm x 255,9 µm
- Résolution : 2048 x 2048 pixels
- Objectif : grossissement x 50
- Ouverture numérique : 0,8
- Diamètre du pinhols : 1 unité d'Airy
- Pas d'analyse : tous les 0,6µm
- Taille de la coupe optique : 1,2 µm
- Longueur d'onde du faisceau laser : 405 nm
- Vitesse de balayage : 6,25 secondes par coupe
- Cut off : 8 µm
- Filtre gaussiens utilisés : low pass pour l'ondulation et high pass pour la rugosité

Paramètres de rugosité	Paramètres d'ondulation	Significations
		SAILLIES et CREUX
Rp	Wp	Hauteur maxi de saillie du profil
Rv	Wv	Profondeur de creux maxi du profil
Rz	Wz	Hauteur maxi du profil
Rc	Wc	Hauteur moyenne des éléments du profil
Rt	Wt	Somme de la plus grande des hauteurs de saillie Zpi et de la plus grande profondeur des creux Zvi (sur la longueur d'évaluation alors que les 4 paramètres précédents sont déterminés sur une longueur de base avec l évaluation ≥ l base)
		MOYENNE DES ORDONNEES
Ra	Wa	Ecart moyen arithmétique du profil évalué (sur une longueur de base) avec l =lp ; lr ou lw suivant le cas
Rq	Wq	Ecart moyen quadratique du profil évalué (sur une longueur de base) avec l =l_p ; l_r ou l_w suivant le cas
Rsk	Wsk	Facteur d'asymétrie du profil (Skewness) défini sur la courbe de distribution d'amplitude avec l =l_p ; l_r ou l_w suivant le cas (l_r= longueur de base de rugosité)
Rku	Wku	Facteur d'aplatissement du profil (Kurtosis) défini sur la courbe de distribution d'amplitude avec l =l_p ; l_r ou l_w suivant le cas (sur une longueur de base)

Figure 35: Définition des différents paramètres d'amplitudes calculés sur les profils d'ondulation et de rugosité (*http://jm.karrer.free.fr/documents/ES1.pdf*).



Significations	
Cas 1 : Cas d'un profil plein (les saillies les plus hautes sont écrêtées) qui résistera bien à l'usure D'où Rsk < 0	Cas 1 : Cas d'un profil large d'où Rku < 3
Cas 2 : Cas d'un profil normal (le nombre de points du profil est maximum autour de la ligne moyenne ; la courbe de distribution d'amplitude suit une loi normale) d'où Rsk = 0	Cas 2 : Cas d'un profil normal (le nombre de points du profil est maximum autour de la ligne moyenne ; la courbe de distribution d'amplitude suit une loi normale) d'où Rku = 3
Cas 3 : Cas d'un profil creux qui résistera très peu à l'usure (les saillies les plus hautes disparaîtront rapidement dès les premières heures de fonctionnement) d'où Rsk >0	Cas 3 : Cas d'un profil serré d'où Rku > 3

Figure 36 : Schéma expliquant les paramètres Rsk et Rsku et Wsk et Wsku (d'après le document : « la mesure des états de surface », *jm.karrer.free.fr/documents/ES1.pdf*).

Sur chaque profil d'ondulation et de rugosité le logiciel d'exploitation calcul différents paramètres. Il existe quatre types de paramètres définit dans la norme ISO 4287 : les paramètres d'amplitudes, d'espacements, hybrides et associés.

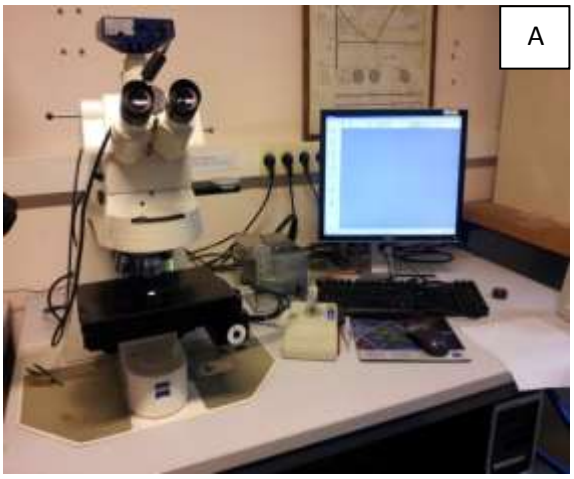
Ces derniers sont calculés sur chaque profil et ceux se rapportant au profil d'ondulation possèdent en préfixe la lettre W et ceux ce rapportant au profil de rugosité possèdent la lettre R. Les différents paramètres s'expriment en microns.

Dans cette étude ce sont notamment les paramètres d'amplitudes qui sont observés. (cf figure 35)

Cette étude s'intéresse préférentiellement aux paramètres d'amplitudes suivants:

- Rt et Wt qui représentent la distance entre la ligne des saillies et la ligne de creux. Ainsi plus Rt et Wt augmentent plus cette distance est grande et plus la rugosité et l'ondulation sont importante (=> la surface est moins lisse).
- Rp et Wp qui représentent la distance entre la ligne moyenne du profil et la ligne des saillies. Ainsi plus ces paramètres augmentent plus il y a de reliefs sur la surface et plus la rugosité et l'ondulation augmentent
- Rsc et Wsc représentent la hauteur moyenne des éléments du profil. Si ces valeurs augmentent c'est que le profil possède des éléments de plus en plus hauts et que la surface possède des creux et des saillies de plus en plus importants. Ainsi cela signifie que la rugosité et l'ondulation augmentent.
- Ra et Wa représentent l'écart moyen de part et d'autre de la ligne moyenne du profil. Ainsi plus ces valeurs augmentent et plus le profil présente des saillies et des creux donc plus la rugosité et l'ondulation augmentent.
- Rmax et Wmax représentent la hauteur maximale des irrégularités donc plus ces paramètres augmentent plus il y a de grandes saillies ou de grands creux sur le profil. Ainsi plus ces valeurs augmentent plus l'ondulation et la rugosité augmentent.
- Rssk et Wssk qui représentent le coefficient d'asymétrie du profil. Ainsi plus ces paramètres augmentent plus la répartition des irrégularités est asymétrique. Cette augmentation pourrait montrer une usure non homogène. De plus si les valeurs sont négatives cela correspond à un profil résistant bien à l'usure. (cf figure 36)
- Rsq et Wsq représentent l'écart moyen quadratique du profil sur une longueur de base. Ainsi plus ces valeurs augmentent plus les creux et les saillies sont dispersées. Donc l'usure n'est pas homogène si ces valeurs augmentent.
- Rsku et Wsku caractérisent l'aplatissement de la courbe de distribution d'amplitude.(cf figure 36)

Ainsi cinq mesures des paramètres de rugosité et d'ondulation sont réalisées sur les méplats chiffrés des piliers 1 et 2 avant serrage pour caractériser les échantillons, puis après chaque serrage afin de voir l'évolution de ces paramètres au fur et à mesure des serrages. Une moyenne de ces cinq mesures est réalisée pour tous les paramètres.



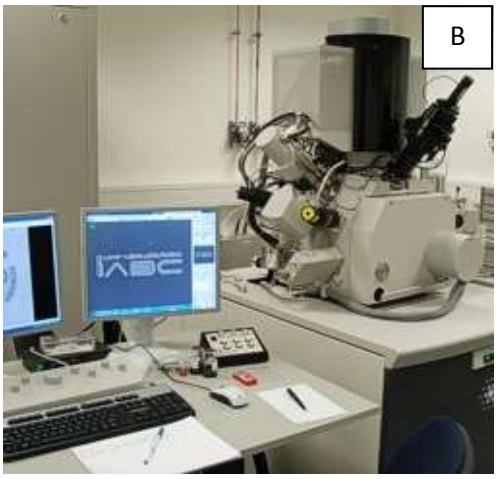


Figure 37: A : Microscope Optique à épi-florescence Axioskop 2 – Zeiss ; B : Microscope Electronique à Balayage Quanta Feg 600 (www.uni-ulm.de)

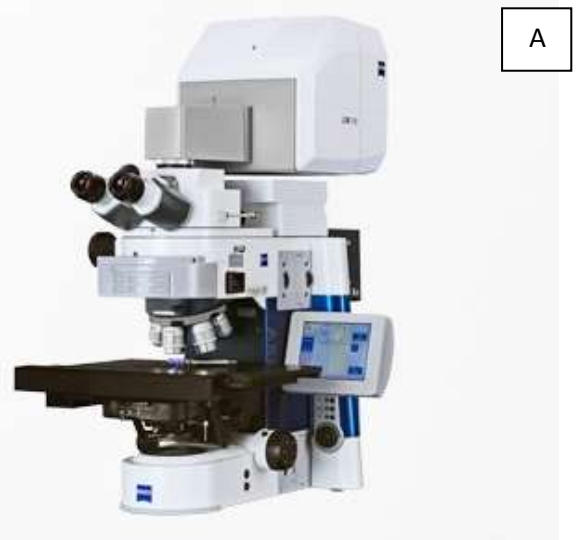


Figure 38 : A : Microscope Optique Confocal LSM 700 (*http://www.zeiss.fr/microscopy*) ; B : Nanotom®de la société Phoenix X-Ray™ pour des analyses en tomographie 3D (*www.gemeasurement.com*)

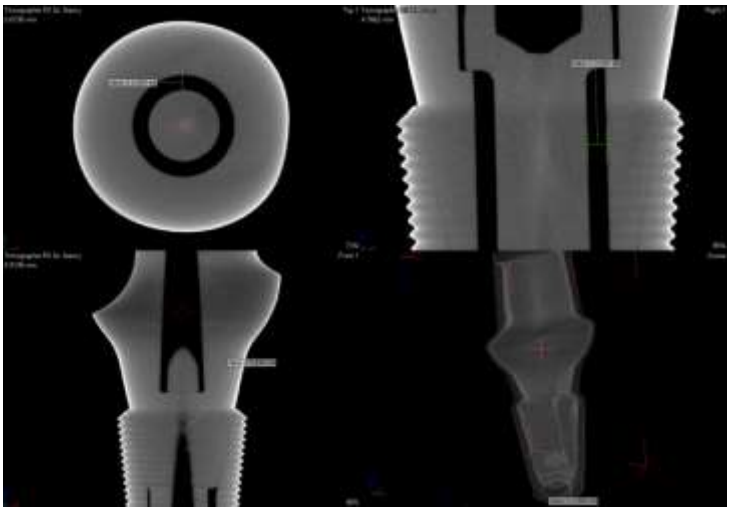


Figure 39 : Image en trois dimensions de l'échantillon 3 après le premier serrage réalisé en tomographie 3D à rayons X.

2.7 Technique d'analyse employée dans l'étude :

2.7.1 Analyse au Microscope Optique :

Le même microscope est utilisé pour la caractérisation des échantillons et l'analyse des effets des cycles de serrage et desserrage successifs. Des clichés sont réalisés sur plusieurs parties des implants 1 et 2 et des piliers 1 et 2 après chaque desserrage. Les zones observées et les grossissements utilisés sont les mêmes que pour la caractérisation des échantillons. (cf figures 27,28 et tableaux 10,11)

MO : Microscope Optique à épi-florescence Axioskop 2 – Zeiss (cf figure 37)

2.7.2 Analyse au Microscope Electronique à Balayage:

Le même microscope est utilisé pour la caractérisation des échantillons et l'analyse des effets des cycles de serrage et desserrage successifs. Des clichés sont réalisés sur plusieurs parties des implants 1 et 2, des piliers 1 et 2 et des vis de pilier 1 et 2 après chaque desserrage. Les zones observées et les grossissements utilisés sont les mêmes que pour la caractérisation des échantillons. (cf figures 30, 31,32 et tableaux 12, 13,14)

MEB : Microscope Electronique à Balayage Quanta Feg 600 (cf figure 37)

2.7.3 Analyse de l'état de surface :

Le même outil que pour la caractérisation des échantillons c'est-à-dire le Microscope Optique Confocale laser est utilisé : le LSM 700 (Zeiss) pour acquérir les différents paramètres d'ondulation et de rugosité et voir leur évolution au fil des cycles de vissage/dévissage (cf figure 38). Cinq mesures des paramètres de rugosité et d'ondulation sont prises sur plusieurs zones du même méplat des piliers 1 et 2 après chaque desserrage et une moyenne est réalisée pour chaque paramètre.

2.7.4 Analyse en tomographie 3D :

L'analyse tomographique à été réalisé avec le Nanotom®de la société Phoenix X-Ray™. (cf figure 38).La tomographie 3D est une technique d'imagerie qui permet de reconstruire le volume de l'objet (3D). Cette technique utilise la radiographie qui est utilisée dans les contrôles non destructifs des échantillons. Le rayonnement X utilisé en radiographie permet d'observer l'intérieur des objets solides pour évaluer les variations d'épaisseur ou de densité.

L'objet à analyser est placé entre la source de rayonnement et un détecteur. La densité et l'épaisseur de la matière traversée par les rayons X affectent la quantité de rayonnement qui atteint le détecteur (loi de Beer-Lambert). L'image ainsi formée sur le détecteur, montre les caractéristiques internes de l'objet.

La radiographie 2D conventionnelle reproduit une ombre en 2 dimensions d'un objet 3D, ce qui implique que la performance est limitée pour fournir des profondeurs et localisations exactes des caractéristiques internes. La tomographie par rayons X permet, à partir d'images radiographiques à 2 dimensions, de produire des volumes 3D des objets et d'en extraire des coupes transversales. Le composant à tester est placé sur un plateau tournant, entre la source de rayonnement et le système de détecteur. L'échantillon est mis en rotation et le détecteur numérique enregistre des centaines d'images à rayons X 2D sous différents angles. Un logiciel (logiciel Datos® – Phoenix X-Ray™) reconstruit l'objet en 3 dimensions à partir de ces données grâce à un algorithme de reconstruction. (cf figure 39)

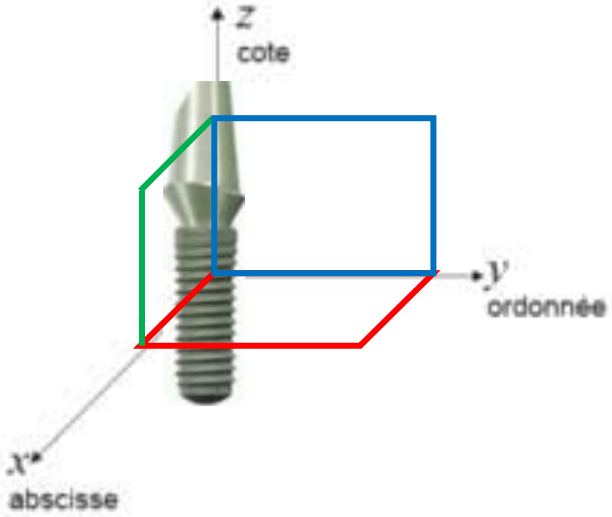


Figure 40 : Schéma illustrant les coupes réalisées sur les reconstructions 3D des échantillons 3 et 4 analysés en tomographie 3D par rayons X. vert : coupe zx ; bleu : coupe zy ; rouge : coupe xy.

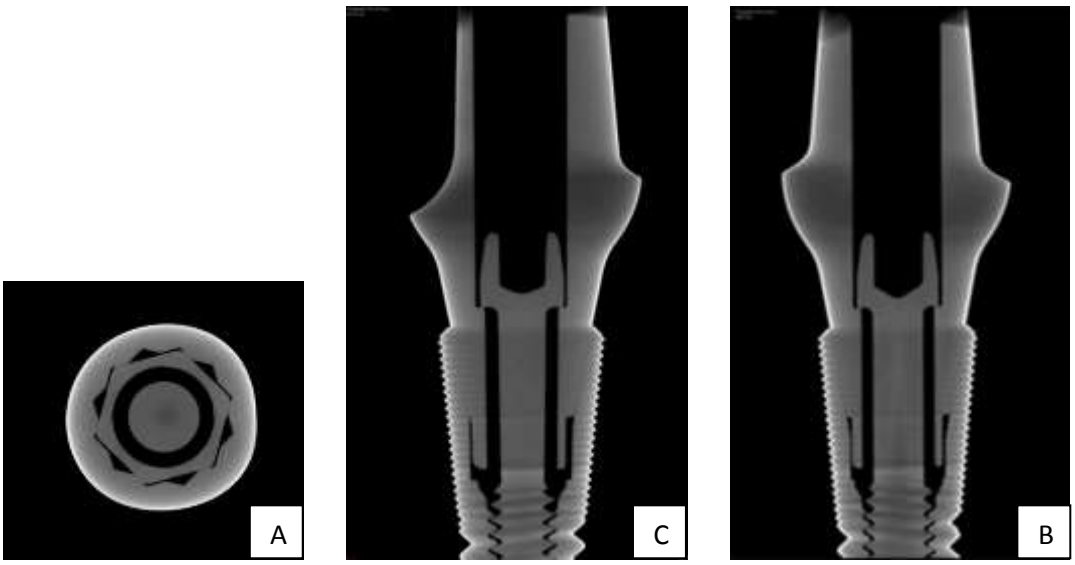


Figure 41 : Coupes réalisés en tomographie 3D à rayons X de l'échantillon 3 après le premier serrage ; A : coupe xy ; B : Coupe zx ; C : Coupe zy

En analysant ce volume, il est possible de connaître les caractéristiques de la structure interne d'un objet, comme les dimensions, la forme, la position d'éléments les uns par rapport aux autres et de localiser des hétérogénéités, des défauts et de confirmer la position de parties non visibles dans un assemblage ou de mesurer des épaisseurs. (Françoise PEYRIN, Line GARNERO, Isabelle MAGNIN et coll, 1996 (160))

Caractéristiques du Nanotom®de la société Phoenix X-Ray™ :

- Source de rayons X : nano foyer Phoenix GE (160kV, 15 W, 0,9µm)
- Taille de la source : 0,4 à 2µm
- Résolution angulaire : ¼ degré
- Résolution spatiale : de 0,9µm à 50µm
- Taille de l'échantillon maximale : 80mm
- Outils de traitement et visualisation des images 2d et 3d : VG Studio, ImageJ.

Ainsi cette technique d'analyse permet d'avoir des coupes virtuelles à travers les échantillons analysés sans avoir recours à des moyens destructifs et d'évaluer le repositionnement des pièces prothétiques dans l'implant en fonction des cycles de vissage/dévissage et voir si celui est altéré. Par conséquent l'étude de la connexion après assemblage implant/pilier/vis et l'analyse du centrage des différents éléments et leur adaptation dans l'implant est possible sans destruction de l'échantillon.

Les échantillons 3 et 4 sont analysés en tomographie 3D après chaque assemblage.
Les coupes xy, zx et zy de l'échantillon sont ensuite analysées. (cf figure 40, 41)

2.7.5 Synthèse des expérimentations :

Groupe 1 (25 N)		Groupe 2 (15 N)	
Implant 1	MEB, MO, MOC	**Implant 2**	MEB, MO, MOC
Implant 3	Tomographie 3D	**Implant 4**	Tomographie 3D

Tableau 15 : Tableau expliquant avec quelle technique d'analyse les échantillons sont observés.

Commercially Pure Titanium

Unalloyed titanium comes in 4 grades determined by strength and impurity content.

F 67

TABLE 1 Chemical Requirements

Element	Composition[A], % (mass/mass)			
	Grade 1 UNS R50250	Grade 2 UNS R50400	Grade 3 UNS R50550	Grade 4 UNS R50700
Nitrogen, max	0.03	0.03	0.05	0.05
Carbon, max	0.08	0.08	0.08	0.08
Hydrogen, max[B]	0.015	0.015	0.015	0.015
Iron, max	0.20	0.30	0.30	0.50
Oxygen, max	0.18	0.25	0.35	0.40
Titanium	balance	balance	balance	balance

[A] Forgings are designated Grade F-1, F-2, F-3, or F-4 respectively. Forging compositions are as specified in Table 1.
[B] Maximum hydrogen content for billet is 0.0100 wt%.

Tableau 16 : Tableau fournit par le fabricant expliquant la composition chimique du titane utilisé pour la fabrication de ses implants.

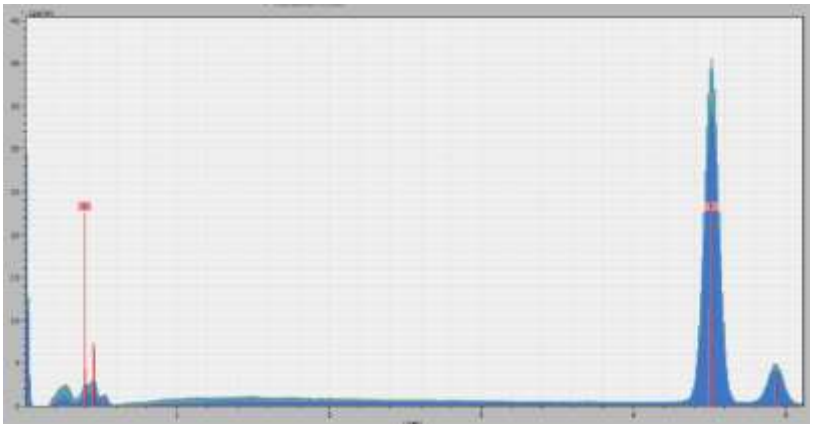


Figure 42: Graphique représentant l'analyse dispersive en énergie de l'implant 1.

Implant 1	Éléments chimiques en % massique
	Ti
Analyse	
1	**100**
2	**100**
3	**100**
4	**100**
5	**100**
Moyenne	**100**

Tableau 17: Tableau représentant les résultats des analyses EDX de l'implant 1.

Implant 2	Éléments chimiques en % massique
	Ti
Analyse	
1	**100**
2	**100**
3	**100**
4	**100**
5	**100**
Moyenne	**100**

Tableau 18: Tableau représentant les résultats des analyses EDX de l'implant 2.

3 Résultats :

Les résultats vont être exposés dans l'ordre suivant : Analyse Dispersive en Energie, Microscopie Optique, Microscopie Electronique à Balayage, Microcopie Confocale parallèle et Tomographie 3D.

3.1 Analyse dispersive en énergie :

Berry et coll (1988) ont élaboré les principes de biocompatibilité et de stabilité et insistent sur l'importance d'utiliser des matériaux sûrs pour éviter toute transmission de pathogènes. Actuellement les implants sont majoritairement fabriqués en titane commercialement pur mais il existe également des implants en alliage de titane de grade 5.

3.1.1 EDX des implants :

Le fabricant des implants de cette étude (Dentsply Implants) explique que le titane utilisé pour confectionner les implants OsseoSpeed™ est défini comme « Titane commercialement pur – Grade 4 de l'ASTM », sans aluminium, vanadium ou silicium.

Le fabricant explique également que la composition chimique du titane utilisé pour la fabrication de ses implants correspond à celle du tableau 16 et que ceux-ci sont fabriqués par usinage.

Il explique également que les surfaces externes des implants peuvent être traitées avec des fluorures pour améliorer la qualité de l'ostéointégration. Cependant il n'est pas démontré si l'effet est lié à une modification de la rugosité ou à une modification chimique additionnelle. D'autres traitements existent également comme l'incorporation de soufre, de phosphore, de magnésium ou de calcium. Ces modifications n'intéressent que la partie externe des implants et n'ont pas d'influence dans cette étude qui s'intéresse seulement à la partie interne des implants.

Les analyses dispersives en énergie des implants montrent uniquement la présence de titane. Ainsi comme l'explique le fabricant, ces implants sont fabriqués en titane commercialement pur de grade 4. (cf figure 42 ; tableau 17 et 18)

3.1.2 EDX des piliers :

Les analyses dispersives en énergie des piliers montrent une présence de titane, d'aluminium et de vanadium ce qui ne correspond pas aux données du fabricant (titane commercialement pur de grade 4). Les pourcentages massiques moyens sont de 0,21 % d'aluminium ; 1,04% de silicium ; 16,46% de vanadium et 82,27% de titane. (cf figure 43 et tableau 19,20,21)

Les résultats montrent de légères différences entre les pourcentages massique des éléments chimiques présents dans les deux piliers mais l'ordre de grandeur pour chaque élément reste sensiblement le même (écart type faible : inférieurs ou égales à 0,5). Les piliers implantaires en titane sont bien fabriqués en alliage à base de titane (grade 5), d'aluminium et de vanadium ce qui ne correspond pas aux données du fabricant. En effet dans la notice d'utilisation des piliers implantaires il est bien précisé que les piliers sont en titane commercialement pur de grade 4. Ceci peut donc être une erreur de frappe dans la notice.

3.1.3 EDX des vis de piliers :

Les analyses dispersives en énergie des vis de piliers montrent également une présence de titane, d'aluminium et de vanadium ce qui correspond aux données du fabricant (titane de grade 5 TiAl6V4). Les pourcentages massiques moyens sont de 5,28% d'aluminium ; 4,95% de vanadium et 89,78% de titane. (cf figure 44 et tableau 22, 23, 24)

De petites différences existent entre les moyennes des éléments chimiques de la vis 1 et 2 mais les ordres de grandeur reste sensiblement les mêmes (écart type faible).

Ainsi d'après les analyses dispersives en énergie précédentes l'alliage qui compose les piliers implantaires et les vis de piliers implantaires est le titane de grade 5 (TiAl6V4) mais les proportions des éléments chimiques présentent quelques petites différences. En effet le vanadium est plus présent dans l'alliage des piliers (16,46% contre 4,95%) et l'aluminium est plus présent dans l'alliage des vis implantaires (5,28% contre 0,21%). Les écarts types ne sont pas très importants (inférieur ou égale à 0,2), donc ces différences ne sont pas significatives.

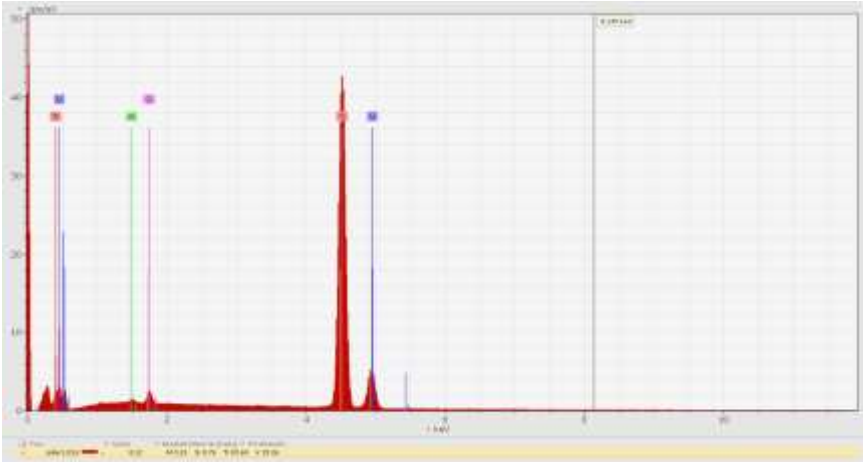


Figure 43 : Graphique représentant l'analyse dispersive en énergie du pilier 1.

Pilier 1	éléments chimiques % massique			
	Al	Si	Ti	V
Analyse				
1	0,19	0,76	83,69	15,36
2	0,14	0,43	85,48	13,95
3	0,15	1,33	81,51	17,01
4	0,1	0,39	84,96	14,56
5	0,23	0,76	84,14	14,88
Moyenne	0,16	0,73	83,9	15,15
Ecart type	0,05	0,38	1,53	1,16

Tableau 19: Tableau représentant les résultats des analyses EDX du pilier 1.

Pilier 2	Eléments chimiques % massique			
	Al	Si	Ti	V
Analyse				
1	0,15	0,51	86,25	13,09
2	0,36	1,61	79,29	18,74
3	0,27	1,56	79,06	19,11
4	0,27	1,16	80,58	17,98
5	0,24	1,89	77,99	19,87
Moyenne	0,26	1,35	80,63	17,76
Ecart type	0,08	0,54	3,27	2,70

Tableau 20 : Tableau représentant les résultats des analyses EDX du pilier 2.

	Moyenne des éléments chimiques en % massique			
	Al	SI	TI	V
Pilier 1	0,16	0,73	83,9	15,15
Pilier 2	0,26	1,35	80,63	17,76
Moyenne	0,21	1,04	82,27	16,46

Tableau 21: Tableau représentant la comparaison des moyennes des éléments chimiques présents dans l'alliage des piliers implantaires en % massique.

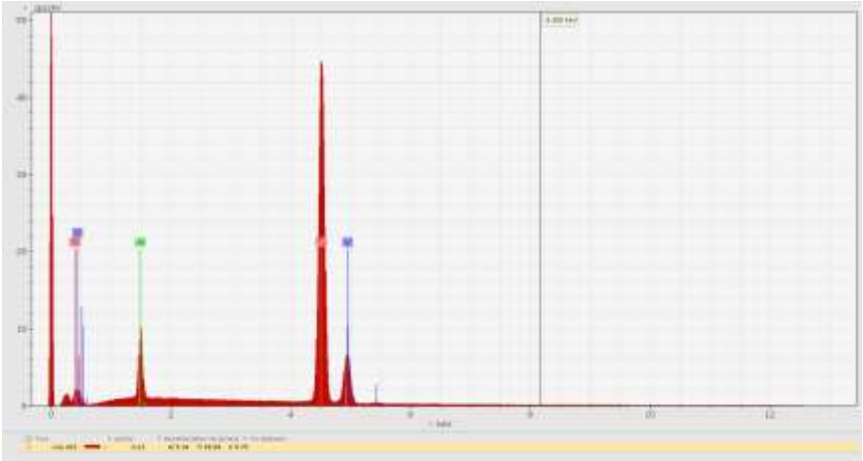


Figure 44 : Graphique représentant l'analyse dispersive en énergie de la vis 1.

Vis 1	éléments chimiques % massique		
	Al	TI	V
Analyse			
1	5,34	88,88	5,79
2	4,89	88,89	6,22
3	5,13	88,97	5,9
4	5,11	89,1	5,79
5	4,96	88,76	6,28
Moyenne	5,09	88,92	5,99
Ecart type	0,17	0,13	0,24

Tableau 22 : Tableau représentant les résultats des analyses EDX pour la vis de pilier 1 en % massique.

Vis 2	éléments chimiques % massique		
	Al	TI	V
Analyse			
1	5,60	90,69	3,72
2	5,56	90,53	3,91
3	5,42	90,58	4
4	5,49	90,54	3,97
5	5,25	90,81	3,94
Moyenne	5,46	90,63	3,91
Ecart type	0,14	0,12	0,11

Tableau 23 : Tableau représentant les résultats des analyses EDX pour la vis de pilier 2 en %massique.

	Moyenne des éléments chimiques en % massique		
	Al	Ti	V
Vis 1	5,09	88,92	5,99
Vis 2	5,46	90,63	3,91
Moyenne	5,28	89,78	4 ,95

Tableau 24: Tableau représentant la comparaison des moyennes des éléments chimiques présents dans l'alliage des vis 1 et 2 en % massique.

Figure 45 : Cliché réalisé en Microscopie Optique de la connexion implantaire de l'implant 2 au grossissement X10 avant tout serrage.

