

UNIVERSITE TOULOUSE III – PAUL SABATIER
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

ANNEE 2018

2018 TOU3 3076

THESE

POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement

par

Alexis VILAR

le 26 novembre 2018

LES VIS DE PILIERS EN IMPLANTOLOGIE :
Protocole d'étude des conséquences de plusieurs
vissages/dévissages sur la déformation et le couple de dévissage
des vis de piliers implantaire

Directeur de thèse : Professeur Serge ARMAND
Co-directeurs de thèse : Docteur Olivier LE GAC
 Docteur Antoine GALIBOURG

JURY

Président : Professeur Serge ARMAND
1er assesseur : Professeur Franck DIEMER
2ème assesseur : Docteur Sabine JONNIOT
3ème assesseur : Docteur Olivier LE GAC
4ème assesseur : Docteur Antoine GALIBOURG



Faculté de Chirurgie Dentaire

➔ DIRECTION

DOYEN

Mr Philippe POMAR

ASSESEUR DU DOYEN

Mme Sabine JONIOT

CHARGÉS DE MISSION

Mr Karim NASR

Mr HAMEL Olivier

Mr Franck DIEMER

PRÉSIDENTE DU COMITÉ SCIENTIFIQUE

Mme Cathy NABET

RESPONSABLE ADMINISTRATIF

Mme Muriel VERDAGUER

➔ HONORARIAT

DOYENS HONORAIRES

Mr Jean LAGARRIGUE †

Mr Jean-Philippe LODTER †

Mr Gérard PALOUDIER

Mr Michel SIXOU

Mr Henri SOULET

➔ ÉMÉRITAT

Mr Damien DURAN

Mme Geneviève GRÉGOIRE

Mr Gérard PALOUDIER

➔ PERSONNEL ENSEIGNANT

Section CNU 56 : Développement, Croissance et Prévention

56.01 ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE et ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE (Mme BAILLEUL- FORESTIER)

ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE

Professeurs d'Université : Mme BAILLEUL-FORESTIER, Mr. VAYSSE

Maîtres de Conférences : Mme NOIRRIT-ESCLASSAN, Mme VALERA, Mr. MARTY

Assistants : Mme BROUTIN, Mme GUY-VERGER

Adjoint d'Enseignement : Mr. DOMINE, Mme BROUTIN,

ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE

Maîtres de Conférences : Mr BARON, Mme LODTER, Mme MARCHAL, Mr. ROTENBERG,

Assistants : Mme YAN-VERGNES, Mme ARAGON

Adjoint d'Enseignement : Mme DIVOL,

56.02 PRÉVENTION, ÉPIDÉMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ, ODONTOLOGIE LÉGALE (Mr. HAMEL)

Professeurs d'Université : Mr. SIXOU, Mme NABET, Mr. HAMEL

Maître de Conférences : Mr. VERGNES,

Assistant: Mr. ROSENZWEIG,

Adjoints d'Enseignement : Mr. DURAND, Mlle. BARON, Mr LAGARD

Section CNU 57 : Chirurgie Orale, Parodontologie, Biologie Orale

57.01 CHIRURGIE ORALE, PARODONTOLOGIE, BIOLOGIE ORALE (Mr. COURTOIS)

PARODONTOLOGIE

Maîtres de Conférences : Mr. BARTHET, Mme DALICIEUX-LAURENCIN, Mme VINEL
Assistants : Mr. RIMBERT, Mme. THOMAS
Adjoints d'Enseignement : Mr. CALVO, Mr. LAFFORGUE, Mr. SANCIER, Mr. BARRE, Mme KADDECH

CHIRURGIE ORALE

Maîtres de Conférences : Mr. CAMPAN, Mr. COURTOIS, Mme COUSTY,
Assistants : Mme COSTA-MENDES, Mr. BENAT,
Adjoints d'Enseignement : Mr. FAUXPOINT, Mr. L'HOMME, Mme LABADIE, Mr. RAYNALDI,

BIOLOGIE ORALE

Professeur d'Université : Mr. KEMOUN
Maîtres de Conférences : Mr. POULET, Mr BLASCO-BAQUE
Assistants : Mr. LEMAITRE, Mr. TRIGALOU, Mme. TIMOFEEVA, Mr. MINTY
Adjoints d'Enseignement : Mr. PUISSOCHET, Mr. FRANC, Mr BARRAGUE

Section CNU 58 : Réhabilitation Orale

58.01 DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE, PROTHESES, FONCTIONS-DYSFONCTIONS, IMAGERIE, BIOMATERIAUX (Mr ARMAND)

DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE

Professeur d'Université : Mr. DIEMER
Maîtres de Conférences : Mr. GUIGNES, Mme GURGEL-GEORGELIN, Mme MARET-COMTESSE
Assistants : Mr. GAILLAC, Mme. RAPP, Mr. MOURLAN, Mme PECQUEUR, Mr. DUCASSE, Mr FISSE
Adjoints d'Enseignement : Mr. BALGUERIE, Mr. MALLET, Mme FOURNIER

PROTHÈSES

Professeurs d'Université : Mr. ARMAND, Mr. POMAR
Maîtres de Conférences : Mr. CHAMPION, Mr. ESCLASSAN, Mme VIGARIOS, Mr. DESTRUHAUT
Assistants : Mr. EMONET-DENAND, Mr. LEMAGNER, Mr. HENNEQUIN, Mr. CHAMPION, Mme. DE BATAILLE
Adjoints d'Enseignement : Mr. BOGHANIM, Mr. FLORENTIN, Mr. FOLCH, Mr. GALIBOURG, Mr. GHRENASSIA, Mme. LACOSTE-FERRE, Mr. POGEANT, Mr. GINESTE, Mr. LE GAC, Mr. GAYRARD, Mr. COMBADAZOU, Mr. ARCAUTE,

FONCTIONS-DYSFONCTIONS, IMAGERIE, BIOMATERIAUX

Maîtres de Conférences : Mme JONJOT, Mr. NASR, Mr. MONSARRAT
Assistants : Mr. CANCEILL, Mr. OSTROWSKI, Mr. DELRIEU
Adjoints d'Enseignement : Mr. AHMED, Mme MAGNE, Mr. VERGÉ, Mme BOUSQUET

Remerciements

A la mémoire de mes grands-parents.

A ma grand-mère Suzanne, mon modèle de bienveillance et de gentillesse. A 90 ans passés tu continues à nous régaler avec tes délicieux petits plats.

A mes parents, vous avez toujours veillé à ce que je ne manque de rien. La réussite de ce diplôme aujourd'hui c'est la vôtre, vous avez su me transmettre la valeur du travail pour triompher.

Il est temps maintenant de penser à vous et à votre future retraite. Elle sera, j'en suis sûr, remplie de bonheurs et de beaux voyages.

A mes deux frères, sur qui je sais que je pourrai toujours compter. A nos retrouvailles parisiennes que j'apprécie toujours autant à chaque fois. C'est un plaisir de vous donner une petite leçon de squash au passage.

A toute ma famille, et notamment ma famille mexicaine qui aurait aimé assister à ma soutenance. Plus particulièrement à ma tante et à ma cousine, Virtud et Paulina, qui m'ont sûrement transmis la vocation de la profession.

A mes amis d'enfance de Sainte Foy, Lucas, Hélie et Clément mes coéquipiers du GR20, mais aussi Antoine, Guillaume, Wendel et Marianne. Des amitiés depuis l'école primaire qui sont faites pour durer toute une vie.

A Anaïs, pour ton amour et notre complicité au quotidien. Tu es ma partenaire d'aventure, des Pyrénées jusqu'à l'Amazonie tu m'accompagnes et tu me rends meilleur chaque jour. Ton soutien pour chacun de mes défis est fondamental. Quel que soit le résultat de l'ECN tu seras un grand médecin j'en suis persuadé.

A ma binôme Anissa, et ta présence constante depuis la deuxième année. A nos moments passés à la fac et en dehors, on aura bien profité de la vie étudiante.

A mes amis de la fac : Francis le marathonien, Paulo et son humour inimitable, Jean-Ba ce généreux montagnard, Audrey ma correspondante odonto-pédiatrie préférée, Thomas ce bon aveyronnais, Pierre mon binôme associatif, Sophie le bisounours du groupe, Anastasia et nos Top 1, Romain mon collègue plongeur et Margot la réunionnaise. De si bons moments passés à vos côtés, et ce n'est pas près de s'arrêter. A quand notre prochain voyage ?

Mais aussi à mes amis footballeurs du dimanche, Paul, Alex, JP, Thomas, JC, Romain, Tom, Benjamin, Nicolas. Restez comme vous êtes, c'est toujours un plaisir de partager des anecdotes intellectuelles au Londres avec vous.

A Raph et mes amis nationaux que j'aimerais revoir plus souvent.

Aux Dr Emilie Miquel et Dr Pierre Christol qui m'ont accordé leur confiance dès le début de mon exercice.

A notre président du jury et directeur de thèse,

Monsieur le professeur Serge ARMAND

- Professeur des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Docteur en Sciences Odontologiques,
- Docteur d'Etat en Odontologie,
- Responsable du Diplôme d'Université d'Implantologie,
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier,

*Nous vous remercions d'avoir fait l'honneur de présider notre jury de thèse.
Nous admirons vos talents de clinicien et votre pédagogie au service des étudiants.
Nous avons beaucoup appris lors de vos enseignements au cours de nos années
d'études.*

Veillez trouver ici, toute l'expression de notre gratitude et de notre plus grand respect.

A notre jury de thèse,

Monsieur le professeur Franck DIEMER

- Professeur des Universités, Praticien Hospitalier d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- D.E.A. de Pédagogie (Education, Formation et Insertion) Toulouse Le Mirail,
- Docteur de l'Université Paul Sabatier,
- Responsable du Diplôme Inter Universitaire d'Endodontie à Toulouse,
- Responsable du Diplôme Universitaire d'hypnose,
- Co-responsable du diplôme Inter-Universitaire d'odontologie du Sport,
- Vice- Président de la Société Française d'Endodontie
- Lauréat de l'Université Paul Sabatier

*Nous sommes très honorés de vous compter parmi notre jury de thèse.
Nous apprécions votre implication et votre disponibilité auprès des étudiants.
Vos enseignements cliniques et théoriques ont été précieux pour notre apprentissage de
l'odontologie.*

Soyez assuré de notre reconnaissance et de notre plus grande estime.

A notre jury de thèse,

Madame le Docteur Sabine JONIOT

- Maître de Conférences des Universités, Praticien hospitalier d'Odontologie,
- Vice-doyen de la Faculté de chirurgie dentaire de Toulouse,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Docteur d'Etat en Odontologie,
- Habilitation à diriger des recherches (HDR),
- Lauréate de l'Université Paul Sabatier,

Nous sommes très reconnaissants de votre présence à notre jury de thèse.

Vous avez su guider notre choix pour nous orienter vers l'odontologie.

*Nous nous souviendrons de vos enseignements et de votre bienveillance tout au long de
nos études.*

Pour tout cela, soyez assurée de notre considération et de notre plus grande gratitude.

A notre co-directeur de thèse,

Monsieur le Docteur Olivier LE GAC

- Docteur en Chirurgie Dentaire
- Attaché hospitalo-universitaire
- Diplôme Universtiaire d'implantologie (Toulouse)
- Diplôme Universitaire d'expertise et réparation du dommage corporel (Toulouse)
- Diplôme Universitaire de chirurgie pré et per-implantaire (Paris XII)

Nous vous remercions d'avoir fait l'honneur d'accepter de diriger notre thèse.

Nous admirons vos talents de praticien ainsi que vos qualités humaines.

Nous avons apprécié découvrir un sujet qui nous était inconnu et y explorer tous ses aspects.

Soyez assuré de notre considération et de notre gratitude.

A notre co-directeur de thèse,

Monsieur le Docteur Antoine GALIBOURG

- Assistant hospitalo-universitaire d'Odontologie,
- Docteur en Chirurgie Dentaire,
- Master 1 : Biosanté,
- Ingénieur de l'Institut Catholique des Arts et Métiers,
- Diplôme d'Université d'Imagerie 3D,
- Diplôme d'Université d'Implantologie.

Nous vous remercions d'avoir fait l'honneur d'accepter de diriger notre thèse.

Nous avons apprécié votre disponibilité et vos qualités d'écoute.

Vos conseils ont été précieux pour nous permettre d'avancer et de progresser.

Soyez assuré de notre plus profond respect ainsi que de notre gratitude

Un remerciement particulier à Vincent Baylac et Christophe Tenailleau, avec qui nous avons collaboré au Centre Interuniversitaire de Recherche et d'Ingénierie des Matériaux (CIRIMAT).

Nous sommes très reconnaissants du temps et de l'intérêt que vous avez accordé à notre travail. Votre expertise et vos remarques ont été très appréciées et nous ont permis d'élaborer notre protocole d'étude.

Nous espérons qu'à l'avenir les collaborations entre notre faculté et votre centre se poursuivront.

Table des matières

Introduction :	14
----------------	----

PARTIE 1

I - Qu'est-ce qu'une vis de pilier implantaire ?	15
--	----

1. Localisation dans le système implantaire :	15
2. Forme de la vis	16
2.1 La tête de la vis	16
2.2 Le fût de la vis	17
2.3 Filetage de la vis	18
2.3.1 Définition	18
2.3.2 Norme ISO	18
2.3.3 Angle de l'hélice	19
2.3.4 Pas de la vis	19
2.4 Stabilité de l'assemblage par filetages :	19
3. Matériaux de la vis	20
3.1 Alliages Titane	20
3.2 Alliage Or	20
3.3 Revêtements	20

II - Comment fonctionne une vis de pilier implantaire ?	21
---	----

1. La connexion implant-prothèse : rôle de la vis de pilier	21
2. Comportement mécanique de la vis de pilier implantaire	22
2.1 Système Vis-Ecrou	22
2.2 Couple de serrage et précharge	23
2.3 Expression du couple de serrage et analyse de ses composantes	24
2.3.1 Expression de $C1$	25
2.3.2 Expression de $C2$	25
2.3.3 Expression du couple de serrage et de ses composantes	26
3. La précharge	29
3.1 Définition	29
3.2 Précharge optimale :	29
3.3 Moyens d'analyse de la précharge en odontologie :	30
3.3.1 Méthode de serrage d'après les travaux d'Hagiwara M, Ohashi N	30
3.3.2 Méthode des éléments finis :	32
3.3.3 Analyse Indirecte à la tomographie micro-informatisée (Micro CT)	33

3.4	Paramètres influençant la précharge en Odontologie :	36
3.5	Recommandations Cliniques :	41
4.	Mise en fonction : le vissage	42
4.1	Couple optimal de serrage	42
4.2	Systèmes de contrôle du couple de serrage en implantologie :	43
4.3	Précision des systèmes de contrôle du couple de serrage :	44
4.3.1	Précision des systèmes de contrôle du couple en fonction du dispositif :	44
4.3.2	Précision des systèmes de contrôle du couple de serrage en fonction du temps :	45
4.4	Protocole de vissage	45
4.4.1	Phénomène de tassement (Settling Effect)	45
4.4.2	Contamination bactérienne interne de l'implant :	46
	46
4.4.3	Recommandations Cliniques, protocole de vissage :	47
5.	Répartition des contraintes au sein du système implantaire :	48
5.1	Distribution :	48
5.2	Conséquences cliniques :	51
III - Quelles sont les complications en implantologie liées à la vis de pilier ?		52
1.	Le dévissage	52
1.1.	Définition :	52
1.2.	Incidence	53
1.3	Processus de dévissage	54
1.4	Synthèse de recommandations cliniques :	57
2	Fractures des vis de pilier	59
2.1	Définition	59
2.2	Incidence	59
2.3	Facteurs de risque	59
2.4	Point de fracture	60

PARTIE 2

Etude préalable à la proposition d'un protocole pour étudier les changements dimensionnels et le couple de desserrage des vis de piliers implantaires	61
1. Contexte	61
2. Analyse Bibliographique	61
3. Problématique	63
4. Hypothèses de travail.....	63
5. But de l'étude.....	63
6. Tests préliminaires : réflexion sur le choix des matériels et des méthodes.....	63
6.1. Etude des dimensions de la vis	64
6.2. Etude de la topographie du filetage :	65
6.3. Etude des déformations en Tomographie micro-informatisée (MicroCT) :	71
6.4. Etude du couple de desserrage :	72
6.5. Protocole de vissage.....	73
6.6. Statistiques :	73

PARTIE 3

Protocole retenu : Etude des conséquences de plusieurs vissages/dévissages sur le couple de desserrage et les déformations de la vis de pilier implantaire	74
1. But de l'étude.....	74
2. Matériel et Méthodes.....	74
3. Résultats	78
4. Analyse partielle des résultats :	80
Conclusion	81
Bibliographie	82
Iconographie	91
Annexes:	97

Introduction :

C'est en l'an 300 avant notre ère, au Proche-Orient, que l'on trouve une première preuve de l'utilisation d'une vis comme moyen d'élévation pour l'irrigation des terres. Les premiers écrits scientifiques à propos de la vis sont ensuite attribués à Archimède qui a donné son nom à la vis sans fin.

Il fallut attendre à la Renaissance pour découvrir la vis en tant que moyen de fixation dans des mécanismes comme les horloges.

A partir de la révolution industrielle, la vis telle que nous la connaissons se démocratise de façon importante dans beaucoup de pays. Les vis sont fabriquées de manière industrielle mais aucune norme internationale ne prédomine sur ses dimensions et sa fabrication.

De nos jours la recherche et le développement sur les vis continuent. Les exigences en technologie de pointe dans le domaine spatial et aéronautique obligent à l'innovation et à la performance des assemblages vissés. (1)

« La vis, de son étymologie latine « Vitis » signifiait à l'époque la vrille des plantes rampantes ou grimpantes (vitis vinifera désignait la vigne). » Wikipédia

En implantologie, la vis joue un rôle central dans la réussite du traitement puisqu'elle permet l'assemblage de l'implant endo-osseux à la future prothèse endo-buccale. Le vissage est donc une étape importante qui doit répondre à un protocole rigoureux.

Dans une première partie, ce travail a pour objectif l'étude des caractéristiques de la vis depuis sa conception jusqu'à sa mise en fonction.

Dans une seconde partie, les différentes problématiques abordées ont permis d'imaginer un protocole d'étude sur le comportement de la vis. Une étude préalable a été réalisée pour déterminer les moyens d'observation qui pouvaient être utilisés en collaboration avec un laboratoire de recherche.

Enfin, une troisième partie résume le protocole expérimental retenu et en cours de réalisation.

PARTIE 1

I - Qu'est-ce qu'une vis de pilier implantaire ?

1. Localisation dans le système implantaire :

En implantologie, les vis qui sont utilisées sont des vis d'assemblage, elles permettent de solidariser les différents éléments : Implant, suprastructure (ou pilier), prothèse.

Au préalable, l'implant est vissé dans l'os où il est biologiquement intégré.

Ensuite, on distingue 3 cas différents schématisés par les figures 1 à 3 en suivant :

- Dans le premier cas (figure 1), la couronne est solidaire de la suprastructure. La vis vient alors à travers la couronne pour la fixer à l'implant.
- Dans le second cas (figure 2), la vis vient assembler la suprastructure à l'implant. La prothèse est ensuite scellée ou collée secondairement à la suprastructure.
- Dans le troisième cas (figure 3), une première vis vient assembler la suprastructure à l'implant, puis une seconde vis vient fixer la prothèse à la suprastructure.

Le travail de cette thèse portera essentiellement sur les vis de piliers implantaires.



Figure 1 : L'ensemble prothèse et suprastructure est transvissée à travers la couronne directement à l'implant



Figure 2 : La suprastructure est vissée à l'implant. La prothèse est secondairement scellée

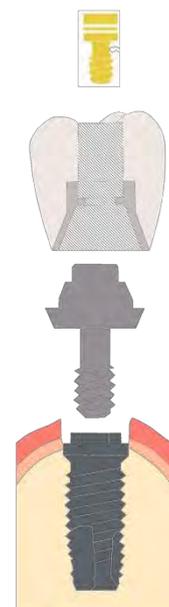


Figure 3 : La première vis assemble l'implant et la suprastructure. La deuxième vis fixe la prothèse à la suprastructure

2. Forme de la vis

Malgré une grande variété de systèmes implantaires on observe classiquement quatre parties distinctes au sein d'une vis de pilier (figure 4) : (2)

1. La tête de la vis
2. Le col de la vis
3. Le fût lisse de la vis
4. La partie filetée de la vis



Figure 1 Les différentes parties d'une vis de suprastructure implantaire

2.1 La tête de la vis

La tête de la vis joue un rôle primordial pour l'assemblage des parties puisque c'est elle qui maintient une partie de la pression. Son aménagement interne accueille l'outil de serrage (tourne vis ou clé) qui permet de mettre en position la vis.

Le design de la tête de la vis a évolué avec les systèmes implantaires, on constate maintenant un puit ayant une forme géométrique (hexagonal principalement) à la place de la rainure accueillant un tourne vis plat autrefois.