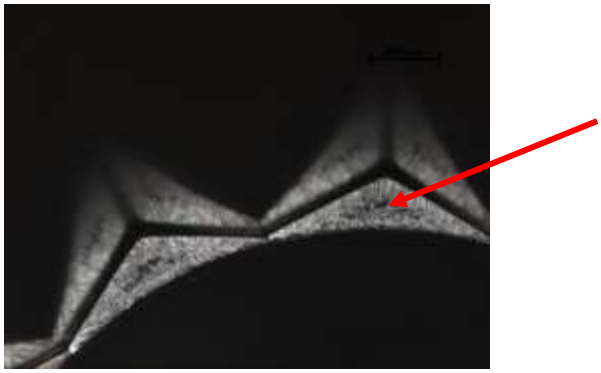


Figure 46 : Cliché réalisé en Microscopie Optique de la connexion implantaire de l'implant 2 au grossissement X10 après 9 serrages.

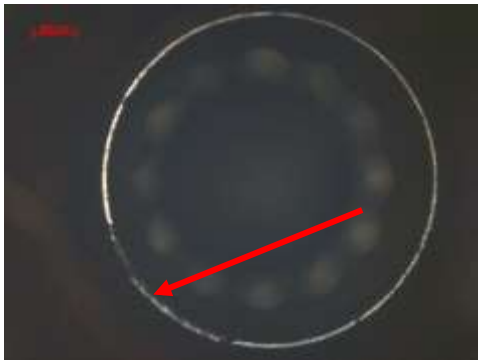


Figure 47 : Cliché réalisé en Microscopie Optique du col implantaire de l'implant 1 au grossissement x2,5 après 10 serrages.

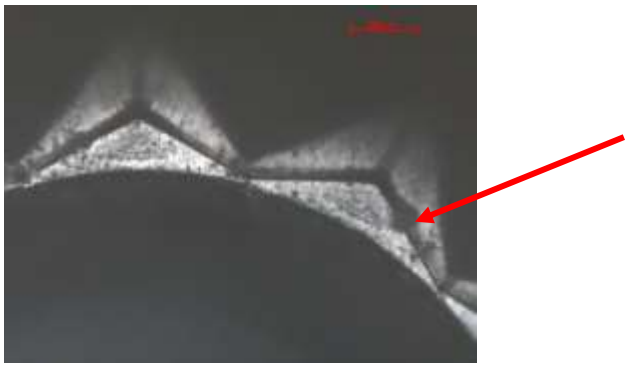


Figure 48 : Cliché réalisé en Microscopie Optique de la connexion implantaire de l'implant 1 au grossissement x10 lentille x1 après 10 serrages.

3.2 Analyse au Microscope Optique :

Cette technique limite la profondeur d'observation. En effet le grossissement maximal qui a pu être utilisé pour avoir des images de qualité est de x12,5.

3.2.1 Observation des implants 1 et 2 : (cf tableau 25 et 26)

La caractérisation des échantillons avant tout serrage montre que la connexion des implants utilisés dans l'étude est en forme d'étoile à 12 branches dont les arrêtes mesurent moins de 500 microns. Celle-ci ne présente pas des surfaces parfaitement lisses et des petits défauts dûs au processus d'usinage des implants sont visibles (surface rayée). (cf figure 45)

En effet l'analyse en microscopie optique des implants 1 et 2 met en évidence des défauts d'usinages présents en quantité sur les pièces neuves. Ceux-ci sont persistants lors des serrages et il n'y a pas d'aplatissement visible en microscopie optique de ces reliefs. (cf figure 45 et 46)

Le col implantaire est marqué au cours des serrages par des traces d'usure qui sont visibles en microscopie optique sur les deux implants observés (cf figure 47). Les traces d'usures sont plus importantes sur le col de l'implant 1 (serrage 25Ncm) que sur le col de l'implant 2 (serrage 15Ncm).

Il n'y a pas d'usure franche constatée au niveau de la connexion implantaire mais des dépôts apparaissent de plus en plus sur les surfaces au cours des serrages sur les deux implants observés. (cf figure 48)

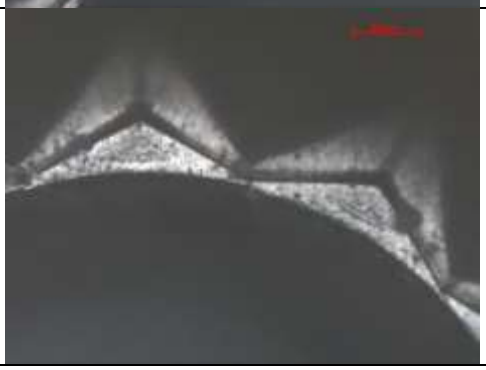
Implant 1	Zone observée	
Nombre de serrage	Connexion	Col implantaire
0		
1		
5		
10		

Tableau 25 : Tableau illustrant les clichés réalisés en Microscopie Optique de l'implant 1.

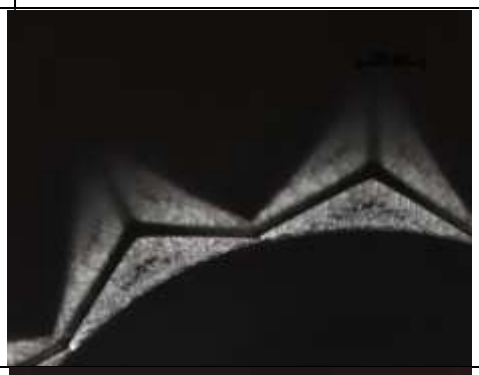
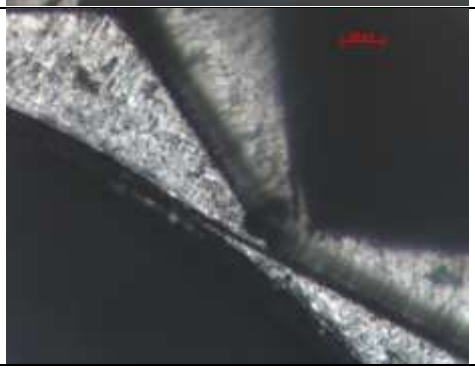
Implant 2	Zone observée	
Nombre de serrage	Connexion	Col implantaire
0		
1		
5		
10		

Tableau 26 : Tableau illustrant les clichés réalisés en Microscopie Optique de l'implant 2.

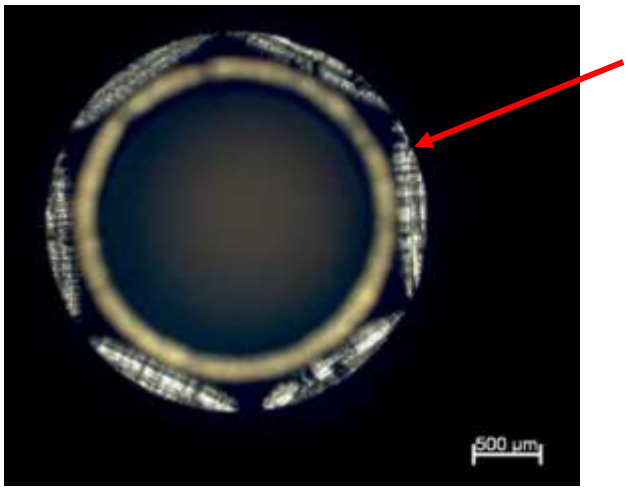


Figure 49 : Cliché réalisé en Microscopie Optique du pilier 2 avant tout serrage au grossissement x 2,5 lentille x1.

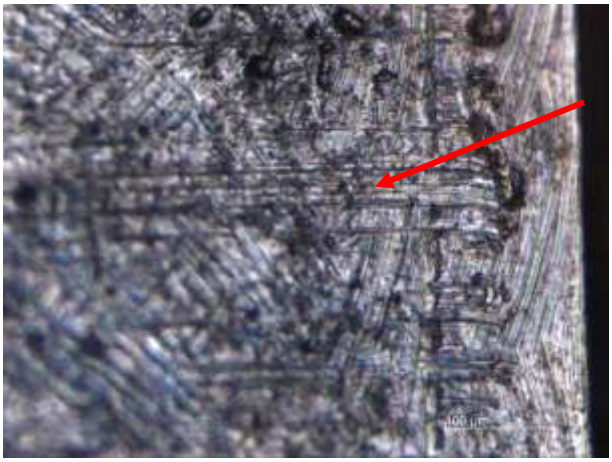


Figure 50 : Cliché du pilier 2 après le premier serrage réalisé en Microscopie Optique au grossissement x 12,5.

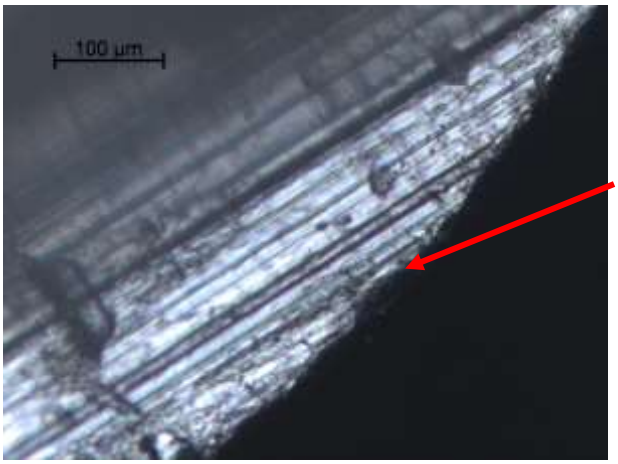


Figure 51: Photographie du pilier 1 après le sixième serrage au Microscope Optique grossissement x 12,5.

3.2.2 Observation des piliers 1 et 2 : (cf tableau 27 et 28)

La caractérisation des échantillons avant tout serrage montre que les piliers implantaires en titane présentent une connexion en forme d'hexagone avec des arrêtes sous forme de méplats. Des défauts d'usinage (surface rayée) sont visibles sur la partie inférieure du pilier. (cf figure 49)

Ces défauts d'usinage présents avant tout serrage persistent au cours des serrages.

L'apparition de stries verticales de désinsertion d'une longueur de 100 à 400µm est visible dès le 1 serrage sur le méplat observé des piliers (cf figure 50). Par ailleurs des particules se déposent de plus en plus sur les parois au fur et à mesure des serrages.

Les bords des surfaces des piliers sont de moins en moins réguliers au fur et à mesure des serrages. (cf figure 51)

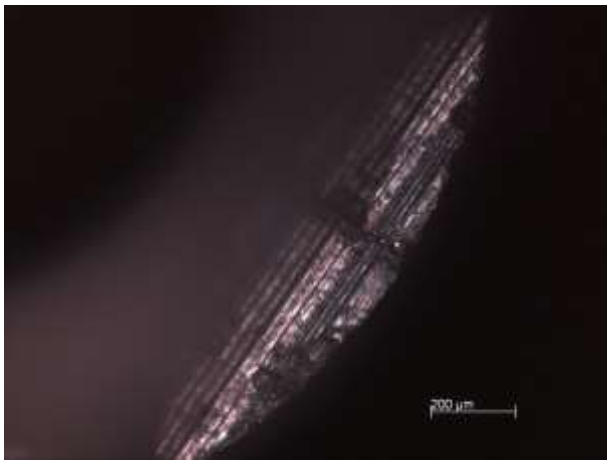
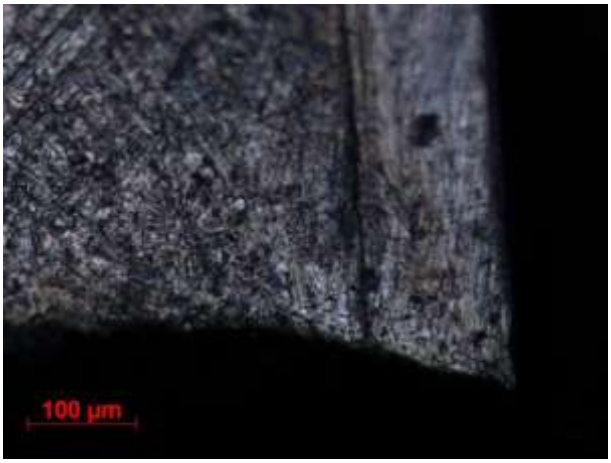
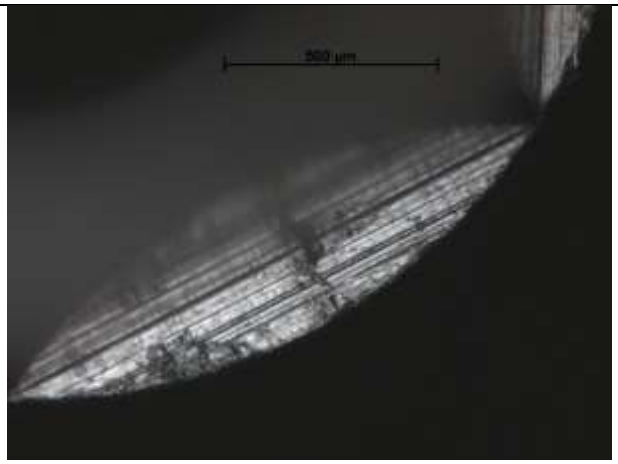
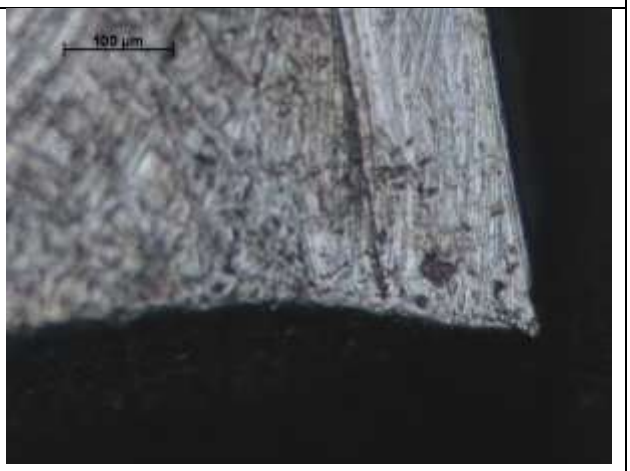
Pilier 1	Zone observée	
Nombre de serrage	Connexion	Méplat
1		
5		
10		

Tableau 27 : Tableau illustrant les clichés réalisés en Microscopie Optique de l'implant 1.

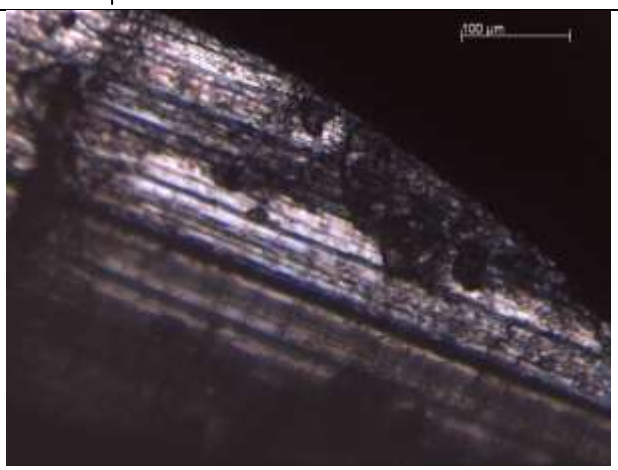
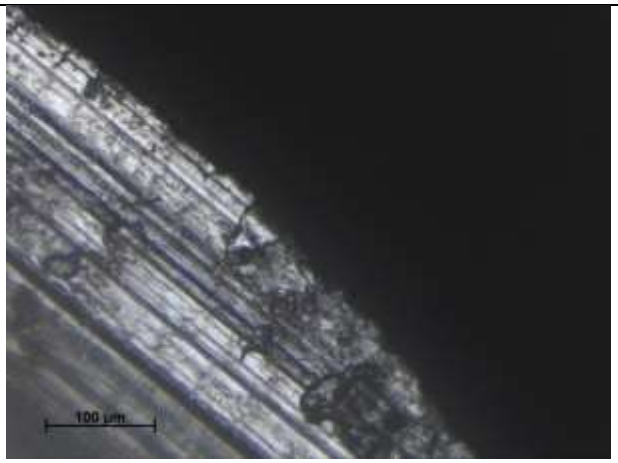
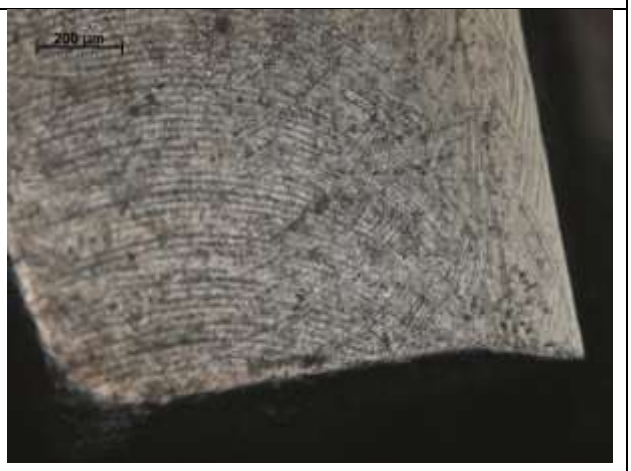
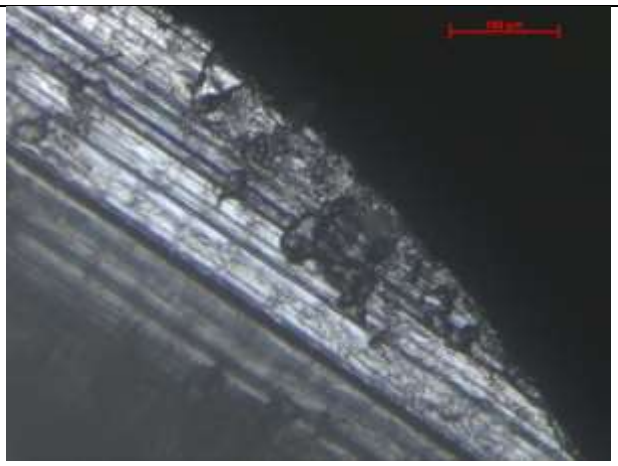
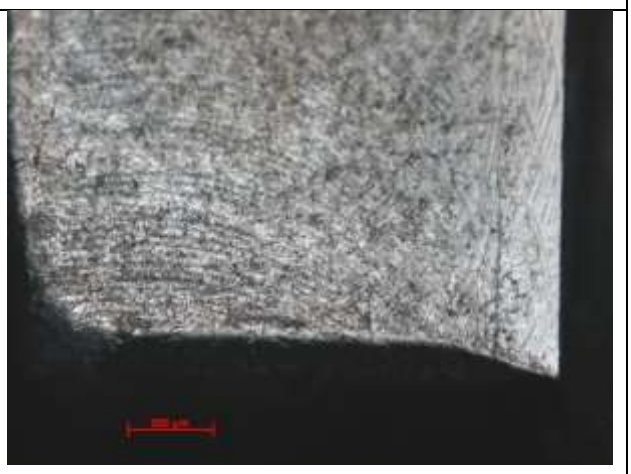
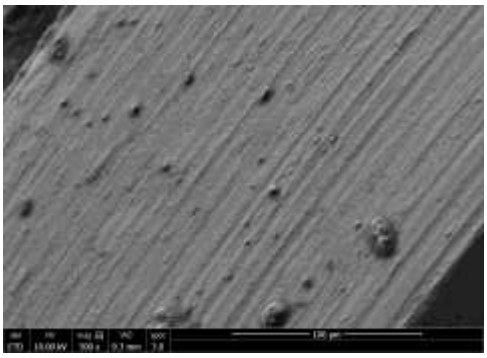
Pilier 2	Zone observée	
Nombre de serrage	Connexion	Méplat
1		
5		
10		

Tableau 28 : Tableau illustrant les clichés réalisés en Microscopie Optique du pilier 2.



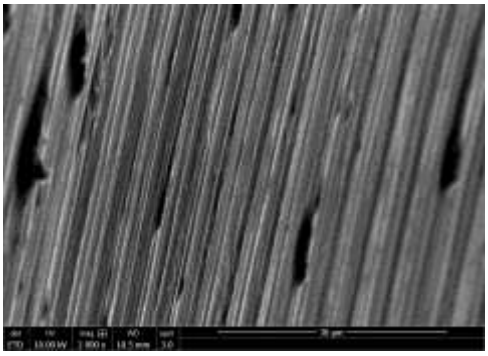


Figure 52 : Observation au Microscope Electronique à Balayage respectivement de la face supérieure du col implantaire au grossissement x 500et de la face interne du col implantaire au grossissement x 2000 de l'implant 2.

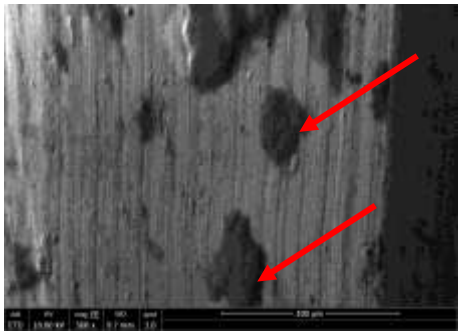


Figure 53: Cliché réalisé en Microscopie Electronique à Balayage du col implantaire de l'implant 1 après le premier serrage à 25 Ncm.

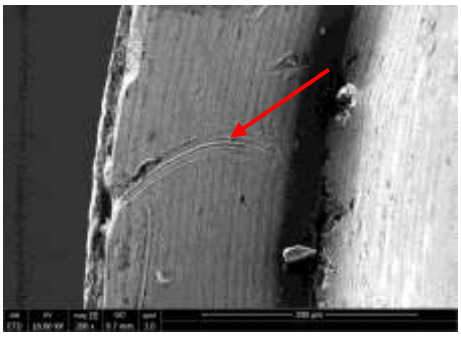
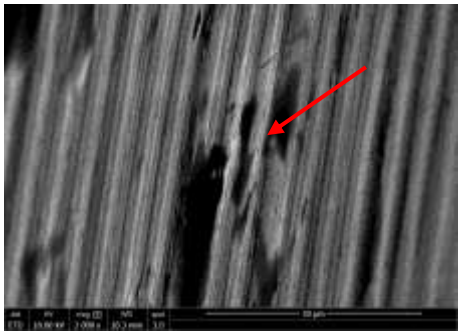


Figure 54 : Clichés réalisés en Microscopie Electronique à Balayage du col implantaire de l'implant 1 respectivement après le cinquième serrage et le septième serrage.



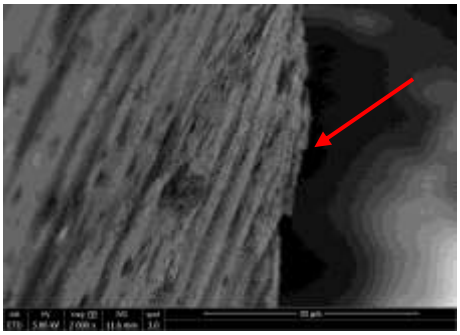


Figure 55 : Clichés réalisés en Microscopie Electronique à Balayage de la face interne de l'implant 1 respectivement après le premier serrage et le septième serrage.

3.3 Analyse au Microscope Electronique à Balayage :

3.3.1 Observation des implants 1 et 2 : (cf tableau 29 et 30)

La caractérisation des échantillons avant tout serrage montre que le col implantaire possède sur sa face supérieure une surface régulière avec quelques défauts d'usinage et peu de dépôts d'usinage. Sa face interne possède une surface striée régulière avec également peu de dépôts d'usinage. (cf figure 52)

Après le premier serrage un dépôt important de particules d'apparence organiques de 25µm de diamètre se forme sur chaque implant.(cf figure 53)

Des rayures apparaissent sur le col implantaire de chacun des implants (cf figure 54). Elles ont une longueur de 100µm jusqu'à faire toute la largeur du col implantaire de 300µm. Elles apparaissent dès le quatrième serrage pour l'implant 1 et à partir du cinquième serrage pour l'implant 2 et sont moins profonde pour ce dernier.

La face interne des implants subit également des modifications : les spires du filetage commencent à se déformer légèrement dès le premier serrage pour les deux implants mais cette déformation est plus importante pour l'implant 1 que pour l'implant 2. (cf figure 55)

Ainsi le col implantaire et la surface interne des implants 1 et 2 sont modifiés au cours des serrages. Des rayures apparaissent sur la face supérieure du col implantaire et le striage de la face interne du col est aplati à certain endroit.

Cependant ces modifications apparaissent plus tôt et sont plus importantes sur l'implant 1 serré à 25 Ncm que sur l'implant 2 serré à 15 Ncm. Des modifications importantes sont présentes à partir du quatrième serrage pour l'implant 1 et il faut attendre le huitième serrage pour en avoir des similaires sur l'implant 2.

Entre les deux parties des implants observées, le col implantaire semble subir le plus de modifications au fur et à mesure des serrages.

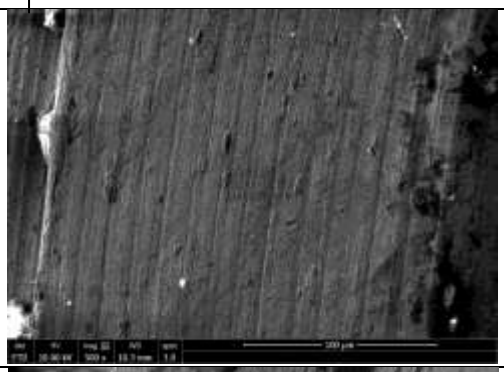
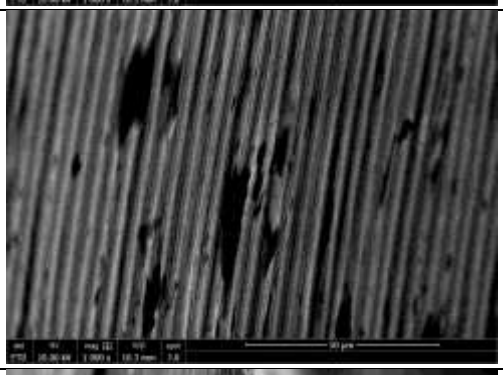
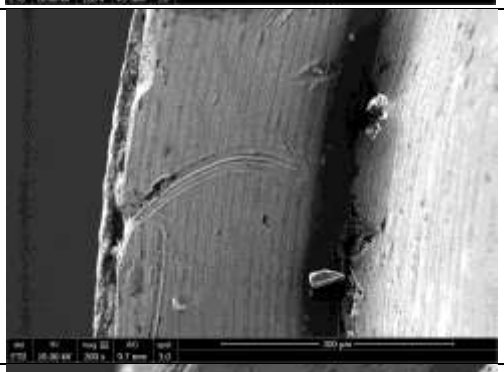
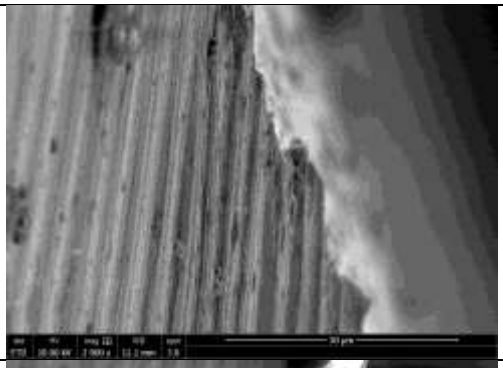
Implant 1	Zone observée	
Nombre de serrage	Col implantaire	Face interne
0		
1		
5		
10		

Tableau 29 : Tableau illustrant les clichés réalisés en Microscopie Electronique à Balayage de l'implant 1.

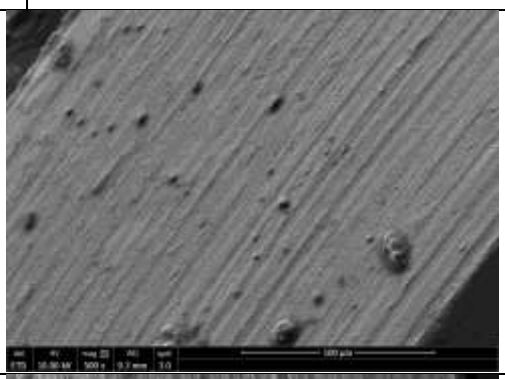
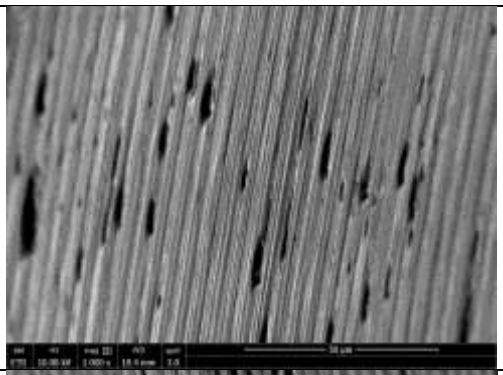
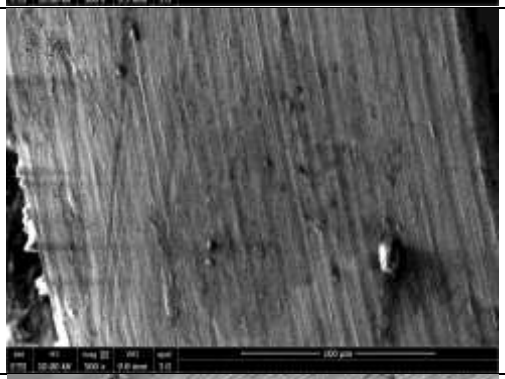
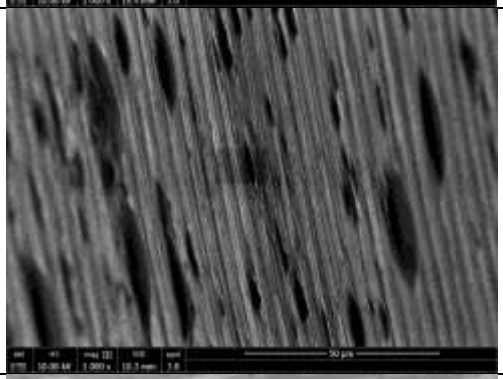
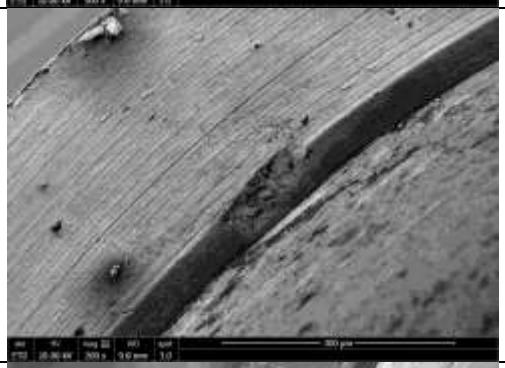
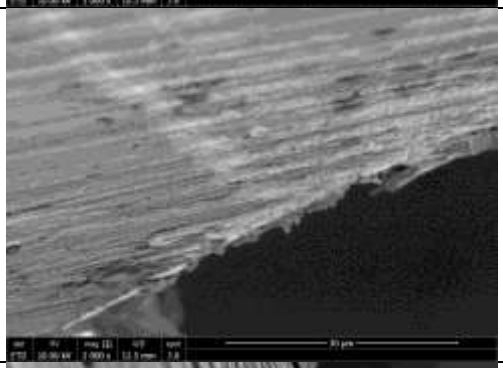
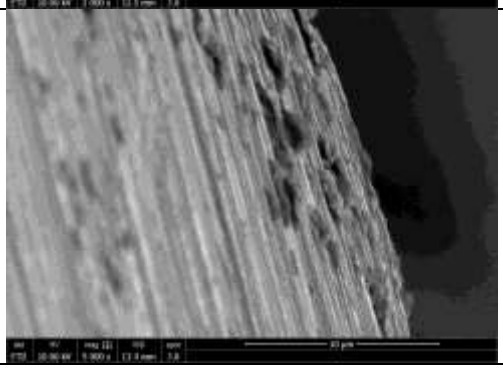
Implant 2	Zone observée	
Nombre de serrage	Col implantaire	Face interne
0		
1		
5		
10		

Tableau 30 : Tableau illustrant les clichés réalisés en Microscopie Electronique à Balayage de l'implant 2.

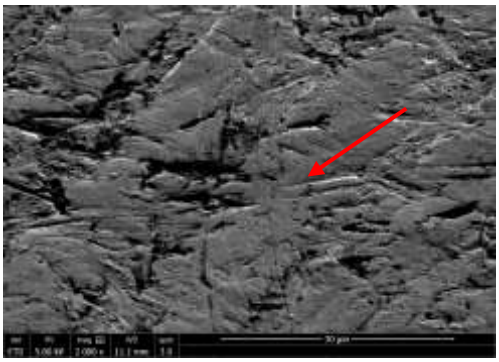


Figure 56 : Cliché réalisé en Microscopie Electronique à Balayage du méplat observé du pilier 1 avant tout serrage.

Figure 57 : Cliché réalisé en Microscopie Electronique à Balayage de l'arête du pilier 1 après le premier serrage

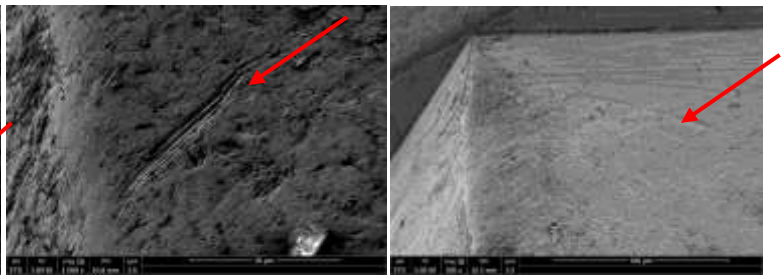
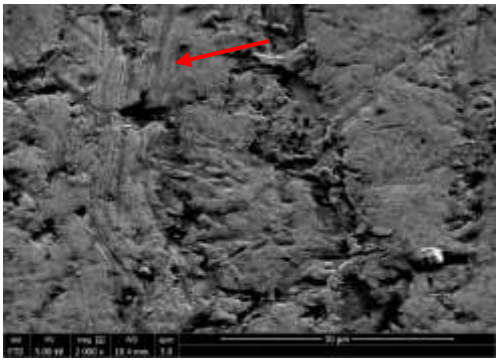


Figure 58 : Clichés réalisés en Microscopie Electronique à Balayage respectivement de l'arête du pilier 1 après le deuxième serrage et de l'arête du pilier 1 après le quatrième serrage.



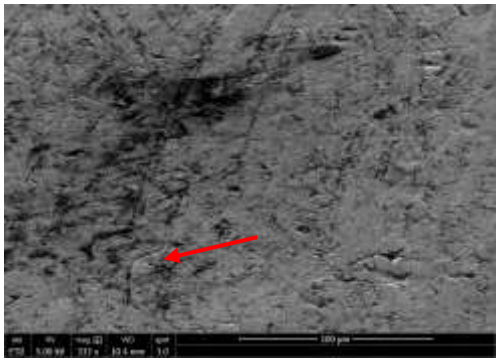


Figure 59 : Clichés réalisés en Microscopie Electronique à Balayage respectivement du méplat du pilier 1 après le deuxième serrage et du méplat du pilier 2 après le deuxième serrage.

Figure 60 : Cliché réalisé en Microscopie Electronique à Balayage du méplat du pilier 1 après le dixième serrage.

3.3.2 Observations des piliers 1 et 2 : (cf tableau 31 et 32)

La caractérisation des échantillons avant tout serrage montre que des défauts d'usinage (surface rayée, traces des outils d'usinage) sont présents sur toutes les parties observées des piliers implantaires. (cf figure 56)

A partir du premier serrage des dépôts d'apparence organiques de 10 à 20 µm de diamètre apparaissent sur toutes les parties observées. (cf figure 57)

Les arêtes des piliers s'émoussent très légèrement à partir du quatrième serrage notamment pour le pilier 1. Des rainures de 50µm de longueur apparaissent aussi sur une des arêtes dès le deuxième serrage pour les deux piliers mais celles-ci sont plus importantes sur le pilier 1 comparé au pilier 2. (cf figure 58)

Les méplats observés au niveau des piliers montrent des rainures verticales de désinsertion d'une longueur de 50µm à 60µm qui apparaissent dès le deuxième serrage pour les piliers 1 et 2. (cf figure 59)

Ces stries de désinsertion augmentent en nombre au cours des serrages. Elles sont présentes en plus grand nombre sur le pilier 1 que sur le pilier 2 et celles-ci s'intensifient plus rapidement sur le pilier 1 que sur le pilier 2. (cf figure 60)

Les faces planes des piliers sont peu modifiées et il faut attendre le huitième serrage pour obtenir des modifications visibles sur cette partie observée pour les deux piliers.

Pour conclure les piliers présentent des défauts d'usinage sur toutes les parties observées. De plus les piliers subissent des modifications au cours des serrages. Celles-ci sont plus importantes sur le pilier 1 que sur le pilier 2. La partie qui subit le plus de modifications de surface au cours des serrages sur les piliers implantaires est le méplat des piliers qui repose dans la connexion implantaire.

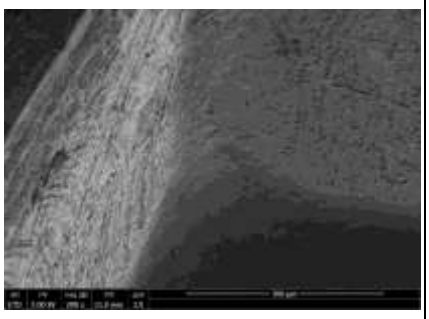
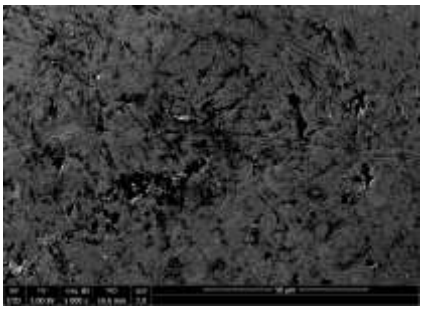
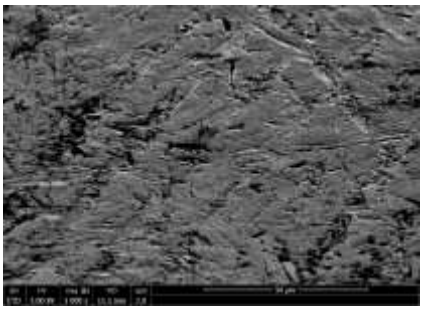
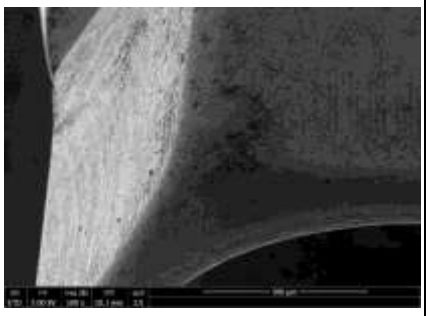
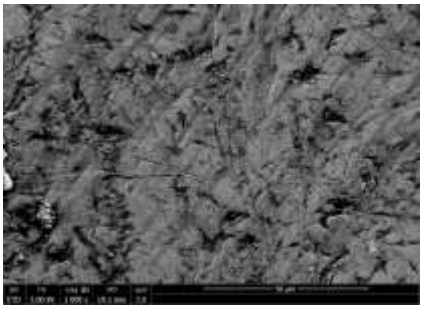
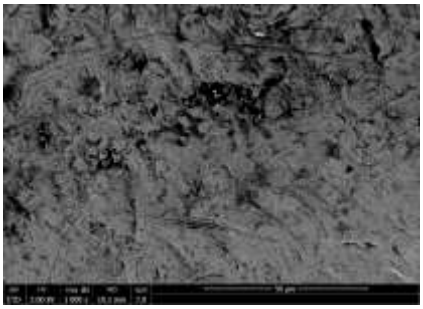
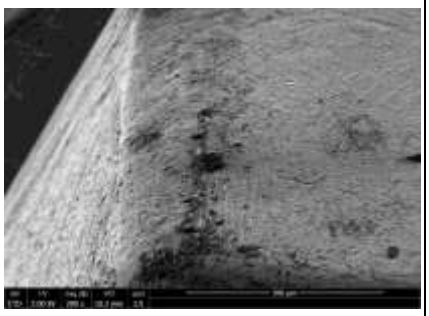
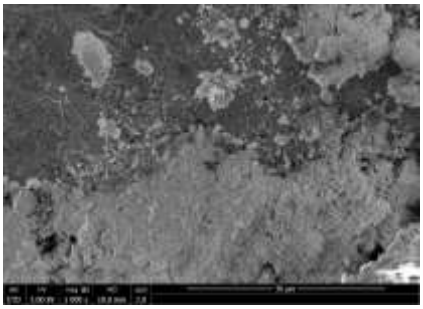
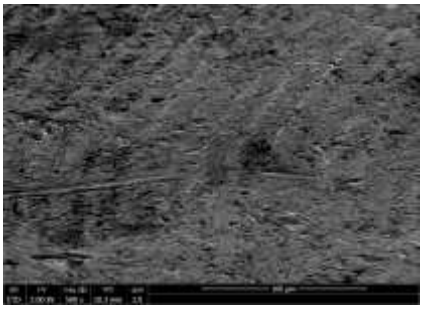
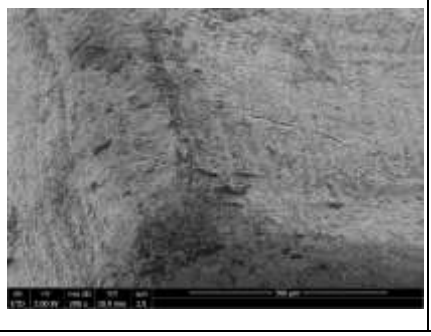
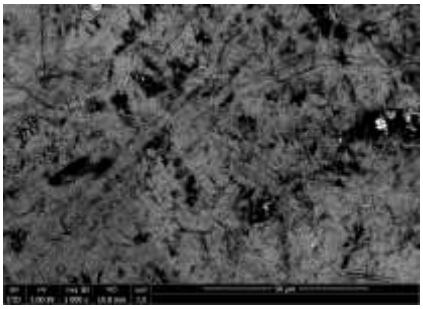
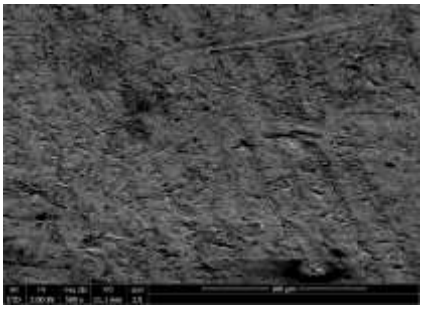
Pilier 1	Zone observée		
Nombre de serrage	Arête	Face plane	Méplat
0			
1			
5			
10			

Tableau 31 : Tableau illustrant les clichés réalisés en Microscopie Electronique à Balayage du pilier 1.

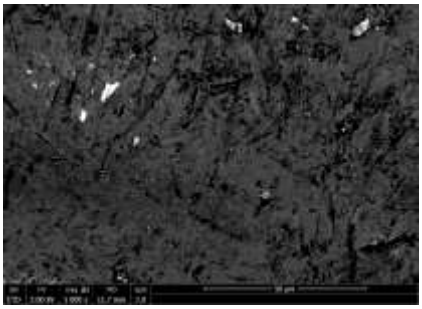
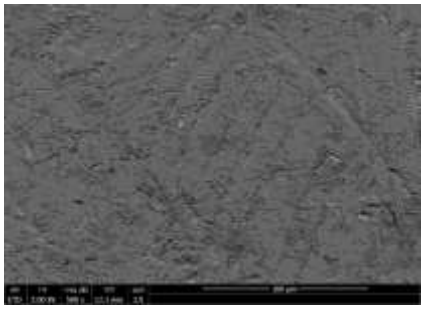
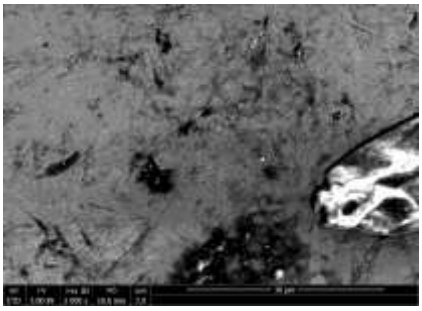
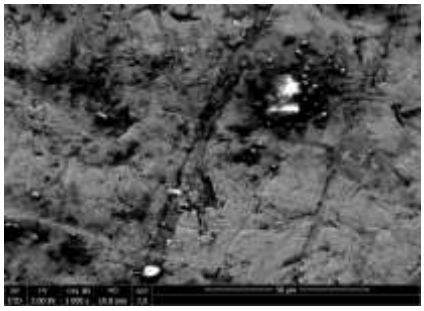
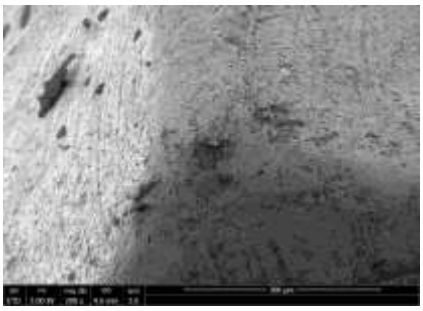
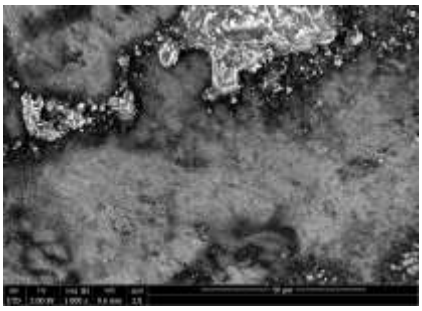
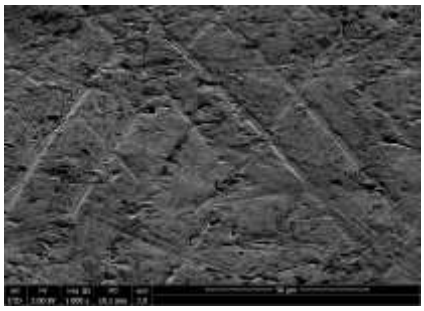
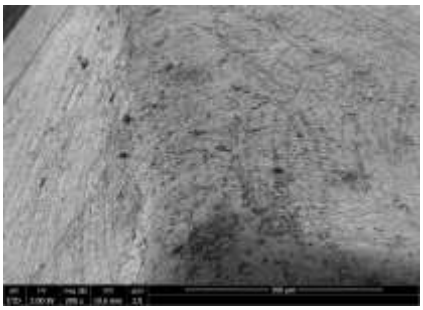
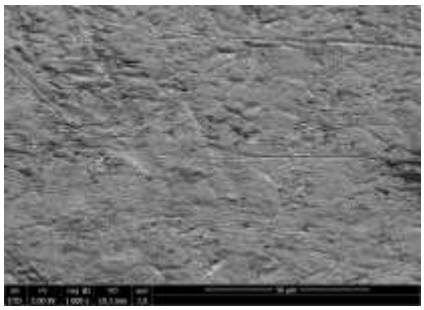
Pilier 2	Zone observée		
Nombre de serrage	Arête	Face plane	Méplat
0			
1			
5			
10			

Tableau 32 : Tableau illustrant les clichés réalisés en Microscopie Electronique à Balayage du pilier 2.

Figure 61 : Cliché réalisé en Microscopie Electronique à Balayage du sommet du pas de vis de la vis du pilier 1 après le deuxième serrage.

Figure 62 : Clichés réalisés en Microscopie Electronique à Balayage respectivement d'un sommet de la vis du pilier 2 après le deuxième serrage puis du pilier 2 après le quatrième serrage et enfin du pilier 1 après le huitième serrage.

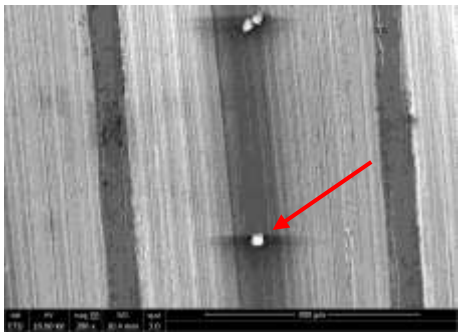


Figure 63 : Cliché réalisé en Microscopie Electronique à Balayage d'un creux du pas de vis du pilier 1 après le huitième serrage

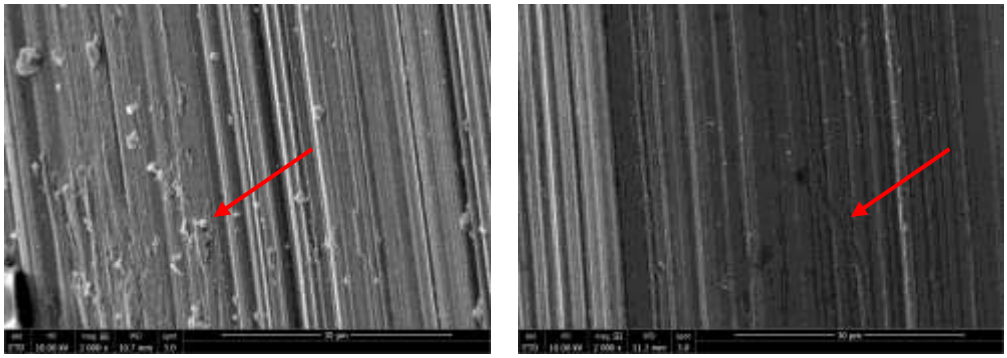


Figure 64 : Cliché réalisé en Microscopie Electronique à Balayage : à gauche de la face interne du pas de vis de la vis de pilier 1 après le quatrième serrage et à droite de la face interne du pas de vis de la vis de pilier 2 après le dixième serrage.

3.3.3 Observations des vis de pilier 1 et 2 : (cf tableau 33, 34, 35 et 36)

La caractérisation des échantillons avant tout serrage montre que des petits défauts d'usinage et des dépôts d'usinage sont présents sur toutes les surfaces observées des vis implantaires. Les surfaces du fût de la vis et la répartition des sommets et creux du pas de vis (sommets tous les 250µm) sont réguliers. Les faces internes et externes du pas de vis présentent un striage régulier dû à l'usinage.

Après le premier serrage des dépôts d'apparence organiques sont retrouvés sur les surfaces. Après le deuxième serrage des dépôts d'apparence métalliques d'environ 3,5µm de diamètre sont retrouvés au niveau des sommets et des creux du pas de vis. (cf figure 61)

Le fût de la vis semble peu modifié au cours des serrages mais l'accumulation de dépôts d'apparence organiques et métalliques est visible au cours des serrages.

Pour les sommets du pas de vis une accumulation de dépôts d'apparence organiques et métalliques au cours des serrages est à noter. De plus des traces d'usures de type craquelures et fissures de 7µm de longueur sont remarquées sur les sommets du pas de vis à partir du quatrième serrage (cf figure 62). Celles-ci sont plus prononcées sur la vis du pilier 2 serrée à 15Ncm que sur la vis du pilier 1 serré à 25Ncm.

En outre au niveau des creux du pas de vis, la seule accumulation de dépôts d'apparence organiques et métalliques est observée. (cf figure 63)

Les faces internes et externes du pas de vis présentent une accumulation de dépôts et des traces d'usure. En effet à certain endroit des faces internes ou externes la surface est rayée (rayures de 10µm de longueur environ) ou ébréchée. (cf figure 64)

Il n'y a apparemment pas d'usure significative en épaisseur des surfaces au cours des serrages mais ceci ne peut être prouvé objectivement dans cette étude. De nombreux défauts d'usinage sont présents sur les surfaces avant tout serrage. De plus des dépôts d'apparence organiques et métalliques s'accumulent sur les surfaces et quelques traces d'usures de surfaces apparaissent. Les sommets du pas de vis des vis de pilier semblent être la partie la plus fragile du filetage de la vis.

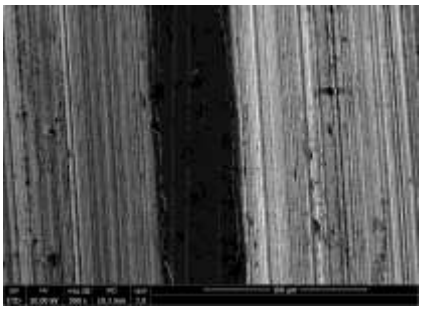
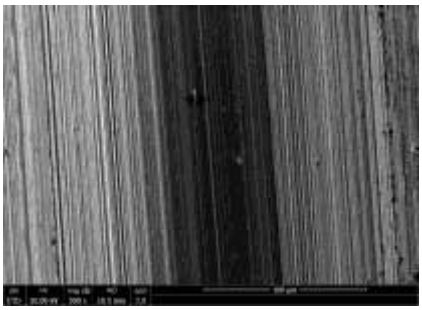
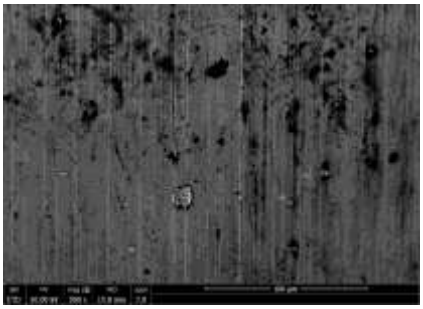
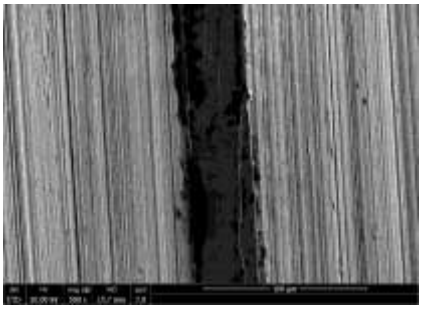
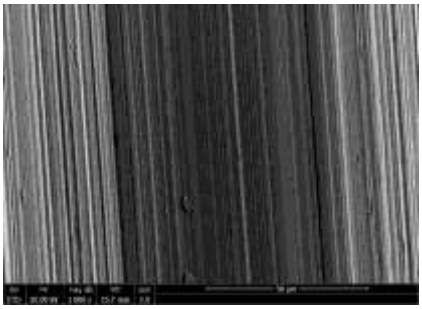
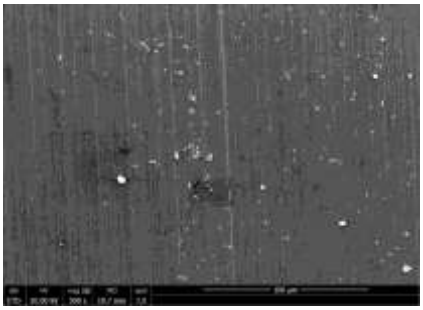
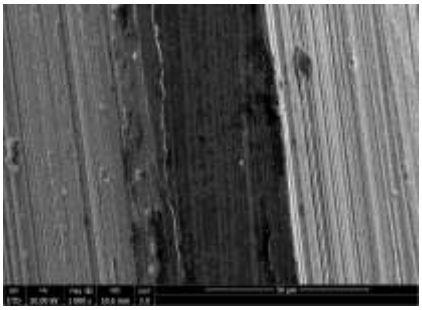
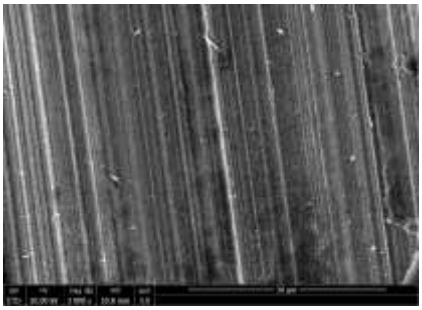
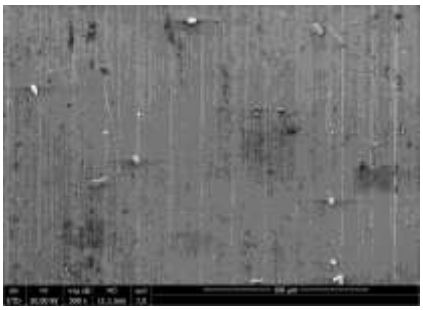
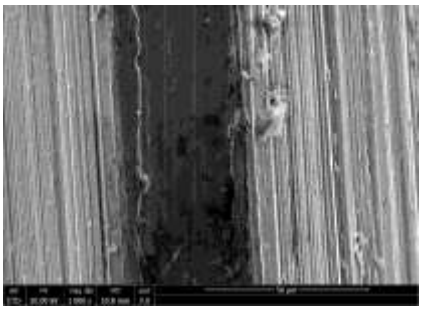
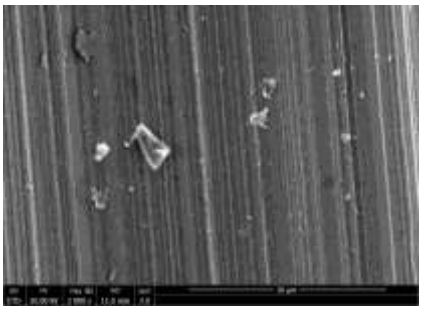
Vis du pilier 1	Zone observée		
Nombre de serrage	Fût de la vis	Sommet du pas de vis	Creux du pas de vis
0			
1			
4			
10			

Tableau 33 : Tableau illustrant les clichés réalisés en Microscopie Electronique à Balayage du fût de la vis, des sommets du pas de vis et des creux du pas de vis de la vis de pilier 1.

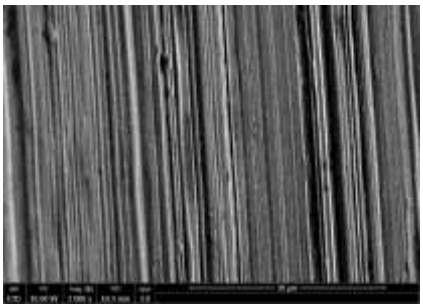
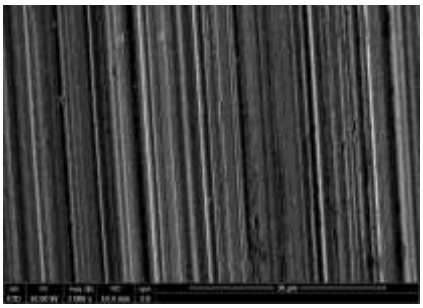
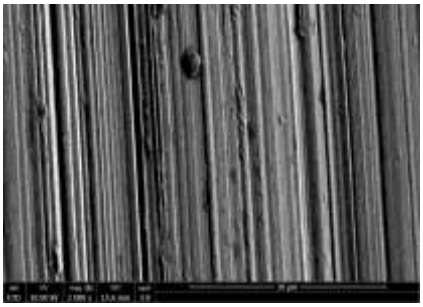
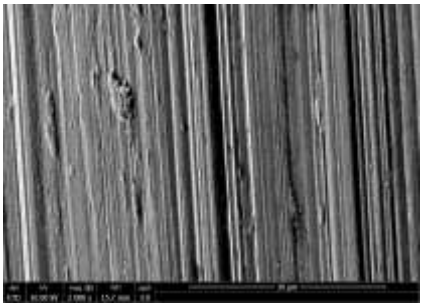
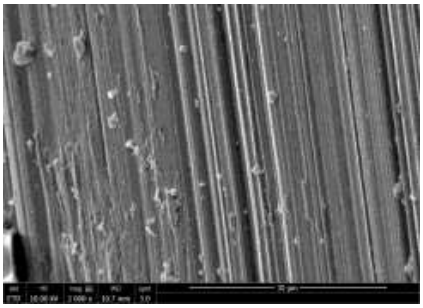
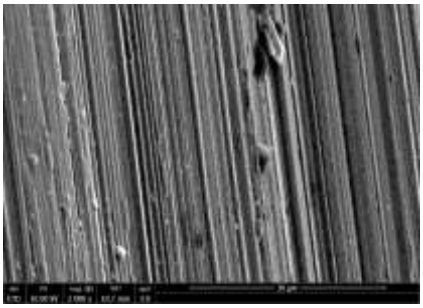
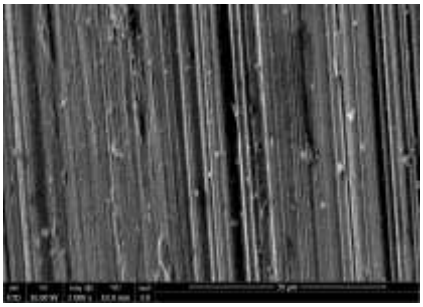
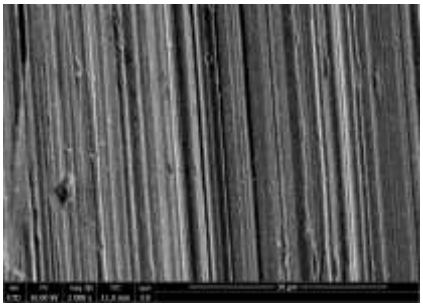
Vis du pilier 1	Zone observée	
Nombre de serrage	Face interne du pas de vis	Face externe du pas de vis
0		
1		
4		
10		

Tableau 34 : Tableau illustrant les clichés réalisés en Microscopie Electronique à Balayage des faces internes et externes du pas de vis de la vis de pilier 1.