Cette forme permet au système de vissage de se fixer plus facilement afin d'appliquer le couple de serrage sans endommager la tête de la vis. Cependant la hauteur de la tête de la vis sera plus grande et épaisse que dans le cas des vis à rainure (figure 5). (3)

La plupart des systèmes implantaires possèdent leur tournevis et leur vis spécifique. La forme de la tête doit correspondre à l'aménagement au sein du pilier implantaire ainsi qu'au taraudage interne de l'implant.



Figure 2 : Différentes formes de tête de vis

Le col de la vis :

On observe au sein des systèmes implantaires des designs différents au niveau du col de la tête de la vis (figure 6). La morphologie de ceux-ci doit s'adapter à l'aménagement interne du pilier. Elle jouera un rôle sur la pression exercée sur le pilier ainsi que sur les coefficients de frottements.



Figure 3 Différentes formes de col de vis

2.2 Le fût de la vis

Le fût de la vis fait suite à la tête de la vis, il s'agit d'une partie cylindrique lisse dont la longueur dépend de l'aménagement des systèmes implantaires.

2.3 Filetage de la vis

Le filetage de la vis, qui suit le fût lisse va venir en contact étroit avec le taraudage interne de l'implant. C'est celui-ci qui va permettre la majorité de l'allongement de la vis pour générer la tension nécessaire au maintien des structures entre elles. (4)

2.3.1 Définition

« Le filetage d'une vis correspond à une gorge hélicoïdale qui s'enroule autour d'un cylindre ou d'un cône de révolution, extérieur (vis, goujon) ou intérieur (écrou, taraudage). »(5)

La forme de la section de cette rainure peut être triangulaire, trapézoïdale ou ronde. Le filetage de la vis permet de transformer un mouvement de rotation en une translation qui effectuera l'assemblage des pièces.

2.3.2 Norme ISO

La normalisation internationale des filetages (ISO) permet de préciser :

- La représentation des filetages,
- Leur définition,
- Les classes de qualité
- Les tolérances à appliquer aux critères d'interchangeabilité. (5)

Dans la norme ISO la section du filetage correspond à un triangle équilatéral (angle 60°) dont un côté est parallèle à l'axe du filetage. La hauteur en rapport à ce côté du triangle partage l'angle du sommet en deux angles égaux de 30° .

On appelle cette forme géométrique le triangle générateur, il s'enroule autour du cylindre pour former le filetage. (5)

Il s'agit de la valeur d'angle la plus utilisée dans l'industrie mais aussi en implantologie pour les vis de pilier.

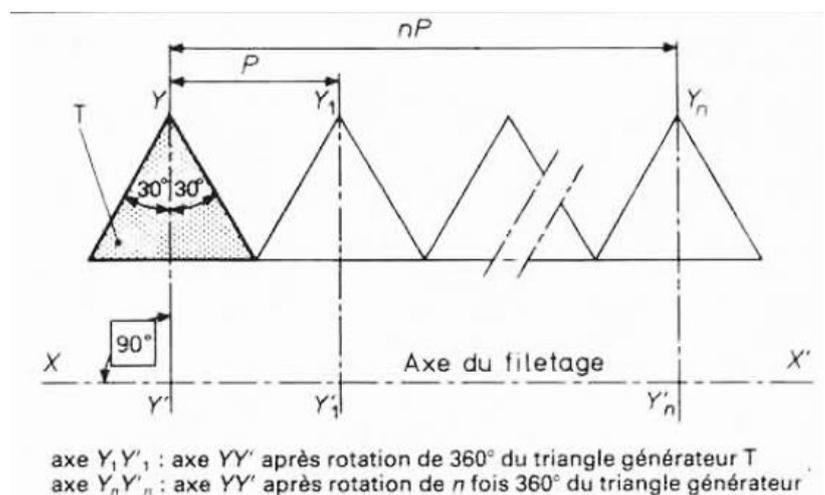


Figure 4 Triangle générateur du filetage

2.3.3 Angle de l'hélice

Le filetage s'enroule autour du cylindre suivant un angle β que l'on appelle l'angle de l'hélice ou bien angle d'inclinaison de l'hélice.

Il est formé par la tangente à l'hélice prise sur la surface du cylindre et un plan perpendiculaire à l'axe passant par le point de tangence comme le montre le schéma suivant.

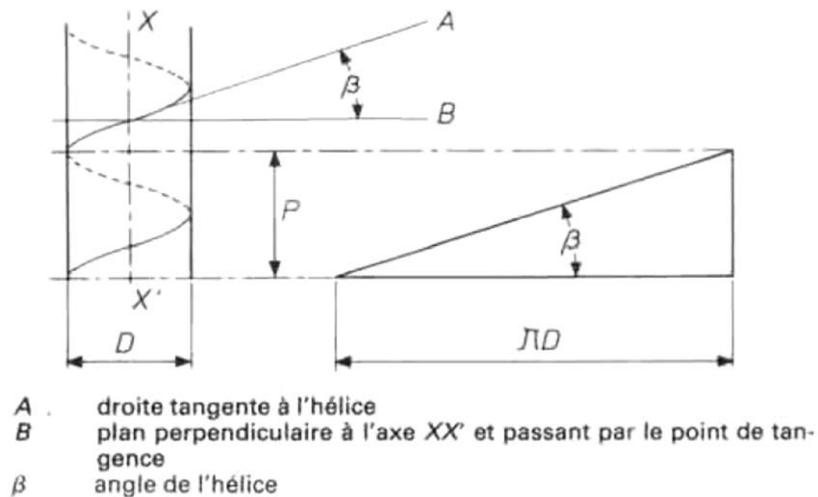


Figure 5 Angle d'hélice

2.3.4 Pas de la vis

Le pas de la vis est la distance parcourue en translation lorsque la vis effectue un tour complet selon son grand axe. Il dépend de l'angle d'hélice ainsi que du diamètre nominal.

2.4 Stabilité de l'assemblage par filetages :

La stabilité de l'assemblage se réalise par le contact entre le filetage de la vis et celui de l'implant. Seule l'arête supérieure du filet de la vis sera en contact dans un assemblage vissé.

On observe un espace entre l'arête inférieure et l'implant, ce jeu peut être à l'origine d'un desserrage lors de sollicitations mécaniques.

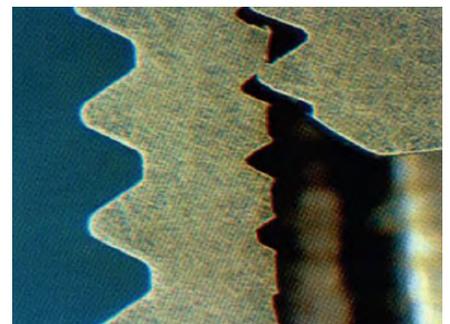


Figure 6 Contact avec l'arête supérieure de la vis

3. Matériaux de la vis

Le matériau utilisé dans la fabrication de la vis est un facteur important qui modifie ses performances. Il détermine le module d'élasticité ainsi que le point de rupture de la vis. Le module d'élasticité est notamment relié à la tension que la vis est capable de réaliser sans se déformer de façon irréversible. Si les vis en or ont été largement utilisées dans le temps, on remarque aujourd'hui que des alliages de titane sont plutôt préférés par les praticiens et fabricants.

3.1 Alliages Titane

Il s'agit du matériau le plus utilisé dans la fabrication des vis de pilier. C'est un matériau qui génère moins de précharge pour un couple donné par rapport aux autres matériaux.

Après l'application du couple voulu, le titane offrirait uniquement des propriétés élastiques pour les vis de piliers. Elles peuvent donc être utilisées plusieurs fois car il n'y aurait pas de déformation irréversible. (6)

3.2 Alliage Or

Il existe également des vis en alliage d'or. Les propriétés du matériau permettent de réduire la friction du filetage avec l'implant durant le serrage.

On obtient ainsi une plus grande précharge pour un couple donné par rapport à un alliage de titane.

Cependant les vis en or subissent une déformation plastique durant leur vissage, ce qui réduit leur utilisation à un seul vissage. (6)

3.3 Revêtements

Afin de réduire d'avantage les contraintes de frictions, une couche de revêtement sec a été appliquée aux vis d'assemblage. On remarque par exemple que le système TorqTite (Nobel Biocare) et Gold-tite (Implant Innovations) possèdent une couche de carbone proche du téflon sur des vis en alliage titane avec une réduction du coefficient de friction.

Ces éléments montrent une précharge efficace atteinte avec des vis en titane à un coût moins élevé que pour des vis en Or. (2)

II - Comment fonctionne une vis de pilier implantaire ?

1. La connexion implant-prothèse : rôle de la vis de pilier

La connexion implant-prothèse est un déterminant important de la réussite d'un traitement implantaire. (7)

Le pilier implantaire réalise la connexion entre l'implant endo-osseux et la prothèse implantaire endobuccale, il s'agit d'un élément central dont les objectifs et impératifs sont divers : prothétiques, biomécaniques et biologiques notamment.

Quel que soit le type de connexion (interne ou externe), le pilier s'ajuste à l'aménagement de l'implant. Cet encastrement assure la stabilité du système en limitant le mouvement entre le pilier et l'implant. (8)

Le rôle de la vis de pilier est de maintenir cette connexion fixe et stable dans le temps. Elle permet de pérenniser la connexion Implant-pilier.



Figure 7 : Le rôle central de la vis : pérenniser la connexion Implant-Pilier

2. Comportement mécanique de la vis de pilier implantaire

2.1 Système Vis-Ecrou

L'Assemblage de l'implant au pilier se fait par l'intermédiaire d'une vis. Celle-ci effectue un effort de serrage qui va permettre de solidariser les pièces entre elles.

Ce système s'apparente à celui d'une vis et d'un écrou selon la figure 11 en suivant : (9)

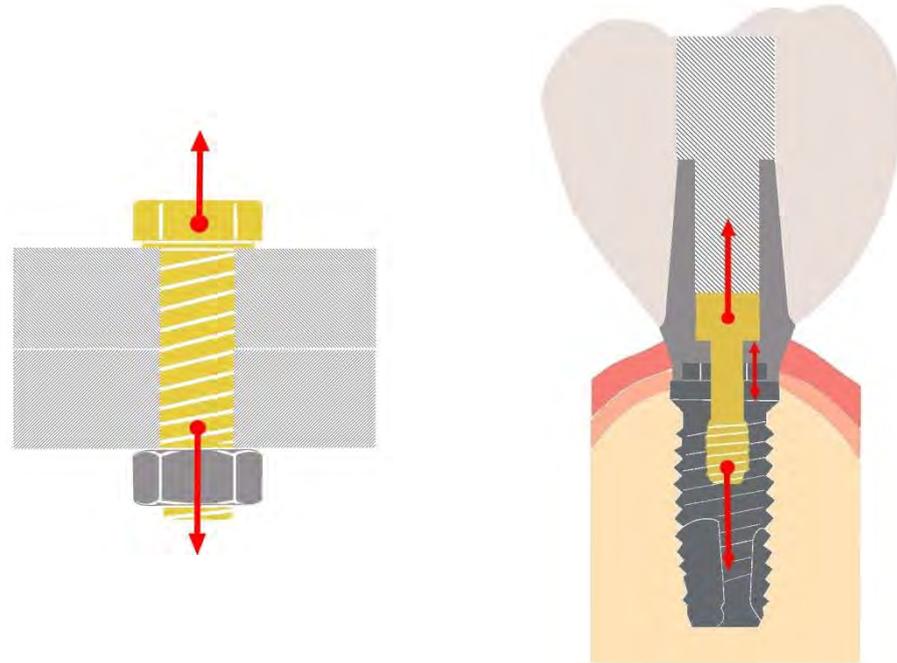


Figure 8 : Analogie d'un système vis-écrou avec un système implantaire.

Lorsque la vis est serrée la pièce prothétique est comprimée, la vis se déforme et s'allonge pour se mettre en tension.

Elle est maintenue en fonction grâce aux surfaces de contact filetage de la vis/taraudage interne de l'implant et tête de la vis/pièce prothétique.

2.2 Couple de serrage et précharge

Notion de couple :

En mécanique, le couple désigne une résultante de forces qui met en rotation un solide autour d'un axe. Il est exprimé en Newton mètre (N.m).

Le couple est ainsi nommé en raison de la façon dont on obtient ce mouvement : un bras qui tire, un bras qui pousse, les deux forces étant égales et opposées mais dont le moment total est non nul.(10)

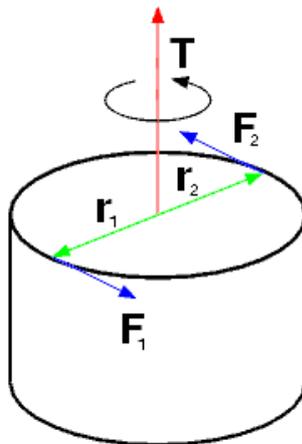


Figure 9 La flèche T représente le couple, F1 et F2 étant les deux forces égales et opposées. Le solide est mis en rotation selon l'axe de la flèche rouge

En Odontologie, pour réaliser un assemblage des différents éléments, on applique un couple de serrage sur la vis à l'aide d'une clé ou d'un tournevis. (9)

Le couple de serrage initial se distribue en plusieurs composantes : (4)

Le couple utile, qui permet la mise sous tension des éléments entre eux. Il y a déformation de la vis qui s'allonge et les pièces assemblées sont comprimées.

Il s'agit de la composante la plus intéressante car elle détermine la tenue des parties, limite le basculement et assure une étanchéité au système.

Le couple qui sert à vaincre les **frottements des éléments** : notamment des filets de la vis et de l'implant entre eux ainsi que des frottements entre la tête de la vis et le pilier/prothèse.

Notion de précharge :

La précharge, exprimée en Newton (N) désigne la force de serrage des pièces entre elles. Il s'agit de la tension obtenue dans la vis due à son allongement après application du couple de serrage. (11)

Cette composante sera détaillée dans le paragraphe 3 en suivant.

2.3 Expression du couple de serrage et analyse de ses composantes

Dès lors qu'un couple de serrage est appliqué à la vis pour la mettre en tension, un couple résistant égal de signe opposé est créé par le contact entre le filetage de la vis et celui de l'implant ainsi que celui de la tête de la vis avec la pièce prothétique. (9)

Le couple de serrage est exprimé de la manière suivante :

$$C = C_1 + C_2$$

Avec :

C_1 représentant le couple dû aux forces de contact entre le filetage de la vis et celui de l'implant

C_2 représentant le couple dû aux forces de contact entre la tête de la vis et celui de la pièce prothétique ou pilier.

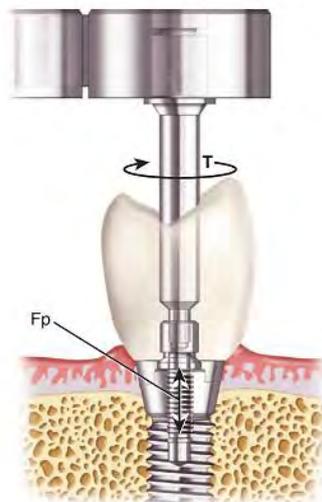


Figure 10 Le couple est appliqué la vis de pilier qui provoque la tension de la vis

2.3.1 Expression de C_1

D'après J. Guillot en 2007 (4)

$$C_1 = Q \cdot r_m \cdot \tan(\alpha + \varphi_1) \quad (1)$$

Avec

Q force de serrage des pièces,

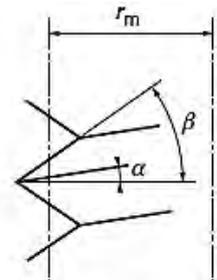
r_m rayon moyen du filet,

α angle moyen de l'hélice,

φ_1 angle de frottement fictif tel

$$\text{que } \tan \varphi_1 = f_1 = \frac{f}{\cos \beta}$$

f coefficient de frottement vis / pièce



α angle moyen de l'hélice
 β demi-angle au sommet du filet de vis

Figure 11 Définition du rayon moyen et des angles du filetage

2.3.2 Expression de C_2

$$C_2 = Q \cdot \rho_m \cdot f_2 \quad (2)$$

Avec :

Q force de serrage des pièces

f_2 coefficient de frottement pièce/vis,

ρ_m rayon moyen de la zone de contact

2.3.3 Expression du couple de serrage et de ses composantes

D'après les deux expressions (1 et 2) précédentes on obtient donc le couple de serrage :

$$C = Q \cdot r_m \cdot \tan(\alpha + \varphi_1) + Q \cdot \rho_m \cdot f_2 \quad (3)$$

Une simplification de l'équation est obtenue en exprimant que les angles α et φ_1 sont petits et en introduisant le pas du filetage on obtient :

$$C = Q \left(\frac{P}{2\pi} + f_1 r_m + f_2 \rho_m \right) \quad (4)$$

Avec :

Q force de serrage des pièces,

P : Pas du filetage $P = \pi d_2 \tan \alpha$

r_m rayon moyen du filet,

α angle moyen de l'hélice,

φ_1 angle de frottement fictif tel que $\tan \varphi_1 = f_1 = \frac{f}{\cos \beta}$

f_1 coefficient de frottement vis / pièce,

f_2 coefficient de frottement pièce/vis

ρ_m rayon moyen de la zone de contact

A l'aide de la dernière équation (4) on distingue plusieurs éléments : (4)

- $Q \frac{P}{2\pi}$: couple qui réalise la mise en tension des éléments et assure le serrage des pièces assemblées, il s'agit du couple utile.
- $Q f_1 r_m$: couple qui sert à vaincre les frottements des filets de l'implant sur la vis
- $Q f_2 \rho_m$: couple qui sert à vaincre les frottements de la tête de la vis sur la pièce

Analyse des composantes :

Le couple utile permettant de réaliser la mise en tension des éléments : $Q \frac{P}{2\pi}$

avec **P** : Pas du filetage $P = \pi d_2 \tan \alpha$

Il dépend :

- De la précharge ou force de serrage des pièces Q
- De l'angle d'hélice α
- Du diamètre sur flancs d_2

Le couple qui sert à vaincre les frottements des filets de l'implant sur la vis $Q f_1 r_m$:

Il dépend :

- De la précharge ou force de serrage des pièces Q
- Du coefficient de frottements entre les filets f_1
- Du rayon moyen sur flancs r_m

Le couple qui sert à vaincre les frottements de la tête de la vis sur la pièce $Q f_2 \rho_m$:

Il dépend :

- De la précharge ou force de serrage des pièces Q
- Du coefficient de frottements entre la tête de la vis et la pièce f_2
- Du rayon moyen de la zone de contact de la tête de la vis ρ_m

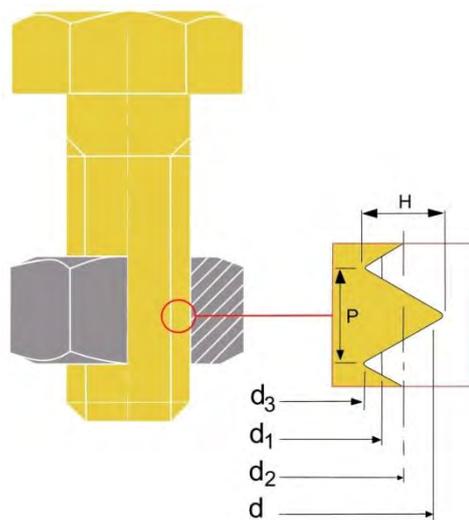


Figure 12 Les diamètres de la vis et de son filetage

Conclusions de l'analyse de l'expression algébrique du couple de serrage :

Dès lors que l'on applique un couple de serrage, une partie de la force exercée servira à vaincre les frottements de la vis sur son support.

L'expression algébrique montre que la précharge est proportionnelle à la force donnée au couple, cependant il ne faudra pas dépasser certaines limites physiques de déformation de la vis (risque de rupture).

Les couples qui servent à vaincre les frottements sont dépendants de leur coefficient de frottement. Ceux-ci sont fonction des types de matériaux utilisés ainsi que leur état de surface (microrugosités).

Il existe une méthode qui consiste à appliquer un revêtement à la vis pour essayer de les réduire.

Ces revêtements seront abordés plus loin dans ce travail.

Le pas de la vis augmente avec la précharge. Cependant celui-ci est directement lié au diamètre de la vis.

Il ne sera pas déterminant, en effet on remarque qu'il intervient à la fois dans la précharge mais aussi dans le couple servant à vaincre les frottements du filet.

Le couple servant à vaincre les frottements de la tête de la vis peut être réduit en diminuant le rayon moyen de contact. Cela explique notamment les évolutions du design des vis vers une base de la tête angulée et non plus perpendiculaire.

SYNTHESE

Plusieurs moyens peuvent être mis en œuvre pour réduire les coefficients de frottement et augmenter la précharge :

- Le design de la tête de la vis
- Les revêtements de la vis
- Les propriétés et états de surface des matériaux utilisés

3. La précharge

3.1 Définition

Après application du couple de serrage, la vis se déforme de façon réversible pour se mettre en tension et fournir la précharge.

Cette précharge (exprimée en Newton N) est donc la force qui réalise la mise en tension des éléments et assure le serrage des pièces assemblées.

En suivant, il sera premièrement développé les méthodes d'analyse et de calcul de la précharge, puis secondairement les paramètres qui influent sur la précharge dans le cas de l'implantologie dentaire.

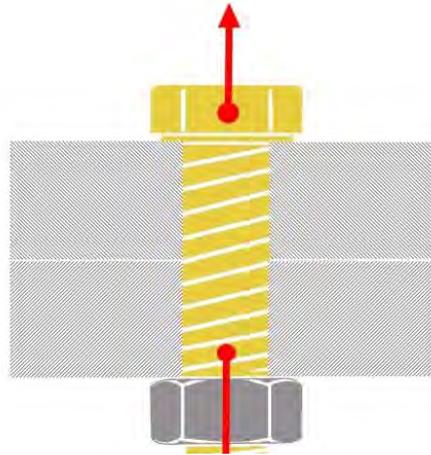


Figure 13 Les sollicitations d'un assemblage vissé

3.2 Précharge optimale :

Il a été démontré par des modèles théoriques que pour assurer la protection de la connexion et pour maximiser la résistance à la fatigue, la valeur de la précharge doit correspondre à 60% à 75% de la limite d'élasticité de la vis. Cette limite correspond au point à partir duquel les déformations passent de réversibles à irréversibles.

Elle dépend du matériau à partir duquel la vis est fabriquée. (12) (13) (14)

3.3 Moyens d'analyse de la précharge en odontologie :

3.3.1 Méthode de serrage d'après les travaux d'Hagiwara M, Ohashi N

Cette méthode de vissage émane des travaux des ingénieurs Hagiwara M et Ohashi N, notamment de leur article paru en 1994 : « A New Tightening Technique for Threaded Fasteners ». (15)

Ces auteurs sont régulièrement cités dans la littérature scientifique, y compris en odontologie dans les études qui abordent le vissage des piliers implantaires.

Il s'agit d'une technique intéressante car elle permet d'évaluer la précharge appliquée à l'assemblage de façon pratique.

Elle s'articule selon les étapes suivantes : (15)

- 1 – Choix d'une des méthodes de vissage et estimation de la valeur de couple voulue
- 2 – Vissage jusqu'à cette valeur et enregistrement du couple maximal utilisé lors du serrage T_{fS} (couple de serrage maximal)
- 3 - Dévissage en respectant un certain angle $\Delta\theta$ et enregistrement du couple maximal durant le desserrage $|T_{fU}|$ (couple de desserrage maximal)
- 4 - Estimation de la précharge initiale avec T_{fS} et $|T_{fU}|$ par l'équation suivante :

$$F_{fS} = \frac{\pi}{P} (T_{fS} - |T_{fU}|)$$

Avec :

F_{fS} : Estimation de la précharge appliquée lors du serrage au couple initial

P : Pas du filetage de la vis

T_{fS} : Couple maximal lors du serrage

T_{fU} : Couple maximal lors du desserrage

Cette équation est obtenue par les auteurs après simplification des termes de l'équation du couple de serrage (détaillée précédemment).

5 - Si l'estimation F_{fS} de la précharge est satisfaisante (voir précharge optimale plus haut), la vis est repositionnée à sa place en respectant l'angle $\Delta\theta$ précédent ainsi que le couple initial.

6 - Si l'estimation F_{fS} de la précharge n'est pas satisfaisante, une nouvelle valeur initiale de couple ou d'angle sera choisie et le processus sera recommencé depuis l'étape 2.

Le diagramme suivant schématise les différentes étapes de vissage et dévissage lors de la réalisation de cette technique. (15)

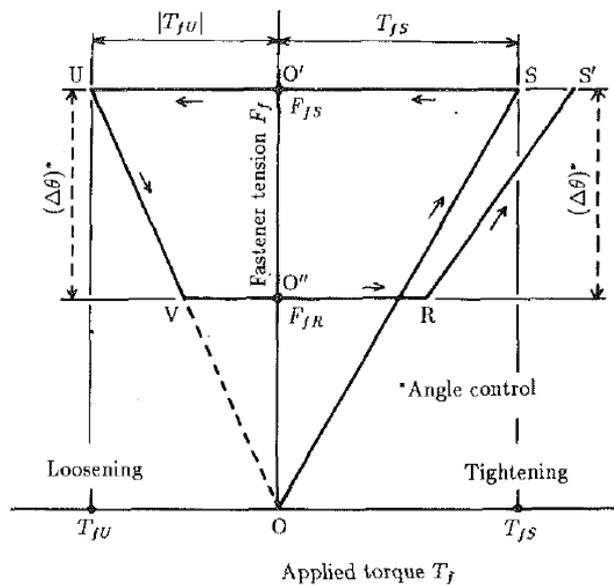


Figure 14 Procédure de vissage/dévissage

Cette technique de vissage et dévissage permet à l'opérateur d'évaluer la précharge de la vis et d'en étudier le comportement.

Cependant elle nécessite l'enregistrement du couple maximal de serrage ainsi que du couple maximal de desserrage le plus précisément pour le calcul de la précharge. Ces valeurs sont obtenues par différents dispositifs dont les tournevis dynamométriques électroniques, des jauges de couples électroniques ou bien mécaniques.



Figure 16 Jauge de couple électronique (Omega, 2018)



Figure 15 Jauge de couple mécanique à aiguille (Tohnichi, 2018)

3.3.2 Méthode des éléments finis :

La méthode des éléments finis appartient au domaine des mathématiques appliquées. Elle permet de matérialiser numériquement le comportement mécanique, thermique ou dynamique d'un solide ou d'un assemblage de solides en faisant appel à une modélisation.

C'est une technique intéressante car avec une seule pièce modélisée il est possible de tester divers paramètres et les résultats sont plus ou moins immédiats.

L'implant, la suprastructure et la vis peuvent être modélisés et être analysés par la méthode des éléments finis. La précharge, la répartition des contraintes peuvent alors être étudiés en faisant varier certains paramètres comme les matériaux, l'ajustement des pièces, les frottements, la température. (16)

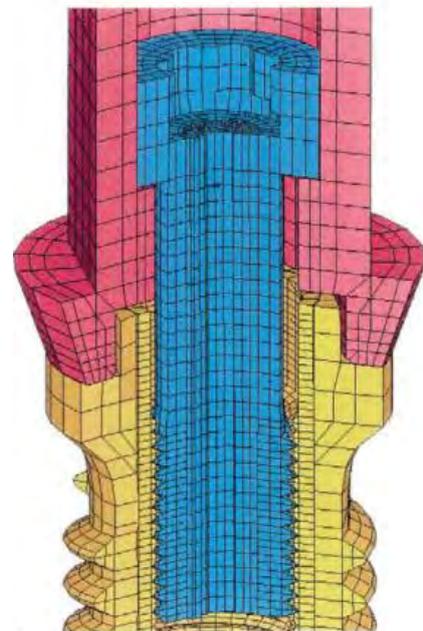


Figure 17 Exemple de modélisation 3D lors de l'utilisation de la méthode des éléments finis

3.3.3 Analyse Indirecte à la tomographie micro-informatisée (Micro CT)

La tomographie micro informatisée (ou microtomographie à rayons X ou encore microCT) est une technique d'imagerie radiographique tridimensionnelle. A la manière d'un scanner (TDM) d'hôpital elle réalise des coupes radiologiques dans les 3 plans de l'espace mais avec une résolution plus importante.

L'Analyse au micro CT a fourni de nombreuses applications dans la recherche en odontologie. Elle permet la réalisation d'images à très haute résolution permettant notamment des examens quantitatifs mais aussi qualitatifs des tissus dentaires et osseux.(17)

Le complexe implant, pilier et vis peut être analysé au micro CT pour obtenir des coupes des différents éléments assemblés. A l'aide de ces coupes, il est possible de mesurer l'élongation de la vis lorsqu'elle est serrée dans l'implant.

De cette mesure peut se calculer la précharge via la Loi de Hooke énoncée plus bas.(18)

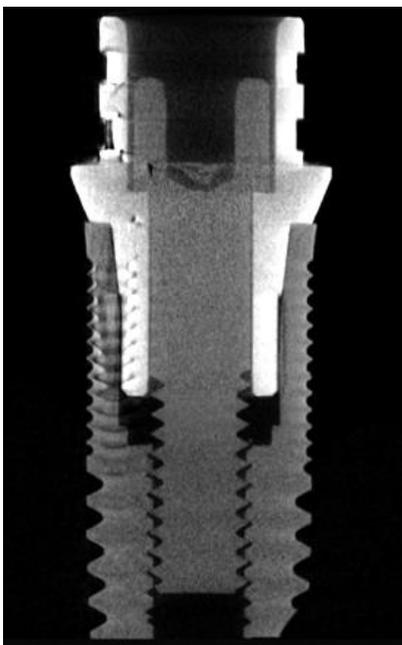


Figure 18 Exemple d'une coupe obtenue par micro tomographie informatisée



Figure 19 Dispositif de Micro tomographie informatisée

Calcul de la précharge : Loi de Hooke

L'utilisation normale d'une vis explore sa propriété élastique (couple recommandé). Après application du couple de serrage, la vis se déforme de façon réversible pour se mettre en tension et fournir la précharge. Lorsqu'elle est desserrée, elle reprend sa forme initiale comme dans le cas d'un ressort.

La loi de Hooke permet de modéliser le comportement des solides élastiques auxquels on applique des contraintes. On retrouve une courbe linéaire de la déformation en fonction des contraintes.

On peut ainsi écrire : (19)

$$\text{Loi de Hooke : } \mathbf{F} = \mathbf{k} \cdot \Delta \mathbf{l}$$

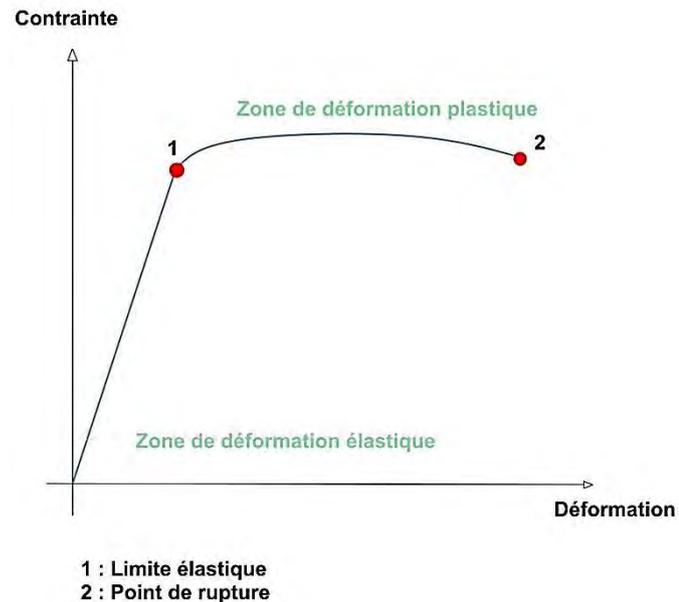


Figure 20 Courbe schématique du comportement d'un solide

La force de traction ou de compression est proportionnelle à l'allongement du solide, ou la constante k est en fait la raideur du solide. Il s'agit de la loi des ressorts.

Dans le but de s'affranchir de la forme de la pièce, notamment de ses dimensions, on divisera la force F par l'aire A de la section droite de la pièce, on appelle ce ratio contrainte σ .

On divise également l'allongement Δl par la longueur initiale l_0 pour avoir un rapport et obtenir l'allongement relatif ε . (19)

$$\text{On écrit alors : } \sigma = \frac{F}{A} \quad \text{et} \quad \varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0} = \frac{l - l_0}{l_0}$$

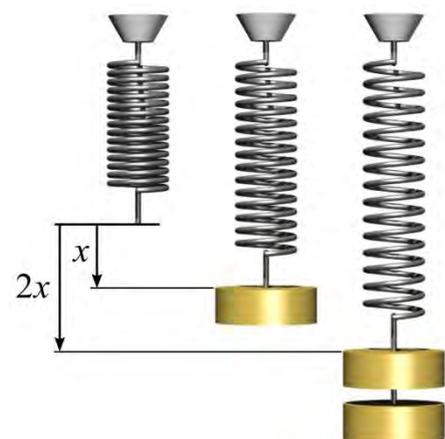


Figure 21 Schématisation du comportement d'un ressort en fonction de la tension appliquée

Dans le cas de solides isotropes élastiques, E le module de Young ou module d'élasticité est l'équivalent de la raideur du ressort.

La loi de Hooke devient alors :

$$\sigma = E \cdot \varepsilon \quad \text{D'où} \quad \frac{F}{A} = E \cdot \frac{\Delta l}{l_0}$$

$$\text{On déduit alors :} \quad F = \frac{E \cdot \Delta l \cdot A}{l_0}$$

Avec :

- F : Force ou tension générée dans le solide = Précharge exprimée en N
- A : Aire de la section droite du solide exprimée en m^2
- E : Module d'élasticité ou module de Young du matériau constituant le solide exprimée en Pa
- Δl : Elongation du solide
- l_0 : Longueur initiale du solide

3.4 Paramètres influençant la précharge en Odontologie :

- Coefficients de frottements :

Comme vu précédemment par la formule d'expression du couple de serrage, la précharge sera fonction des coefficients de frottement entre les pièces.

Par la méthode des éléments finis, des études confirment que la diminution des coefficients de frottements augmente significativement la précharge. (20)

En Implantologie, l'utilisation de vis avec revêtement et lubrifiant sur les filetages de la vis et celui à l'intérieur de l'implant va nous permettre de réduire les coefficients de frottement. (12)

Des études récentes montrent l'importance des revêtements qui diminuent l'abrasion des pièces permettant de réduire la perte de la précharge pour réaliser un maintien plus efficace de l'assemblage dans le temps. (21) (22) (23)

L'utilisation de lubrifiant permet de réduire les coefficients de frottements et donc la réduire la perte de précharge. La fatigue de la pièce sera moins importante malgré les contraintes plus élevées exercées sur le filetage de la vis. (24) (25) (26)

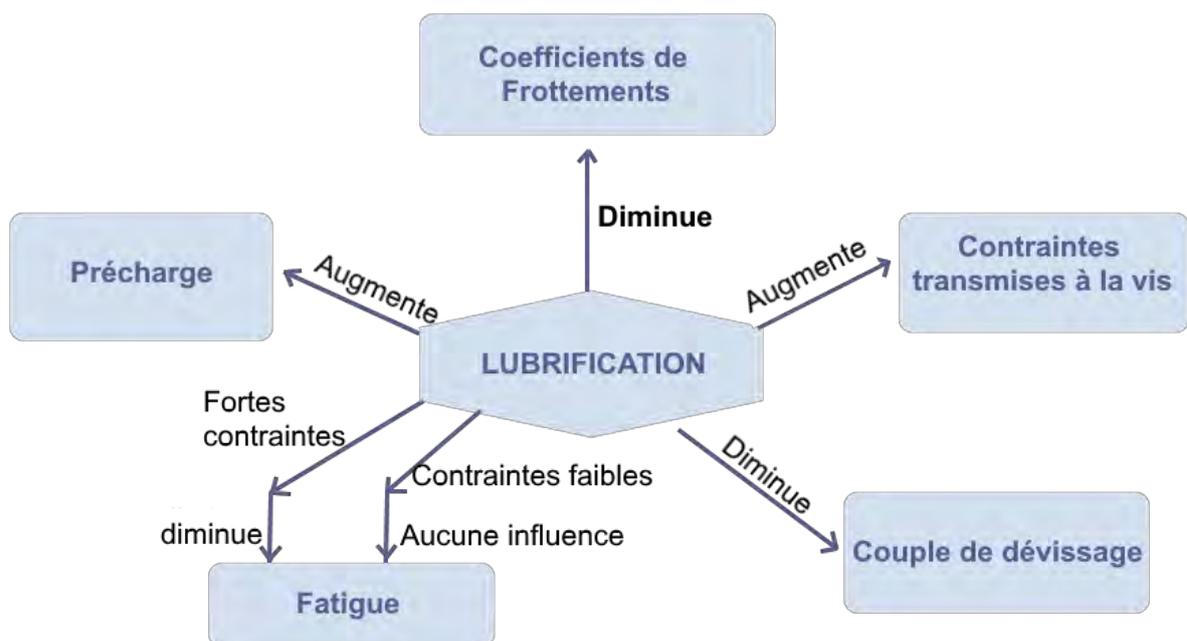


Figure 22 Relation entre la lubrification et la fiabilité de l'assemblage implantaire

- Design de la vis : longueur, diamètre, tête de la vis

Conicité de la tête : La conicité de la tête de la vis va permettre une perte de la précharge moins importante que les vis à tête plate. Les systèmes ont donc évolué vers un design de vis plutôt conique ces dernières années. (27) (28)



Figure 24 Vis à tête plate



Figure 23 Vis à tête conique

Diamètre de la vis : Le diamètre de la vis, et de la suprastructure influe également sur la précharge. Une largeur plus importante sera effectivement un paramètre permettant de réduire le dévissage.(29) (30) (31)

Longueur : D'après *Yeo en 2014* (32) La longueur de la vis de pilier n'a pas eu d'effet significatif sur le desserrage des vis sous contrainte thermique. D'après les résultats de cette étude, les changements quotidiens de température dans la cavité buccale peuvent n'avoir aucune influence négative sur l'intégrité d'un joint implant-pilier lorsqu'au moins trois filets et demi d'une vis de pilier sont enclenchés.

Filetage de la vis : Le filetage de la vis va jouer un rôle dans la précharge puisqu'il est le principal acteur de la tension de la vis. Cependant dans un filetage de type ISO à 30° on constate que la répartition d'une grande partie de la charge se fait sur les premiers filets. Par conséquent, le nombre de filets n'excède pas souvent deux fois le diamètre de la vis. (11)

- Matériaux :

Les matériaux utilisés pour la fabrication de la vis seront déterminants pour ses performances. Ils déterminent le module d'élasticité ainsi que le point de rupture.

Il s'agit de trouver un compromis entre une élasticité importante pour générer une précharge efficace et un point de rupture élevé pour éviter les fractures.

Bien que les résistances des différents grades de titane soient radicalement différentes, le module d'élasticité est similaire pour les grades 1 à 4. Par conséquent, la contrainte de la vis de pilier est similaire pour chaque qualité de titane, mais la charge de sécurité relative à la rupture est différente. L'alliage de titane (grade 5) a un module d'élasticité légèrement plus élevé. (33)

Plusieurs études de la littérature tendent à orienter le choix du praticien vers des vis en alliage de titane (Grade 5 TA6V4) ou d'or-palladium avec un revêtement. (23)(34)

Comme vu plus haut les revêtements en Carbone ou Or pur permettent d'augmenter la précharge pour un même couple de serrage.

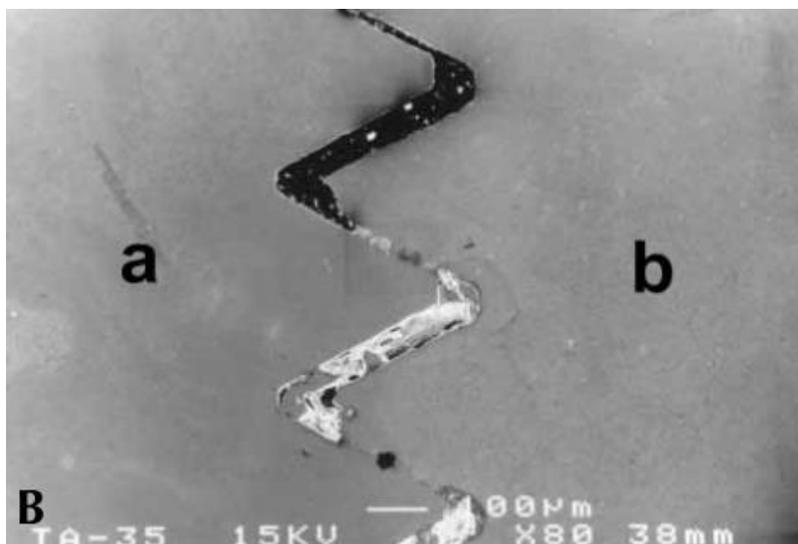


Figure 25 Interface entre la vis et l'implant

- Temps :

La perte de précharge en fonction du temps est traitée plus loin dans cette thèse, au paragraphe 3 portant sur les moyens de vissage.

- Connectiques implantaies :

Ajustement des pièces :

Lors de l'usinage des implants et des pièces prothétiques, les fabricants ont toujours une tolérance technique. Un implant donné par exemple pour 3mm de diamètre sera en réalité compris entre 2,99mm et 3,01mm.

Par conséquent, un implant plus étroit (valeur au seuil minimal de tolérance) avec un pilier plus large (valeur maximale de tolérance) ne seront pas ajustés correctement.

Cette mauvaise adaptation (« *Misfit* » en anglais) des pièces va permettre un jeu rotationnel.

Plus l'ajustement des composants est précis (tolérance technique faible), moins la vis de pilier est sollicitée.