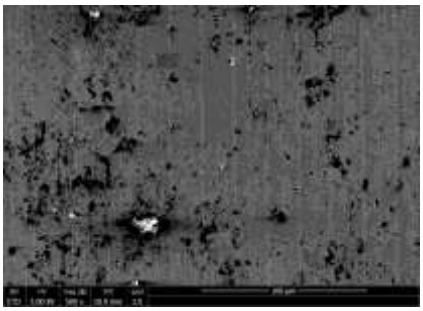
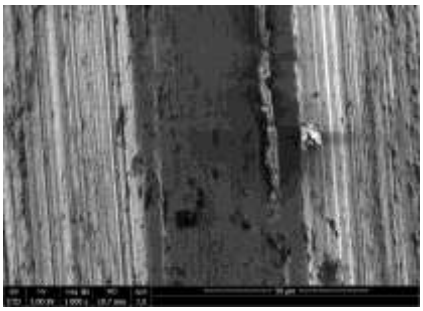
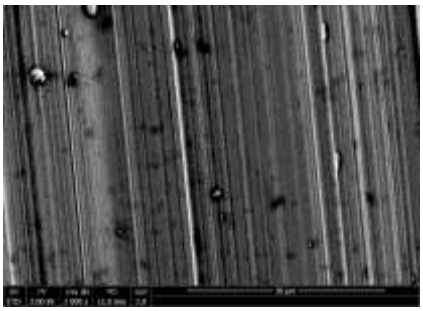
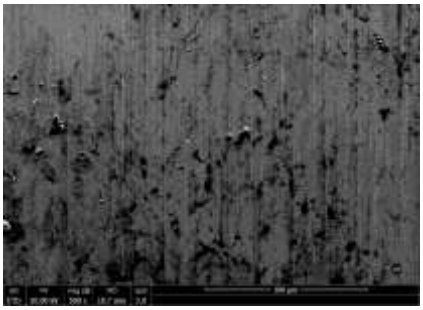
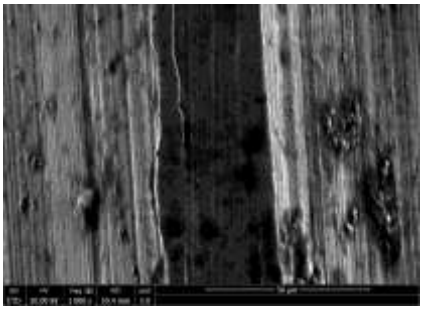
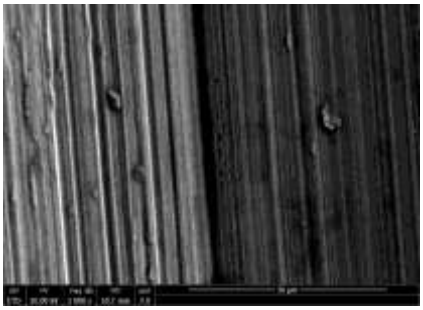
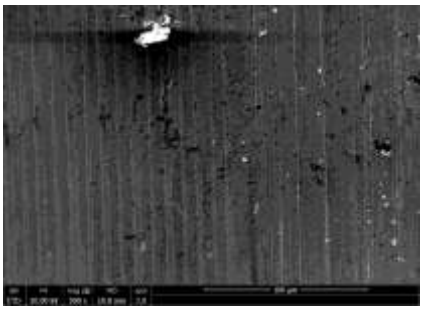
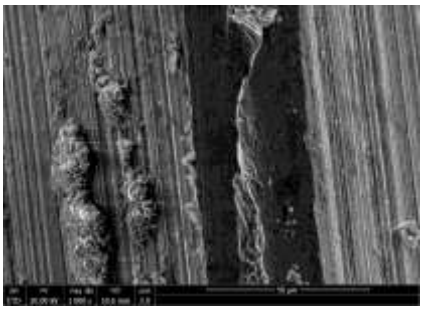
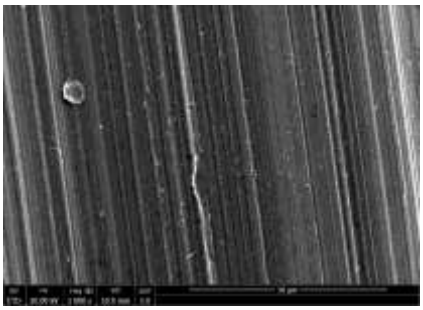
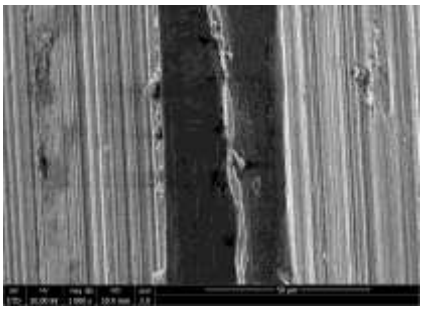
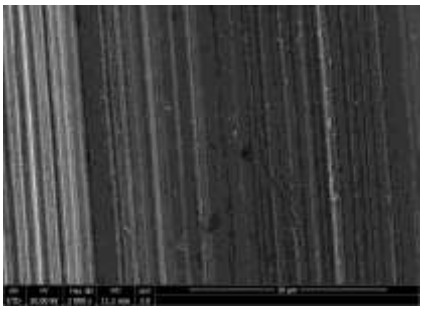
Vis du pilier 2	Zone observée		
Nombre de serrage	Fût de la vis	Sommet du pas de vis	Creux du pas de vis
0			
1			
4			
10			

Tableau 35 : Tableau illustrant les clichés réalisés en Microscopie Electronique à Balayage du fût de la vis, des sommets du pas de vis et des creux du pas de vis de la vis de pilier 2.

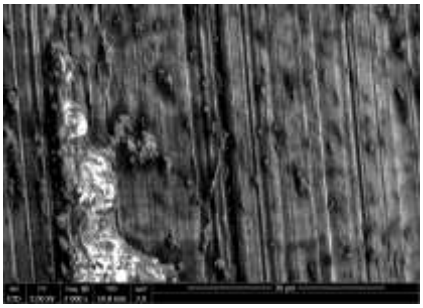
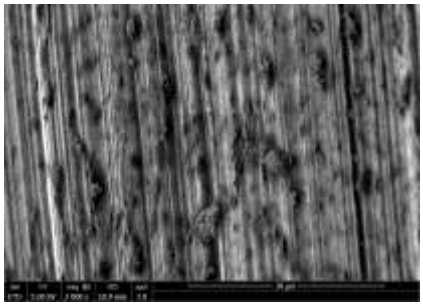
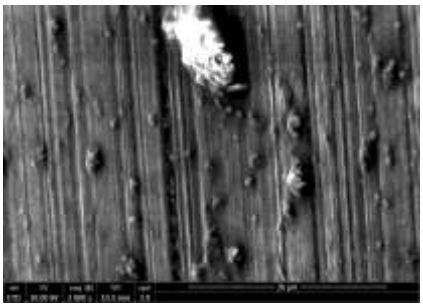
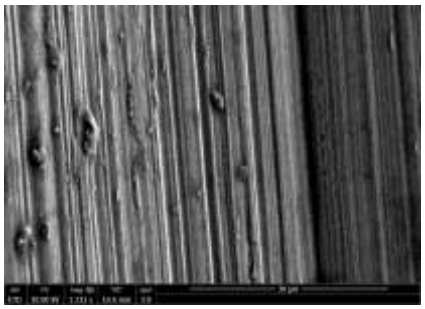
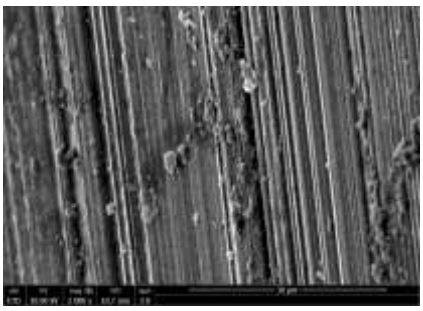
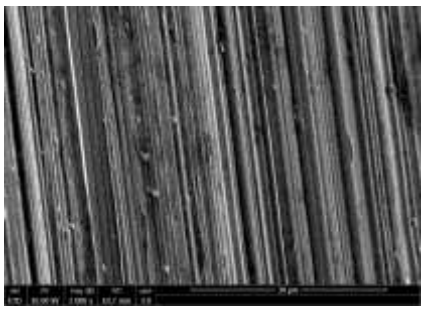
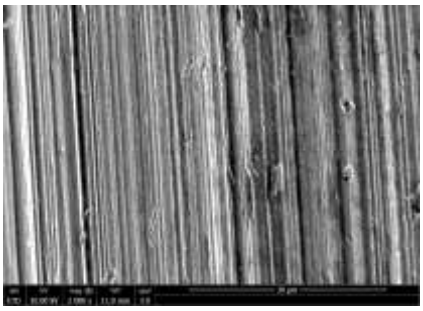
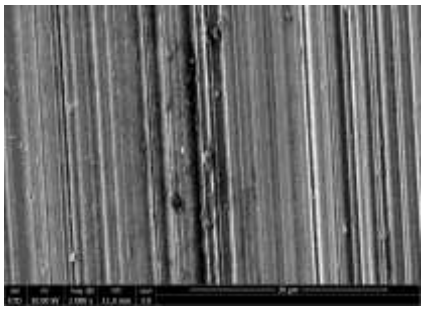
Vis du pilier 2	Zone observée	
Nombre de serrage	Face interne du pas de vis	Face externe du pas de vis
0		
1		
4		
10		

Tableau 36 : Tableau illustrant les clichés réalisés en Microscopie Electronique à Balayage des faces internes et externes du pas de vis de la vis de pilier 2.

3.4 Analyse de l'état de surface :

3.4.1 Evolution de l'ondulation :

3.4.1.1 Caractérisation des échantillons

Avant tout serrage les surfaces des piliers ne sont pas identiques car les paramètres d'ondulation ne sont pas tous les mêmes pour chacun des deux piliers. Les paramètres d'ondulation sont définis p119.

Le paramètre Wssk est négatif pour les deux piliers.

Le paramètre Wsku est supérieur à trois pour les deux piliers.

3.4.1.2 Etude des paramètres d'ondulation :

Les paramètres sont analysés l'un après l'autre : (cf tableau 37 et 38)

- Wst : pas d'augmentation significative sauf à partir du neuvième serrage pour le pilier 1.
- Wsp : diminution du paramètre après le premier serrage (divisé par 2 du serrage 0 au serrage 3 pour le pilier 1), puis il y a une augmentation à partir du huitième serrage (multiplié par 4 pour le pilier 1 et par 2 pour le pilier 2 du serrage 8 au serrage 10). Ceci est plus important pour le pilier 1 que pour le pilier 2.
- Wsc : même évolution que le paramètre Wsp.

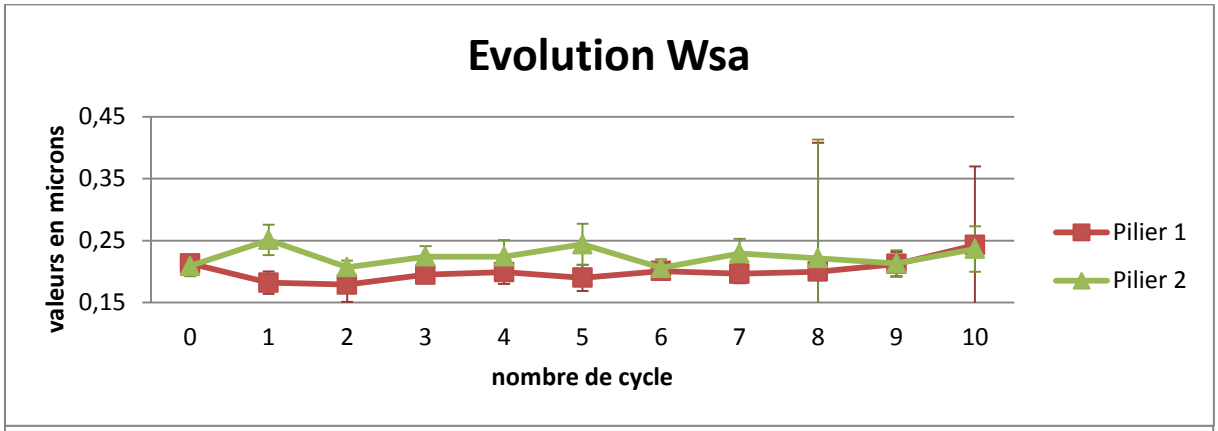
  Le paramètre Wsc est divisé par trois du serrage 0 au serrage 3 pour le pilier 1.

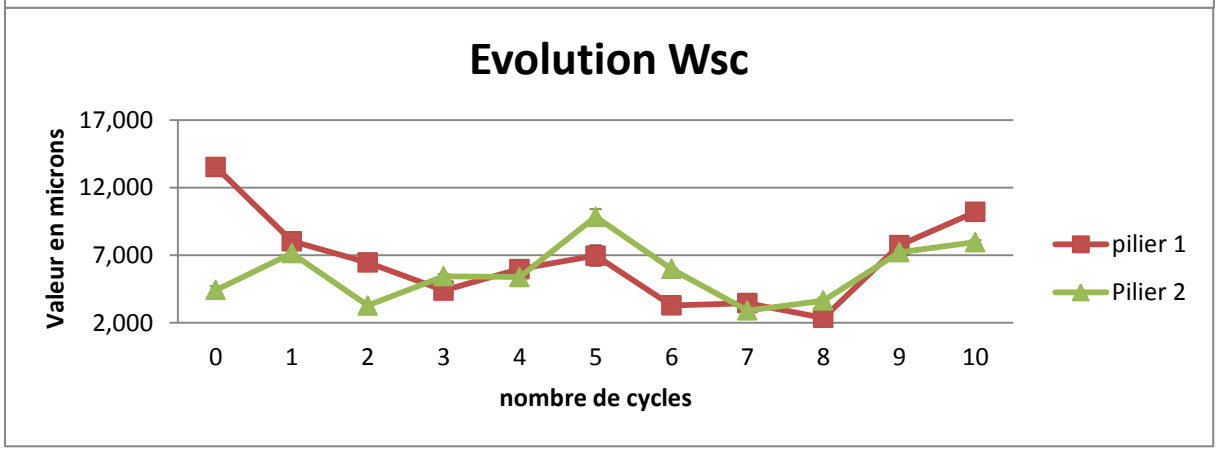
  Le paramètre Wsc est multiplié par cinq du serrage 8 au serrage 10 pour le pilier 1

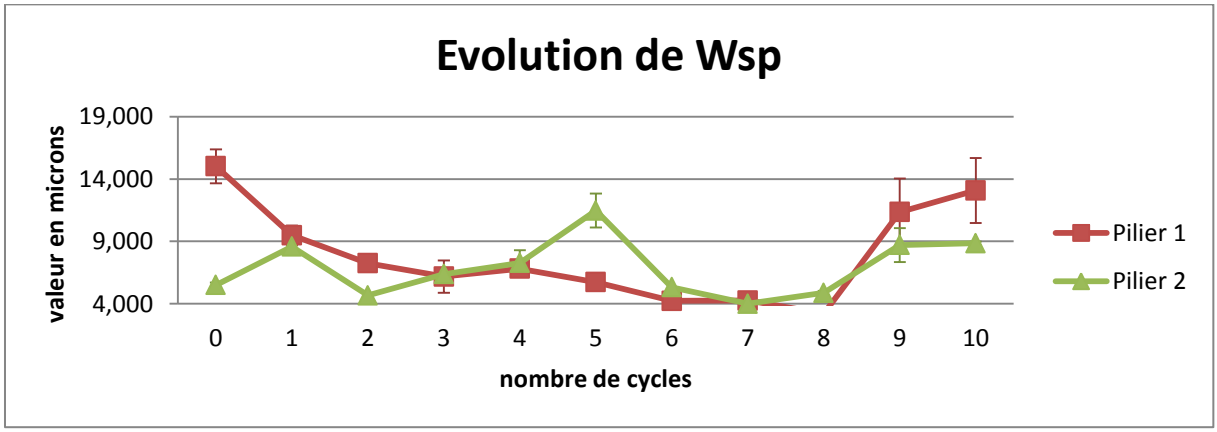
  Le paramètre Wsc est multiplié par deux du serrage 8 au serrage 10 pour le pilier 2.
- Wsa : pas d'augmentation significative mais les écarts type sont de plus en plus importants à partir du neuvième serrage ce qui veut dire qu'il y a de plus en plus de valeurs extrêmes.
- Wsmax : même évolution que le paramètre Wst.
- Wsq : très légère augmentation à partir du dixième serrage pour le pilier 1 mais ce n'est pas significatif.
- Wssk : très légère augmentation à partir du neuvième serrage pour les deux piliers (formation de saillies et de creux plus important). Les valeurs restent négatives sauf au serrage 9.
- Wsku : il y a une augmentation à partir du huitième serrage pour les deux piliers (multiplié par 4 pour le pilier 1 et par 2 pour le pilier 2 du serrage 8 au serrage 9), le profil est moins aplati que pour les premiers serrages. Les valeurs sont supérieures voir égale à 3 et augmentent après le huitième serrage pour les deux piliers. Cette augmentation est plus importante pour le pilier 1.

Les paramètres Wsc et Wsp montrent le plus de variations. Le paramètre Wsc est le plus siginificatf car ses écarts type sont les plus faibles.

Les variations des paramètres sont toujours plus importantes pour le pilier 1 que pour le pilier 2.







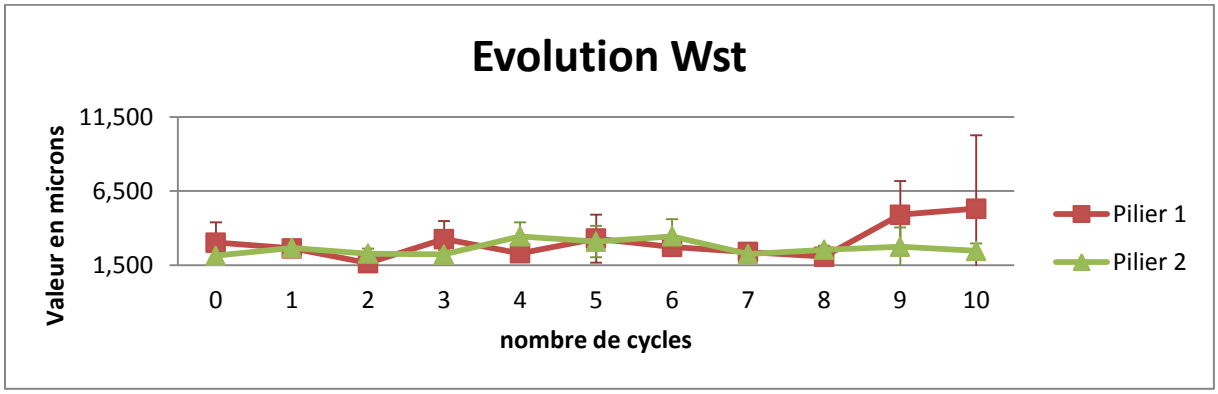
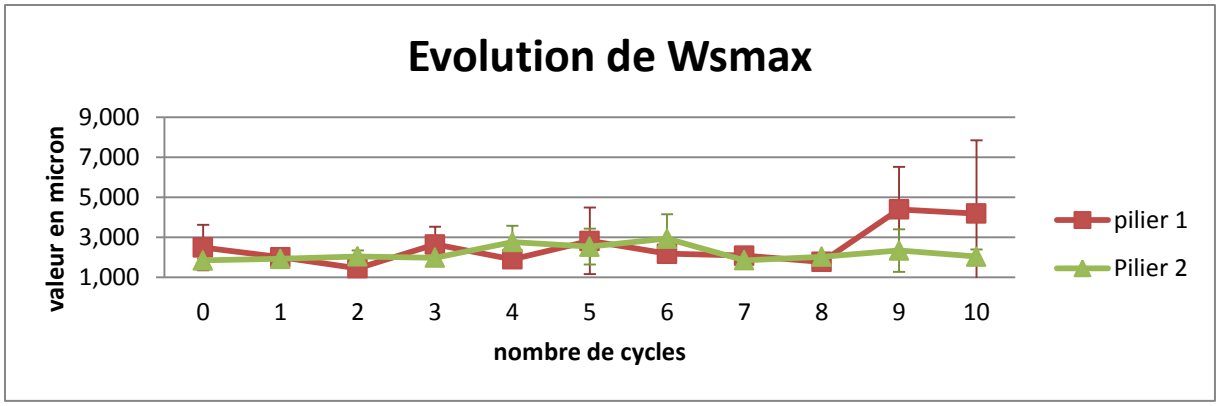
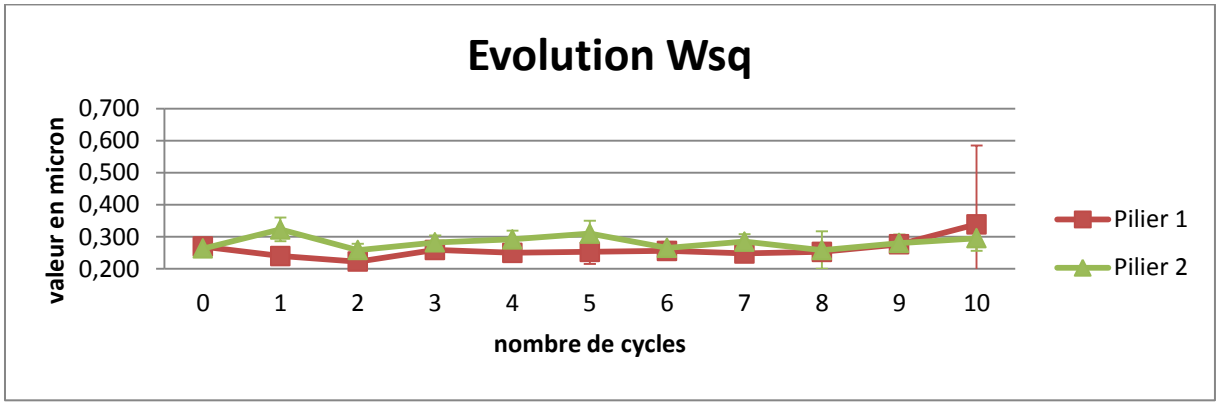
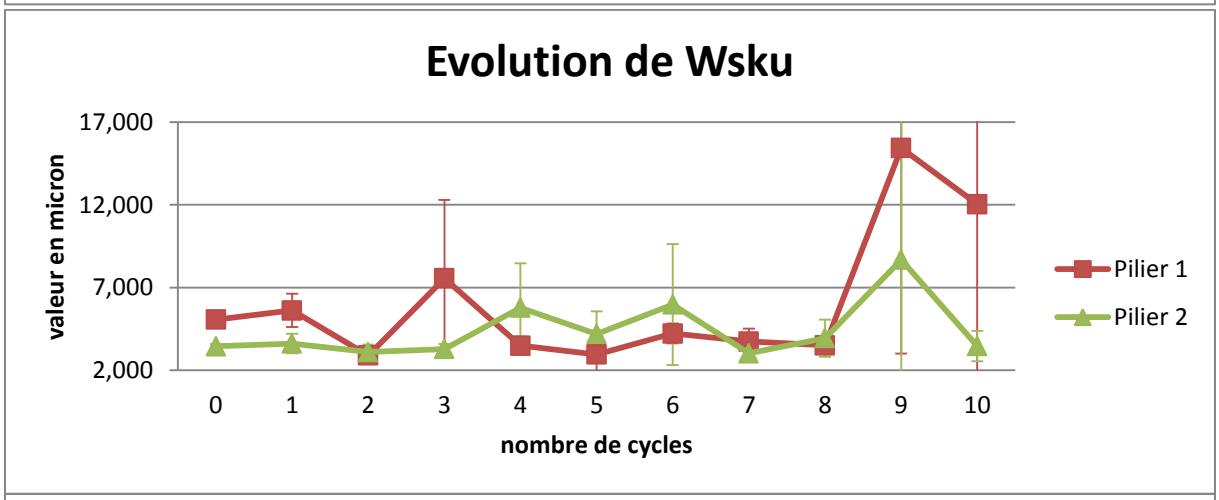


Tableau 37 : Tableau montrant les graphiques d'évolution des paramètres d'ondulation mesurés sur les piliers 1 et 2 au cours des serrages.







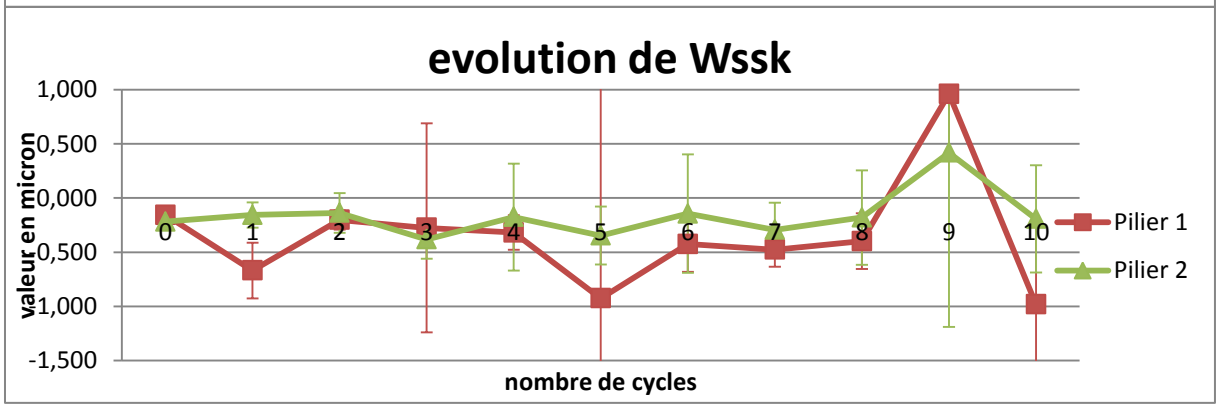


Tableau 38 : Tableau montrant les graphiques d'évolution des paramètres d'ondulation mesurés sur les piliers 1 et 2 après chaque serrage.

3.4.2 Evolution de la rugosité :

3.4.2.1 Caractérisation des échantillons :

Avant tout serrage, les surfaces ne sont pas identiques car les paramètres de rugosité ne sont pas les mêmes pour chacun des piliers avant serrage. Les paramètres de rugosité sont définis à la p119.

Le paramètre Rssk est négatif.

Le paramètres Rsku est très proche de la valeur trois pour les deux piliers.

3.4.2.2 Etude des paramètres de rugosité

Les paramètres sont analysés l'un après l'autre : (cf tableau 39 et 40)

- Rst : pas de modification significative ; sauf pour le pilier 1 il y a une augmentation au neuvième serrage.
- Rsp : à partir des serrages 9 et 10 ce paramètre augmente (plus de reliefs sur la surface, formation de creux et de saillies) ce qui correspond à une petite augmentation de la rugosité. Ceci étant plus important pour le pilier 1 que pour le pilier 2.
- Rsc : le paramètre diminue lors des premiers serrages puis à partir des serrages 5 puis 9 et ce paramètre augmente ce qui correspond à une augmentation de la rugosité. Ceci étant plus important pour le pilier 1 que pour le pilier 2.

  Le paramètre Rsc est divisé par trois du serrage 0 au serrage 3 pour le pilier 1.

  Le paramètre Rsc est stable pour le pilier 2 du serrage 0 au serrage 3.

  Le paramètre Rsc est multiplié par cinq du serrage 8 au serrage 10 pour le pilier 1.

  Le paramètre Rsc est multiplié par deux du serrage 8 au serrage 10 pour le pilier 2.
- Rsa : Rien de significatif
- Rsmax : Rien de significatif mais les écarts type deviennent large à partir du neuvième serrage ce qui veut dire qu'il y a de plus en plus de valeurs extrêmes donc des saillies et des creux de plus en plus important.
- Rssk : les valeurs sont toujours négatives. Il y a une augmentation à partir du septième serrage pour les deux piliers. Cette augmentation est plus importante pour le pilier 1 que pour le pilier 2.
- Rsq : Rien de significatif
- Rsku : Les valeurs sont faiblement supérieures ou égales à trois donc le profil de surface est normal c'est-à-dire que les creux et les saillies sont rapprochés. Ce paramètre augmente à partir du huitième serrage pour le pilier 1.

Les paramètres Rsc et Rsp montrent le plus de variations. Le paramètre Wsc est le plus siginificatf car ses écarts type sont les plus faibles. La rugosité évolue de la même manière que l'ondulation mais la diminution de la rugosité au départ n'est pas flagrante. Cependant on peut constater une augmentation vers le neuvième serrage de cette rugosité. Les variations des paramètres sont toujours plus importantes pour le pilier 1 serré à 25Ncm que pour le pilier 2 à 15Ncm.

Les modifications de l'ondulation et de la rugosité sont visibles mais ces variations restent faibles en dessous de dix serrages. Cependant il faut noter que des modifications commencent à apparaître à partir du huitième serrage. Parfois certaines valeurs relevées sont très différentes des valeurs moyennes, ceci peut correspondre à des saillies ou des creux isolés responsables d'écarts type de plus en plus importants.