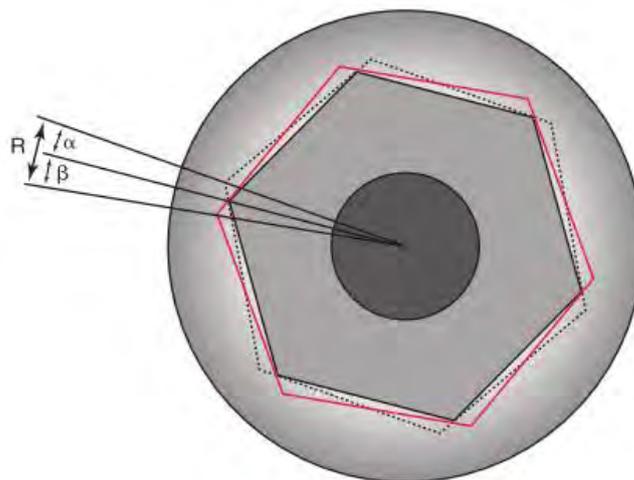


Figure 26 Représentation du jeu rotationnel du au mauvais ajustement des pièces

L'ajustement des pièces dans le sens vertical sera aussi primordial. Les assemblages ayant une interface instable diffusent plus de contraintes sur la vis de pilier.

Des essais mécaniques de l'étude de *Binon* suggèrent une corrélation directe entre la tolérance de la dimension des plateformes en contact et la stabilité de la vis de pilier. (35)

Ainsi, pour limiter les phénomènes de tassement lors du vissage (expliqué plus loin), les piliers, implants et pièces sont préférablement usinés plutôt que coulées en cire perdue. Les micro-irrégularités à leur surface sont à l'origine d'une perte de précharge. (36)(37)(38)(39)(40)

Types de connexion :

Plusieurs revues de la littérature indiquent que la connexion interne de type conique permet de maintenir une précharge plus importante. Cette connexion conduit à de meilleurs résultats en termes d'ajustement des piliers et de stabilité des joints (41) (42)

Caractéristiques de la connexion :

Une étude de Boggan et al de 1999 (43) décrit l'influence du diamètre et de la hauteur de l'hexagone externe de la connexion sur les forces qui sont transmises à la vis de pilier.

Cette étude fait apparaître qu'un diamètre plus important et une connexion avec une hauteur d'un minimum de 1mm serait nécessaire pour potentialiser la stabilité et la précharge de l'assemblage.

Malgré l'apparition des connectiques internes, l'auteur souligne la fiabilité de ce type de connexion.

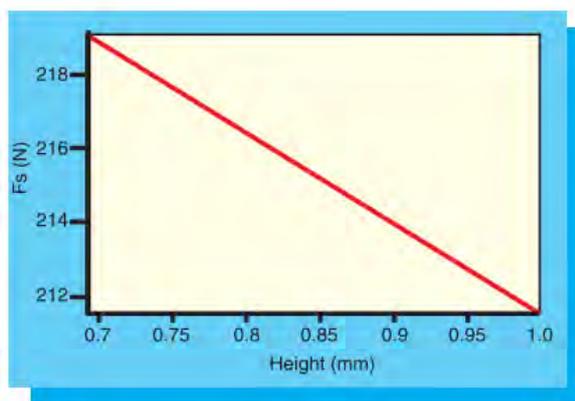
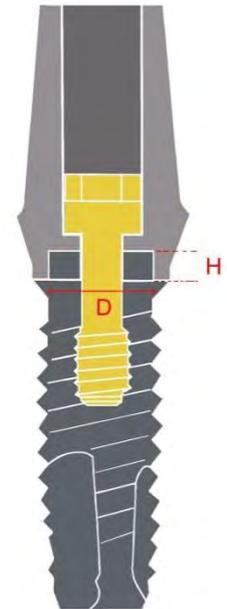


Figure 28 La hauteur plus grande de l'hexagone externe diminue la contrainte appliquée à la vis de suprastructure, le maximum atteint à 1mm

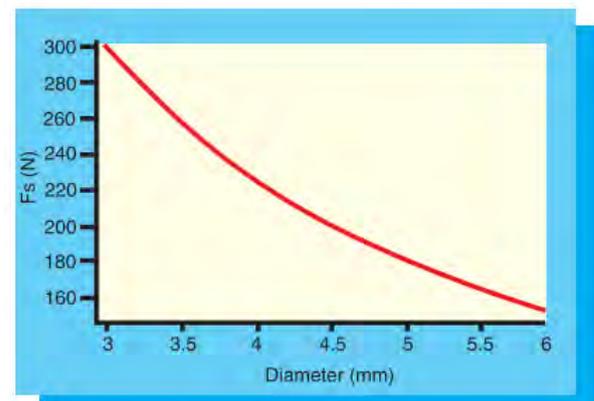


Figure 27 Un diamètre plus large de plateforme diminue la contrainte appliquée à la vis de suprastructure

3.5 Recommandations Cliniques :

SYNTHESE

D'après les recherches bibliographiques de la partie précédente, on peut suggérer des recommandations pour les praticiens dans le choix des vis de piliers implantaire :

- **Matériaux** : Titane grade 5 (TA6V4) ou alliage Or-Palladium
- **Design** :
 - Tête de vis conique
 - Plus gros diamètre possible
 - Nombre de filets réduit
- **Revêtement** : Carbone ou Or
- **Connectiques** : Qualité de l'usinage important pour un ajustement précis des pièces (tolérance d'usinage faible)
 - Connexion interne de type conique ou externe mais d'une hauteur minimale de 1mm.
 - Plus gros diamètre possible

4. Mise en fonction : le vissage

4.1 Couple optimal de serrage

Dès lors qu'un couple est appliqué à la vis pour la serrer, il y a déformation des éléments ; d'une part la vis s'allonge et son filetage est sollicité pour mettre en tension les éléments et d'autre part les pièces sont comprimées. (4)

Un serrage trop léger conduira à une mauvaise adaptation des éléments entraînant un dévissage ou bien une rupture de la vis par fatigue. (44)

Un serrage excessif conduira lui, à la déformation irréversible de la vis et sa fracture. Les filets de l'implant seront également déformés.(14) On observe qu'une valeur excessive de serrage peut aussi entraîner une transmission des contraintes sur le col de l'implant et entraîner une résorption de l'os marginal au niveau crestal. (45)

Il apparait donc primordial de réaliser un vissage optimal et de contrôler cette étape pour éviter les complications en prothèse implantaire.

Couple de serrage optimal :

La littérature à ce sujet établit que le couple optimal d'une vis correspond à 75% de la valeur de la force nécessaire à la rupture de la vis. (44) (14)

Cette valeur n'étant pas connue du praticien, pour une vis donnée, il faudra suivre les recommandations de serrage au couple optimal donné par les fabricants.

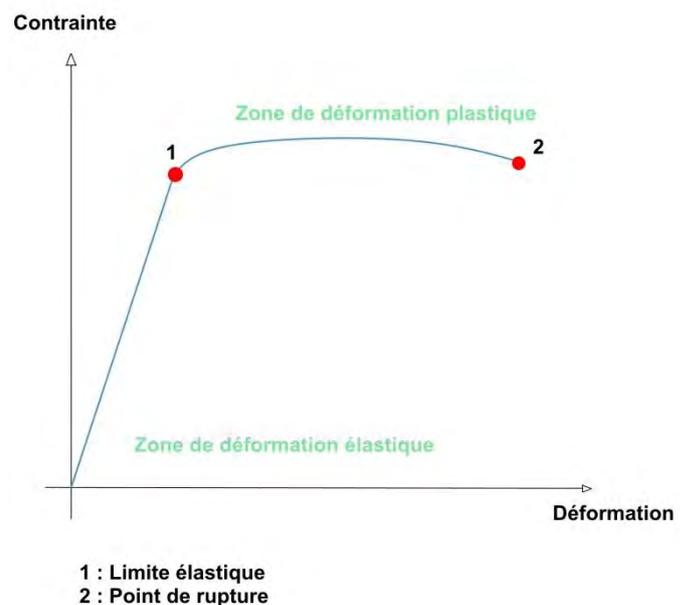


Figure 29 Courbe schématique du comportement d'un solide

4.2 Systèmes de contrôle du couple de serrage en implantologie :

Il existe plusieurs moyens de vissages qui permettent au chirurgien-dentiste de contrôler le couple de serrage :

- Dispositif électronique de contrôle du couple :

Il s'agit d'un dispositif sans fil muni d'une batterie dans lequel se raccorde un contre angle puis l'embout de vissage. Le couple appliqué est contrôlé électroniquement en limitant le courant du moteur qui actionne le dispositif



Figure 30 Tournevis dynamométrique électronique

- Clé dynamométrique à ressort :

Cette clé mécanique s'adapte au tournevis et permet par l'intermédiaire de la tige qui se courbe de contrôler le couple de serrage qui est appliqué à la vis grâce aux graduations de la clé



Figure 31 Clé dynamométrique à ressort

- Clé dynamométrique à friction :

Cette clé mécanique s'adapte également au tournevis. Le couple désiré est paramétré à l'extrémité du manche. Lorsque le couple de serrage est atteint, la tête de la clé bascule.



Figure 32 Clé dynamométrique à friction

- Tournevis manuel

Il existe en plusieurs tailles (court, moyen, grand) pour toutes les situations cliniques.



Figure 33 Tournevis manuel simple

4.3 Précision des systèmes de contrôle du couple de serrage :

Une étude de Hill et Col, en 2007 souligne l'importance d'utiliser des dispositifs de contrôle du couple de serrage y compris dans les secteurs postérieurs où l'accessibilité est réduite. L'expérience du praticien ne suffit pas, à l'aide d'un simple tournevis manuel, à atteindre les couples de serrage souhaités. (46)

Cependant, en fonction des systèmes utilisés la précision de l'outil ne sera pas la même. Or Nous avons souligné plus tôt l'importance d'atteindre le couple optimal de serrage de la vis, il convient donc de s'intéresser à la précision de mise en œuvre de celui-ci.

4.3.1 Précision des systèmes de contrôle du couple en fonction du dispositif :

Une analyse non exhaustive de la littérature à ce sujet nous permet d'appréhender plusieurs éléments.

Tout d'abord, il semblerait que la majorité des études permettent de conclure qu'aucun système ne permet d'atteindre avec précision le couple de serrage voulu. On observe toujours des variations autour des valeurs souhaitées. (47)

Ensuite nous n'avons identifié que deux études permettant de comparer la précision des dispositifs électriques de contrôle du couple par rapport aux clés manuelles. La première de Kim D-G en 2009 ne permet pas de conclure de différence significative entre les dispositifs électriques et mécaniques.(48)

La deuxième d'Albaryak, en 2017 donne l'avantage aux dispositifs mécaniques pour les valeurs du couple de serrage. (49)

Pour les dispositifs mécaniques de contrôle du couple, il semblerait d'après plusieurs études que les clés dynamométriques à ressort soient plus efficaces que les clés dynamométriques à friction. (50)(51)(52)(53)

4.3.2 Précision des systèmes de contrôle du couple de serrage en fonction du temps :

Plusieurs études montrent qu'il n'y a pas de différence significative dans le contrôle du couple de serrage surtout lorsque les outils sont en fonction pendant plusieurs années et subissent des cycles de nettoyage et stérilisation. Les systèmes mécaniques et électroniques conservent la même précision, cependant il est nécessaire de les calibrer régulièrement pour éviter certaines erreurs. (54)(55)(56)(57)

4.4 Protocole de vissage

L'objectif principal du serrage d'une vis, comme vu précédemment, est d'obtenir le couple optimal de la vis afin d'atteindre la précharge la plus efficace possible.

Cependant, quel que soit le serrage réalisé, on constate un phénomène de tassement qui entraîne une réduction du couple de desserrage et donc de la force de précharge.

4.4.1 Phénomène de tassement (Settling Effect)

Les phénomènes de tassement jouent un rôle primordial dans la stabilité de la vis. Les surfaces de contact de la vis et de l'implant, même usinées avec précision, auront des micro-irrégularités de surface. Par conséquent, les pièces ne sont pas totalement en contact au début du vissage.

Après le serrage, ces surfaces vont s'interpénétrer et subir de fortes pressions.

Le tassement des micro-irrégularités de surface intervient lorsque la vis est mise en tension.

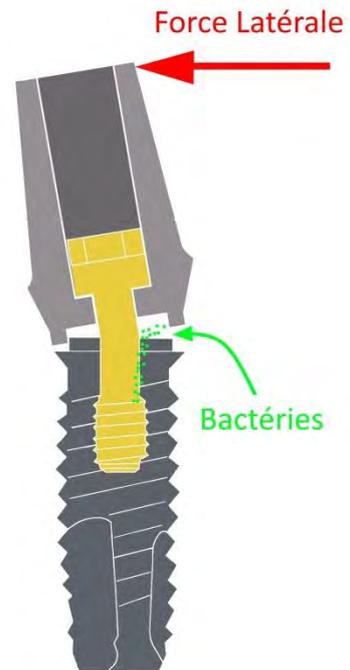
La distance entre les deux pièces diminue et la vis aura tendance à se relâcher.

La conséquence principale qui nous intéresse est la perte de la précharge de la vis directement après le serrage au couple optimal. Cela a été démontré *par Cantwell en 2004 et Bernades en 2014* (58)(59)

4.4.2 Contamination bactérienne interne de l'implant :

Malgré la qualité du joint réalisé par le pilier et l'implant, un espace est créé lors de la fonction. Les forces latérales exercées sur le pilier permettent une ouverture de quelques dizaines de microns laissant un passage aux bactéries, on parle de « micro gap ».

A chaque ouverture se produit un effet de pompe permettant aux bactéries de pénétrer à l'intérieur de l'implant.(60)



Par ailleurs, une revue de la littérature à ce sujet semble suggérer un lien entre les bactéries contenues à l'intérieur de l'implant et le déclenchement de la péri-implantite. Cela limiterait notamment l'efficacité des traitements chirurgicaux locaux.

Une des solutions avancée pour réduire la charge bactérienne intra implantaire semble être l'injection d'un gel de Chlorhexidine à 1% à l'intérieur de l'implant. Cependant l'efficacité n'est prouvée qu'à court terme (2 à 6 mois). D'autres solutions seront peut être développées à l'avenir pour limiter la pénétration bactérienne à ce niveau.(61,62)

Effets de la Chlorhexidine sur le couple de desserrage :

Une étude récente d'Asli HN en 2017, montre que le gel de Chlorhexidine réduirait le couple de desserrage par rapport à un vissage avec un substrat salivaire. (63)

Effets de la contamination en particules de titane sur le couple de desserrage :

Un article de Lee en 2015 fait également le rapport in vitro entre la contamination en particules de titane (résidus de vissages du pilier, implant et vis) et le couple de desserrage qui diminuerait. (64)

4.4.3 Recommandations Cliniques, protocole de vissage :

SYNTHESE

Des recommandations cliniques pour le vissage de la prothèse finale peuvent être formulées à partir des données de la littérature analysées précédemment.

1 - Préparation de l'implant au vissage :

- Injection de gel à 1% de Chlorhexidine
- Rinçage à l'eau stérile sans assécher l'intérieur de l'implant

2 - Protocole de vissage en deux temps : pour réduire le phénomène de tassement (44) (13)(65) (66)

- Préalable : Introduction de la vis avec un tournevis manuel pour vérifier la coaptation correcte du pilier et de l'implant
- 1^{ère} étape : Vissage au couple optimal donné par le fabricant avec une clé dynamométrique à ressort ou un dispositif électronique
- Relaxation de la vis pendant 10 min
- 2^{ème} étape : Deuxième vissage au même couple avec le moyen de vissage précédent

3 - Le dispositif de vissage doit être calibré et vérifié régulièrement

5. Répartition des contraintes au sein du système implantaire :

5.1 Distribution :

Centre de rotation dent/implant :

Le comportement mécanique de l'implant ne sera pas le même qu'une dent naturelle. L'absence de desmodonte autour de l'implant modifiera le centre de rotation. Pour une dent naturelle il se situe au tiers apical alors que pour un implant il se place au tiers cervical.

Lorsqu'une contrainte est appliquée à une dent naturelle, le ligament permet d'en absorber une partie et de la diffuser à l'os environnant. Dans le cas de l'implant, la plus grande partie de la force sera concentrée au niveau du col de l'implant.

Le col de l'implant est une zone sensible car elle accueille souvent la connectique implantaire. (67)

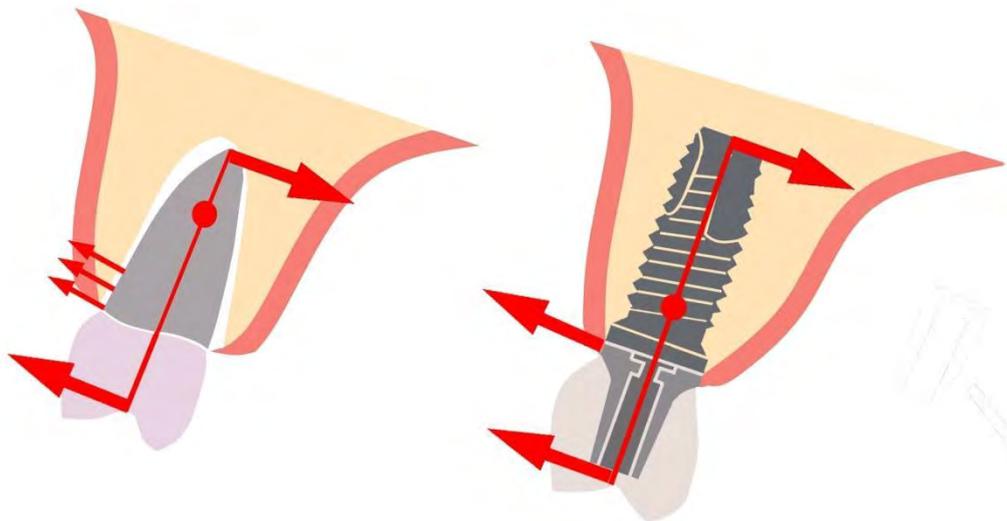


Figure 34 Comparaison des centres de rotations de la dent et de l'implant

Répartition des contraintes au niveau de l'implant :

Des études utilisant la méthode de calcul par éléments finis permettent d'appréhender la distribution des forces au niveau de l'implant lors de sollicitations au niveau de la face occlusale de la couronne.

On remarque qu'une grande partie de la force se distribue au niveau du col de l'implant. (68)

La longueur de l'implant n'influence pas de façon importante puisque la majeure partie des forces est distribuée dans les 5 premiers millimètres de l'implant. (9)

Le diamètre contribue lui à une diminution des contraintes. Lorsqu'il augmente, on observe une diminution des contraintes maximales reçues. (69)

Il faut également noter que les parafunctions occlusales peuvent multiplier par 3 à 4 fois la valeur maximale de ces contraintes. (70)



Figure 35 Distribution des contraintes au niveau de l'implant

Répartitions des contraintes au niveau de la vis de pilier :

La vis de pilier, une fois serrée dans l'implant sera en contact avec celui-ci par l'arête supérieure de son filetage.

La majorité de la précharge est conservée par les premiers filets de la vis ainsi que par la tête de la vis.

Une étude de *Wang en 2009* estime qu'une elongation de la vis d'un 1 μm supplémentaire serait l'équivalent d'une tension de 47,9N de plus dans le système implantaire. Une rotation de la vis d'un angle de 1 degré fournirait 50,1 N de tension en plus. (71)

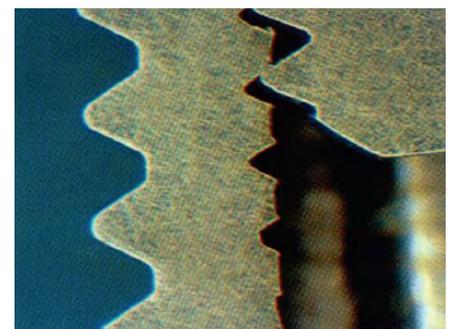


Figure 36 Coupe de l'interface entre un implant et la vis de suprastructure

Des études utilisant la méthode de calcul par éléments finis permettent de mettre en évidence la répartition des forces au sein de la vis de pilier.

On remarque que le niveau maximum de contrainte est atteint au niveau de la connexion entre la tige de la vis et les premiers filets. (72)(73)(74)(75)

Les différents designs des vis de pilier nous permettent d'observer deux types de point de fracture.

Dans le premier cas les filets de la vis sont continus de l'extrémité à la tête de la vis et la rupture aura lieu sous la tête de la vis. (*Figure de gauche*)

Dans le second cas la rupture a lieu au niveau des premiers filets. (*Figure de droite*)

Le couple de desserrage est fonction des coefficients de frottements des pièces entre elles. Par conséquent, la dépose d'une vis de pilier fracturé sera d'autant plus difficile que le nombre de filet engagés dans le taraudage interne de l'implant est important.

Il faut aussi remarquer que la vis de pilier sera d'autant plus difficile à déposer qu'elle sera déformée.

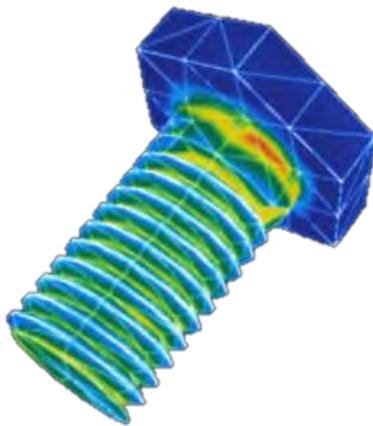


Figure 38 Vis à filetage continu jusqu'à l'extrémité



Figure 37 Vis à filetage limité

Par ailleurs la direction des contraintes appliquées à la couronne est déterminante.

Les parafunctions occlusales et les forces obliques augmentent les valeurs de contraintes appliquées à la vis de pilier et augmentent le risque dévissage et de fracture. (70) (76)

5.2 Conséquences cliniques :

Au niveau de l'implant :

Les forces maximales sont concentrées au niveau du col de l'implant. Si elles sont trop importantes et transmises à l'os marginal, une résorption osseuse peut se déclencher. De ce fait, il peut y avoir une colonisation bactérienne du hiatus créé entraînant une péri-implantite.

On passe donc d'un problème mécanique à un problème biologique.

Le réglage occlusal de la couronne clinique supra implantaire est donc primordial pour la réussite du traitement.

Le design de l'implant peut influencer sur la répartition des contraintes.

Au-delà de 5-6mm de longueur il n'y aura pas d'avantage mécanique.

Le diamètre est un facteur qui peut diminuer la valeur des contraintes du système. (77)

Au niveau de la vis de pilier :

Les valeurs maximales de contraintes se concentrent à la connexion entre la tige et les premiers filets.

La dépose d'une vis de pilier fracturée sera d'autant plus difficile que le nombre de filet engagés à l'intérieur de l'implant est important. C'est un élément à prendre en compte lors du choix d'un système implantaire.

Parafonctions et forces obliques :

Les parafonctions occlusales et les forces obliques augmentent les valeurs des contraintes appliquées à l'implant et à la vis de pilier et augmentent le risque dévissage et de fracture.

Il faudra un réglage occlusal attentif de la couronne pour éviter les interférences, les surcharges occlusales. Les parafonctions seront à prendre en compte dans la prise en charge implantaire d'un patient.

III - Quelles sont les complications en implantologie liées à la vis de pilier ?

1. Le dévissage

1.1. Définition :

Dès qu'une vis est serrée dans un implant, une énergie est transmise pour mettre en tension les éléments. A la manière d'un ressort que l'on tend, la vis s'allonge et exerce une force pour permettre sa fonction. (78)

Après sa mise en place, l'énergie donnée est conservée dans le système par le biais des forces de frictions du filetage ainsi que celui de la tête de la vis sur le support.

Si les contraintes de frictions sont éliminées par des forces extérieures, l'énergie stockée dans le système sera libérée. La conséquence directe sera un retour de la vis à sa longueur d'origine via le plan incliné de son filetage.

Toute la force de précontrainte qui servait à mettre en tension les éléments sera ainsi perdue et la vis ne remplira plus sa fonction.

Le dévissage correspond à un mouvement de rotation de la vis par rapport à l'écrou qui entraîne une diminution de la précontrainte par le biais des filetages. C'est un terme à ne pas confondre avec le desserrage qui correspond à un phénomène statique dans lequel aucun mouvement n'intervient. Le matage, le fluage et les dilatations des composants peuvent en être les facteurs.(79)



Figure 40 Une vis agit comme un ressort qui assemble deux éléments. La vis est allongée et exerce une tension.

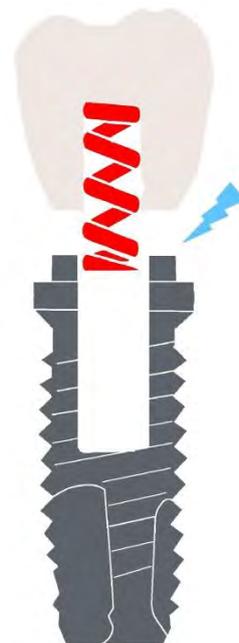


Figure 39 Lorsque la vis se détend et se raccourcit, elle autorise l'éloignement des pièces

1.2. Incidence

La majorité des études cliniques semblent s'accorder pour dire que la complication la plus fréquente est la perte de vis de pilier ou prothétique. Cependant les pourcentages varient selon les études d'environ **2% à 12,7%**.

Une revue systématique de **Theoharidou et Al.** datant de 2008 qui cible les implants unitaires fait état de 2,4% de dévissage après 3 ans de suivi.(80)

Jung et Al. en 2012 via une revue systématique donne un résultat de 8,8% de pertes de vis sur un suivi de 5 ans. (81)

Salinas et al. Donne une incidence de 12,7% pour les pertes de vis sur un suivi de 5 ans également.(82)

Le dévissage et la perte de la vis est donc une complication importante de l'étage prothétique en Implantologie.

Le tableau suivant reprend l'incidence et le temps de suivi des études de la littérature. (83)

Etudes Cliniques	Dévissage de vis **
Jung et al. 2012 (5ans*)	8,8%
Pjertusson et al. 2012 (5ans*)	5,3%
Salinas et al. 2012 (5ans*)	12,7%
Tey et al. 2016 (5ans*)	2,1%
Kreissi et al. 2007 (5ans*)	6,7%
Wittneben et al. 2014 (10ans*)	2,57%
Calderon et al. 2014 (4ans*)	3,3%
Wang et al. 2016 (5ans*)	0,53-2,65%

Figure 41 Incidence du dévissage de vis pilier ou prothétiques

* Période de suivi des études

** pourcentage par rapport à la totalité des implants suivis

1.3 Processus de dévissage

Les forces de friction :

Toutes les études s'accordent à dire qu'une vis se desserre uniquement si les forces de frictions existantes entre le filetage mâle et femelle sont réduites ou éliminées par des forces agissant sur le système vis-écrou.

Les forces de frictions sont créées par la précharge qui provoque une tension entre les filetages. La vis tournera si une force « anti-friction » excède la friction entre les filetages et permet la rotation.

Il est important de noter qu'il n'est pas nécessaire que les forces anti-frictions soient dans la même direction que les forces qui mettent en rotation la vis.

Modélisation d'un cube sur une table :

L'ouvrage de Bickford (11) nous propose une figure pour matérialiser les frottements. Plaçons par exemple un cube sur une table. Le but est de le déplacer d'un point A vers un point B en exerçant une force : la force 1.

Cette force 1 est égale à la somme de la force qui excède les forces de frictions entre la table et le cube appelée μW (dans lequel μ est le coefficient de friction et W le poids du cube) et la force nécessaire à bouger le cube du point A vers le point B.

Si une force 2 est appliquée sur le cube dans une autre direction, et si elle est assez importante pour vaincre les forces de friction entre la table et le cube, alors il suffit de vaincre l'inertie du cube pour l'amener du point A au point B.

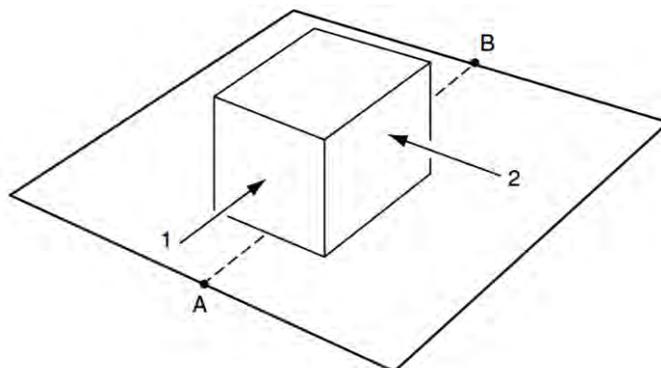


Figure 42 La force 2 de direction latérale permet de vaincre les frottements et faciliter le déplacement de A vers B

Pour prendre un autre exemple de la vie courante : il est plus facile de déboucher une bouteille de vin si le bouchon est mis en rotation pour vaincre les forces de friction pour ensuite être tiré hors de la bouteille.

Si le bouchon est tiré de manière linéaire, la force devra être plus importante pour vaincre les frottements et tirer le bouchon à la fois.(84)

Il s'agit ici de montrer que qu'une force d'une autre direction, la force 2 (vibration, choc etc..) va permettre un mouvement du cube via une force beaucoup plus faible.

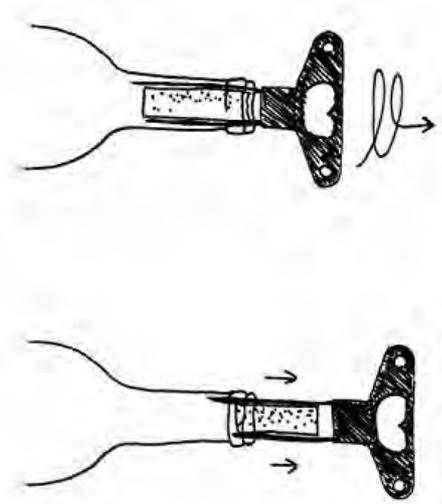


Figure 43 La mise en rotation du bouchon permet de vaincre les forces de friction et facilite son extraction

Modélisation d'un cube sur un plan incliné :

Une autre modélisation plus réaliste est donnée par Bickford (11), cette fois le cube est posé sur un plan incliné comme sur la figure suivante.

La force qui tend à déplacer le cube vers le bas du plan incliné dépend du poids de celui-ci. Cette force de faible amplitude est égale à $W \cdot \sin \theta$ (ou W est le poids du bloc, et θ est l'angle du plan incliné par rapport à l'horizontale).

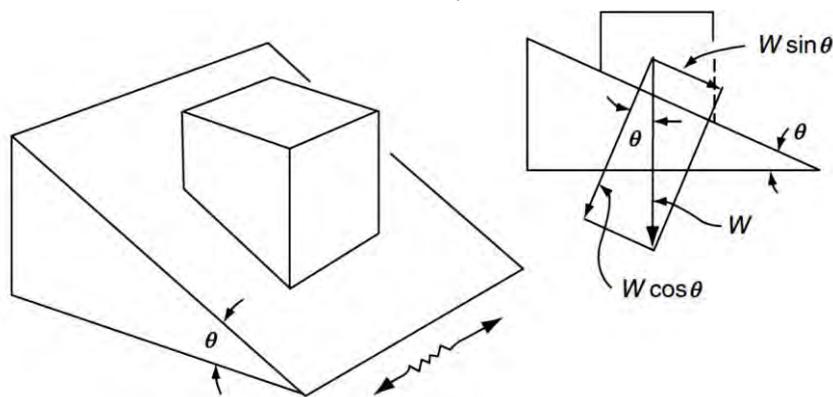


Figure 44 La vibration montrée par la double flèche va permettre au cube de descendre en annulant les forces de frictions

La tendance à glisser est bloquée par les forces de frictions ($\mu \cdot W \cdot \cos \theta$) entre le cube et le plan incliné. Cependant si on déplace le plan incliné avec suffisamment de force dans la direction montrée par la double flèche par exemple, le cube finit par descendre au pied du plan incliné.

La vibration dans une direction a ici éliminé les forces de frictions et laissé la faible force appliquée faire tomber le cube. Dans le cas de la vis ce n'est pas le poids qui provoque le déplacement sur le plan incline mais plutôt la tension générée par le serrage.

Les étapes du dévissage :

Il est admis que la vis soumise à des chocs, vibrations ou bien cycles thermiques ne perd pas toute sa tension immédiatement, en effet la précontrainte est libérée petit à petit. La littérature documente cette perte progressive de précontrainte. (44) (13)(65)(66)

1^{ère} étape : Après le vissage les surfaces de contact de la vis et de l'implant vont s'interpénétrer et subir de fortes pressions. La plupart des études semblent suggérer que les forces cycliques appliquées aux filetages causent une destruction progressive des surfaces de contact qui s'émousent. La conséquence directe est le rapprochement des deux surfaces autorisant la vis à se détendre.

2^{ème} étape : C'est seulement après avoir perdu suffisamment de précontrainte par ce processus que les frictions entre les filetages seront assez faibles pour être emportées par des forces extérieures et entrainer une rotation. A partir de cette étape, la vis va se desserrer assez rapidement.

La figure suivante montre la perte de précharge et souligne les différentes étapes. D'abord une perte progressive de la précontrainte puis une chute brutale. (11)

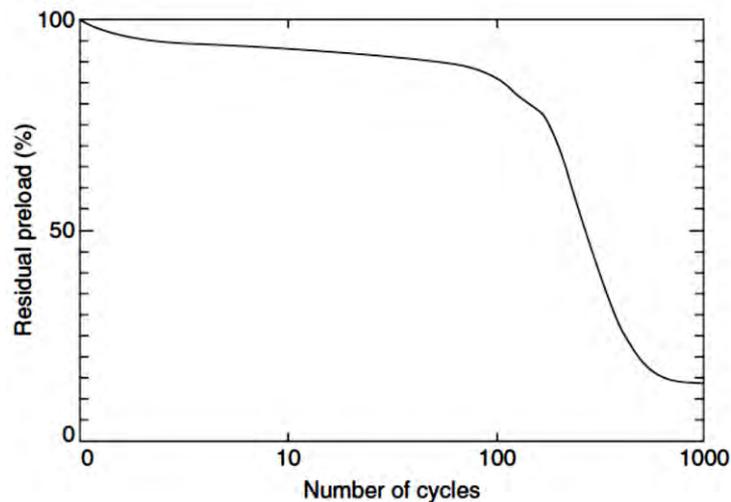


Figure 45 Perte de précharge en fonction des cycles de contraintes appliquées

1.4 Synthèse de recommandations cliniques :

La compréhension du processus du dévissage permet d'appréhender l'importance des facteurs mécaniques extérieurs et de conception de la prothèse supra-implantaire.

Ces recommandations sont faites uniquement dans l'objectif de réduire le dévissage par des paramètres mécaniques cliniques. Il faudra également respecter des impératifs biologiques dans la conception et la réalisation du traitement implantaire. Ces paramètres ne sont pas traités dans cet ouvrage mais doivent être étudiés avec attention.

SYNTHESE

Conception du projet prothétique pour réduire le dévissage :

- **Bridges ou reconstructions plurales** : l'incidence de dévissage est plus faible que pour une couronne unitaire supra implantaire
- Prothèse **Scellée VS Vissée** : complications plus facilement gérées en prothèse vissée supra implantaire.
- **Implant centré sur la face occlusale** : réduit les forces obliques et les contraintes au sein du système
- **Schéma occlusal** : protection de groupe avec guide antérieur, distribution homogène des contacts
- **Bridges à Cantilever à éviter**

Choix du système implantaire pour réduire le dévissage : (paragraphe 2.4)

-

Matériaux : Titane grade 5 (TA6V4) ou alliage Or-Palladium

- **Design** :
 - Tête de vis conique
 - Plus gros diamètre possible
 - Nombre de filet réduit
- **Revêtement** : Carbone ou Or recommandé
- **Connectiques** : Pièces usinées avec tolérance technique faible
 - Connexion interne de type conique ou externe mais d'une hauteur minimale de 1mm.
 - Plus gros diamètre possible

Parafonctions occlusales :

- **Bruxisme** : facteur de risque important du aux vibrations engendrées. Une gouttière de protection occlusale sera réalisée

Protocole de vissage en 2 temps :

1 - Préparation de l'implant au vissage :

- Injection de gel à 1% de Chlorhexidine
- Rinçage à l'eau stérile sans assécher l'intérieur de l'implant

2 - Protocole de vissage en deux temps : pour réduire le phénomène de tassement (44) (13)(65) (66)

- Préalable : Introduction de la vis avec un tournevis manuel pour vérifier la coaptation correcte du pilier et de l'implant
- 1^{ère} étape : Vissage au couple optimal donné par le fabricant avec une clé dynamométrique à ressort ou un dispositif électronique
- Relaxation de la vis pendant 10 min
- 2^{ème} étape : Deuxième vissage au même couple avec la clé dynamométrique précédente

3 - Le dispositif de vissage doit être calibré et vérifié régulièrement

2 Fractures des vis de pilier

2.1 Définition

Les fractures de vis font souvent suite à son dévissage. Le relâchement de la vis va permettre une mobilité plus grande des éléments et augmenter les valeurs des contraintes qui lui sont appliquées. La vis joue alors le rôle de fusible et se fracture avant que la prothèse ou bien le pilier ne se fracture.

Il arrive également que la vis se fracture lors de sa mise en tension. Dans ce cas, un couple de serrage inadéquat ou bien des pièces en mauvaises positions peuvent en être la cause.

Bien que l'incidence soit faible, les conséquences d'une fracture de vis de pilier peuvent être importantes allant jusqu'à la dépose d'un implant parfaitement ostéointégré. (85)

2.2 Incidence

Une méta-analyse de *Bozini* (86) datant de 2011 contenant 19 études avec un suivi de 5 ans fait état d'une incidence de 2,1% pour la fracture des vis de piliers et de 4,1% pour les vis de prothèse. Bien qu'elle ne cible que les bridges en résine à infrastructure métallique de l'édenté complet elle nous permet d'appréhender l'incidence des fractures de vis.

Plusieurs revues systématiques de *Jung* en 2008 (87), et 2012 (81) à propos de couronnes unitaires sur implants font état d'une incidence moins élevée : respectivement 0,35% et 0,4% sur un suivi de 5 ans. (88)

2.3 Facteurs de risque

On distingue plusieurs facteurs qui peuvent influencer les fractures de vis de piliers et qui sont communs avec ceux du dévissage : (89)

- Un couple de serrage trop élevé ou trop faible.
- Les réglages occlusaux qui ne doivent pas tolérer de prématurités ou de surcharges occlusales.
- Parafonctions (bruxisme)
- Les matériaux de la vis conditionneront sa résistance à la rupture par fatigue

2.4 Point de fracture

Comme écrit précédemment dans le paragraphe 4.1 sur la distribution des contraintes au sein du système implantaire, la zone au niveau de laquelle les valeurs de contraintes sont maximales se situe à la jonction entre la tige lisse et le filetage. (72)(73)(74)(75)

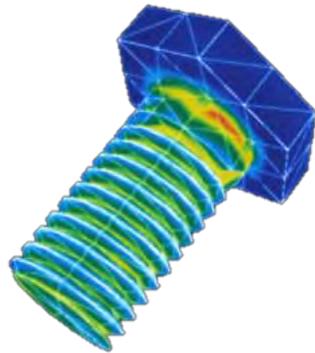


Figure 47 Vis à filetage continu jusqu'à l'extrémité



Figure 46 Vis à filetage limité

Dépendant du design de la vis le point de fracture sera plus ou moins apical.

Dans le premier cas les filets de la vis sont continus de l'extrémité à la tête de la vis et la rupture aura lieu sous la tête de la vis. (Figure de gauche)

Dans le second cas la rupture a lieu au niveau des premiers filets. (Figure de droite)

Il arrive cependant que la fracture se réalise au milieu du filetage dans une zone très apicale de l'implant. Il sera d'autant plus difficile de la déposer sans endommager le filetage interne de l'implant. (90)

Le couple de desserrage est fonction des coefficients de frottements des pièces entre elles. Par conséquent, la dépose d'une vis de pilier fracturé sera d'autant plus difficile que le nombre de filet engagé dans l'implant est important.

Par ailleurs la direction des contraintes appliquées à la couronne est déterminante.

Les paraforces occlusales et les forces obliques augmentent les valeurs de contraintes appliquées à la vis de pilier et augmentent le risque dévissage et de fracture. (70) (76)

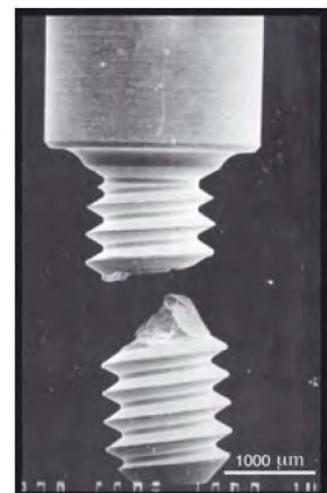


Figure 48 : Fracture au milieu du filetage

PARTIE 2

Etude préalable à la proposition d'un protocole pour étudier les changements dimensionnels et le couple de desserrage des vis de piliers implantaires

1. Contexte

La vis du pilier implantaire est un élément central du système implantaire. Elle va permettre de solidariser l'implant et le pilier sur lequel viendra se poser l'élément prothétique. Sa mise en tension finale lors du serrage est une étape importante qui conditionne la réussite du traitement.

Les complications prothétiques comme le dévissage ou les fractures de vis ne sont pas anecdotiques et nous amènent à réfléchir sur les facteurs qui en influencent la survenue.

La réalisation de la couronne prothétique supra implantaire passe en effet par un protocole qui nécessite plusieurs serrages et desserrages répétés de la vis de pilier implantaire lors des rendez-vous au cabinet dentaire. L'utilisation d'une nouvelle vis pour la pose définitive de la couronne finale n'est pas systématique et son utilité ne fait pas l'unanimité. La problématique formulée sera issue de constats cliniques ainsi que de l'analyse de la littérature à ce sujet.

2. Analyse Bibliographique

La problématique principale est de savoir quelle est la conséquence des vissages/dévissages successifs sur la vis de pilier implantaire avant sa pose définitive.