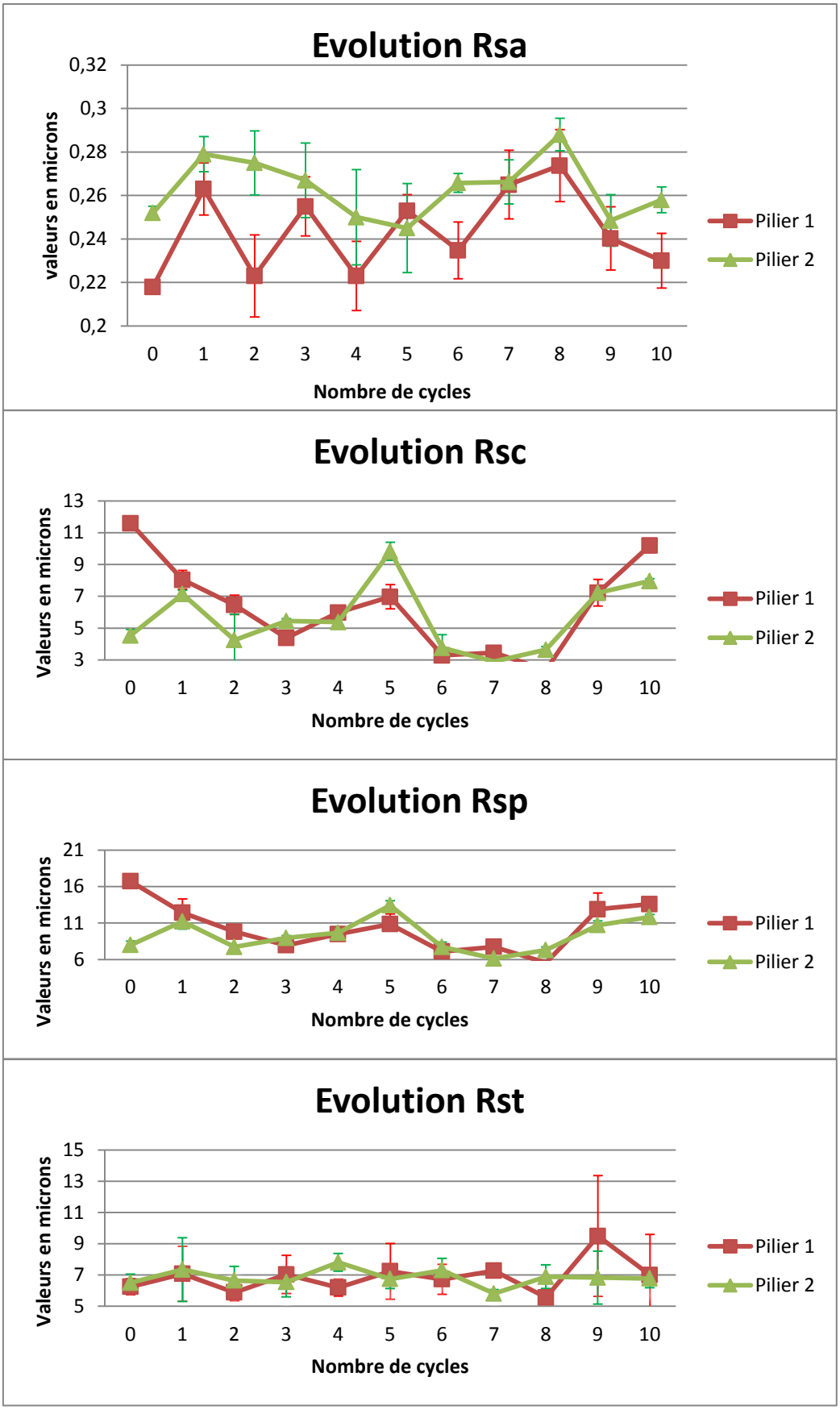
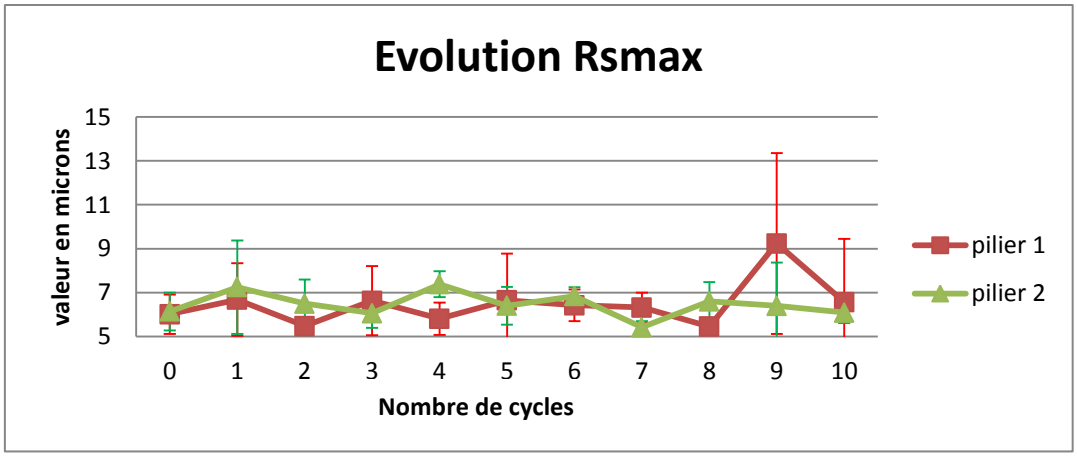
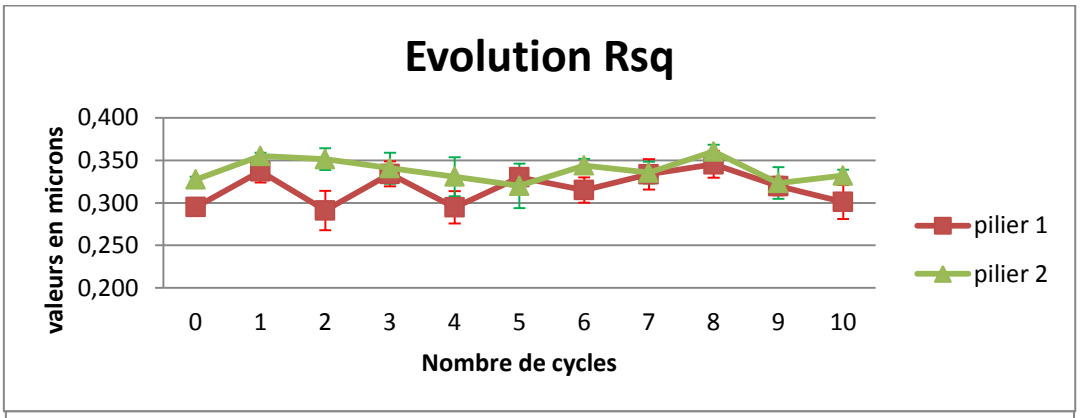
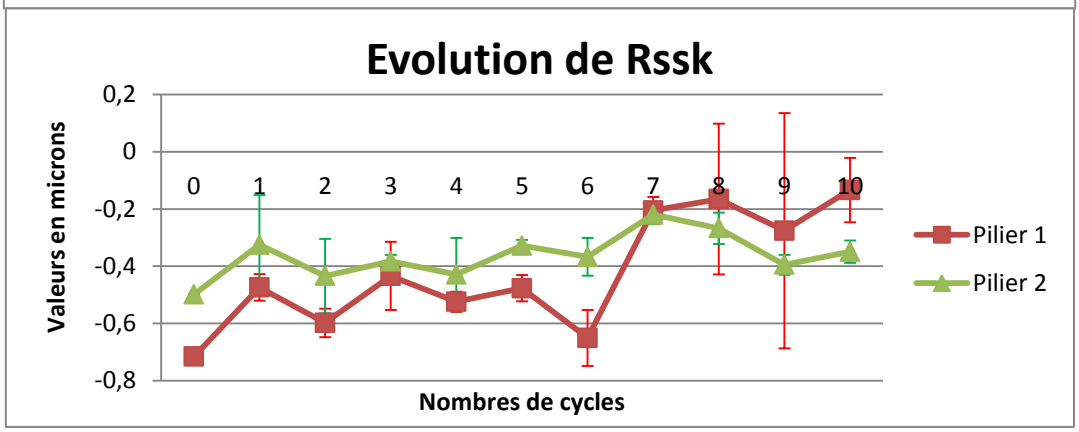


Tableau 39 : Tableau montrant les graphiques d'évolution des paramètres de rugosité relevés sur les piliers 1 et 2 au cours des serrages.







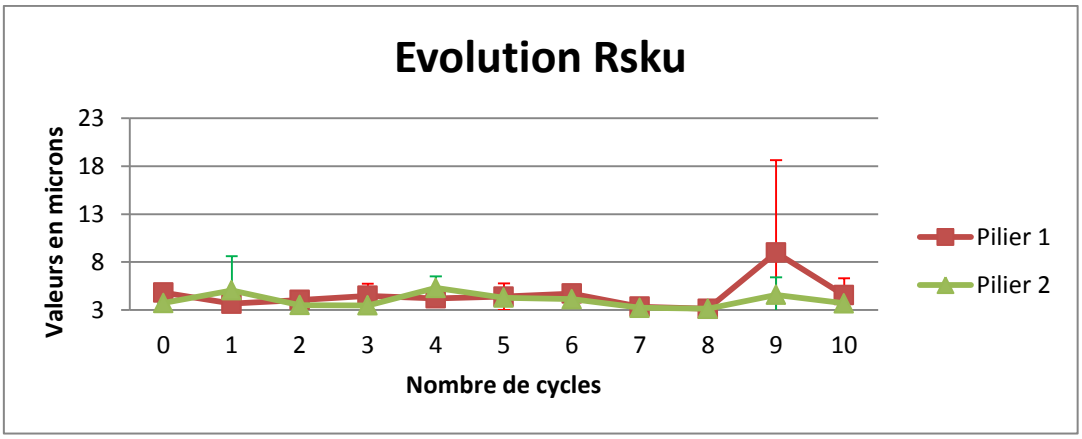


Tableau 40 : Tableau montrant les graphiques d'évolution des paramètres de rugosité relevés sur les piliers 1 et 2 au cours des serrages.

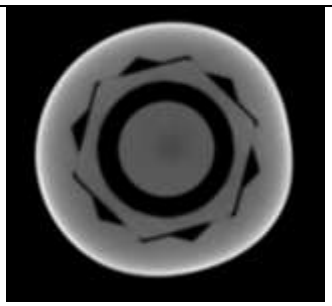
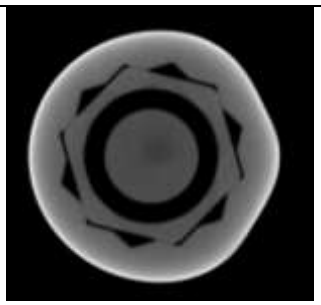
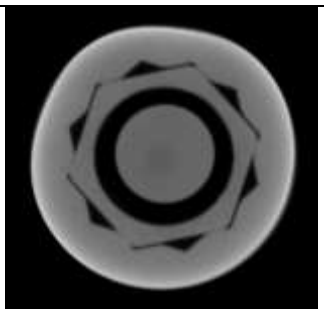
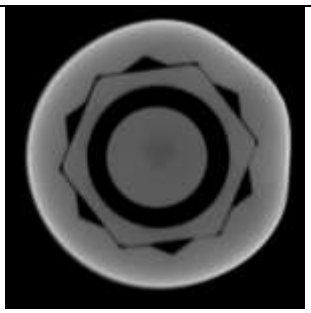
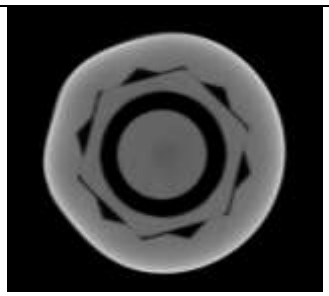
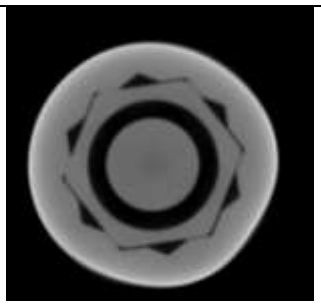
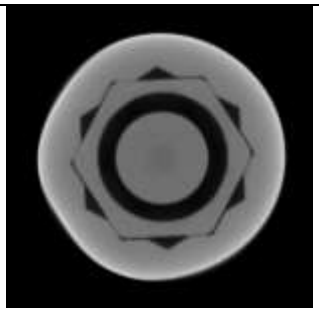
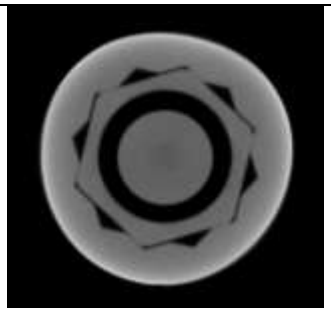
Implant / Nombre de serrage	Echantillon 3 (25 Ncm)	Echantillon 4 (15 Ncm)
1		
2		
5		
8		

Tableau 41 : Tableau illustrant les clichés (coupes xy) réalisés en tomographie 3D des échantillons 3 et 4 au cours des serrages successifs.

3.5 Analyse tomographique à rayons X :

3.5.1 Analyse des coupes xy :

L'analyse des coupes xy en tomographie 3D montre que lors du premier serrage l'adaptation du pilier dans l'implant en rotation n'est pas optimale et ceci pour les deux échantillons. (cf tableau 41)

De plus après le deuxième serrage l'adaptation est meilleure et semble se stabiliser au cours des serrages successifs. (cf tableau 41)

Il y a donc une modification entre le premier serrage et le deuxième serrage en ce qui concerne l'adaptation en rotation du pilier dans la connexion puis il ne semble pas avoir d'évolution significative au cours des serrages suivants.

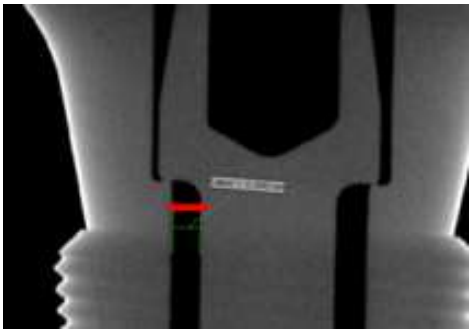


Figure 65: Cliché réalisé en tomographie 3D de l'échantillon 4 après le premier serrage (coupe zx).

Nombre de serrages \ Implant	Echantillon 3 (25 Ncm) Ecart fût vis-pilier en mm	Echantillon 4 (15 Ncm) Ecart fût vis-pilier en mm
1	0,3087	0,2980
2	0,2546	0,3378
3	0,2719	0,2409
4	0,3249	0,3100
5	0,3164	0,2939
6	0,2896	0,3132
7	0,2925	0,3116
8	0,2974	0,2943
9	0,2886	0,3372
10	0,3102	0,3463

Tableau 42 : Tableau illustrant les mesures réalisées de l'écart entre le fût de la vis et le pilier pour chaque implant après chaque serrage.

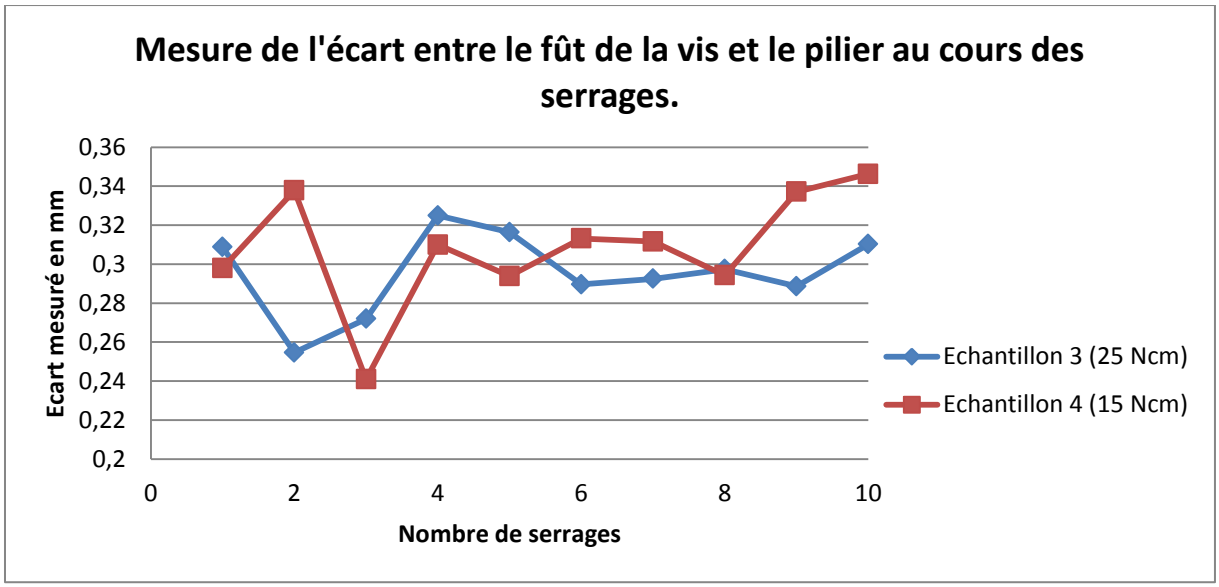


Figure 66 : Graphique illustrant les mesures de l'écart entre le fût de la vis et le pilier réalisées pour chaque échantillon après chaque serrage.

3.5.2 Analyse des coupes zx et zy :

3.5.2.1 Relation vis-pilier :

3.5.2.1.1 Ecart fût de la vis-pilier :

La première mesure réalisée correspond à l'écart entre le fût de la vis et le pilier pour chaque échantillon passé en tomographie 3D et après chaque serrage. (cf figure 65)

Ces mesures montrent qu'il n'y a pas d'évolution significative de cet écart car la variation maximale est de 0,1 mm. (cf tableau 42)

Cependant cet écart n'est jamais le même après chaque serrage et les variations semblent être plus importantes pour l'échantillon 4 (serré à 15Ncm) que pour l'échantillon 3 (serré à 25 Ncm). (cf figure 66)

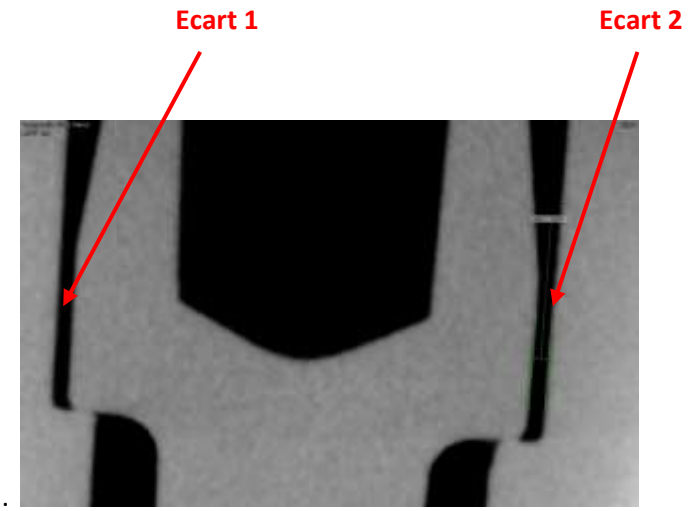


Figure 67 : Cliché réalisé en tomographie 3D de l'échantillon 4 après le quatrième serrage (coupe zx).

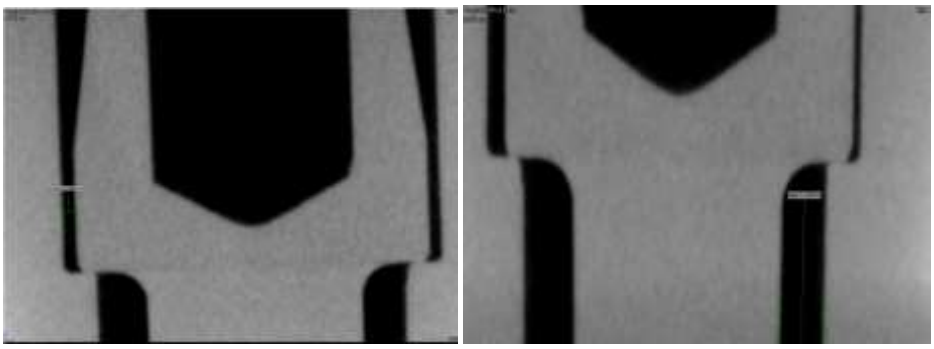


Figure 68 : Clichés réalisés en tomographie 3D du centrage de la tête de vis dans le pilier de l'échantillon 3 ; respectivement après le quatrième serrage puis après le sixième serrage (coupes zx).

3.5.2.1.2 Ecart tête de vis-pilier :

Cette deuxième mesure correspond aux écarts entre la tête de la vis et le pilier pour chaque échantillon passé en tomographie après chaque serrage (cf figure 67). Ces mesures ont été prises à partir du quatrième serrage.

L'analyse de ces mesures montre que la différence entre les écarts mesurés devient de plus en plus importante pour l'échantillon 4 et de moins en moins importante pour l'échantillon 3. (cf tableau 43 et figure 69, 70 et 71)

De plus la même augmentation de la différence entre les écarts du quatrième serrage au sixième serrage pour les deux échantillons est observée. Puis celle-ci diminue et continue à diminuer pour l'échantillon 3 serré à 25Ncm et augmente à nouveau après le huitième serrage pour l'échantillon 4 serré à 15Ncm.

Plus la différence entre les écarts augmente plus la vis est décentrée dans le pilier implantaire. Ainsi pour l'échantillon 3, lors des premiers serrages, la vis est de moins en moins centrée (différence entre les écarts de 65,8µm) puis après le dixième serrage la vis devient centrée (différence entre les écarts de 2µm).

Pour l'échantillon 4 lors des premiers serrages la vis est également de moins en moins centrée (différence entre les écarts de 28,6µm) mais à partir du huitième serrage la vis devient encore moins centrée (différence entre les écarts de 64µm).

Ainsi au cours des serrages successifs la vis n'est pas bien centrée dans le pilier implantaire. Plus le nombre de serrages à 15 Ncm augmente moins la vis est centrée dans le pilier alors que plus le nombre de serrages à 25 Ncm augmente plus la vis est centrée dans le pilier. (cf figure 69, 70 et 71)

L'observation de ces coupes montre ainsi que la tête de la vis n'est pas toujours bien centrée dans le pilier. (cf figure 68)

Nombre de serrages \ Implant	Echantillon 3 (25Ncm) Mesures en mm			Echantillon 4 (15Ncm) Mesures en mm		
	Ecart 1	Ecart 2	Différence	Ecart 1	Ecart 2	Différence
4	0,0892	0,082	0,0072	0,0829	0,0825	0,0004
5	0,1143	0,0569	0,0574	0,0862	0,0792	0,007
6	0,0527	0,1185	0,0658	0,0684	0,0970	0,0286
7	0,0820	0,0892	0,0072	0,0636	0,1018	0,0382
8	0,0940	0,0772	0,0168	0,0885	0,0769	0,0116
9	0,0810	0,0902	0,0092	0,0635	0,1019	0,0384
10	0,0846	0,0866	0,002	0,1147	0,0507	0,064

Tableau 43 : Tableau illustrant les mesures réalisées des écarts entre la tête de vis et le pilier pour chaque implant passés en tomographie 3D après chaque serrage.

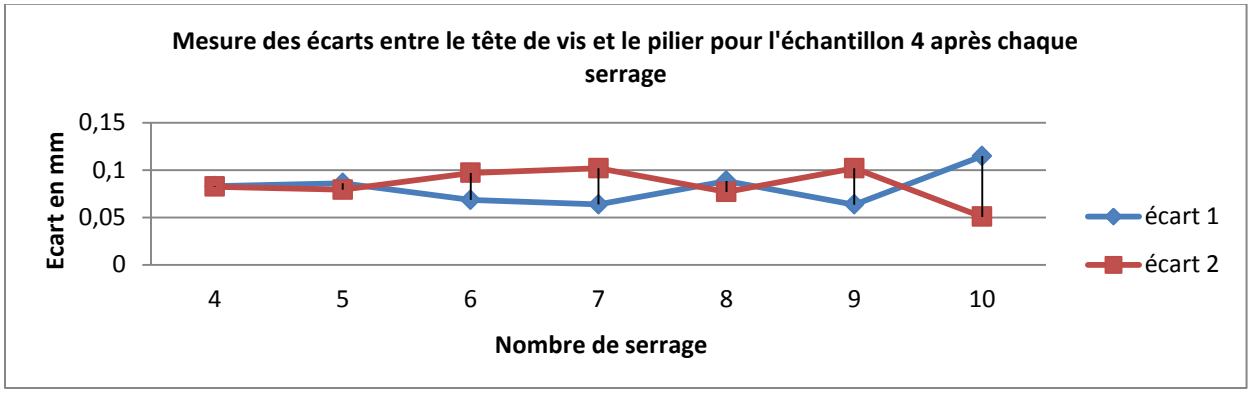


Figure 69: Graphique illustrant les mesures des écarts 1 et 2 pour l'implant 10 observé en tomographie 3D après chaque serrage.

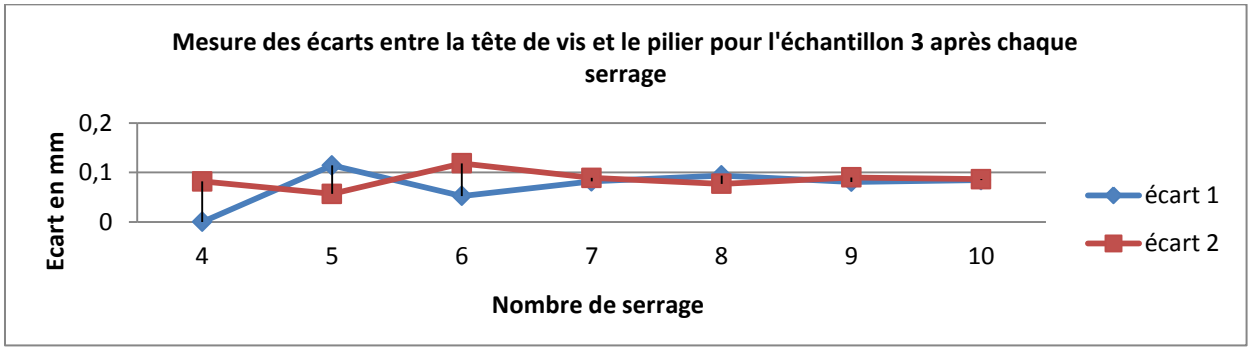


Figure 70: Graphique illustrant les mesures des écarts 1 et 2 pour l'implant 9 observé en tomographie 3D après chaque serrage.

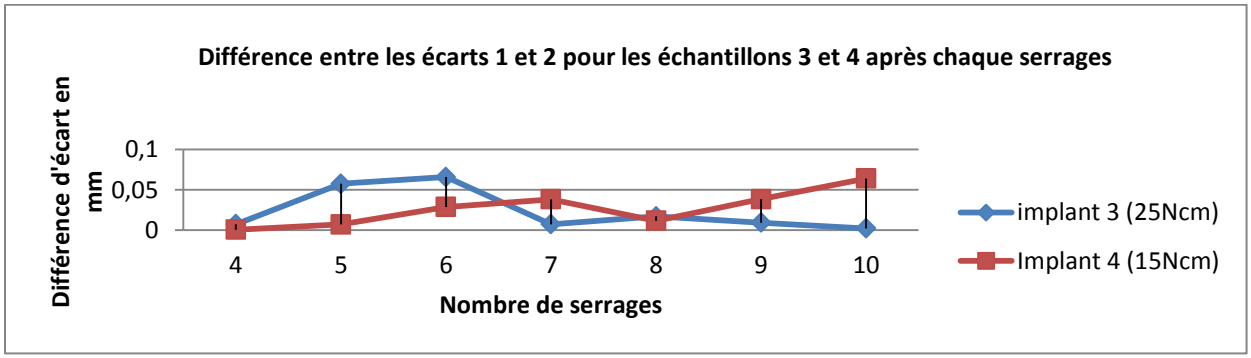


Figure 71 : Graphique illustrant la différence entre les écarts 1 et 2 pour les échantillons 3 et 4 analysés en Tomographie 3D après chaque serrage.

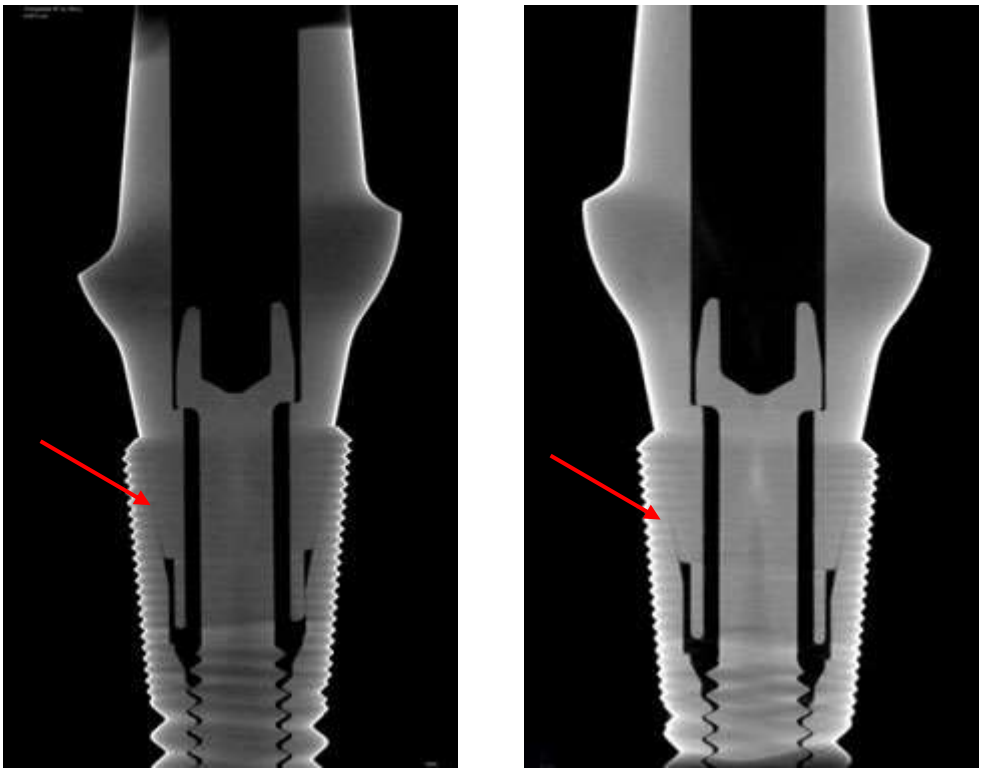


Figure 72 : Clichés réalisés en tomographie 3D respectivement de l'échantillon 4 après le premier serrage et de l'échantillon 4 après le dixième serrage (coupes zx et zy).

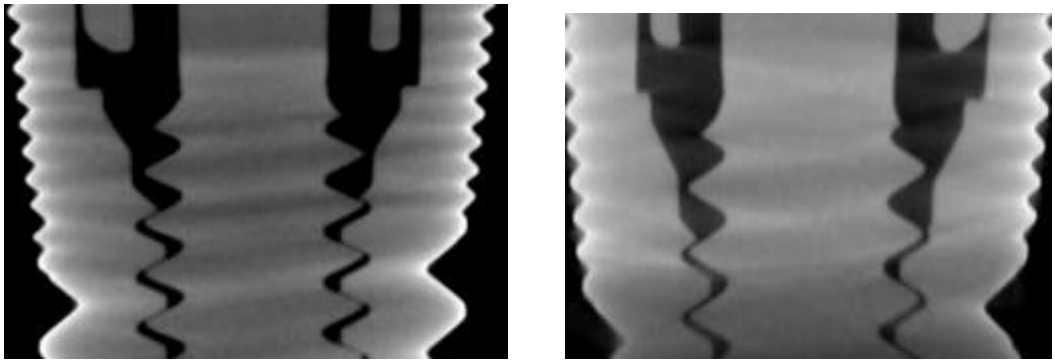


Figure 73 : Clichés réalisés en tomographie 3 D de l'échantillon 3 respectivement après le premier serrage puis après le dixième serrage (coupes zy).

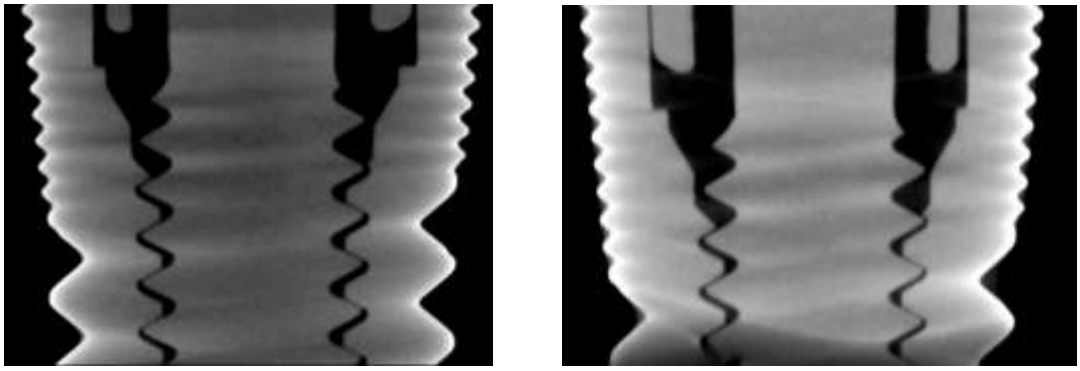


Figure 74 : Clichés réalisés en tomographie 3 D de l'échantillon 4 respectivement après le premier serrage puis après le dixième serrage (coupes zy).

3.5.2.2 Relation pilier-implant :

L'analyse de ces coupes montre qu'il n'y a pas d'usure ou d'espaces qui se créent au niveau du cône de jonction de la connexion implant-pilier pour chaque échantillon observés en tomographie 3D (cf figure 72). La conicité des deux pièces est parfaitement identique et les pièces sont toujours bien adaptées au cours des serrages. Ainsi le repositionnement des piliers dans l'implant ne semble pas être altéré au cours des cycles de vissages /dévissage.

L'analyse en tomographie 3D de la relation pilier-implant au cours des serrages montre qu'il n'y a pas de modification significative pour les échantillons 3 et 4. Cependant la relation vis-pilier est altérée car la vis ne se repositionne pas toujours parfaitement de manière bien centrée dans le pilier.

3.5.2.3 Relation vis-implant :

La relation implant-vis ne doit pas être écartée car il est possible que les cycles répétitifs de serrages influencent aussi cette dernière.