Il s'agit par conséquent d'étudier les déformations subies par la vis après plusieurs vissages/dévissages qui amènent à un dévissage.

La question posée est la suivante :

- Quelles sont les déformations subies par la vis de pilier implantaire après plusieurs vissages/dévissages successifs et ses conséquences sur le couple de desserrage ?

D'après la question posée, les mots clés suivants sont déduits pour réaliser notre recherche (en anglais) :

Abutment screw, dental implant, dimensional changes, distortion, screw length, topography, screw tightening/untightening, open/close cycles, torque loss, reverse torque, preload, screw loosening

Recommandations et niveaux de preuves :

National Guideline Clearinghouse : « Les praticiens devraient envisager l'utilisation de nouvelles vis prothétiques lorsqu'une restauration implanto-portée est retirée et remplacée pour un entretien mécanique professionnel. »

(Niveau de preuve : D selon le barème établi par Shekelle PG, Woolf SH, Eccles M, et al. *Clinical guidelines: developing guidelines. Brit Med J. 1999;318:593-6.*)

Recherches bases de données internationales : (*Medline, Web of science, Cochrane Library*)

Aucune revue systématique de la littérature ne semble correspondre à la problématique formulée via la *Cochrane library*.

Une recherche avec les mots clés précédents sur différentes bases de données oriente vers les études de **Guzaitis en 2011, d'Arshad en 2017 et récemment Buktevica en 2018**. (91)(92) (93)

Les protocoles sont intéressants et se rapprochent de ce que nous cherchons à étudier.

Des études portant sur la déformation des vis de piliers après simulation mécanique (contraintes répétées) sont également parues dans divers revues. (94) (95) (96) (97)
Dans ces articles des mesures sont faites au niveau de la vis et permettent de quantifier les déformations mais une observation qualitative des filetages est souvent réalisée.

Enfin, la perte de la précharge et du couple de serrage en fonction des cycles de vissages/dévissages et du temps semble documentée et tendrait vers une diminution.

3. Problématique

Quelles sont les conséquences de plusieurs de vissage/dévissage sur les déformations et le couple de desserrage de la vis de pilier implantaire ?

4. Hypothèses de travail

- Les vissages et dévissages répétés n'entraînent pas de changement dimensionnel significatif de la vis de pilier
- Les vissages et dévissages répétés n'entraînent pas de changement du couple de desserrage significatif de la vis de pilier

5. But de l'étude

Le protocole se propose d'étudier les conséquences de plusieurs vissages/dévissages répétés sur les dimensions et le couple de desserrage de la vis de pilier implantaire.

6. Tests préliminaires : réflexion sur le choix des matériels et des méthodes

Pour déterminer les moyens d'observation du protocole expérimental, des tests ont été réalisés. Ils permettent d'évaluer la précision des instruments et la faisabilité (temps, moyens humains, coût) de la méthode.

Trois vis ont été utilisées lors de ces tests :

- 1 vis Biotech Dental (Salon-de-Provence, France) dental neuve
- 1 vis Thommen Medical (Grenchen, Suisse) neuve
- 1 vis Thommen Medical (Grenchen, Suisse) vissée et dévissée 10 fois dans un implant.

Le centre Interuniversitaire de Recherche et d'Ingénierie des Matériaux (CIRIMAT) a été sollicité pour réaliser les premiers tests sur l'échantillon de 3 vis. Il s'agit d'une unité mixte de recherche regroupant plusieurs établissements (UPS, INPT, UMR, CNRS) basée sur le campus de l'université Paul Sabatier.



Figure 49 Logo de l'université Toulouse III Paul Sabatier



Figure 50 Logo du Centre Interuniversitaire de Recherche et d'Ingénierie des Matériaux (CIRIMAT)

6.1. Etude des dimensions de la vis

Afin d'étudier les déformations subies par la vis, des mesures de sa longueur totale ont été réalisées. Sa dimension depuis la tête de vis jusqu'à l'apex de la vis est mesurée (Longueur L sur le schéma ci-contre).

Plusieurs outils de mesure ont été utilisés au CIRIMAT pour comparer leurs précisions.

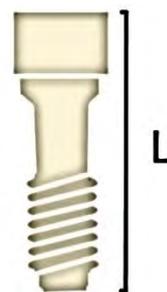


Figure 51 Mesure de la longueur de la vis

Les résultats sont résumés dans les tableaux suivant :

	Longueur mesurée (en mm)		
	Micromètre de Palmer	Pied à coulisse	Microscope optique
Vis Biotech [®]	7,688	7,63	7,833
Vis Thommen [®] neuve	7,174	7,12	7,253
Vis Thommen [®] usée	7,224	7,19	Non communiqué

	Micromètre de Palmer	Pied à coulisse	Microscope optique
Elongation vis Thommen [®] (mm)	0,050	0,07	Non exploitable
Pourcentage d'élongation	0,697%	0,98%	Non exploitable

Ces valeurs nous permettent d'évaluer l'élongation qu'il est possible d'observer et de calculer une proportion par rapport à la longueur initiale.

L'ordre de grandeur de la précision pour chaque instrument est le suivant :

- Micromètre « Palmer » : précision de l'ordre du μm
- Pied à coulisse : précision de l'ordre de **centième de mm**
- Microscopie optique (environ x10) : précision de l'ordre du μm

CONCLUSION

La mesure en microscopie optique tout comme celle du micromètre de Palmer semblent être une bonne alternative d'observation des déformations de longueur.

6.2. Etude de la topographie du filetage :

L'analyse de la topographie du filetage permet d'observer l'usure du filetage pour en évaluer les déformations.

Analyse au Profilomètre :

Comment fonctionne un Profilomètre ?

Il s'agit d'une technique permettant d'obtenir le profil tridimensionnel d'un objet pour observer ses micros reliefs et évaluer sa rugosité. Elle repose sur la réflexion de la lumière à sa surface et ne détériore pas l'objet.

Plusieurs phénomènes physiques sont utilisés pour obtenir un profil de surface : la microscopie confocale, l'interférométrie et un capteur autofocus.

L'appareil va effectuer un balayage de l'objet en réalisant des images de faible profondeur de champ. Toutes ces images appelées « sections optiques » sont analysées par l'ordinateur et une représentation en 3D et un profil de l'objet est créée.



Figure 52 : Profilomètre S NEOX, SENSOFAR[®], Barcelone, Espagne)

Quelles sont les mesures effectuées par le profilomètre ?

La rugosité moyenne (appelée Pa en μm) est calculée sur des portions de profils (appelés longueurs de base) moyennés sur plusieurs segments.

La longueur de base est définie à partir de la valeur du cutt-off (λ_c) du filtre permettant de supprimer le profil ondulatoire de l'objet pour obtenir le profil de rugosité. (98)

Les différentes étapes d'obtention d'un profil de rugosité sont détaillées en suivant :

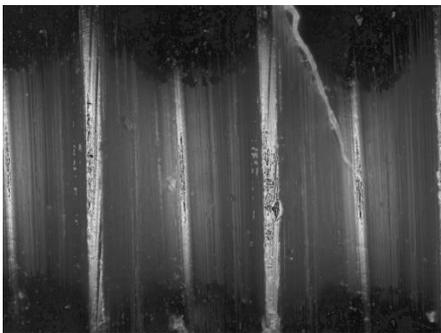


Figure 56 : Observation en microscopie optique x20

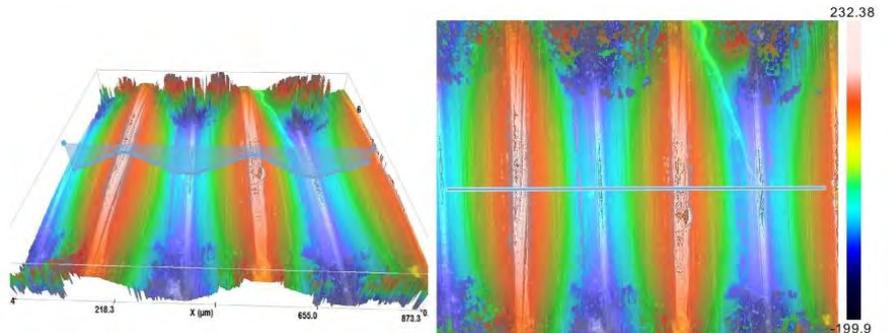


Figure 57 : Analyse et Interprétation 3D par l'ordinateur

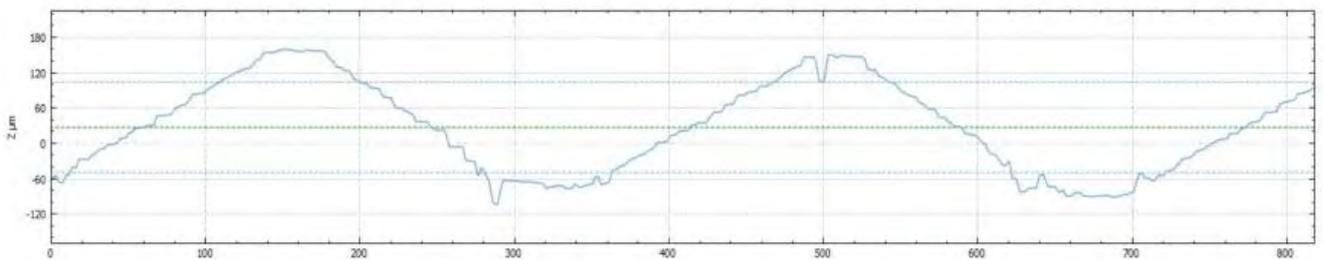


Figure 53 : Profil primaire de la surface de l'objet

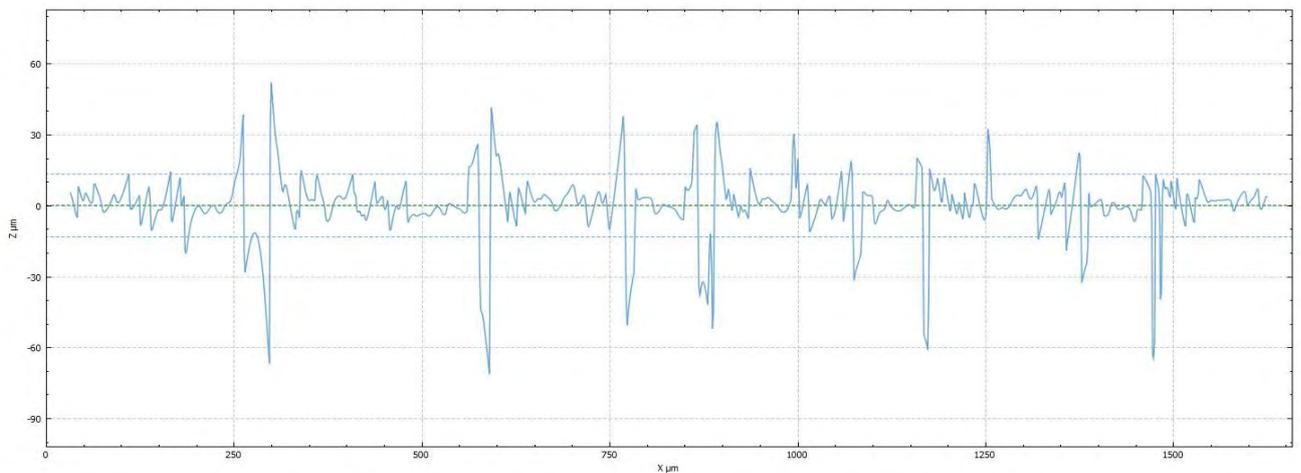


Figure 54 : Profil de rugosité : après application d'un filtre et suppression du profil d'ondulation

Le graphique suivant schématise le calcul de la rugosité moyenne en utilisant un cutt-off (λ_c) de 0,8 et 5 longueurs de base de 2,5. Une rugosité est calculée sur chaque segment pour en déduire la rugosité moyenne du profil.(98)

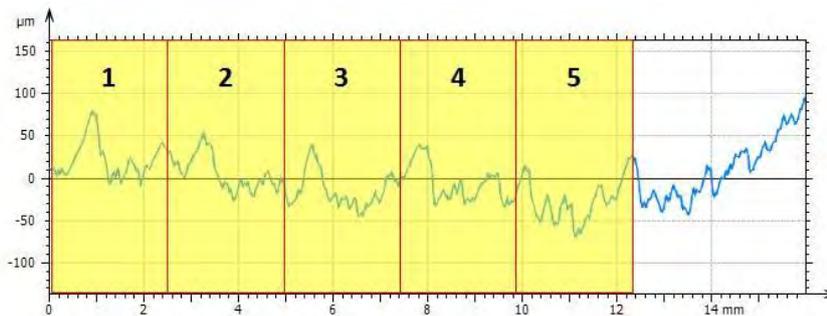


Figure 55 : Calcul de la rugosité moyenne avec 5 longueurs de base, la rugosité est calculée sur chaque segment puis une moyenne est réalisée.

La profilométrie nous permet également de mesurer d'autres paramètres de profil à partir de l'objet et notamment des paramètres d'amplitude : (98)

- **Pa** : Rugosité moyenne arithmétique du profil
- **Pq** : Rugosité moyenne quadratique du profil : il s'agit de l'écart type de la distribution des hauteurs. Cette valeur est à mettre en relation avec la rugosité moyenne arithmétique du profil.
- **Pp** : Hauteur maximale des pics par rapport à la ligne moyenne sur une longueur de base.
- **Pv** : Profondeur maximale des vallées par rapport à la ligne moyenne sur une longueur de base.
- **Pz** : Hauteur maximale du profil
- **Pt** : hauteur totale du profil : hauteur entre la vallée la plus profonde et le pic le plus haut

Les résultats suivants de l'observation des échantillons par profilométrie n'incluent pas de calculs de rugosité. Le profil d'ondulation de l'objet (forme du filetage) a été gardé puis supprimé. L'objectif de ces premières analyses était de tester la technique d'observation.

Company: CIRIMAT
 User: Operator
 Version: 6.2
 15/03/2018 15:04:56

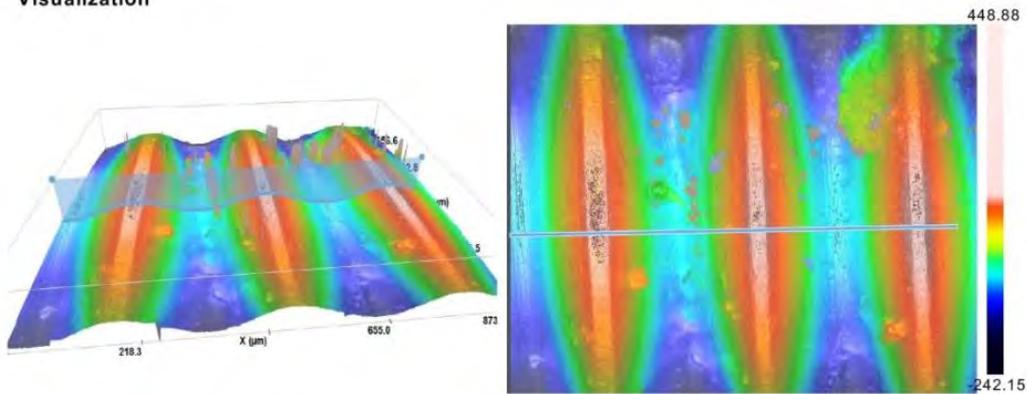


Acquisition

Topography 1354x1018px
 Objective EPI_20X
 Measured 100%
 Z Scan 700µm

File chrome-1.plux
 Threshold 3%
 Sample ID ---

Visualization



Surface ISO 25178 / Height (µm)

Sa	64.0844	Sz	691.026
Sq	77.0265	Sku	3.22387
Sp	454.783	Ssk	-0.0175479
Sv	236.244		

Profile

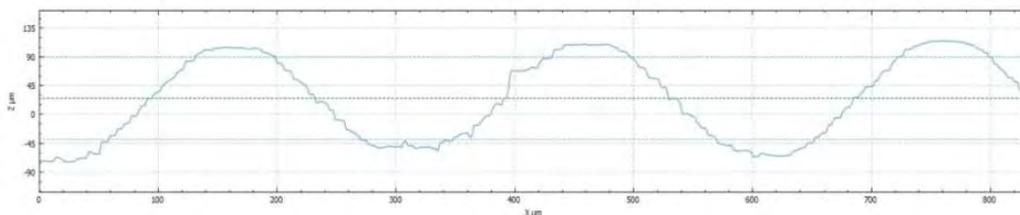


Figure 56 : Analyse par profilométrie de la vis Biotech ®

Company: CIRIMAT
 User: Operator
 Version: 6.2
 15/03/2018 16:02:26

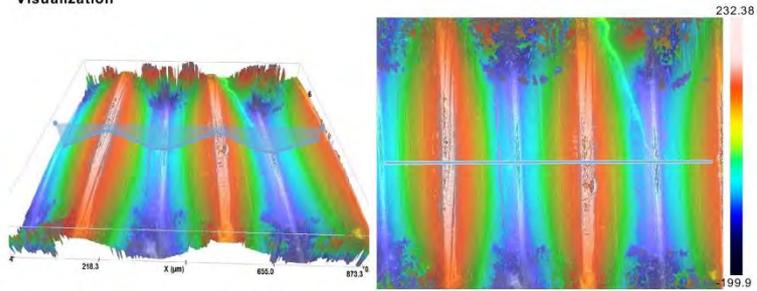


Acquisition

Topography 1354x1018px
 Objective EPI_20X
 Measured 100%
 Z Scan 700µm

File bleu-2.plux
 Threshold 3%
 Sample ID ---

Visualization



Surface ISO 25178 / Height (µm)

Sa	72.8121	Sz	432.281
Sq	85.5199	Sku	2.03517
Sp	225.889	Ssk	-0.0736321
Sv	206.391		

Profile

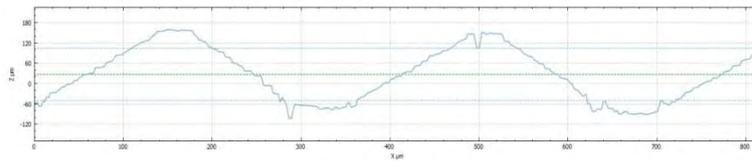


Figure 57 : Analyse par profilométrie de la vis Thommen® neuve

Company: CIRIMAT
 User: Operator
 Version: 6.2
 15/03/2018 15:12:41

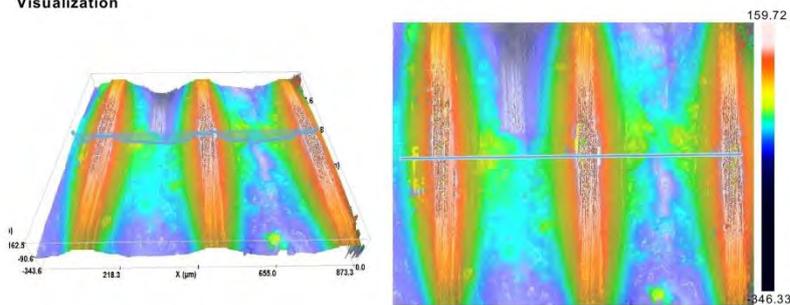


Acquisition

Topography 1354x1018px
 Objective EPI_20X
 Measured 100%
 Z Scan 700µm

File bleu-1.plux
 Threshold 3%
 Sample ID ---

Visualization



Surface ISO 25178 / Height (µm)

Sa	55.9251	Sz	506.05
Sq	67.8114	Sku	2.83425
Sp	162.478	Ssk	-0.167411
Sv	343.571		

Profile

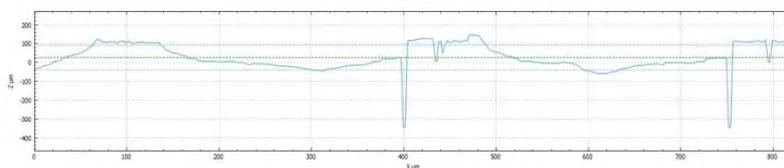


Figure 58 : Analyse par profilométrie de la vis Thommen® usée

CONCLUSION

Les profils des deux vis Thommen ® peuvent être comparés : l'usure du filetage de la vis qui a été vissée et dévissée 10 fois s'observe très bien sur le profil de surface.

Analyse en microscopie optique :

La photographie en microscopie optique (au grossissement x20 environ), permet de visualiser l'état de surface du filetage. Il s'agit d'une observation qualitative car aucune mesure n'a été réalisée. Ces images peuvent permettre de mettre en évidence par exemple l'apparition de fêlures, fractures ou imperfections à la surface du filetage.

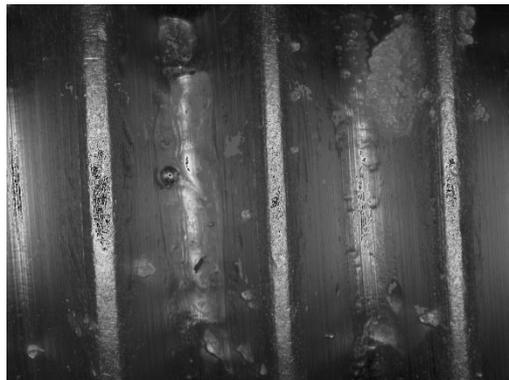


Figure 59 : Observation au microscope (x20) de la vis Biotech ®

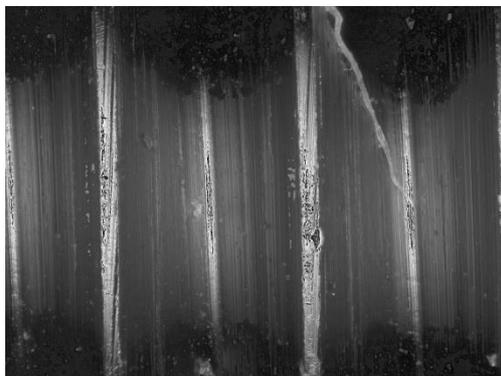


Figure 65 : Observation au microscope (x20) de la vis Thommen ® neuve

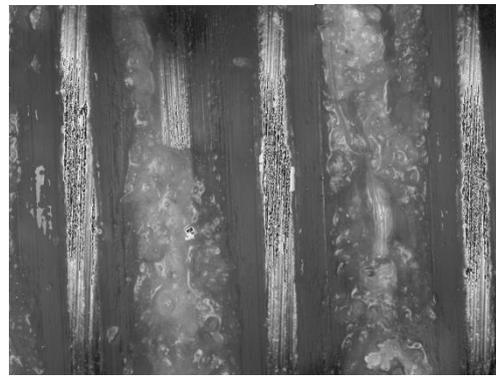


Figure 66 : Observation au microscope (x20) de la vis Thommen ® usée

CONCLUSION

La comparaison des vis Thommen ® neuve et usée nous permet d'observer une fois de plus l'abrasion due au vissage et dévissage dans l'implant.

6.3. Etude des déformations en Tomographie micro-informatisée (MicroCT) :

Des acquisitions par micro-CT sur les vis de l'échantillon test ont été réalisées. Un tomographe PHOENIX Nanotom (FERMAT) (General Electric, Boston, USA) a été utilisé pour obtenir les fichiers informatiques.

Les coupes obtenues ont été regroupées en volume pour obtenir un fichier .STL exploitable par des logiciels informatiques de traitements d'images 3D.

L'objectif de ces acquisitions est d'étudier la possibilité de recalibrer et superposer les volumes d'une vis neuve et après usure pour observer les déformations et leurs localisations.

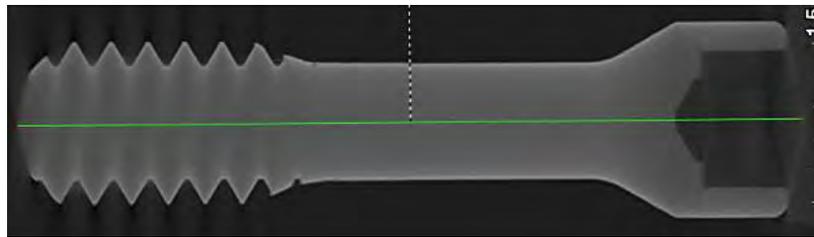


Figure 60 : Coupe de la vis Thommen neuve au micro-CT

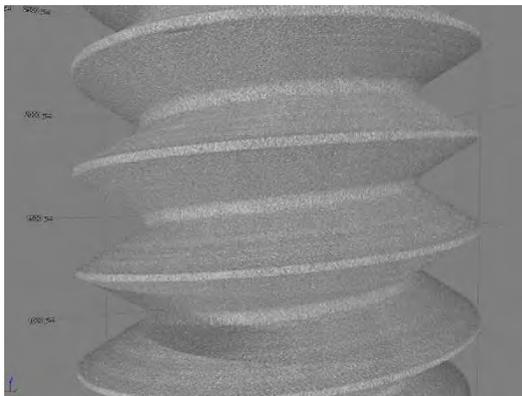


Figure 68 : Zoom du filetage de la vis après reconstitution du volume



Figure 69 : Vue globale de la vis à partir du fichier .stl

Cette technique bien que très intéressante est plus difficilement réalisable car les moyens humains et le coût sont importants. Chaque acquisition représente plus d'une demi-journée de travail.

CONCLUSION

L'observation de la topographie du filetage de la vis semble plus aisée en profilométrie. Des mesures peuvent être réalisées sur le profil de surface et une valeur de rugosité moyenne peut être calculée via cet appareil. La technique du Micro-CT pourra être envisagée à l'avenir sur d'autres protocoles du département d'Implantologie.

6.4. Etude du couple de desserrage :

Les moyens d'étudier la précharge ont été traités dans le chapitre 3 de la première partie.

Comme énoncé précédemment, l'analyse de la précharge via la Tomographie RX est possible. Cependant cela demande une acquisition du complexe implant, vis, pilier après chaque vissage/dévisage.

Il s'agit d'un procédé compliqué qui nécessite des moyens humains et du temps pour chaque acquisition. Cela ne paraît pas compatible avec le protocole d'étude envisagé.

L'analyse des couples de vissage et dévissage à l'aide d'une jauge de couple semble être la technique la plus simple pour évaluer la précharge.

CONCLUSION

Une jauge de couple à aiguille de marque Tohnichi modèle BTG120Z (Tohnichi America Corporation, Atlanta, USA) sera utilisée (graduation à 2ozf.in qui équivalent à 1,4N.cm). Elle a été calibrée par une société de métrologie agréée dont le constat de vérification est accessible en Annexe.



Figure 70 : Jauge de couple Tohnichi BTG 120Z

6.5. Protocole de vissage

Le protocole de vissage est au centre de l'étude, c'est lui qui définira comment est appliqué le couple de serrage à la vis et comment les forces seront transmises à la vis.

Pour pouvoir comparer les résultats obtenus avec ceux des articles similaires à ce sujet il semble judicieux d'opter pour un protocole de vissage équivalent, il est décrit en suivant.

- Humidification préalable de l'implant : 1mL d'eau saline stérile est appliquée à l'intérieur de l'implant avec une pipette pour simuler l'environnement humide de la cavité buccale

- Protocole de vissage en 2 étapes au couple recommandé par le fabricant :
 - o 1^{ère} étape : Vissage au couple optimal donné par le fabricant.
 - o Relaxation de la vis pendant 10 minutes
 - o 2^{ème} étape : Deuxième vissage au même couple
 - o Relaxation de 5 minutes
 - o Dévissage et enregistrement du couple de desserrage

6.6. Statistiques :

Une analyse de la variance (ANOVA) à un facteur va permettre d'analyser les moyennes des différents groupes.

Les hypothèses nulles formulées plus haut seront utilisées :

- Les vissages et dévissages répétés n'entraînent pas de changement dimensionnel significatif de la vis de pilier
- Les vissages et dévissages répétés n'entraînent pas de changement du couple de desserrage significatif de la vis de pilier

Le risque de première espèce sera fixé à $\alpha=0,05$

PARTIE 3

Protocole Retenu : Etude des conséquences de plusieurs vissages/dévisages sur le couple de desserrage et les déformations de la vis de pilier implantaire

1. But de l'étude

Le protocole se propose d'étudier les conséquences de plusieurs vissages/dévisages répétés sur les déformations et le couple de desserrage de la vis de pilier implantaire.

2. Matériel et Méthodes

Systèmes implantaires utilisés :

Cette étude sera conduite avec 4 implants de différents fabricants sur lesquels seront adaptés des piliers droits en titane standard avec des vis en alliage de titane correspondant. Pour chaque implant, 10 vis seront utilisées (voir tableau en suivant).

Les implants sont figés dans une résine acrylique de type ortho résine, le niveau de la résine étant adapté pour simuler le niveau de l'os marginal au niveau du col implantaire.



Figure 71 : Les 4 implants ont été coulés dans un bloc de résine acrylique, Réalisation Laboratoire Chaze

Groupe	Fabriquant/ Modèle	Type de connexion	Diamètre implant (mm)	Couple de serrage de la vis (N.cm)
1	Anthogyr [®] Axiom	Conique interne Trilobée	4,0	25
2	Biotech [®] Kontakt	Type cône morse	4,2	20
3	Dentsply [®] Xive Thommen	Hexagone interne	3,8	24
4	medical [®] Spi Element	Hexagone interne	4,0	25

Analyse de la rugosité de la vis :

L'analyse de la microtopographie sera réalisée sur une même vis à 4 différents stades du protocole : Etat neuf, après 5 vissages/dévisages, après 10 vissages/dévisages et après 15 vissages/dévisages.

Cette analyse sera effectuée au profilomètre optique (S NEOX, SENSOFAR[®], Barcelone, Espagne) au grossissement x10 permettant de distinguer 6 filets de vis.

Le profil d'ondulation sera supprimé pour déduire informatiquement le profil de rugosité des filets de la vis et calculer une valeur de rugosité moyenne. Le filtre utilisé sera caractérisé par un cutt-off $\lambda_c = 8\mu\text{m}$ sur chaque acquisition pour pouvoir les comparer.

Mesure des couples de vissage et dévissage :

Les 4 implants de chaque fabricant ont été coulés dans un bloc de résine transparent type résine ortho. Le col implantaire est placé au niveau équivalent à celui de l'os marginal en situation clinique. Sur chaque implant un pilier standard droit en titane a été adapté.

Pour la mesure du couple de vissage et de dévissage une jauge de couple à aiguille de marque Tohnichi modèle BTG120Z (Tohnichi America Corporation, Atlanta, USA) sera utilisée. Elle a été calibrée par une société de métrologie agréée dont le constat de vérification est accessible en Annexe.

Un tournevis prothétique de contre angle est adapté à chaque vissage dans le mandrin prévu à cet effet sur la jauge.

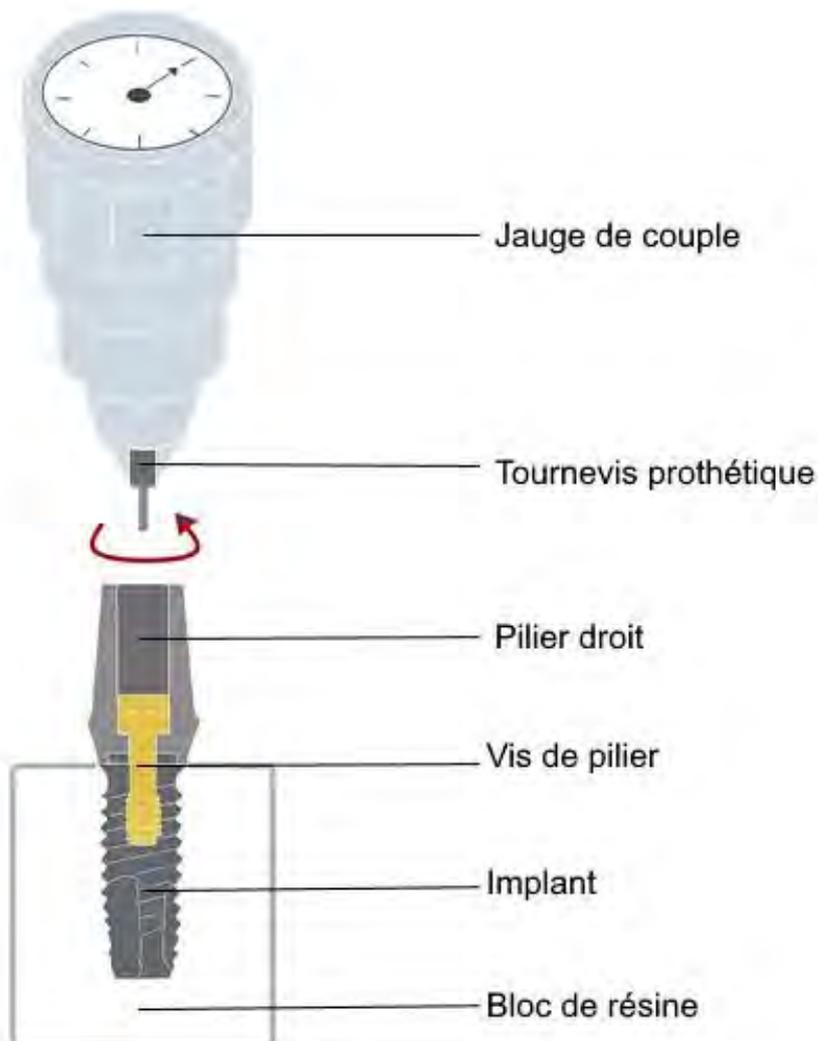


Figure 72 : Schéma explicatif du protocole expérimental

Protocole de vissage :

Le protocole de vissage est équivalent à celui utilisé dans les études similaires à ce sujet. Une humidification préalable de l'intérieur de l'implant est effectuée avant chaque vissage avec 1mL d'eau saline stérile. Ensuite les vis sont vissées une première fois au couple recommandé par le fabricant puis laissées relaxées pendant 10 minutes. Ensuite un deuxième vissage au couple recommandé est réalisé effectué. Enfin, la vis est dévissée après 5 minutes de relaxation et le couple de desserrage est enregistré avec la jauge.

Mesure de la longueur des vis :

Pour évaluer la déformation plastique résiduelle de la vis au fur et à mesure des vissages et dévissage, on réalisera une mesure de la longueur de la vis. Elle sera mesurée avec un micromètre électronique 0-25mm (Kkmoon, Allemagne) qui affiche une résolution de 1 μm à plus ou moins 2 μm .



Figure 73 : Schéma représentant la mesure d'une vis à l'aide d'un micromètre électronique (Palmer)

Statistiques :

Une analyse de la variance (ANOVA) à un facteur va permettre d'analyser les moyennes des différents groupes.

Les hypothèses nulles formulées plus haut seront utilisées :

- Les vissages et dévissages répétés n'entraînent pas de changement dimensionnel significatif de la vis de pilier
- Les vissages et dévissages répétés n'entraînent pas de changement du couple de desserrage significatif de la vis de pilier

Le risque de première espèce sera fixé à $\alpha=0,05$

3. Résultats

Etat de surface en profilométrie optique :

Les résultats complets des analyses peuvent être résumés dans les tableaux suivants, dont n représente le nombre de vissages/dévisages effectués :

Thommen				
	n=0	n=5	n=10	n=15
Paramètres				
(en μm)				
Pa	3,11501	1,16487	1,47086	1,16288
Pq	9,48183	3,48283	4,24409	3,04896
Pp	103,016	48,9301	44,5661	35,532
Pv	115,74	31,3341	47,3909	36,0932
Pz	218,757	80,2642	91,957	71,6251
Pt	218,757	80,2642	91,957	71,6251

Anthogyr				
	n=0	n=5	n=10	n=15
Paramètres				
(en μm)				
Pa	3,68629	0,491958	0,465819	0,321117
Pq	15,0222	1,34758	2,08622	1,27847
Pp	128,723	11,3339	32,8536	15,427
Pv	151,88	15,1844	22,2068	13,9782
Pz	280,603	26,5183	55,0604	29,4052
Pt	280,603	26,5183	55,0604	29,4052

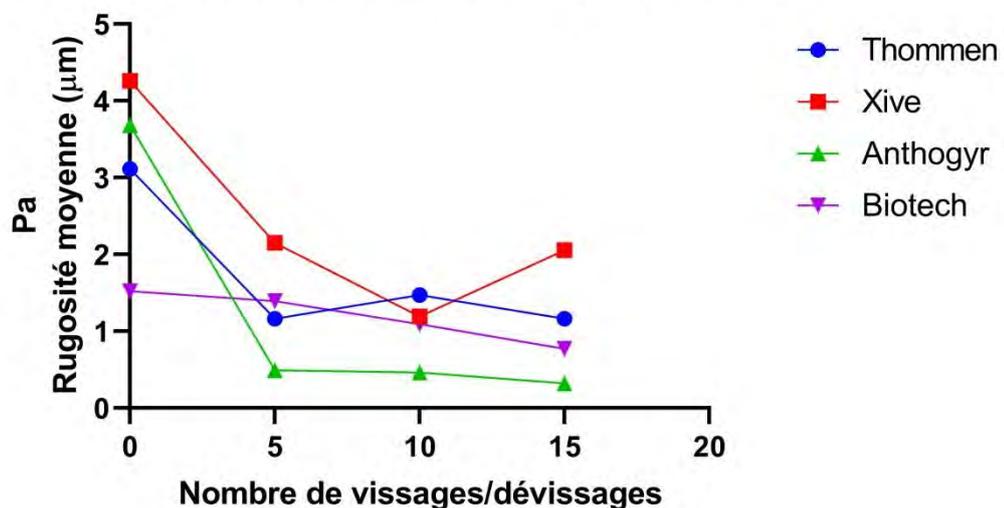
Xive

	n=0	n=5	n=10	n=15
Paramètres (en μm)				
Pa	4,26009	2,15146	1,19182	2,05689
Pq	12,1783	6,01035	3,55304	7,45956
Pp	102,2	49,311	49,6851	124,999
Pv	122,672	63,0104	25,8906	74,3753
Pz	224,872	112,321	75,5757	199,374
Pt	224,872	112,321	75,5757	199,374

Biotech

	n=0	n=5	n=10	n=15
Paramètres (en μm)				
Pa	1,52091	1,39572	1,09503	0,774007
Pq	4,035672	3,80665	3,25494	2,37001
Pp	40,9434	36,3195	43,1386	25,1418
Pv	41,5866	36,2599	45,7423	34,5463
Pz	82,53	72,5794	88,8809	59,6882
Pt	82,53	72,5794	88,8809	59,6882

**Rugosité moyenne arithmétique
en fonction du nombre de vissages/dévisages**



4. Analyse partielle des résultats :

La deuxième partie du protocole étant en fin de réalisation, les données n'ont pas encore été exploitables pour les intégrer à ce travail. L'analyse des résultats porte donc sur l'état de surface des vis qui a été faite par profilométrie optique.

Tout d'abord, la rugosité moyenne calculée des vis neuves varie du simple au double selon les systèmes avec une rugosité d'environ 1,5 μm pour les implants Biotech et 4,2 μm pour les implants Xive. Cette différence s'explique par la méthode et la qualité d'usinage du titane servant à fabriquer les vis.

Ensuite, durant les 5 premiers vissages/dévisages la rugosité moyenne arithmétique calculée semble diminuer de façon similaire sur trois des quatre systèmes (Thommen, Xive, Anthogyr) avant d'atteindre un palier. Les valeurs de rugosité moyennes aux 10^{ème} et 15^{ème} vissages sont très proches de la valeur atteinte au 5^{ème} vissage.

Discussion et perspectives :

Les irrégularités de surface des vis semblent être lissées par les vissages/dévisages successifs jusqu'à atteindre un seuil à partir du 5^{ème} vissage/dévisage. Le coefficient de friction des filetages est par conséquent diminué à partir du 5^{ème} vissage/dévisage et semble ensuite être stable. Il y a donc un changement d'état de surface de la vis durant les 5 premiers vissages/dévisages. Cette observation intéressante sera à mettre en relation avec les valeurs de couple de desserrage ainsi que des déformations plastiques des vis.

Si la rugosité moyenne des vis diminue jusqu'au 5^{ème} vissage/dévisage, les coefficients de frictions vont être diminués à partir de cet instant. Or le couple dévissage nécessaire est fonction de ces coefficients de friction. Les valeurs de couple de dévissage attendues devraient donc diminuer à partir du 5^{ème} vissage/dévisage.

Les prochains résultats sont très attendus pour pouvoir analyser l'influence de l'état de surface sur le couple de desserrage et également la déformation en longueur de la vis.

Conclusion

La vis est un élément central dans la réussite du traitement implantaire puisqu'elle permet d'assembler l'implant endo-osseux à la couronne endo-buccale. Elle assure la pérennité de la reconstitution prothétique au fil des années.

Pour maintenir sa fonction dans le temps, un protocole de vissage rigoureux doit être respecté. Par ailleurs, les dispositifs de vissages doivent être régulièrement vérifiés. Le praticien se doit de respecter chaque étape pour prévenir la survenue de complications prothétiques.

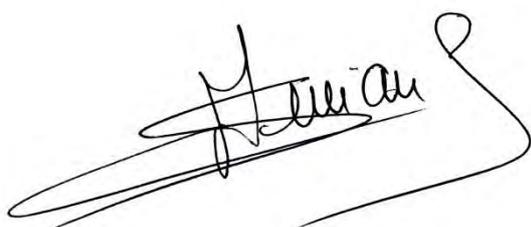
Le maintien du vissage est fonction de nombreux paramètres mécaniques dépendant de la vis (forme, diamètre, filetage, matériaux...) mais aussi du positionnement tridimensionnel de l'implant qui supportera la future réhabilitation prothétique.

Le protocole expérimental présenté met notamment en lumière les déformations subies par la vis dès le début du premier vissage qui amènent à se questionner sur la valeur d'une vis usée.

La recherche et développement autour de l'implantologie poussent les fabricants à l'innovation en matière de designs et de matériaux pour les vis. De nouveaux systèmes implantaires apparaissent sur le marché dans lesquels les vis ont été remplacées par d'autres systèmes de pression et de maintien de l'assemblage. Certains systèmes proposent même un vissage tolérant un angle entre la vis et le tournevis. Malgré ces innovations le recours au vissage est millénaire et continue d'être utilisé aujourd'hui.