Une simple observation donne l'impression qu'il y a moins d'espace entre le filetage des vis et le filetage des implants après le dixième serrage qu'après le premier serrage mais ceci doit être complété par une étude plus précise des volumes. (cf figure 73 et 74)

4 Discussion

De nombreuses études abordent le sujet du desserrage et leurs objectifs sont souvent de trouver des causes à ce desserrage en modifiant des variables, notamment le nombre de cycles de serrage/desserrage du complexe implant-pilier-vis. Ainsi dans cette étude l'influence de ces cycles est étudié sur les paramètres suivants : les surfaces des composants implanto-prothétiques, le coefficient de friction de ces composants et le repositionnement des pièces implantaires.

4.1 Influence des cycles de serrage/ desserrage sur les surfaces des éléments du complexe implant-pilier-vis :

4.1.1 Présence de défauts d'usinage :

Les analyses en Microscopie Optique et en Microscopie Electronique à Balayage de cette étude montrent que les pièces implantaires neuves et les implants neufs présentent des défauts d'usinage et qu'en dessous de dix cycles de serrage/desserrage ceux-ci sont peu modifiés. En effet les surfaces ne sont pas parfaitement lisses et les rainures et stries laissées par les instruments d'usinage persistent au cours des serrages.

Dans leur étude Keith L. Guzaitis et coll en 2011 (71) expliquent que les implants ainsi que les vis neuves présentent des débris de surface résiduels suite à l'usinage. Ceci est en accord avec les données du fabricant qui explique que des défauts d'usinage sont toujours présents quelque soit la technique d'usinage employée.

Le remplacement de la fabrication par usinage par la fabrication par impression qui se développe de plus en plus pourrait modifier ce paramètre et influencer négativement ou positivement la précontrainte.

4.1.2 Accumulation de dépôts :

Les analyses en Microscopie Optique et en Microscopie Electronique à Balayage de cette étude mettent en évidence une accumulation de dépôts d'apparence organiques et parfois métalliques sur les surfaces observées des pièces implantaires et des implants. Par ailleurs ces dépôts augmentent en quantité au cours des cycles.

Ces dépôts d'apparence organiques pourraient provenir de la contamination des pièces au cours des étapes de serrages par les particules qui se trouvent dans l'environnement. Les dépôts d'apparence métalliques eux, pourraient provenir plus vraisemblablement d'une usure par frottement du titane contre l'alliage de titane. En effet les implants, les vis implantaires et les piliers implantaires ne sont pas fabriqués avec le même type de titane et l'alliage des vis implantaires seraient plus résistant que le matériau des implants d'où la formation de petites particules qui sont arrachées lors des serrages et des desserrages.

Ces particules peuvent à la fois gêner les contacts intimes entre les surfaces des composants car elles se disposent entre elles mais également augmenter la friction entre les surfaces et ainsi améliorer le maintien de ces surfaces serrées l'une contre l'autre. De plus ces particules métalliques peuvent être à l'origine de rainures ou stries sur les surfaces lors de l'assemblage des éléments.

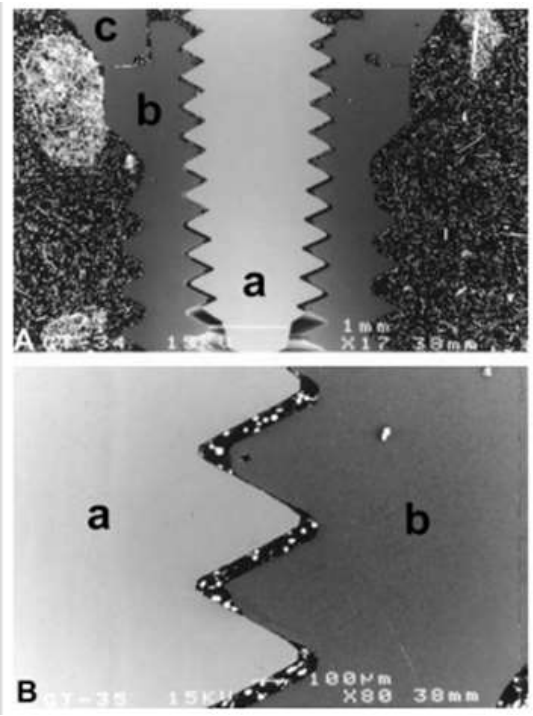


Figure 75 : Clichés réalisés en microscopie à balayage électronique du complexe implant-pilier-vis qui montre bien la présence de débris dû au phénomène de grippage ; A : Grossissement x17 ; B : grossissement x80 ; a : vis de pilier implantaire ; b : corps de l'implant ; c : pilier implantaire. (Will C. Martin et coll, 2001 (99))

Elles sont visibles en quantité restreinte au niveau de la vis et n'apparaissent pas en tomographie 3D car le champ d'observation dans cette technique est trop faible. En outre elles ont pu être retirées après chaque serrage lors des étapes de désinfection des échantillons.

Dans leur étude Keith L. Guzaitis et coll (2011) (71) expliquent que des débris de surface importants sont également présents sur les filetages des vis prothétiques implantaires dès que le dixième cycle de vissage/dévissage est terminé. Ils ajoutent que ces débris sont dus à un phénomène de grippage ou d'usure entre les surfaces de titane. L'usure du filetage de l'implant avec la transmission de particules de titane de l'implant à la surface de la vis prothétique a pu être observée dans leur étude. Avec un plus grand nombre de cycles, les particules trouvées sur les surfaces de vis augmentent et ces débris pourraient augmenter la résistance au frottement (couple de desserrage) et limiter le desserrage ultérieur. Cependant ils ont aussi démontré que la résistance au frottement diminuait avec les cycles de serrage desserrage successifs augmentant le risque de desserrage. Ceci peut s'expliquer par la solution de rinçage et de nettoyage qui enlève en partie les débris entre chaque cycle. L'élimination de ces débris entraine une diminution de la rugosité de surface et donc une diminution du couple de desserrage lors des cycles répétés.

Les résultats de cette étude sont donc en accord avec ceux de l'étude de Keith L. Guzaitis et coll (2011) (71) mais les débris sont observés bien avant le dixième serrage.

Des vis avec revêtement peuvent aussi être utilisées. Pour les vis en or conventionnelles le vissage-dévissage répété permet d'éliminer les irrégularités de surface par brunissage mais pour les vis en titane avec un revêtement en or le coefficient de friction augmente avec les nombres de cycles vissage/dévissage car il semblerait que le revêtement en or soit partiellement éliminé lorsque les vissages sont répétés et des débris métalliques pourraient ainsi également être retrouvés entre les surfaces. (Martin WC et coll, 2001 (99) ; Tzenakis et coll, 2002 (143)).

En effet Will C. Martin et coll en 2001 (99) explique que le traitement de surface des vis prothétiques Tt (Torq Tite ; Nobel Biocare USA, Yorba Linda, en Californie ; alliage de Ti avec un traitement de surface) et Gt (Gold Tite ; Implant Innovations Inc, West Palm Beach, en Floride ; 80% de Pd, 10% Ga, 10% Cu, Au, Zn et une couche d'or pur de 0,76 mm) diminue le coefficient de friction et permet d'avoir des valeurs de précontrainte plus importante que les vis en alliages d'or ou de titane conventionnelles. Cependant ces traitements de surfaces s'estompent après les serrages et desserrages successifs.

Lorsque le titane glisse en contact avec d'autres matériaux de dureté similaire le coefficient de friction initialement faible augmente progressivement avec les répétitions de serrage et de desserrage.

Abkowitz et coll en 1955 (1) ont rattaché cette augmentation du coefficient de friction à la tendance au grippage. Dans leur étude, Will C. Martin et coll (99) ont retrouvés des particules de titane au cours des cycles de serrage/desserrage (cf figure 75). Le revêtement a été suffisamment éliminé pour que le titane glisse finalement contre du titane et augmente la rugosité de surface. Cette rugosité de surface augmentée diminue la précontrainte mais améliore la friction donc la résistance au frottement. Le couple de desserrage est ainsi augmenté.

Des publications indiquent que la friction est plus élevée pour le premier serrage et le desserrage d'une vis et qu'il diminue après des cycles répétés de serrage desserrage. (Haack et coll, 1994 (72) ; Hagiwara et coll, 1992 (74)). Cependant dans cette étude de Martin et coll (99), la friction augmente après des cycles de serrage/desserrage répétées pour les vis GT et Tt par rapport aux vis Ga (vis en or conventionnelle : 80% Pd, 10% Ga, Cu, Au, Zn) et Ta (vis en titane conventionnelle : 90% Ti, 6% Al, 4%V) à 20 et 32Ncm. Ceci est dû au revêtement qui se détache et qui s'use après plusieurs cycles de serrage/desserrage. Ainsi le frottement des surfaces de titane contre titane engendre la formation de particules de titane qui augmentent la friction et donc la résistance au dévissage.

Vianna et coll (144) dans leur étude de 2013 concluent à une différence statistiquement significative entre les valeurs de couple de dévissage après 10^6 cycles de charges. Ils constatent que leurs mesurent 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 : Byrne et coll en 2006 (35) et Jörn D et coll en 2014 (79) concluent également qu'il y a une différence importante entre les valeurs de couple de dévissage après plusieurs cycles de charges entre les vis avec et sans revêtement. Les vis avec un revêtement auraient des valeurs de couple de desserrage plus importantes que celles sans revêtement.

Cependant la nature du revêtement est très importante. En effet dans l'étude de C.N. Elias et coll en 2006 (56) le couple de desserrage a été mesuré en fonction du couple de serrage pour différentes vis de pilier revêtues de quatre minéraux différents (TiC : carbure de titane, TiCN : carbonitrate de titane, Téflon et Pyralène). Ces auteurs ont cherché à préciser l'influence de la couche de revêtement sur la stabilité du pilier et de la vis et d'analyser la relation entre la précontrainte et le couple de desserrage. Pour toutes les vis de pilier le couple de desserrage est inferieure ou couple de serrage. Il y a une diminution progressive du couple de desserrage qui a été mesurée dans tous les groupes après les fermetures répétées.

Après six cycles de serrage/desserrage (35 Ncm) une différence significative a été observée dans les valeurs de couple de desserrage entre le groupe des vis non revêtues (31,5 +/- 0,6 Ncm) et les groupes des vis revêtues (29,6 Ncm +/- 0,7 Ncm). Ainsi sous chargement cyclique les vis en titane sans revêtement sont plus stables que les vis enduites.

Ainsi cette étude montre l'importance du type de revêtement car tous les revêtements ne semblent pas augmenter la résistance au desserrage au cours des cycles d'insertion/désinsertion. D'autres expérimentations seront donc nécessaires pour juger de l'importance d'un revêtement et de son type sur la précontrainte et le couple de desserrage.

4.1.3 Traces d'usures :

Les analyses en Microscopie Optique et en Microscopie Electronique à Balayage montrent que des traces d'usures apparaissent sur les implants et les pièces implantaires au cours des serrages. En effet le col implantaire présente des rainures (100 à 400 µm de longueur) de plus en plus importantes au cours des serrages et le bord interne de l'implant subit également des modifications de sa surface mais de moindre mesure.

De plus les méplats des piliers implantaires sont marqués par des stries verticales de désinsertions (50 à 60µm de longueur) qui sont de plus en plus nombreuses au cours des serrages. Les arêtes et les faces planes des piliers implantaires présentent également des rainures mais ces surfaces sont les moins marquée par les traces d'usure.

En outre, toutes les zones des vis de pilier qui ont été observée dans cette étude subissent également des modifications de leurs surfaces au cours des serrages. Celles qui sont les plus marquées par les traces d'usure correspondent aux sommets du pas de vis de la vis implantaire. En effet des craquelures et des fissures apparaissent sur les sommets du pas de vis au cours des serrages.

Les vis de piliers implantaires étant en alliage de titane (grade 5) elles sont plus résistantes que les implants qui sont en titane pur (grade 4) ce qui explique la différence observée entre les traces d'usures des cols implantaires et des vis de pilier implantaires. En effet les implants subissent des usures profondes de type rainures sur leur col implantaire alors que les sommets des pas de vis des vis implantaires ont tendance à se détériorer et former des craquelures.

Ainsi toutes les surfaces observées de tous les éléments analysés du complexe implant-pilier-vis subissent des modifications de leurs surfaces au cours des serrages. Par ailleurs les surfaces les plus sujettes à l'usure et qui sont les plus marquées par l'usure sont : le col implantaire, les méplats des piliers implantaires et les sommets du pas de vis des vis implantaires. Parmis ces trois éléments celui qui subit le plus de modifications de surface est la vis implantaire surtout au niveau de son pas de vis.

En outre dans cette étude il a été remarqué que les éléments du complexe implant-pilier-vis serré à 25 Ncm semblent présenter des traces d'usure plus importantes en intensité et de manière plus précoce que les éléments du complexe implant-pilier-vis serré à 15 Ncm.

Les surfaces sont marquées par des rainures ou des fissures mais leurs contours ne semblent pas pour autant modifiés. En effet aucun manque ou espace entre les surfaces de contact des composants n'a été décelé en tomographie 3D. Ces défauts n'altèrent pas le repositionnement des différents éléments au sein de la connexion implantaire car aucun espace ne se forme au niveau du cône de jonction de la connexion implantaire et entre le filetage de l'implant et du pas de vis de la vis implantaire. L'usure en dessous de dix serrages, ne semble donc pas influencer la taille ou le diamètre des éléments mais se présente sous la forme d'altération des surfaces.

Keith L. Guzaitis et coll (2011) (71) ont également évalué l'évolution qualitative des surfaces des pas de vis des vis implantaires au cours des cycles en Microscopie Electronique à Balayage. Ils constatent qu'au bout de dix cycles de serrage/desserrage des changements dans la topographie interne et notamment sur la surface des spires apparaissent.

L'analyse au Microscope Electronique à Balayage dans leur étude a confirmé qu'un plus grand nombre de cycles de serrage/desserrage a entrainé des changements dans la morphologie de la surface de la vis qui conduit à un rainurage profond de la surface de celle-ci. De plus des irrégularités de surface ou des débris sont présents entre les surfaces de contact des composants.

Leurs examens au Microscope Electronique à Balayage des implants suggèrent que la surface interne de l'implant neuf est non homogène, non poreuse et striée avec des débris de surface alors que pour les échantillons des groupes de 9, 19 et 39 serrages présentent des caractéristiques de surfaces plus homogènes avec peu de débris, contrairement à nos observations sur le col implantaire.

Leurs examens au Microscope Electronique à Balayage des vis ont montré que les vis neuves sont d'aspect homogène, strié et non poreux sans débris de surfaces. Leur première observation à dix serrages et au-delà montre que les vis ont des surfaces non homogènes, striée et poreuse en corrélation avec les données de cette étude.

La précontrainte étant influencée par les variations de la topographie des surfaces, ces modifications de surface ont donc un retentissement sur la précontrainte. Les auteurs ajoutent qu'après les dix premiers cycles d'insertion de vis, l'influence de ces cycles sur la précontrainte est due principalement à des modifications de la surface de la vis et non de la surface du filetage de l'implant. Les modifications de la surface interne des implants sélectionnés à travers leur étude sont moins nombreuses que celles observées sur les vis de prothèses utilisées.

Cette étude est donc en accord avec celle de Keith L. Guzaitis et coll (2011) (71) sur le fait que plus le nombre de cycles augmente plus les surfaces des composants subissent des modifications. Au cours des analyses de cette étude, les surfaces présentent d'avantage de rainures, fissures et débris d'apparence organiques et métalliques avec l'augmentation du nombre de cycle de serrage.

Cependant dans l'étude de Keith L. Guzaitis et coll (2011) (71) les changements sont remarqués à partir du dixième serrage car il n'y a pas eu d'observation au cours des cycles précédents. Cette étude permet donc d'ajouter que ces changements de surface apparaissent bien avant le dixième serrage.

Toutes les études expliquent que l'élément le plus atteint par ces modifications de surface est la vis implantaire et que son pas de vis est fragile. Les surfaces observées de celle-ci sont de moins en moins homogènes et ceci peut s'expliquer par la différence de matériau entre l'implant et les composants implantaires. En effet pour Keith L. Guzaitis et coll (2011) (71) l'implant en titane pur (grade 4) parait plus résistants que l'alliage de titane (grade 5) des piliers ou des vis implantaires d'où l'usure plus importantes de la vis implantaire.

Cependant dans cette étude les traces d'usure ne sont pas les mêmes sur les vis implantaire en alliage plus dur (type craquelures) que sur les implants en matériau plus ductile (type rainures). Ceci peut s'expliquer par le fait que le titane pur des implants est moins résistant que l'alliage de titane (Ti-6Al-4V) des vis implantaire. Ainsi les avis divergent sur la dureté des alliages des pièces implantaires mais les caractéristiques de ces matériaux détaillés dans le tableau 3 approuvent la conclusion établie par les observations de cette étude.

Enfin cette étude fait remarquer que les variations de la morphologie des surfaces sont liées au couple appliqué sur la vis. En effet les complexes implants-piliers-vis serrés à 25 Ncm qui simulent des serrages définitifs comme dans les étapes de maintenance ou de réfection de prothèses dévissées ou mal adaptées subissent des modifications de surfaces plus importantes et plus précoce que les complexes implants-piliers-vis serrés à 15 Ncm qui simulent les serrages utilisés lors des étapes de réalisation de la prothèse sur implants.

4.2 Influence des cycles sur le coefficient de friction et la rugosité des surfaces :

Les analyses au Microscope Optique Confocale laser des méplats des piliers implantaires ont permis de voir les modifications de l'ondulation et de la rugosité de ces surfaces au cours des serrages. Ces deux paramètres influencent le coefficient de friction entre les surfaces et donc la précontrainte engendrée.

4.2.1 Etude de l'ondulation :

La caractérisation des échantillons avant tout serrage montre que les surfaces ne sont pas identiques entre les deux piliers car les paramètres d'ondulation ne sont pas tous les mêmes pour les deux piliers avant serrage. De plus pour les deux piliers le paramètre Wssk étant négatif et le paramètre Wsku étant peu supérieur à trois, ceci montrent que le matériau doit plutôt bien résister à l'usure (le profil de surface est plein et normal).

Le paramètre Wsp diminue après le premier serrage pour les deux piliers (allant jusqu'à une diminution de moitié entre le serrage 0 et 2 pour le pilier 1), ce qui correspond probablement à l'aplatissement de certaines irrégularités de surface (certains défauts d'usinage). Puis il y a une augmentation de ce paramètre à partir du neuvième serrage (valeurs multipliées par deux pour les deux piliers) certainement du à la création de nouvelles irrégularités (rainures). Ceci étant plus important pour le pilier 1 serré à 25Ncm que pour le pilier 2 serré à 15Ncm.

L'évolution du paramètre Wsa montre que les écarts type sont de plus en plus important à partir du neuvième serrage ce qui veut dire qu'il y a de plus en plus de valeurs extrêmes. Il y a donc la formation de saillies et de creux plus importants et repartis de manière non homogène sur les surfaces à partir du neuvième serrage.

L'évolution du parmètre Wssk montre une très légère augmentation à partir du neuvième serrage pour les deux piliers, la répartition de l'usure n'est donc pas homogène à partir du neuvième serrage (formation de saillies et de creux plus important). Les valeurs restent tout de même négatives pour les deux piliers, signifiant que le profil reste plein et résistant à l'usure. De plus l'augmentation de Wsku à partir du huitième serrage pour les deux piliers, montre qu'il y a bien apparition d'usure sur le méplat car le profil est moins aplati que pour les premiers serrages et les valeurs deviennent très supérieures à trois (le profil devient serré).

L'évolution du paramètre Wsc montre une diminution de l'ondulation lors des premiers serrages (paramètre divisé par 3) pour le pilier 1 puis une augmentation de celle-ci à partir du huitème serrages (multiplié par 5 pour le pilier 1 et par 2 pour le pilier 2) pour les deux piliers.

L'étude de l'ondulation montre qu'il y a une diminution de celle-ci au cours des premiers serrages qui pourrait correspondre à l'aplatissement de certaines irrégularités de surfaces (certains défauts d'usinage). De plus jusqu'au neuvième serrage celle-ci semble stable puis augmente ce qui pourrait correspondre à la création de nouvelles rainures ou stries disposées de manière non homogène sur les méplats des piliers implantaires.

Les modifications de l'ondulation vont sensiblement dans le même sens pour les piliers 1 et 2 mais elles sont plus importantes pour le pilier 1 serré à 25 Ncm que pour le pilier 2 serré à 15Ncm.

4.2.2 Etude de la rugosité :

La caractérisation des échantillons avant tout serrage montre que les surfaces ne sont pas identiques car les paramètres de rugosité ne sont pas tous les mêmes pour les deux piliers avant serrage. De plus pour les deux piliers, le paramètre Rssk étant négatif et le paramètres Rsku étant proche de la valeur trois ceci explique que le matériau doit bien résister à l'usure (le profil de surface est plein et normal).

Le paramètre Rsp augmente à partir des serrages 9 et 10 ce qui montre qu'il y a plus de reliefs sur la surface et qu'il y a formation de creux et de saillies donc une petite augmentation de la rugosité. Ceci étant plus important pour le pilier 1 serré à 25Ncm que pour le pilier 2 serré à 15Ncm.

Le paramètre Rsc diminue lors des premiers serrages pour le pilier 1 (divisé par 3) puis augmente à partir du serrage 5 puis au serrage 8, 9 et 10 pour les deux piliers (multiplié par 5 pour le pilier 1 et par 2 pour le pilier 2 du serrage 8 au serrage 10) ce qui correspond également à une augmentation de la rugosité due à la formation de fissures ou rainures. Ceci montre donc bien une variation de la rugosité qui est plus important pour le pilier 1 que pour le pilier 2.

Le paramètre Rsmax montre que les écarts type deviennent large à partir du neuvième serrage ce qui veut dire qu'il y a de plus en plus de valeurs extrêmes donc des saillies et des creux de plus en plus important sur les surfaces.

Les valeurs du paramètre Rssk sont toujours négatives mais il y a une augmentation à partir du huitième serrage pour les deux piliers ce qui signifie l'apparition de saillies ou de creux plus important mais ce profil résiste encore à l'usure car les valeurs sont négatives (le profil reste encore plein). Cette augmentation est plus importante pour le pilier 1 que pour le pilier 2.

Les valeurs du paramètres Rsku sont supérieures à trois après le neuvième serrage donc le profil de surface est serré et devient moins résistant à l'usure. Ceci concorde bien avec le fait que la surface présente des traces d'usure de plus en plus importantes après le neuvième serrage.

L'évolution des paramètres de rugosité laisse présager qu'à partir des serrages 9 et 10, leur augmentation s'expliquerait par la formation de fissures ou de rainures qui correspondraient sur les profils aux saillies et aux creux.

Pour rappel l'ondulation correspond aux variations de forme de la surface alors que la rugosité montre les variations de plus petit ordre au niveau de la surface telle que les défauts d'usinage. La rugosité évolue de la même manière que l'ondulation mais la diminution de la rugosité au départ est moins flagrante. Cependant on peut constater une augmentation vers le neuvième serrage de cette rugosité ; ceci étant certainement du à la formation de creux ou de saillies. De plus les variations des paramètres sont toujours plus importantes pour le pilier 1 serré à 25Ncm que pour le pilier 2 serré à 15Ncm.

Cependant ces modifications de l'ondulation et de la rugosité restent faibles et les variations des paramètres restent peu importantes en dessous de dix serrages. Il est possible qu'en poursuivant le nombre de cycle la rugosité ou l'ondulation augmente de manière plus significative.

Parfois certaines valeurs relevées sont très différentes des valeurs moyennes, ceci peut correspondre à des saillies ou des creux isolés responsable des écarts type de plus en plus importants. De plus les écarts types des valeurs des paramètres de rugosité et d'ondulation augmentent au cours des serrages et notamment après le neuvième serrage ce qui prouve que les traces d'usures qui apparaissent (creux ou saillies) sont plus importantes en intensité qu'en nombre et qu'elles sont réparties de manière non homogène.

Les paramètres Rsku et Wsku montrent que la répartition des saillies et des creux est de moins en moins homogène sur les surfaces après le neuvième serrage. Les paramètres Rsk et Wsk montrent que les profils de surfaces observés sont quand même résistants à l'usure car leurs valeurs sont quasiment toujours négatives (sauf Rsk au neuvième serrage).

Ainsi le coefficient de friction diminue lors des premiers serrages ce qui augmente la précontrainte mais diminue sont maintien dans le temps (diminution du couple de desserrage). Puis à partir du neuvième serrage, celui-ci augmente sensiblement certainement à cause de l'apparition de nouvelles rainures sur les surfaces et des dépôts plus conséquents ce qui pourrait diminuer la précontrainte.

L'ondulation varie un peu plus que la rugosité mais ces variations restent faibles et le retentissement sur le coefficient de friction est peu conséquent en dessous de dix serrages. En effet les surfaces sont modifiées qu'à certains endroits et les profils restent résistants à l'usure en dessous de dix serrages. Il faudrait poursuivre l'étude pour voir si au delà de dix serrages, il y a des modifications plus intenses de l'ondulation et de la rugosité et donc un retentissement plus important sur le coefficient de friction, la précontrainte et le couple de desserrage.

Dans l'étude de Keith L. Guzaitis et coll (2011) (71) les cycles d'insertion/désinsertion ont provoqué une diminution de la friction mécanique entre la vis et le filetage interne des implants. Une diminution du nombre de ces cycles a abouti à des valeurs plus grandes de couple de desserrage parce que la friction entre les surfaces des implants et des vis était le plus grande.

Les résultats de leur étude montrent donc bien que le coefficient de friction et la précontrainte sont inséparables dans les situations cliniques pour assurer la rétention de la restauration.

Bien que la précontrainte soutient l'assemblage des composants, la friction contribue à la stabilité de ceux-ci et permet de résister aux forces de dévissage. Les résultats de leur étude suggèrent également que la friction est importante dans le maintien de la position de la vis et de la précontrainte après l'insertion.

Les auteurs confirment que la microrugosité de la vis est un facteur critique qui peut être sélectionné pour augmenter le couple de desserrage de la vis prothétique et mieux maintenir la précontrainte. En effet ceci est prouvé dans leurs résultats qui montrent que l'utilisation de vis neuves après 9 cycles, 19 cycles, 29 cycles, et 39 cycles augmente toujours la valeur du couple de desserrage.

Ils expliquent également que la microrugosité de surface des implants crée par les fabricants à également un rôle dans la formation de la précontrainte mais celle-ci est moins altérée au cours des cycles de serrage/desserrage.

Pour tous les groupes d'implants observés dans leur étude, les valeurs de couple de desserrage les plus élevées sont généralement produites dans les 5 à 9 premiers cycles et diminue avec l'augmentation du nombre de cycles. Ces résultats sont cohérents avec les études de Weiss et coll en 2000 (148) et de Tzenakis et coll en 2002 (143) qui suggèrent que l'usure par suite de cycles répétées de fermeture et d'ouverture peut diminuer le coefficient de friction de la tête de vis, du filetage de l'implant et d'autres composants à assembler. Par conséquent la résistance au dévissage diminue progressivement.

En outre, d'après Hagiwara M et coll en 1992 (74) le coefficient de friction entre les pièces prothétiques est plus grand pour le premier serrage et le premier desserrage d'une vis et diminue avec l'utilisation répétée de la vis.

Toutes ces études sont en accord sur le fait qu'il y a une diminution de la rugosité et un aplatissement des irrégularités des surfaces au cours des premiers serrages. Les résultats de cette présente étude sont donc en accord avec les études précédentes sur le fait que les modifications du coefficient de friction, donc de l'ondulation et de la rugosité de surface commencent à partir du premier serrage puisqu'il y a une diminution de ces paramètres. Cependant les résultats observés dans cette étude à partir du neuvième serrage montrent une augmentation de la rugosité et le l'ondulation qui n'est pas retrouvée dans les autres études. Même si lors de ces derniers serrage les variations de ces paramètres restent faible, il faudrait poursuivre cette étude pour voir si la rugosité et l'ondulation continue d'augmenter ou si celle-ci se stabilise et n'engendre pas de variation importante du coefficient de friction.

Enfin le couple de serrage à une importance dans la modification des surfaces car plus celui-ci est élevé plus les surfaces des composants subissent des modifications importantes en nombre et en intensité et plus celles-ci apparaissent rapidement au cours des serrages. Ainsi les paramètres d'ondulation et de rugosité évoluent de manière plus importante pour les piliers implantaires serrés à 25Ncm que pour les piliers serrés à 15Ncm.

4.3 Influence des cycles sur le repositionnement des pièces implantaires :

Dans cette étude l'analyse en tomographie 3 D permet de dire qu'il y a une modification dans le positionnement du pilier (en rotation) au sein de la connexion au cours de serrages. En effet après le premier serrage l'hexagone de pilier ne coïncide pas parfaitement dans l'hexagone de la connexion. Cependant après le deuxième serrage l'adaptation semble meilleur est celle-ci n'est plus modifiée ensuite au cours des serrages successifs. De plus cette modification de positionnement de pilier n'est visible qu'en rotation. En effet dans les coupes zx et zy le pilier se repositionne toujours bien en butée dans l'implant avec un contact intime à la connexion implantaire.

Cependant d'après l'étude de Semper W, Heberer S et coll en 2010 (131), il y a des modifications tridimensionnelles dans la localisation du pilier implantaire par rapport à l'implant après des cycles de serrages/desserrages répétitifs. Ainsi le pilier implantaire ne se repositionnerait pas exactement au même endroit après chaque serrage et selon eux ceci est variable selon les marques et les fabricants. Le degré de rotation du pilier implantaire varie au cours des cycles et en fonction des marques de 0,92 à 4,92 degrés. La modification de la hauteur du pilier (si le joint implanto-prothétique augmente en taille ou pas) est visible selon ces auteurs. Les modifications de cette hauteur varient entre 1 à 83 microns selon les marques. Cependant il ne remarque pas de différence statistiquement significative d'angulation du pilier au cours des cycles de serrage/desserrage. Ces résultats diffèrent de cette présente étude et peuvent s'expliquer par le fait que cette présente étude se soit terminée seulement après dix cycles de serrages/desserrages.

Par ailleurs la vis du pilier ne se repositionne pas de manière identique à chaque serrage. En effet l'analyse des coupes zx et zy montre que le fût de la vis est sensiblement bien centrée dans le pilier mais que l'écart entre le fût de la vis et le pilier n'est jamais le même. Ceci correspond à la tolérance d'adaptation. En effet les pièces implantaires ne peuvent pas être parfaitement en contact au micron près car elles ne pourraient pas s'emboîter. Il faut un certain « jeu » entre les pièces implantaires pour qu'elles s'emboitent. Par conséquent il n'y a pas de modification de repositionnement concernant cette partie de la vis au cours des serrages que ce soit à 15Ncm ou à 25 Ncm.

De plus l'observation des coupes zx et zy montre que la tête de la vis n'est pas toujours bien centrée dans le pilier. En effet la tête de la vis est toujours serrée plus d'un coté que de l'autre au cours des serrages. Même si une tolérance d'adaptation existe également à ce niveau, l'influence des cycles sur le repositionnement de la tête de vis est mis en évidence. Au cours des serrages successifs à 25 Ncm la tête de la vis à tendance à se centrer à l'inverse des serrages successifs à 15 Ncm. Ce problème de repositionnement de la tête de la vis peut engendrer des problèmes de repositionnement de son corps en entier et pourrait causer des complications au niveau du pas de vis de celle-ci et du taraudage de l'implant. Il faudrait poursuivre l'étude pour voir si d'autres problèmes de repositionnement apparaissent au delà de dix serrages.

L'analyse des coupes zx et zy de la relation implant-vis ne permet pas de conclure sur une éventuelle usure ou modification à ce niveau car il faudrait continuer d'avantage les analyses (calcul des volumes entre les filetages).

Ainsi concernant le repositionnement des pièces implantaires seule la relation pilier-implant en rotation et la relation tête de vis-pilier sont altérées au cours des serrages.

4.4 Influence des cycles de serrage/desserrage sur le couple de desserrage et la précontrainte :

Faute de matériel cette partie n'a pas pu être réalisée durant mon encadrement de thèse mais elle fera l'objet d'une étude ultérieure réalisée par le docteur Corne Pascale dans le cadre de sa thèse d'Université.

Dans cette étude le premier desserrage semble être est difficile puis les desserrages suivants semblent être de plus en plus facile. Il est en effet difficile de desserrer les pièces implantaires après le premier serrage et ceci est en accord avec Sutter F et coll en 1993 (140) qui expliquent que dans les systèmes à connexion conique interne, la friction entre le pilier et l'intérieur de l'implant peut conduire à des difficultés cliniques si le pilier doit être desserré. Ceci est également en accord avec Haack et coll (1994) (72) et Hagiwara et coll, (1992) (74) qui indiquent que la friction est plus élevée pour le premier serrage et le premier desserrage d'une vis et qu'elle diminue après des cycles répétés de serrage-desserrage (diminution du couple de desserrage).

D'après l'étude de Keith L. Guzaitis et coll (2011) (71) plus le nombre de cycles d'insertion augmente avec la même vis plus les irrégularités de surface sont aplaties et plus la précontrainte augmente car la friction diminue. Cependant avec la diminution de la friction entre les pièces cette précontrainte est plus difficilement maintenu dans le temps et le couple de desserrage diminue avec les utilisations répétées.

L'étude du couple de desserrage n'a pas pu être mise en œuvre lors de la réalisation de cette étude mais les ressenties subjectifs lors des manipulations sont en accord avec les données bibliographiques qui décrivent une chute du couple de desserrage lors des cycles de serrage/desserrage.

4.5 Conclusion :

Les contraintes exercées sur le taraud de l'implant commencent dès sa mise en place chirugicale avec le porte implant qui est placé dans la connexion implantaire et qui exerce une force de serrage de 25 à 32 Ncm selon les marques d'implants. Les procédures cliniques nécessaires à la restauration et à la fabrication des prothèses sur implants nécessitent des insertions et des désinsertions en série dans l'implant de plusieurs composants vissés avant la pose de la prothèse définitive (vis de couverture, vis de cicatrisation, transfert d'empreinte, pilier provisoire, pilier définitif…).

Ainsi chaque fois qu'un composant est placé dans l'implant, les irrégularités de surface du bord interne de l'implant, du pilier ou de la vis peuvent être modifiées (rugosité, ondulation) ce qui peut modifier la précontrainte et le couple de desserrage. Ainsi les défauts d'usinages déjà présents, les dépôts d'apparence organiques et métalliques qui s'accumulent, les traces d'usures qui apparaissent et les problèmes de repositionnement de la tête de la vis de pilier qui augmentent au cours des cycles de serrage/desserrage peuvent être des facteurs modificateurs de la précontrainte et du couple de desserrage.

Keith L. Guzaitis et coll (2011) (71) expliquent que lorsque le nombre de cycles de serrage/desserrage augmente, la rugosité de surface diminue et la précontrainte augmente. Cependant lorsque ces cycles augmentent en nombre le couple de desserrage diminue car la résistance au frottement diminue par perte de friction entre les pièces.

Les auteurs reconnaissent également la modification dynamique des morphologies de surface du filetage de la vis et de l'implant au cours des cycles de serrage/desserrage. Les valeurs de couple de desserrage évaluées dans les études précédentes ont clairement identifié l'influence de la friction sur celui-ci et mieux décrit l'effet des fermetures répétées sur la résistance mesurable de la vis au desserrage.

Par ailleurs il y a des modifications plus importantes pour les piliers implantaires serrés de manière répétitive à 25 Ncm (simulant les serrages de mise en fonction) par rapport aux piliers implantaires serrés à 15Ncm (simulant les serrages provisoires).

Il y a donc bien un impact des cycles de vissage/dévissage sur tous les composants du complexe implant-pilier-vis. En outre les modifications de ces composants implantaires peuvent être à l'origine d'une fragilité du complexe implant-pilier-vis pouvant entrainer un desserrage de la prothèse sur implant.

Il faut ainsi limiter le nombre de cycles de vissage/dévissage de la vis de pilier dans les procédures cliniques et de laboratoires lors de la réalisation de prothèse sur implant avant d'insérer la dernière vis de fermeture dans le pilier. De plus il faut encore d'avantage limiter le nombre de cycles de vissage/dévissage de la vis de pilier dans les procédures de maintenance ou de réfection de prothèse sur implant défectueuse. C'est pourquoi un cas de prothèse sur implant se planifie scrupuleusement en respectant la règle suivante : « la prothèse guide l'implant ».

Keith L. Guzaitis et coll (2011) (71) expliquent que les cycles d'insertion/désinsertion pour la chirurgie, les étapes de laboratoire et les phases de maintenance dépassent facilement 10 cycles et pourraient dépasser 19 cycles pour la durée de vie de la prothèse. Ainsi une planification minutieuse des étapes de réalisation prothétique afin de minimiser ces cycles doit être faite pour limiter le brunissage des surfaces des composants implantaires qui augmente la précontrainte mais diminue sont maintien dans le temps.

Weiss EI, Kozak D et coll en 2000 (148) concluent également qu'il faut limiter le nombre de fermeture et d'ouverture dans les procédures cliniques et de laboratoire avant le serrage final pour limiter le risque de dévissage ou d'autres complications sur la prothèse implantaire.

5 Limites / Perspectives :

Cette étude a ouvert de nouvelles perspectives de recherches sur l'étude des facteurs influençant le dévissage qui font l'objet d'une thèse d'Université de recherche menée par Pascale Corne, doctorante à l'institut Jean Lamour.

La première grande limite de cette étude est son nombre d'échantillons. En effet les groupes d'échantillons ne sont constitués chacun que de deux implants ce qui est peu important et engendre des données non reproductibles. Les analyses d'observations qui ont été menées sur une année, n'ont pas été faites sur les quatre implants faute de temps et de moyens techniques. D'autres expérimentations sont en cours afin de palier ce manque de reproductibilité.

Cette étude s'est terminée après dix cycles seulement de serrage/desserrage ce qui est le nombre minimum de cycle de réalisation d'une prothèse sur implants unitaire. A la vue des résultats et de l'analyse de la littérature, il est prévu que cette étude se poursuive en augmentant le nombre de cycles de serrage/desserrage pour évaluer la dégradation des éléments du complexe implant-pilier-vis et la variation des paramètres de rugosité et d'ondulation.

Cette étude reste relative car les conditions de serrage ont été réalisées à un couple constant de 25 Ncm et 15 Ncm alors que ces valeurs changent pour chaque marque d'implant, chaque type de connexion et selon les fabricants. L'influence des cycles de vissage/dévissage, lors des étapes prothétiques peut ainsi être étendue à différentes marques et types d'implants et de connexions (implants Straumann, 3i, à connexion externe ou à connexion mixte) et de piliers (droits, angulés, préfabriqués ou personnalisés) mais aussi à différents matériaux comme les piliers en zircone. Tous les systèmes d'implants ne présentent probablement pas tous les mêmes types de changement de morphologie de leurs surfaces internes après des serrages/desserrages répétés. L'interaction entre les surfaces de contacts des différents systèmes d'implants en fonction de la conception de la connexion, de la conception du filetage et des propriétés des matériaux devrait être évalué. L'impact de ces variables avec et sans exposition à des charges cliniques simulées devrait également être examinée.

Toutes les valeurs de couple de serrage ont été fixées à 15 et 25 Ncm de manière précise avec une clé dynamométrique provenant de la clinique de chirurgie dentaire de Nancy. Celle-ci étant utilisée également pour les besoins de la clinique, elle n'a pas été recalibrées entre chaque serrage et a subi des cycles de stérilisation. Ceci peut constituer une limite dans les résultats de cette étude. Il a ainsi été décidé d'utiliser une clé dynamométrique neuve et réservée à ces manipulations pour la suite des expérimentations. Celle-ci ne subissant plus de cycle de stérilisation entre chaque serrage, son couple de serrage est optimisé.

De plus les serrages successifs ont été fait dans des conditions sèches sans contamination salivaire ou aqueuse alors qu'en réalité les surfaces sont polluées par différentes substances lors du serrage en clinique (salive, sang, fluide gingivale). Ainsi ces tests pourraient être recommencés en présence de salive pour étudier son impact réelle sur le coefficient de friction même s'il est admis que les conditions de serrage à sec sont recommandées pour avoir le moins de déformations de surfaces.

De plus des études pourraient être réalisées pour rechercher et étudier de nouveaux lubrifiants (revêtements ou liquides) qui amélioreraient le développement de la précontrainte et son maintien.

En outre ces tests peuvent être réitérés en présence d'une culture bactérienne afin de déterminer une éventuelle usure par « fretting-corrosion » (étude des usures et corrosion liée à un frottement de très faible amplitude (quelques microns), sous contraintes et en milieu aqueux). C'est Gil F.J. et coll en 2012 (65) qui ont montrés que la présence de bactéries entrainait une corrosion sur le titane responsable de détérioration des propriétés mécaniques de l'implant. Ainsi une présence de bactéries au niveau de l'interface pilier/ implant serait susceptible d'entrainer une usure prématurée de cette dernière ce qui pourrait être responsable d'échecs prothétiques de type dévissage.

Par ailleurs un nouveau composant prothétique le « All-One » va être exposé lors du symposium de New York en juin 2016 par la société Nobel Biocare. Ce composant se présentera comme une bague métallique en titane transgingivale vissée sur l'implant après la pose de l'implant ou en deuxième temps chirurgical. Cette pièce est taraudée en son centre pour recevoir des supra structures pour de la prothèse implantaire scellée : vis de cicatrisation, transfert pour empreinte classique, transfert pour empreinte optique, pilier provisoire ou pilier définitif (d'après Sylvain Schneider, Société Nobel Biocare). Ainsi cette pièce transgingivale permet de préserver l'attache épithéliale qui ne subit plus les vissages et dévissages successifs lors des étapes prothétiques. Ceci permet de résoudre le problème qu'a mis en évidence d'Abrahmasson et coll en 1997 (3) qui explique qu'au niveau tissulaire les vissages et les dévissages répétés de la vis de cicatrisation sont responsables d'une récession tissulaire. Il faudrait analyser si cette pièce permet de diminuer l'usure des composants prothétiques lors des serrages et desserrages successifs.

Pour les manipulations futures un tournevis dynamométrique (couplemètre digital BLET ; plage de mesure : 0-200Ncm ; lecture : 0,1Ncm ; référence : TOR11-D200X-00) a été acheté par l'Université de Lorraine pour compléter cette étude et calculer le couple de desserrage lors de chaque desserrage.

Par conséquent la corrélation entre l'étude et la clinique reste relative mais l'effet de ces cycles sur les surfaces des éléments du complexe implant-pilier-vis a pu tout de même être mis en évidence.

6 Conclusion

La prothèse sur implant n'a cessé d'évoluer depuis sa conception et la recherche pour comprendre et lutter contre ses échecs est primordiale de nos jours. Grâce aux avancées technologiques importantes dans le domaine des implants ostéointégrés et particulièrement dans leur conception, les matériaux et les techniques chirurgicales employés ; les échecs en prothèse implantaire deviennent moins nombreux et sont mieux gérés. Ainsi dans la conjoncture actuelle il existe une plus grande prévisibilité du succès pour les restaurations implantaires et pour la réalisation de prothèses esthétiques est fonctionnelles.

La problématique posée par cette étude est un problème qui persiste en prothèse implantaire et qui doit être contrôlé davantage. En effet le dévissage des restaurations implanto-portée est une cause encore trop fréquente d'échecs en prothèse implantaire.

Dans les limites d'extrapolations, les résultats in vitro de cette étude démontrent l'importance des cycles de serrage/desserrage répétés et leurs conséquences sur les surfaces des composants implantaires et sur la rétention du couple de serrage du complexe implant-pilier-vis. Les cycles de serrages répétés modifient les surfaces des composants, le coefficient de friction des surfaces, le couple de desserrage et le repositionnement des pièces du complexe implant-pilier-vis. Il est ainsi recommandé de réduire le nombre de cycles vissage/dévissage dans les procédures cliniques et de laboratoires avant le serrage définitif de la prothèse pour réduire au maximum les modifications de surface et le risque de desserrage des vis. Il est également recommandé de planifier de manière rigoureuse la réalisation d'une prothèse sur implant pour éviter au maximum les besoins de réintervenir sur celle-ci.

Pour le succès clinique à long terme il faut non seulement la stabilité initiale des composants implantaires mais leurs comportements et leurs fonctionnements dans les conditions environnementales buccales sont d'une importance cruciale. Ainsi les matériaux utilisés pour la réalisation de la prothèse sur implants doivent être étudiés et les étapes de conception prothétique ainsi que le schéma occlusal doit être géré.

Bibliographie :

Références bibliographiques :

1. ABKOWITZ S. *Titanium in industry : technology of structural titanium*. New York : D. Van Nostrand, 1955.
2. ABOYOUSSEF H, WEINER, S et EHRENBERG D. Effect of an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2000. Vol. 83, n° 4, p. 450‑455.
3. ABRAHAMSSON I, BERGLUNDH T et LINDHE J. The mucosal barrier following abutment dis/reconnection. An experimental study in dogs. *Journal of Clinical Periodontology*. août 1997. Vol. 24, n° 8, p. 568‑572.
4. ABRAHAMSSON I et BERGLUNDH T. Tissue characteristics at microthreaded implants: an experimental study in dogs. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2006. Vol. 8, n° 3, p. 107‑113.
5. AL RAFEE MA, NAGY WW, FOURNELLE RA, DHURU VB, TZENAKIS GK et PECHOUS CE. The effect of repeated torque on the ultimate tensile strength of slotted gold prosthetic screws. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. août 2002. Vol. 88, n° 2, p. 176‑182.
6. ALBREKTSSON T, ZARB G, WORTHINGTON P et ERIKSSON AR. The Long-Term Efficacy of Currently Used Dental Implants: A Review and Proposed Criteria of Success. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1986. Vol. 1, n° 1, p. 11‑25.
7. ALKAN I, SERTGÖZ A et EKICI B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2004. Vol. 91, n° 4, p. 319‑325.
8. ALLAN W, WILLIAMS ED et KERAWALA CJ. Effects of repeated drill use on temperature of bone during preparation for osteosynthesis self-tapping screws. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. août 2005. Vol. 43, n° 4, p. 314‑319. DOI 10.1016/j.bjoms.2004.11.007.
9. ALTMANN M, COGNET JM, ESCHBACH L et GASSER B. Matériaux utilisées pour l'ostéosynthèse. *EMC Techniques chirurgicales orthopédie traumatologie*. 2007. Vol. 44, n° 15, p. 1‑6.
10. AMZALAG G et IRURZAN JP. Récuperation d'élements fracturés d'un système implantaire vissé : implications prothétiques. *Les cahiers de prothèses*. mars 1999. n° 105, p. 33‑53.
11. ANUSAVICE KJ. Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal–ceramic fixed dental prostheses. *Dental Materials*. janvier 2012. Vol. 28, n° 1, p. 102‑111.
12. ASSENZA B, SCARANO A, LEGHISSA G, CARUSI G, THAMS U, ROMAN FS et al. Screw- vs cement-implant-retained restorations: an experimental study in the Beagle. Part 1. Screw and abutment loosening. *The Journal of Oral Implantology*. 2005. Vol. 31, n° 5, p. 242‑246.
13. ASSUNÇÃO WG, BARÃO VAR, DELBEN JA, GOMES ÉA et GARCIA JRIR. Effect of unilateral misfit on preload of retention screws of implant-supported prostheses submitted to mechanical cycling. *Journal of Prosthodontic Research*. janvier 2011. Vol. 55, n° 1, p. 12‑18.

14. ASVANUND P et MORGANO SM. Photoelastic stress analysis of external versus internal implant-abutment connections. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. octobre 2011. Vol. 106, n° 4, p. 266‑271.
15. AUGEREAU D, GALEAZZI JM et PIERRISNARD L. Implants et cantilever : Analyse par la méthode des éléments finis. *Réalités cliniques*. 1992. Vol. 3, n° 3, p. 345‑357.
16. BALDASSARRI M, ZHANG Y, THOMPSON Van P, REKOW ED et STAPPERT CFJ. Reliability and failure modes of implant-supported zirconium-oxide fixed dental prostheses related to veneering techniques. *Journal of Dentistry*. juillet 2011. Vol. 39, n° 7, p. 489‑498.
17. BENECH C. *Incidence des caractéristiques de l'implant et de la jonction implanto-prothétique sur l'intégration biologique, conséquences esthétiques*. Thèse de chirurgie dentaire. Nantes : Université de Nantes, 2007. 245 p.
18. BERNARD J-P, SZMUKLER-MONCLER S, PESSOTTO S, VAZQUEZ L et BELSER UC. The anchorage of Brånemark and ITI implants of different lengths. I. An experimental study in the canine mandible. *Clinical Oral Implants Research*. octobre 2003. Vol. 14, n° 5, p. 593‑600.
19. BERT M. *Complications et echecs en implantologie.* Paris : Cdp, 1994.
20. BERT M. Fracture d'une vis de pilier. *Alternatives*. 1999. Vol. 3, n° 38, p124.
21. BICKFORD J. *An Introduction to the Design and Behavior of Bolted Joints, Third Edition, Revised and Expanded*. ? : CRC Press.
22. BINON PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *The International Journal of Prosthodontics*. avril 1995. Vol. 8, n° 2, p. 162‑178.
23. BINON PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *The International Journal of Prosthodontics*. avril 1996. Vol. 9, n° 2, p. 149‑160.
24. BINON PP. The spline implant: design, engineering, and evaluation. *The International Journal of Prosthodontics*. octobre 1996. Vol. 9, n° 5, p. 419‑433.
25. BINON PP. Implants and components: entering the new millennium. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. février 2000. Vol. 15, n° 1, p. 76‑94.
26. BINON PP et MCHUGH MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *The International Journal of Prosthodontics*. décembre 1996. Vol. 9, n° 6, p. 511‑519.
27. BINON PP. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. avril 1998. Vol. 79, n° 4, p. 430‑432.
28. BRÅNEMARK PI, BREINE U, ADELL R, HANSSON BO, LINDSTRÖM J et OHLSSON A. Experimental studies on intra-osseous anchorage of dental prosthesis. *Scanddinavian Journal of Plastic and Reconscructive Surgery.* 1969. Vol. 3, n°2, p. 81‑100.
29. BREEDING LC, DIXON DL, NELSON EW et TIETGE JD. Torque Required to Loosen Single-Tooth Implant Abutment Screws Before and After Simulated Function. *International Journal of Prosthodontics*. octobre 1993. Vol. 6, n° 5, p. 435‑439.
30. BRODBECK U. The ZiReal Post: A new ceramic implant abutment. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2003. Vol. 15, n° 1, p. 10‑23; discussion 24.
31. BROGGINI N, MCMANUS LM, HERMANN JS, MEDINA R, SCHENK RK, BUSER D et al. Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. *Journal of Dental Research*. mai 2006. Vol. 85, n° 5, p. 473‑478.

32. BROGGINI N, MCMANUS LM, HERMANN JS, MEDINA RU, OATES TW, SCHENK RK, et al. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. *Journal of Dental Research*. mars 2003. Vol. 82, n° 3, p. 232‑237.
33. BURGUETE RL, JOHNS RB, KING T et PATTERSON EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. juin 1994. Vol. 71, n° 6, p. 592‑599.
34. BUSER D et BELSER UC. Early loading of non submerged titanium implants, with a sand blasted and etched surface 5 year results of a prospective study in partially edentulous patients. *Clinical Oral Implants Research*. 2005. Vol. 16, n° 6, p. 63.
35. BYRNE D, JACOBS S, O'CONNELL B, HOUSTON F et CLAFFEY N. Preloads Generated with Repeated Tightening in Three Types of Screws Used in Dental Implant Assemblies. *Journal of Prosthodontics*. mai 2006. Vol. 15, n° 3, p. 164‑171.
36. CANTWELL A et HOBKIRK JA. Preload loss in gold prosthesis-retaining screws as a function of time. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. février 2004. Vol. 19, n° 1, p. 124‑132.
37. CAVAZOS E et BELL FA. Preventing loosening of implant abutment screws. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. mai 1996. Vol. 75, n° 5, p. 566‑569.
38. CHANG C-L, LU H-K, OU K-L, SU P-Y et CHEN C-M, 2013. Fractographic analysis of fractured dental implant components. *Journal of Dental Sciences*. mars 2013. Vol. 8, n° 1, p. 8‑14.
39. CHOE HC, LEE CH, JEONG YH, KO YM, SON MK et CHUNG CH. Fatigue Fracture of Implant System Using TiN and WC Coated Abutment Screw. *Procedia Engineering*. 2011. Vol. 10, p. 680‑685.
40. CIBIRKA RM, NELSON SK, LANG BR et RUEGGEBERG FA. Examination of the implant—abutment interface after fatigue testing. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. mars 2001. Vol. 85, n° 3, p. 268‑275.
41. COELHO PG, SUDACK P, SUZUKI M, KURTZ KS, ROMANOS GE et SILVA NRFA. In vitro evaluation of the implant abutment connection sealing capability of different implant systems. *Journal of Oral Rehabilitation*. décembre 2008. Vol. 35, n° 12, p. 917‑924.
42. COPPEDÊ AR, BERSANI E, DE MATTOS MGC, RODRIGUES RCS, SARTORI IAM et RIBEIRO RF. Fracture resistance of the implant-abutment connection in implants with internal hex and internal conical connections under oblique compressive loading: an in vitro study. *The International Journal of Prosthodontics*. juin 2009. Vol. 22, n° 3, p. 283‑286.
43. COPPEDÊ AR, FARIA ACL, DE MATTOS MGC, RODRIGUES RCS, SHIBLI JA et RIBEIRO RF. 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. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. décembre 2013. Vol. 28, n° 6, p. 321‑329.
44. DAILEY B, JORDAN L, BLIND O et TAVERNIER B. Axial displacement of abutments into implants and implant replicas, with the tapered cone-screw internal connection, as a function of tightening torque. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. avril 2009. Vol. 24, n° 2, p. 251‑256.
45. DAVARPANAH M, JAKUBOWICZ-KOHEN B et CARAMAN M. *Les implants en odontologie*. Cdp, 2004.
46. DAVARPANAH M et MONCLER SS. *Manuel d'implantologie clinique: concepts, protocoles et innovations récentes*. 2e édition. Paris : Cdp, 2011.

47. DAVARPANAH M. *Manuel d'implantologie clinique*. 1ière édition. Paris : Cdp, 1999.
48. DE TORRES EM, RODRIGUES RCS, DE MATTOS MGC et RIBEIRO RF. The effect of commercially pure titanium and alternative dental alloys on the marginal fit of one-piece cast implant frameworks. *Journal of Dentistry*. octobre 2007. Vol. 35, n° 10, p. 800‑805.
49. DELLINGES M et CURTIS D. Effects of infection control procedures on the accuracy of a new mechanical torque wrench system for implant restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. janvier 1996. Vol. 75, n° 1, p. 93‑98.
50. DISS A, NGUYEN Y et CHARBIT Y. La mise en charge immédiate des restaurations implanto portée dans le traitement de l'edenté complet mandibulaire. 1ière partie : analyse de la littérature et facteurs de réussite chirurgicaux. *Implantologie*. 2005. Vol. 14, n° 2, p. 71‑80.
51. DITTMER MP, DITTMER S, BORCHERS L, KOHORST P et STIESCH M. Influence of the interface design on the yield force of the implant-abutment complex before and after cyclic mechanical loading. *Journal of Prosthodontic Research*. janvier 2012. Vol. 56, n° 1, p. 19‑24.
52. DIXON DL, BREEDING LC, SADLER JP et MCKAY ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. septembre 1995. Vol. 74, n° 3, p. 270‑278.
53. DOHAN EHRENFEST DM, COELHO PG, KANG B-S, SUL Y-T et ALBREKTSSON T. Classification of osseointegrated implant surfaces: materials, chemistry and topography. *Trends in Biotechnology*. avril 2010. Vol. 28, n° 4, p. 198‑206.
54. DUYCK J et NAERT I. Failure of oral implants: aetiology, symptoms and influencing factors. *Clinical Oral Investigations*. septembre 1998. Vol. 2, n° 3, p. 102‑114.
55. EKFELDT A, CHRISTIANSSON U, ERIKSSON T, LINDÉN U, LUNDQVIST S, RUNDCRANTZ T, et al. A retrospective analysis of factors associated with multiple implant failures in maxillae. *Clinical Oral Implants Research*. octobre 2001. Vol. 12, n° 5, p. 462‑467.
56. ELIAS CN, FIGUEIRA DC et RIOS PR. Influence of the coating material on the loosing of dental implant abutment screw joints. *Materials Science and Engineering: C*. septembre 2006. Vol. 26, n° 8, p. 1361‑1366.
57. ENGELMANN, MJ. Décisions cliniques et plans de traitement en ostéointégration. Quintessence internation. USA : Quintessence international. 1998.
58. ERIKSSON T. Le positionnement implantaire. *Stratégie prothétique*. juin 2003. Vol. 3, n° 3, p. 167‑207.
59. FARINA AP, SPAZZIN AO, XEDIEK CONSANI RL et MESQUITA MF. Screw joint stability after the application of retorque in implant-supported dentures under simulated masticatory conditions. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. juin 2014. Vol. 111, n° 6, p. 499‑504.
60. FERNÁNDEZ M, DELGADO L, MOLMENEU M, GARCÍA D et RODRÍGUEZ D. Analysis of the misfit of dental implant-supported prostheses made with three manufacturing processes. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. février 2014. Vol. 111, n° 2, p. 116‑123.
61. FERRAZ CC, ANCHIETA RB, DE ALMEIDA EO, FREITAS JÚNIOR AC, FERRAZ FC, MACHADO LS et ROCHA EP. Influence of microthreads and platform switching on stress distribution in bone using angled abutments. *Journal of Prosthodontic Research*. octobre 2012. Vol. 56, n° 4, p. 256‑263.

62. FOONG JKW, JUDGE RB, PALAMARA JE et SWAIN MV. Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. mai 2013. Vol. 109, n° 5, p. 304‑312.
63. GARTSHORE L. Risk factors in implant dentistry. *British Dental Journal*. 26 juillet 2008. Vol. 205, n° 2, p. 109‑109.
64. GIGANDET M, BIGOLIN G, FAORO F, BÜRGIN W et BRÄGGER U. Implants with original and non-original abutment connections. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. avril 2014. Vol. 16, n° 2, p. 303‑311.
65. GIL FJ, RODRIGUEZ A, ESPINAR E, LLAMAS JM, PADULLÉS E et JUÁREZ A. Effect of oral bacteria on the mechanical behavior of titanium dental implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. février 2012. Vol. 27, n° 1, p. 64‑68.
66. GOODACRE CJ, BERNAL G, RUNGCHARASSAENG K et KAN JYK. Clinical complications with implants and implant prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. août 2003. Vol. 90, n° 2, p. 121‑132.
67. GRAVES SL, JANSEN CE, SIDDIQUI AA et BEATY KD. Wide diameter implants: indications, considerations and preliminary results over a two-year period. *Australian Prosthodontic Journal*. 1994. Vol. 8, p. 31‑37.
68. GROSS M, KOZAK D, LAUFER BZ et WEISS EI. Manual closing torque in five implant abutment systems: an in vitro comparative study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. mai 1999. Vol. 81, n° 5, p. 574‑578.
69. GUDA T, ROSS TA, LANG LA et MILLWATER HR. Probabilistic analysis of preload in the abutment screw of a dental implant complex. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. septembre 2008. Vol. 100, n° 3, p. 183‑193.
70. GUNNE J, ASTRAND P, LINDH T, BORG K et OLSSON M. Tooth-implant and implant supported fixed partial dentures: a 10-year report. *The International Journal of Prosthodontics*. juin 1999. Vol. 12, n° 3, p. 216‑221.
71. GUZAITIS KL, KNOERNSCHILD KL et VIANA MA. G. Effect of repeated screw joint closing and opening cycles on implant prosthetic screw reverse torque and implant and screw thread morphology. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. septembre 2011. Vol. 106, n° 3, p. 159‑169.
72. HAACK JE, SAKAGUCHI RL, SUN T et COFFEY JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. octobre 1995. Vol. 10, n° 5, p. 529‑536.
73. HAAS R, MENSDORFF-POUILLY N, MAILATH G et WATZEK G. Brånemark single tooth implants: a preliminary report of 76 implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. mars 1995. Vol. 73, n° 3, p. 274‑279.
74. HAGIWARA M et OHASHI N. A new tightening technique for threaded fasteners. *Mater Eng ASME*. 1992. Vol. 3, n° 371-6.
75. HECKER DM et ECKERT SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: Changes in component fit over time. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. avril 2003. Vol. 89, n° 4, p. 346‑351.
76. HECKER DM, ECKERT SE et CHOI Y-G. Cyclic loading of implant-supported prostheses: Comparison of gaps at the prosthetic-abutment interface when cycled abutments are replaced with as-manufactured abutments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. janvier 2006. Vol. 95, n° 1, p. 26‑32.

77. JAARDA MJ, RAZZOOG ME et GRATTON DG. Comparison of « look-alike » implant prosthetic retaining screws. *Journal of Prosthodontics*. mars 1995. Vol. 4, n° 1, p. 23‑27.
78. JEMT T, LINDÉN B et LEKHOLM U. Failures and Complications in 127 Consecutively Placed Fixed Partial Prostheses Supported by Brånemark Implants: From Prosthetic Treatment to First Annual Checkup. I*nternational Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1992. Vol. 7, n° 1, p. 73‑82.
79. JÖRN D, KOHORST P, BESDO S, RÜCKER M, STIESCH M et BORCHERS L. Influence of lubricant on screw preload and stresses in a finite element model for a dental implant. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. août 2014. Vol. 112, n° 2, p. 340‑348.
80. JÖRNÉUS L, JEMT T et CARLSSON L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1992. Vol. 7, n° 3, p. 353‑359.
81. KALLUS T et BESSING C. Loose Gold Screws Frequently Occur in Full-Arch Fixed Prostheses Supported by Osseointegrated Implants After 5 Years. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. avril 1994. Vol. 9, n° 2, p. 169‑178.
82. KAN JY, RUNGCHARASSAENG K, BOHSALI K, GOODACRE CJ et LANG BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. janvier 1999. Vol. 81, n° 1, p. 7‑13.
83. KANG B-S, SUL Y-T, OH S-J, LEE H-J et ALBREKTSSON T. XPS, AES and SEM analysis of recent dental implants. *Acta Biomaterialia*. juillet 2009. Vol. 5, n° 6, p. 2222‑2229.
84. KHAN MA, WILLIAMS RL et WILLIAMS DF. In-vitro corrosion and wear of titanium alloys in the biological environment. *Biomaterials*. novembre 1996. Vol. 17, n° 22, p. 2117‑2126.
85. KHRAISAT A, HASHIMOTO A, NOMURA S et MIYAKAWA O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. avril 2004. Vol. 91, n° 4, p. 326‑334.
86. KIM JS, RAIGRODSKI AJ, FLINN BD, RUBENSTEIN JE, CHUNG K-H et MANCL LA. In vitro assessment of three types of zirconia implant abutments under static load. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. avril 2013. Vol. 109, n° 4, p. 255‑263.
87. KIM SK, KOAK JY, HEO SJ, TAYLOR TD, RYOO S et LEE SY. Screw loosening with interchangeable abutments in internally connected implants after cyclic loading. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. février 2012. Vol. 27, n° 1, p. 42‑47.
88. KIM S, KIM H-I, BREWER JD et MONACO EA. Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutments with CAD/CAM commercially fabricated zirconia implant abutments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. avril 2009. Vol. 101, n° 4, p. 226‑230.
89. KOENIG V, VANHEUSDEN AJ, LE GOFF SO et MAINJOT AK. Clinical risk factors related to failures with zirconia-based restorations: an up to 9-year retrospective study. *Journal of Dentistry*. décembre 2013. Vol. 41, n° 12, p. 1164‑1174.
90. KOENIG V, VANHEUSDEN AJ, LE GOFF SO et MAINJOT AK. Clinical risk factors related to failures with zirconia-based restorations: An up to 9-year retrospective study. *Journal of Dentistry*. décembre 2013. Vol. 41, n° 12, p. 1164‑1174.

91. KWON T, BAIN PA et LEVIN L. Systematic review of short- (5-10 years) and long-term (10 years or more) survival and success of full-arch fixed dental hybrid prostheses and supporting implants. *Journal of Dentistry*. octobre 2014. Vol. 42, n° 10, p. 1228‑1241.
92. LANG LA, KANG B, WANG R-F et LANG BR. Finite element analysis to determine implant preload. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. décembre 2003. Vol. 90, n° 6, p. 539‑546.
93. LANG LA, MAY KB et WANG R-F. The effect of the use of a counter-torque device on the abutment-implant complex. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. avril 1999. Vol. 81, n° 4, p. 411‑417.
94. LANG LA, WANG R-F et MAY KB. The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. janvier 2002. Vol. 87, n° 1, p. 74‑79.
95. LEE, J, KIM Y-S, KIM C-W et HAN J-S. Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. octobre 2002. Vol. 88, n° 4, p. 402‑408.
96. LOZA-HERRERO MA, RIVAS-TUMANYAN S et MOROU-BERMUDEZ E. Success and complications of implant-retained prostheses provided by the Post-Doctoral Prosthodontics Program, University of Puerto Rico: a cross-sectional study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. novembre 2015. Vol. 114, n° 5, p. 637‑643.
97. MAEDA Y, SATOH T et SOGO M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *Journal of Oral Rehabilitation*. janvier 2006. Vol. 33, n° 1, p. 75‑78.
98. MAN WY, MUKHERJEE A et FENG LEE PY. The economic impact of individually packaged screws. *The Surgeon*. février 2014. Vol. 12, n° 1, p. 35‑39.
99. MARTIN WC, WOODY RD, MILLER BH et MILLER AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. juillet 2001. Vol. 86, n° 1, p. 24‑32.
100. MARTINEZ H, RENAULT P, RENAULT G et PIERRISNARD L. *Les implants: chirurgie et prothèse.* Paris : Cdp, 2008. p. 225-235.
101. MEIJER HJA, RAGHOEBAR GM, BATENBURG RHK et VISSINK A. Mandibular overdentures supported by two Brånemark, IMZ or ITI implants: a ten-year prospective randomized study. *Journal of Clinical Periodontology*. septembre 2009. Vol. 36, n° 9, p. 799‑806.
102. NARANG P, GUPTA H, ARORA A et BHANDARI A. Biomechanics of implants abutment connection. *Indian Journal of Stomatology*. 2011. Vol. 2, n° 2, p. 113‑116.
103. NERGIZ I, SCHMAGE P et SHAHIN R. Removal of a fractured implant abutment screw: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. juin 2004. Vol. 91, n° 6, p. 513‑517.
104. NEUGEBAUER J, SCHEER M, MISCHKOWSKI RA, SANG-HO AN, KARAPETIAN VE, TOUTENBURG H et ZOELLER JE. Comparison of Torque Measurements and Clinical Handling of Various Surgical Motors. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. juin 2009. Vol. 24, n° 3, p. 469‑476.
105. NICOLL RJ, SUN A, HANEY S et TURKYILMAZ I. Precision of fit between implant impression coping and implant replica pairs for three implant systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. janvier 2013. Vol. 109, n° 1, p. 37‑43.

106. NISAND D et RENOUARD F. Implants courts versus greffes osseuses sous sinusiennes : étude clinique retrospective. *Journal Parodontal Implantology Orale*. 2006. Vol. 25, n° 4, p. 281‑287.
107. O'MAHONY A, MACNEILL SR et COBB CM. Design features that may influence bacterial plaque retention: a retrospective analysis of failed implants. *Quintessence International (Berlin, Germany: 1985)*. avril 2000. Vol. 31, n° 4, p. 249‑256.
108. PAI NG et HESS DP. Experimental study of loosening of threated fasteners due to dynamic shear loads. *Journal of Sound and vibration*. 2002. n° 585.
109. PANZA L et BOSCATTO N, 2010. Evaluation of pre tightening in abutments and prosthetic screws on different implant connections. *Revista Odonto Ciencia*. 2010. Vol. 25, n°3, p. 292‑295.
110. PATTERSON EA et JOHNS RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1992. Vol. 7, n° 1, p. 26‑33.
111. PAYCHA M. *Comportement biomécanique des prothèses fixées plurales supra-implantaires*. Thèse de chirurgie dentaire. Nancy : Faculté d'odontologie de Nancy. 2006, 140 p.
112. PERRIARD J, WISKOTT WA, MELLAL A, SCHERRER SS, BOTSIS J et BELSER UC. Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors -- a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. *Clinical Oral Implants Research*. octobre 2002. Vol. 13, n° 5, p. 542‑549.
113. PINTINHA M, CAMARINI ET, SÁBIO S et PEREIRA JR. Effect of mechanical loading on the removal torque of different types of tapered connection abutments for dental implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. novembre 2013. Vol. 110, n° 5, p. 383‑388.
114. PJETURSSON BE, THOMA D, JUNG R, ZWAHLEN M et ZEMBIC A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clinical Oral Implants Research*. octobre 2012. Vol. 23 Suppl 6, p. 22‑38.
115. POITRAS Y, BENKO Y. Caractéristiques de l'ancrage prothétique sur implants : visser ou sceller. *Réalités cliniques*. 2002. Vol. 13, n° 4, p. 367-376.
116. PROTOPAPADAKI M, MONACO JR EA, KIM H-I et DAVIS EL. Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutment with a commercially fabricated CAD/CAM zirconia implant abutment. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. novembre 2013. Vol. 110, n° 5, p. 389‑396.
117. RANGERT BR, SULLIVAN RM et JEMT TM. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. juin 1997. Vol. 12, n° 3, p. 360‑370.
118. RICCIARDI COPPEDÊ A, DE MATTOS MGC, RODRIGUES RCS et RIBEIRO RF. Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: an in vitro study. *Clinical Oral Implants Research*. juin 2009. Vol. 20, n° 6, p. 624‑632.
119. RICHTER EJ. In vivo vertical forces on implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. février 1995. Vol. 10, n° 1, p. 99‑108.
120. RISITO C, LÜTHY H, LOEFFEL O et SCHÄRER P. [The chemical solubility and stability of low-melting dental porcelains]. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin*. 1995. Vol. 105, n° 5, p. 611‑616.

121. RODKEY E. Making fastened joints reliable...ways to keep'em tight. *Assembly Engineering*. 1977. Vol. 3, p. P24‑27.
122. RODRIGUES NETO DJ, CERUTTI-KOPPLIN D, DO VALLE AL et PEREIRA JR. A method of assessing the effectiveness of the friction fit interface by measuring reverse torque. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. octobre 2014. Vol. 112, n° 4, p. 839‑842.
123. ROMPEN E et DOMKEN O. Biocompatibilité des implants dentaires. *Réalités cliniques*. 2005. Vol. 16, n° 2, p. 187‑195.
124. ROUX P, PICARD B et MISSIKA P. Comprehension des phénomènes de dévissage en prothèse implantaire. Quelles peuvent être les causes de dévissage d'une prothèse implanto portée. *Le chirurgien dentiste de France*. fevrier 1999. Vol. 69, n° 925, p. 29‑40.
125. ŞAHIN S, ÇEHRELI MC et YALÇIN E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review. *Journal of Dentistry*. septembre 2002. Vol. 30, n° 7–8, p. 271‑282.
126. SAIDIN S, ABDUL KADIR MR, SULAIMAN E et ABU KASIM NH. Effects of different implant–abutment connections on micromotion and stress distribution: Prediction of microgap formation. *Journal of Dentistry*. juin 2012. Vol. 40, n° 6, p. 467‑474.
127. SAILER I, MÜHLEMANN S, ZWAHLEN M, HÄMMERLE CHF et SCHNEIDER D. Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. *Clinical Oral Implants Research*. octobre 2012. Vol. 23 Suppl 6, p. 163‑201.
128. SAKAGUCHI RL et BORGERSEN SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. juin 1995. Vol. 10, n° 3, p. 295‑302.
129. SALINAS T et ECKERT S. Implant-supported single crowns predictably survive to five years with limited complications. *The Journal of Evidence-Based Dental Practice*. septembre 2012. Vol. 12, n° 3 Suppl, p. 213‑214.
130. SCHWARTZ MS. Mechanical complications of dental implants. *Clinical Oral Implants Research*. 2000. Vol. 11, n° 156, p. 58-64.
131. SEMPER W, KRAFT S, KRÜGER T et NELSON K. Theoretical considerations: implant positional index design. *Journal of Dental Research*. août 2009. Vol. 88, n° 8, p. 725‑730.
132. SEMPER W, HEBERER S, MEHRHOF J, SCHINK T et NELSON K. Effects of repeated manual disassembly and reassembly on the positional stability of various implant-abutment complexes: an experimental study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. février 2010. Vol. 25, n° 1, p. 86‑94.
133. SHAHGALDI BF et COMPSON J. Wear and corrosion of sliding counterparts of stainless-steel hip screw-plates. *Injury*. mars 2000. Vol. 31, n° 2, p. 85‑92.
134. SHAO XY. et DENG C. *International Conference on Manufacturing Automation: Advanced Design and Manufacturing in Global Competition*. USA : John Wiley & Sons, 2005.
135. SHEMTOV-YONA K et RITTEL D. On the mechanical integrity of retrieved dental implants. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. septembre 2015. Vol. 49, p. 290‑299.
136. SHIGLEY JE, MISCHKE CR et BUDYNAS RG. *Mechanical Engineering Design*. Tenth Edition : McGraw-Hill, 2004.

137. SQUIER RS, PSOTER WJ et TAYLOR TD. Removal torques of conical, tapered implant abutments: the effects of anodization and reduction of surface area. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. février 2002. Vol. 17, n° 1, p. 24‑27.
138. STEINEBRUNNER L, WOLFART S, LUDWIG K et KERN M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clinical Oral Implants Research*. décembre 2008. Vol. 19, n° 12, p. 1276‑1284.
139. STIMMELMAYR M, EDELHOFF D, GÜTH J-F, ERDELT K, HAPPE A et BEUER F. Wear at the titanium–titanium and the titanium–zirconia implant–abutment interface: A comparative in vitro study. *Dental Materials*. décembre 2012. Vol. 28, n° 12, p. 1215‑1220.
140. SUTTLER F, WEBER HP, SORENSEN J et BELSER UC. The new restorative concept of the ITI dental implant system : design and engineering. *International Journal of Periodont*. 1993. Vol. 13, n° 409, p. 31.
141. TAN KB et NICHOLLS JI. The Effect of 3 Torque Delivery Systems on Gold Screw Preload at the Gold Cylinder-Abutment Screw Joint. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. avril 2002. Vol. 17, n° 2, p. 175‑183.
142. TSUMITA M, KOKUBO Y, KANO T et SASAKI K. The effect of fatigue loading on the screw joint stability of zirconium abutment. *Journal of Prosthodontic Research*. juillet 2013. Vol. 57, n° 3, p. 219‑223.
143. TZENAKIS GK, NAGY WW, FOURNELLE RA et DHURU VB. The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screws. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. août 2002. Vol. 88, n° 2, p. 183‑191..
144. VIANNA CA, DELBEN JA, BARÃO VAR, FERREIRA MB, DOS SANTOS PH et ASSUNÇAO WG. Torque stability of different abutment screws submitted to mechanical cycling. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. octobre 2013. Vol. 28, n° 5, p. e209‑214.
145. VIDET L, SCHITTLY J et JOURNET D. Comparaison de la stabilité en rotation des différents dispositifs antirotationnels. *Implants*. 1998. Vol. 4, n° 3, p. 201‑211.
146. WASMER N. *Les différents types de connexions implantaires : description, avantages, inconvenients et critères de choix*. Thèse de chirurgie dentaire. Nancy : Faculté d'odontologie de Nancy, 2013. 132p.
147. WEIGL P. Le plan de traitement et les 8 critères occlusaux de reconstruction (OCTA).*Synergie prothétique.* 2001. Vol. 3, n°2, p. 20.
148. WEISS EI, KOZAK D et GROSS MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. août 2000. Vol. 84, n° 2, p. 194‑199.
149. WILLIAMS DN. The Hydrogen embrittlement of titanium alloys. *Journal Inst Metals*. 1962. n° 147, p. 52.
150. ZIPPRICH H, WEIGL P et LANGE B. Micromovments at the Implants-Abutment interface. *Implantologie*. 2007. Vol. 15, n° 1, p. 31-46.

Références bibliographiques électroniques :

151. COURTIN N. *Critères de choix d'un pilier implantaire en prothèse fixée*. [Thèse de chirurgie dentaire]. Nancy : Université de Lorraine, 2012. 147 p. Disponible à l'adresse: http://docnum.univ-lorraine.fr/public/BUPHA_TD_2012_COURTIN_NICOLAS.pdf
152. CRB ANALYSE SERVICE GMBH. Microscopie à balayage MEB et microanalyse par rayons X EDX. [En ligne]. [Consulté le 29 avril 2015]. Disponible à l'adresse : http://www.crb-gmbh.de/Microscopie_electronique_a_balayage_MEB_et_microanalyse_par_rayons_X_EDX.html
153. DENTSPLY Implants System. Manuel des restaurations transvissées, procédures cliniques et de laboratoires. [En ligne]. [Consulté le 26 avril 2015]. Disponible à l'adresse :https://www.google.fr/webhp?sourceid=chrome-instant&rlz=1C1SAVI_enFR511FR513&ion=1&espv=2&ie=UTF-8#q=manuel%20des%20restaurations%20transvisse
154. DENTSPLY Implants System. Manuel des restaurations prothétiques scéllées. [En ligne]. [Consulté le 26 avril 2015]. Disponible à l'adresse : http://www.dentsplyimplants.fr/~/media/M3%20Media/DENTSPLY%20IMPLANTS/Product/1210944%20Manuel%20de%20restauration%20scell%C3%A9es%20DENTSPLY%20Implants%20version.ashx?filetype=.pdf
155. DUBREUILLE JH, DUBREUILLE MT et GOUDOT P. *Réhabilitation orale et implantologie*. Dans : EMC. [en ligne]. année 2000. [consulté le 4 mai 2015]. Disponible à l'adresse : www.em-consulte.com/article/20566/réhabilitation-orale-et-implantologie
156. FUTURA SCIENCES MAGAZINE. Microscope confocal à balayage laser. [En ligne]. [Consulté le 26 avril 2015]. Disponible à l'adresse : http://www.futura-sciences.com/magazines/matieres/infos/dico/d/physique-microscope-confocal-balayage-laser-4160/.
157. GRÉGOIRE G, BAYLE MA, GUYONNET JJ. Evaluation de la biocompatibilité des dispositifs médicaux utilisés en odontologie. *EMC*. [En ligne]. 2011. [Consulté le 26 avril 2015]. Vol. 28, n° 225. Disponible à l'adresse : www.em-consulte.com/artcile/594479
158. KAMMOUN D. Le titane et ses alliages. [En ligne]. [Consulté le 26 avril 2015]. Disponible à l'adresse : http://www.fmdm.rnu.tn/uploaded/file/Cours%20Biomateriaux.pdf. p7.
159. LAHEURTE P et ELMAY W. Titane et alliages, des matériaux de choix pour les applications médicales. [En ligne]. 10 juin 2014. [Consulté le 13 mai 2015]. Disponible à l'adresse : http://www.techniques-ingenieur.fr/base-documentaire/materiaux-th11/metaux-et-alliages-materiaux-magnetiques-et-multimateriaux-42357210/titane-et-alliages-m4781
160. PEYRIN F, GARNERO L et MAGNIN I. Introduction à l'imagerie tomographique 2D et 3 D reposant sur une propagation en ligne droite. Cas de la tomographie par rayon X, par émission et par ultrasons. [En ligne]. 1996. Volume 13 numéro 4. [Consulté le 13 mai 2015]. Disponible à l'adresse : http://www.insidix.com/Radiographie-X-Tomographie-RX-3D.29+M52087573ab0.0.html.
161. RAPHET B. Etats de Surface. [En ligne]. 10 décembre 2008. Ed. Techniques Ingénieur. [Consulté le 15 mai 2015]. Disponible à l'adresse : http://www.techniques-ingenieur.fr/base-documentaire/mecanique-th7/surfaces-42463210/etats-de-surface-r1230/

162. SWEDEN £ MARTINA. Manuel Chirurgical Global. [En ligne]. 2012. [Consulté le 15 mai 2015]. Disponible à l'adresse : www.sweden-martina.com/download/file:///C:/Users/User/Downloads/articms-admin-reserved_area_file-134-mc-imp-global-F.pdf
163. THÉRY, L. Information Dentaire. La connexion implantaire interne ou externe. [En ligne]. 2006. Vol. 88, n° 25. [Consulté le 26 avril 2015]. Disponible à l'adresse : http://www.information-dentaire.fr/Bibliographies/011025-251-La-connexion-implantaire-interne-ou-externe.html.
164. WHITE, G. Technologie des implants ostéointégrés. [En ligne]. 1994. Paris : Cdp. [Consulté le 13 mai 2015]. Disponible à l'adresse : http://www.unitheque.com/Livre/editions_cdp/Technologie_des_implants_osteo_integres-3012.html.
165. ZANI, Marie-Line. Mesures Mécaniques. La mesure de rugosité ? Quelques normes...et plusieurs dizaines de paramètres. [En ligne]. octobre 2003. [Consulté le 13 mai 2015]. n°758,p. 59-63. Disponible à l'adresse : http://www.mesures.com/pdf/old/758Rugosite.pdf
166. ZEISS. LSM 700 Votre microscope confocal compact à balayage laser. [En ligne]. [Consulté le 26 avril 2015]. Disponible à l'adresse : http://www.zeiss.fr/microscopy/fr_fr/produits/confocal-microscopes/lsm-700-pour-biologie.html.

Table des matières :

Sommaire 19

Liste des figures : 21

Liste des tableaux : 27

Liste des abréviations : 29

Introduction : 31

1 Considérations actuelles et description des connexions implantaires : 33

1.1 Généralités sur les restaurations prothétiques implantaires fixées : 33

1.1.1 Prothèse implanto-portée transvisée : 33

1.1.2 Prothèse implanto-portée scellée : 35

1.2 Complexe implant-pilier-vis : 37

1.2.1 Implants : 37

1.2.1.1 Matériaux : 37

1.2.1.2 Propriétés physiques et mécaniques du titane : 37

1.2.1.3 Formes principales d'implants : (cf figure2) 37

1.2.1.4 Col implantaire : (cf figure 3) 39

1.2.1.5 Diamètre implantaire : 39

1.2.1.6 Longueur des implants : 39

1.2.1.7 Conicité implantaire : 41

1.2.1.7.1 Conicité externe : 41

1.2.1.7.2 Conicité interne : 41

1.2.1.8 Pas de vis implantaire : 41

1.2.2 Piliers implantaires : 43

1.2.2.1 Cahier des charges d'un pilier implantaire : 43

1.2.2.2 Matériaux des piliers implantaires: 43

1.2.2.3 Types de piliers implantaires en fonction de leur procédé de fabrication : 45

1.2.3 Vis implantaires : 47

1.2.3.1 Cahier des charges d'une vis implantaire : 47

1.2.3.2 Matériaux des vis implantaires : 47

1.2.3.3 Formes et surfaces des vis : 49

1.3 Connexions implanto-prothétiques : 49

1.3.1 Connexions passives : 49

1.3.1.1 Connexions externes : 49

1.3.1.2 Connexions internes : 51
1.3.2 Connexions actives : 51
1.3.3 Connexion mixtes : 53
1.3.4 Cahier des charges d'une connexion implantaire : 53
1.3.5 Indexation : 53
1.3.6 Comparaison des différents types de connexions implantaires : (cf tableau 4) 55
1.4 Vissage du complexe implanto-prothétique : 57
1.4.1 Principe : 57
1.4.2 Précontrainte : 57
1.4.3 Facteurs influençant la précontrainte : 59
1.4.3.1 Couple de serrage : 59
1.4.3.2 Coefficient de friction : 61
1.4.3.2.1 Facteurs généraux faisant varier le coefficient de friction : 61
1.4.3.2.2 Influence des revêtements de vis sur le coefficient de friction : 63
1.4.3.2.3 Influence de la lubrification salivaire sur le coefficient de friction : 63
1.4.3.2.3.1 Pour les vis en or : 63
1.4.3.2.3.2 Pour les vis en titane : 63
1.4.3.3 Défauts d'adaptation entre les pièces : 65
1.4.3.4 Longueur de la vis : 67
1.4.3.5 Relaxation d'ancrage : 67
1.4.3.6 Dispositifs anti couple : 67
1.4.3.7 Forces exercées sur la restauration : 67
1.4.3.8 Influence du nombre de cycles d'insertion : 69
1.4.3.8.1 Etude de Keith L. Guzaitis et coll en 2011 (71) : 69
1.4.3.8.2 Etude de Ervin I. Weiss et coll en 2000 (148) : 73
1.4.3.9 Conclusion : 73
1.5 Dévissage : 75
1.5.1 Echecs en prothèse implantaire : 75
1.5.2 Définition : 77
1.5.3 Mécanisme du dévissage : 79
1.5.4 Diagnostique du dévissage : 79
1.5.5 Causes du dévissage : 81
1.5.5.1 Réglage occlusal : 81
1.5.5.2 Nombre et diamètre des implants : 81

1.5.5.3 Positionnement implantaire : 83
1.5.5.4 Forme de la connexion implantaire : 83
1.5.5.5 Stabilité de la connexion implantaire : 85
1.5.5.6 Piliers utilisés : 85
1.5.5.7 Vis implantaire utilisées : 85
1.5.5.8 Précision d'adaptation des pièces implantaires : 87
1.5.5.9 Technique de conception des pièces implantaires : 91
1.5.5.10 Effet « settling » : 91
1.5.5.11 Couple de serrage appliqué : 91
1.5.5.12 Fermeture du puit d'accès : 93
1.5.5.13 Conception prothétique : 93
1.5.5.14 Conclusion : 93
1.5.6 Conséquences du dévissage : 95
1.5.7 Eléments pour contrer le dévissage : 97
1.6 Objectifs de l'étude : 99
1.7 Hypothèses : 99
2 / Matériel et méthodes : 101
2.1 Les échantillons : 101
2.1.1 Implants : 101
2.1.2 Piliers implantaires : 103
2.1.3 Vis implantaires : 103
2.2 Protocole opératoire de l'étude : 105
2.3 Confection des échantillons : 107
2.4 Protocole de désinfection des pièces implantaires : 107
2.5 Serrage des échantillons : 109
2.6 Caractérisation des échantillons : 109
2.6.1 Microscopie Optique : 111
2.6.1.1 Zones observées au Microscope Optique sur les implants : 111
2.6.1.2 Zones observées au Microscope Optique sur les piliers implantaires : 111
2.6.1.3 Zones observées au Microscope Optique sur les vis implantaires : 111
2.6.2 Microscopie Electronique à Balayage : 113
2.6.2.1 Zones observées au Microscope Electronique à Balayage sur les implants : 113
2.6.2.2 Zones observées au Microscope Electronique à Balayage sur les piliers implantaires : 113

2.6.2.3 Zones observées au Microscope Electronique à Balayage sur les vis implantaires: 115
2.6.3 Analyse dispersive en énergie : 115
2.6.4 Analyse de l'état de surface : 117
2.7 Technique d'analyse employée dans l'étude : 123
2.7.1 Analyse au Microscope Optique : 123
2.7.2 Analyse au Microscope Electronique à Balayage: 123
2.7.3 Analyse de l'état de surface : 123
2.7.4 Analyse en tomographie 3D : 123
2.7.5 Synthèse des expérimentations : 125
3 Résultats : 127
3.1 Analyse dispersive en énergie : 127
3.1.1 EDX des implants : 127
3.1.2 EDX des piliers : 129
3.1.3 EDX des vis de piliers : 129
3.2 Analyse au Microscope Optique : 133
3.2.1 Observation des implants 1 et 2 : (cf tableau 25 et 26) 133
3.2.2 Observation des piliers 1 et 2 : (cf tableau 27 et 28) 137
3.3 Analyse au Microscope Electronique à Balayage : 141
3.3.1 Observation des implants 1 et 2 : (cf tableau 29 et 30) 141
3.3.2 Observations des piliers 1 et 2 : (cf tableau 31 et 32) 145
Pilier 1 146
3.3.3 Observations des vis de pilier 1 et 2 : (cf tableau 33, 34, 35 et 36) 149
3.4 Analyse de l'état de surface : 155
3.4.1 Evolution de l'ondulation : 155
3.4.1.1 Caractérisation des échantillons 155
3.4.1.2 Etude des paramètres d'ondulation : 155
3.4.2 Evolution de la rugosité : 159
3.4.2.1 Caractérisation des échantillons : 159
3.4.2.2 Etude des paramètres de rugosité 159
3.5 Analyse tomographique à rayons X : 163
3.5.1 Analyse des coupes xy : 163
3.5.2 Analyse des coupes zx et zy : 165
3.5.2.1 Relation vis-pilier : 165
3.5.2.1.1 Ecart fût de la vis-pilier : 165

3.5.2.1.2 Ecart tête de vis-pilier : 167
3.5.2.2 Relation pilier-implant : 171
3.5.2.3 Relation vis-implant : 171
4 Discussion 173
4.1 Influence des cycles de serrage/ desserrage sur les surfaces des éléments du complexe implant-pilier-vis : 173
4.1.1 Présence de défauts d'usinage : 173
4.1.2 Accumulation de dépôts : 173
4.1.3 Traces d'usures : 177
4.2 Influence des cycles sur le coefficient de friction et la rugosité des surfaces : 183
4.2.1 Etude de l'ondulation : 183
4.2.2 Etude de la rugosité : 185
4.3 Influence des cycles sur le repositionnement des pièces implantaires : 191
4.4 Influence des cycles de serrage/desserrage sur le couple de desserrage et la précontrainte : 193
4.5 Conclusion : 193
5 Limites / Perspectives : 197
6 Conclusion 201
Bibliographie : 203
Références bibliographiques : 203
Références bibliographiques électroniques : 213

CHEVROT David – Etude des cycles vissage/dévissage en prothèse implantaire au niveau des connexions implantaires.

Nancy 2016 : 219 pages. : 118 ill.

Th. : Chir.-Dent. : Nancy : 2016

Mots clés : Vissage/dévissage ; connexions implantaires ; étapes prothétiques ; usures des surfaces.

Résumé :

CHEVROT David – Etude des cycles vissage/dévissage en prothèse implantaire au niveau des connexions implantaires.

Th. : Chir.-Dent. : Nancy : 2016

Les prothèses sur implant font parti de l'arsenal thérapeutique que l'on peut proposer aux patients et celle-ci ne cesse d'évoluer. Lors des étapes prothétiques servant à la réalisation de ces prothèses les pièces implantaires subissent des serrages successifs.

Une étude à été réalisée pour comprendre les mécanismes d'usures qui se produisent au cours de ces cycles de serrages. Des analyses en Microscopie Optique, en Microscopie Electronique à Balayage et en Microscopie Optique Confocale des surfaces ont été réalisées entre chaque cycle. De plus une analyse en Tomographie 3D à rayons X à été réalisée après chaque serrage pour évaluer le repositionnement des pièces implantaires.

Les résultats de ces analyses montrent que toutes les pièces implantaires subissent une usure par striage de leurs surfaces. Le repositionnement des pièces implantaires est également affecté par les cycles de vissage/dévissage. Ainsi il faut limiter au maximum le nombre de cycle de serrages au cours des étapes prothétiques et de maintenances pour garantir une précontrainte optimale et un bon maintien de celle-ci.

Cette étude peut être poursuivi en utilisant plusieurs marques d'implants et dans des conditions environnementales qui se rapprochent plus de celle de la cavité buccale.

Membres du jury :

Pr JM. MARTRETTE	Professeur des Universités	Président
Dr P. DE MARCH	Maître de Conférences	Directeur
Dr P. CORNE	Assistante Hospitalière Universitaire	Co-directeur
Dr AS. VAILLANT	Maître de Conférences	Juge

Adresse de l'auteur :

CHEVROT David :

289 rue Jeanne d'Arc 54000 Nancy

UNIVERSITÉ DE LORRAINE

Faculté d'Odontologie

Jury : Président : J-M. MARTRETTE – Professeur des Universités
Juges : P. DE MARCH– Maître de Conférence des Universités
A-S. VAILLANT– Maître de Conférence des Universités
P. CORNE– Assistante Hospitalier Universitaire

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

Présentée par: **Monsieur CHEVROT David**

né(e) à: **EPINAL (Vosges)** le **3 décembre 1991**

et ayant pour titre : **« Etude des cycles vissage/dévissage en prothèse implantaire au niveau des connexions internes ».**

Le Président du jury

J.M. MARTRETTE

Le Doyen,
de la Faculté d'Odontologie

J.M. MARTRETTE

Autorise à soutenir et imprimer la thèse 9138

NANCY, le 21 AVR. 2016

Le Président de l'Université de Lorraine

P. MUTZENHARDT