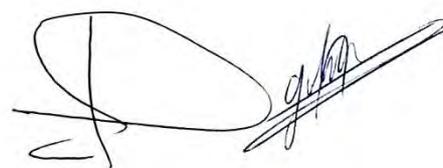
Le président du Jury et
Directeur de Thèse :

Pr Serge ARMAND



Co directeurs de Thèse :

Dr Olivier LE GAC, Dr Antoine GALIBOURG



Bibliographie

1. Wikipedia, Vis de fixation [Internet]. 2018. Available from: https://fr.wikipedia.org/wiki/Vis_de_fixation
2. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(1):76–94.
3. Bert M. Complications et Échecs en Implantologie. CdP. 1994. 57-67 p.
4. Guillot J. Modélisation et calcul des assemblages vissés . Généralités. *Tech L'Ingénieur* . 2007;33(0):0–21.
5. Majour M, Habert J. Contrôle des filetages. *Mes Dimens*. 1987;33(0).
6. Hamid R. Shafie. *Clinical and Laboratory Manual of Dental Implant Abutments* [Internet]. Wiley Blac. 2014. 23-32 p. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1002/9781118928547>
7. Jean-Luc Guillaume. La connexion implant-prothèse. *Aos*. 2013;264:9–13.
8. Noharet R, Cannas B, Gillot L. Piliers implantaires : anticiper le choix. *Inf Dent*. 2010;20:1–5.
9. Noailles J, Milley A, Beau T. La vis, clef de voûte en implantologie. *Strat prothétique*. 2009;9:289–94.
10. Wikipédia. Couple (Physique) [Internet]. 2018. Available from: [https://fr.wikipedia.org/wiki/Couple_\(physique\)](https://fr.wikipedia.org/wiki/Couple_(physique))
11. Bickford JH. *An Introduction to the Design and Behavior of Bolted Joints*. 1995;998. Available from: <http://books.google.com/books?id=gTJfdvHt1GgC>
12. Guda T, Ross TA, Lang LA, Millwater HR. Probabilistic analysis of preload in the abutment screw of a dental implant complex. *J Prosthet Dent*. 2008;100(3):183–93.
13. Haack JE, Sakaguchi RL CJ. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 1995;10:529– 536.
14. McGlumphy EA M DA, JA H. Implant screw mechanics. *Dent Clin N Am*. 1998;42:71–89.
15. Hagiwara M, Ohashi N. A New Tightening Technique for Threaded Fasteners. *J Offshore Mech Arct Eng*. 1994;
16. Wikipédia. Méthode des éléments finis [Internet]. 2018. Available from: https://fr.wikipedia.org/wiki/Méthode_des_éléments_finis
17. Swain M V, Xue J. State of the Art of Micro-CT Applications in Dental Research. *Int J Oral Sci* [Internet]. 2009;1(4):177–88. Available from: <http://www.nature.com/ijos/journal/v1/n4/abs/ijos200924a.html>
18. Rezende CEE, Griggs JA, Duan Y, Mushashe AM, Nolasco GMC, Borges AFS, et

- al. An indirect method to measure abutment screw preload: A pilot study based on micro-CT Scanning. *Braz Dent J*. 2015;26(6):596–601.
19. L. Solomon. *Elasticité linéaire*. 1968. 62-75 p.
 20. Lang L a, Kang B, Wang R-F, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosthet Dent [Internet]*. 2003;90(6):539–46. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391303006723>
 21. Jung S-W, Son M-K, Chung C-H, Kim H-J. Abrasion of abutment screw coated with TiN. *J Adv Prosthodont [Internet]*. 2009;1(2):102–6. Available from: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2994678&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
 22. Park JK, Choi JU, Jeon YC, Choi KS, Jeong CM. Effects of abutment screw coating on implant preload. *J Prosthodont*. 2010;19(6):458–64.
 23. Byrne D, Jacobs S, O’Connell B, Houston F, Claffey N. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *J Prosthodont*. 2006;15(3):164–71.
 24. de Almeida Basílio M, de Oliveira Abi-Rached F, Butignon LE, Arioli Filho JN. Influence of Liquid Lubrication on the Screw-Joint Stability of Y-TZP Implant Abutment Systems. *J Prosthodont*. 2016;26:656–8.
 25. Wu T, Fan H, Ma R, Chen H, Li Z, Yu H. Effect of lubricant on the reliability of dental implant abutment screw joint: An in vitro laboratory and three-dimension finite element analysis. *Mater Sci Eng C [Internet]*. 2017;75:297–304. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.msec.2016.11.041>
 26. Jörn D, Kohorst P, Besdo S, Rücker M, Stiesch M, Borchers L. Influence of lubricant on screw preload and stresses in a finite element model for a dental implant. *J Prosthet Dent [Internet]*. 2014;112(2):340–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.10.016>
 27. Arnetzl GV, Payer M, Falkensammer F, Arnetzl G. Effect of double conical abutment screw on implant preload. *Clin Oral Implants Res*. 2016;27(5):553–7.
 28. Coppedê AR, Faria ACL, de Mattos MDGC, Rodrigues RCS, Shibli JA, 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. *Int J Oral Maxillofac Implants [Internet]*. 2013;28(6):e321-9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24278937>
 29. Moris IC, Faria AC, Ribeiro RF, Rodrigues RC. Torque Loss of Different Abutment Sizes Before and After Cyclic Loading. *Int J Oral Maxillofac Implant [Internet]*. 2015;30(6):1256–61. Available from:

- <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26574850>
30. Mahon JM, Norling BK PR. Effect of varying fixture width on stress and strain distribution associated with an implant stack system. *Implant Dent.* 2009;9(4):310–20.
 31. Mao Z, Yi D, Cao G. Influence of sizes of abutments and fixation screws on dental implant system: a non-linear finite element analysis. *Biomed Tech.* 2017;62(4):357–64.
 32. Yeo I-S, Lee J-H, Kang T-J, Kim S-K, Heo S-J, Koak J-Y, et al. The effect of abutment screw length on screw loosening in dental implants with external abutment connections after thermocycling. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2014;29:59–62. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24451854>
 33. Misch CE. Principles for Abutment and Prosthetic Screws and Screw-Retained Components and Prostheses [Internet]. Second Edi. *Dental Implant Prosthetics.* Elsevier Inc.; 2014. 724-752 p. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-323-07845-0.00028-2>
 34. Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent.* 2001;86(1):24–32.
 35. Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont.* 1996;9(2):149–60.
 36. Carr a B, Brunski JB, Hurley E. Effects of fabrication, finishing, and polishing procedures on preload in prostheses using conventional “gold” and plastic cylinders.” *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 1997;11(5):589–98. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8908856>
 37. Carr a B, Brantley W a. Characterization of noble metal implant cylinders: as-received cylinders and cast interfaces with noble metal alloys. *J Prosthet Dent.* 1996;75(1):77–85.
 38. Ozkomur A, Ucar Y, Ekren O, Arai Shinkai RS, Teixeira ER. Characterization of the interface between cast-to Co-Cr implant cylinders and cast Co-Cr alloys. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2016;115(5):592–600. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.07.021>
 39. Ucar Y, Brantley WA, Johnston WM, Iijima M, Han DS, Dasgupta T. Microstructure, elemental composition, hardness and crystal structure study of the interface between a noble implant component and cast noble alloys. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2011;106(3):170–8. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(11\)60116-9](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(11)60116-9)
 40. Ucar Y, Brantley WA, Bhattiprolu SN, Johnston WM, McGlumphy EA.

- Characterization of cast-to implant components from five manufacturers. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2009;102(4):216–23. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(09\)60156-6](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(09)60156-6)
41. Schmitt CM, Nogueira-Filho G, Tenenbaum HC, Lai JY, Brito C, Döring H, et al. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: A systematic review. *J Biomed Mater Res - Part A*. 2014;102(2):552–74.
 42. Pardal-Peláez B, Montero J. Preload loss of abutment screws after dynamic fatigue in single implant-supported restorations. A systematic review. *J Clin Exp Dent*. 9(11):e1355–61.
 43. Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent*. 1999;82(4):436–40.
 44. Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick KG. Implant Screw Mechanics and the Settling Effect: An Overview. *J Oral Implantol* [Internet]. 2003;29(5):242–5. Available from: <http://www.joionline.org/doi/abs/10.1563/1548-1336%282003%29029%3C0242%3AISMAT%3E2.3.CO%3B2>
 45. Khraisat A. Influence of abutment screw preload on stress distribution in marginal bone. *Int J Oral Maxillofac Implant* [Internet]. 2012;27:303–7. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22442768>
 46. Hill EE, Phillips SM, Breeding LC. Implant abutment screw torque generated by general dentists using a hand driver in a limited access space simulating the mouth. *J Oral Implantol*. 2007;33(5):277–9.
 47. Britton-Vidal E, Baker P, Mettenburg D, Pannu DS, Looney SW, Londono J, et al. Accuracy and precision of as-received implant torque wrenches. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2014;112(4):811–6. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.06.002>
 48. Kim D-G, Cho L-R PC-J. Comparison of the torque stability of implant torque controllers. *J Korean Dent Sci*. 2009;2:19–27.
 49. Albayrak H, Gumus HO, Tursun F, Kocaagaoglu HH, Kilinc HI. Accuracy of torque-limiting devices: A comparative evaluation. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2017;117(1):81–6. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.07.005>
 50. McCracken MS, Mitchell L, Hegde R, Mavalli MD. Variability of mechanical torque-limiting devices in clinical service at a US dental school. *J Prosthodont*. 2010;19(1):20–4.
 51. Neugebauer J, Petermüller S, Scheer M, Happe A, Faber F-J, Zoeller J. Comparison of Design and Torque Measurements of Various Manual Wrenches. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2015;30(3):526–33. Available from:

- http://quintpub.com/journals/omi/abstract.php?iss2_id=1301&article_id=15316&article=5&title=Comparison of Design and Torque Measurements of Various Manual Wrenches#.VWcrSqahwuE
52. Vallee MC, Conrad HJ, Basu S, Seong WJ. Accuracy of friction-style and spring-style mechanical torque limiting devices for dental implants. *J Prosthet Dent*. 2008;100(2):86–92.
 53. L’Homme-Langlois E, Yilmaz B, Chien HH, McGlumphy E. Accuracy of mechanical torque-limiting devices for dental implants. *J Prosthet Dent [Internet]*. 2015;114(4):524–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.03.003>
 54. Mitrani R, Nicholls JI, Phillips KM MT. Accuracy of electronic implant torque controllers following time in clinical service. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 2001;16(3):394–9.
 55. Gutierrez J, Nicholls JI, Libman WJ BT. Accuracy of the implant torque wrench following time in clinical service. *Int J Prosthodont*. 1997;10(6):562–7.
 56. Erdem MA, Karatasli B, Dinçer Kose O, Kose TE, Çene E, Aydın Aya S, et al. The Accuracy of New and Aged Mechanical Torque Devices Employed in Five Dental Implant Systems. *Biomed Res Int [Internet]*. 2017;2017:1–6. Available from: <https://www.hindawi.com/journals/bmri/2017/8652720/>
 57. Yilmaz B, L’Homme-Langlois E, Beck FM, McGlumphy E. Effect of long-term steam autoclaving on changes in torque delivery of spring- and friction-type torque wrenches. *J Prosthet Dent [Internet]*. 2016;115(6):718–21. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.11.001>
 58. Cantwell A, Hobkirk J a. Preload loss in gold prosthesis-retaining screws as a function of time. *Int J Oral Maxillofac Implants [Internet]*. 2004;19(1):124–32. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14982365>
 59. Rocha Bernardes S, Chiarello de Mattos M da G, Hobkirk J, Faria Ribeiro R. Loss of Preload in Screwed Implant Joints as a Function of Time and Tightening/Untightening Sequences. *Int J Oral Maxillofac Implants [Internet]*. 2014;29(1):89–96. Available from: http://www.quintpub.com/journals/omi/abstract.php?article_id=13861
 60. Baixe S, Tenenbaum H, Etienne O. Pénétration microbienne dans la connectique pilier-implant: revue de littérature. *Rev Stomatol Chir Maxillofac Chir Orale*. 2016;117(1):20–5.
 61. D’Ercole S, Tetè S, Catamo G, Sammartino G, Femminella B, Tripodi D, et al. Microbiological and biochemical effectiveness of an antiseptic gel on the bacterial contamination of the inner space of dental implants: A 3-month human longitudinal

- study. *Int J Immunopathol Pharmacol*. 2009;22(4):1019–26.
62. Paolantonio M, Perinetti G, D'Ercole S, Graziani F, Catamo G, Sammartino G, et al. Internal Decontamination of Dental Implants: An In Vivo Randomized Microbiologic 6-Month Trial on the Effects of a Chlorhexidine Gel. *J Periodontol* [Internet]. 2008;79(8):1419–25. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1902/jop.2008.070660>
 63. Asli HN, Saberi BV FA. In vitro effect of chlorhexidine gel on torque and detorque values of implant abutment screw. *Indian J Dent Res*. 2017;28(3):314–9.
 64. Lee H-W, Alkumru H, Ganss B, Lai JY, Ramp L, Liu P-R. The Effect of Contamination of Implant Screws on Reverse Torque. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2015;30(5):1054–60. Available from: http://quintpub.com/journals/omi/abstract.php?iss2_id=1330&article_id=15652&article=10&title=The Effect of Contamination of Implant Screws on Reverse Torque#.VgGUkEWhxkA
 65. Bakaeen LG, Winkler S NP. The effect of implant diameter, restoration design, and occlusal table variations on screw loosening of posterior single-tooth implant restorations. *J Oral Implantol*. 2001;27(2):63–72.
 66. Siamos G, Winkler S, Boberick KG. The Relationship Between Implant Preload and Screw Loosening on Implant-supported Prostheses. *J Oral Implantol* [Internet]. 2002;28(2):67–73. Available from: <http://www.joionline.org/doi/abs/10.1563/1548-1336%282002%29028%3C0067%3ATRIP%3E2.3.CO%3B2>
 67. Le Gall M. G. L.J.F. La Fonction occlusale : implications cliniques [Internet]. Editions C. 2011. 213-217 p. Available from: www.editionsmdp.fr
 68. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent*. 2004;91(2):144–50.
 69. Anitua E, Tapia R, Luzuriaga F, Orive G. Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: A Finite Element Analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent* [Internet]. 2010;30(1):89–95. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20224835>
 70. Torcato LB, Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Santiago Júnior JF, De Faria Almeida DA. Influence of parafunctional loading and prosthetic connection on stress distribution: A 3D finite element analysis. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2015;114(5):644–51. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.04.018>
 71. Wang RF, Kang B, Lang LA, Razzoog ME. The dynamic natures of implant loading. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2009;101(6):359–71. Available from:

- [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(09\)60079-2](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(09)60079-2)
72. Alvarez-Arenal A, Segura-Mori L, Gonzalez-Gonzalez I, Gago A. Stress distribution in the abutment and retention screw of a single implant supporting a prosthesis with platform switching. *Int J Oral Maxillofac Implant* [Internet]. 2013;28(3):112–21. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23748329>
 73. Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent*. 2004;91(4):319–25.
 74. NEUMANN EAF, VILLAR CC, FRANÇA FMG. Fracture resistance of abutment screws made of titanium, polyetheretherketone, and carbon fiber-reinforced polyetheretherketone. *Braz Oral Res* [Internet]. 2014;28(1):1–5. Available from: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1806-83242014000100239&lng=en&tlng=en
 75. Moreira W, Hermann C, Pereira JT, Balbinoti JA, Tiozzi R. A three-dimensional finite element study on the stress distribution pattern of two prosthetic abutments for external hexagon implants. *Eur J Dent*. 2013;7(4):484–91.
 76. Torcato LB, Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, De Souza Batista VE, De Toledo Piza Lopes LF. Effect of the parafunctional occlusal loading and crown height on stress distribution. *Braz Dent J*. 2014;25(6):554–60.
 77. Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquins M. Influence of Implant Length and Bicortical Anchorage on Implant Stress Distribution. *Clin Implant Dent Relat Res* [Internet]. 2003;5(4):254–62. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1708-8208.2003.tb00208.x>
 78. Fillion M. Gestion des complications en prothese supra-implantaire. *Le Fil Dent*. 2010;56:50–4.
 79. Rafik V, Daidié A, Combes B. Etude numérique du mouvement vis-écrou dans le dévissage spontané sous sollicitations transverses. 15e Colloq Natl AIP-Priméca. 2017;(Figure 2):1–6.
 80. Theoharidou A, Petridis HP, Tzannas K, Garefis P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;23(4):681–90.
 81. Jung RE, Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, Thoma DS. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(SUPPL.6):2–21.
 82. Salinas T, Eckert S. Implant-Supported Single Crowns Predictably Survive to Five Years with Limited Complications. *J Evid Based Dent Pract*. 2010;10(1):56–7.

83. Kourtis S, Damanaki M, Kaitatzidou S, Kaitatzidou A, Roussou V. Loosening of the fixing screw in single implant crowns: predisposing factors, prevention and treatment options. *J Esthet Restor Dent*. 2017;29(4):233–46.
84. Junker GH. New criteria for self-loosening of fasteners under vibration. *SAE Int Automot Eng Congr Pap*. 1969;no690055:934–9.
85. P. Boudrias. Vis de pilier fracturées : analyse de la problématique et techniques de récupération. *J l'ordre des Dent du Québec*. 2012;49(5):6–11.
86. Bozini T, Petridis H, Garefis K, Garefis P. A meta-analysis of prosthodontic complication rates of implant-supported fixed dental prostheses in edentulous patients after an observation period of at least 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(2):304–18.
87. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19(2):119–30.
88. Tey VHS, Phillips R, Tan K. Five-year retrospective study on success, survival and incidence of complications of single crowns supported by dental implants. *Clin Oral Implants Res*. 2017;28(5):620–5.
89. Chichou A. Les complications prothétiques en prothèse fixe supra-implantaire. *Le Fil Dent*. 2012;76:26–34.
90. Al Jabbari YS, Fournelle R, Ziebert G, Toth J, Iacopino AM. Mechanical behavior and failure analysis of prosthetic retaining screws after long-term use in vivo. Part 4: Failure analysis of 10 fractured retaining screws retrieved from three patients. *J Prosthodont*. 2008;17(3):201–10.
91. Arshad M, Mahgoli H, Payaminia L. Effect of Repeated Screw Joint Closing and Opening Cycles and Cyclic Loading on Abutment Screw Removal Torque and Screw Thread Morphology: Scanning Electron Microscopy Evaluation. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2017;11–5. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28938027> http://quintpub.com/journals/omi/abstract.php?iss2_id=1141&article_id=17754
92. Guzaitis KL, Knoernschild KL, Viana MAG. Effect of repeated screw joint closing and opening cycles on implant prosthetic screw reverse torque and implant and screw thread morphology. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2011;106(3):159–69. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(11\)60115-7](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(11)60115-7)
93. Butkevica A, Nathanson D, Pober R, Strating H. Measurements of Repeated Tightening and Loosening Torque of Seven Different Implant/Abutment Connection Designs and Their Modifications: An In Vitro Study. *J Prosthodont*. 2018;27(2):153–61.

94. Lavrentiadis G, Yousef H, Luke A, Flinton R. Changes in abutment screw dimensions after off-axis loading of implant-supported crowns: A pilot study. *Implant Dent.* 2009;18(5):447–53.
95. Dhingra a, Weiner S, Luke a C, Ricci JL. Analysis of dimensional changes in the screw and the surface topography at the interface of a titanium screw and a zirconia abutment under cyclic loading: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2013;28:661–9.
96. Setia G, Yousef H, Ehrenberg D, Luke A, Weiner S. The effects of loading on the preload and dimensions of the abutment screw for a 3-unit cantilever-fixed prosthesis design. *Implant Dent.* 2013;22(4):414–21.
97. Yousef H, Luke A, Ricci J, Weiner S. Analysis of changes in implant screws subject to occlusal loading: A preliminary analysis. *Implant Dent.* 2005;14(4):378–85.
98. Blateyron F. Guide de métrologie des surfaces [Internet]. [cited 2018 Oct 17]. Available from: <https://guide.digitalsurf.com/fr/guide-parametres-profils.html>

Iconographie

FIGURE 1 L'ENSEMBLE PROTHESE ET SUPRASTRUCTURE EST TRANSVISSEE A TRAVERS LA COURONNE DIRECTEMENT A L'IMPLANT, SCHEMA PERSONNEL

FIGURE 2 LA SUPRASTRUCTURE EST VISSEE A L'IMPLANT. LA PROTHESE EST SECONDAIREMENT SCLEE, SCHEMA PERSONNEL

FIGURE 3 LA PREMIERE VIS ASSEMBLE L'IMPLANT ET LA SUPRASTRUCTURE. LA DEUXIEME VIS FIXE LA PROTHESE A LA SUPRASTRUCTURE, SCHEMA PERSONNEL

FIGURE 4 LES DIFFERENTES PARTIES D'UNE VIS DE SUPRASTRUCTURE IMPLANTAIRE : NOBELBIOCARE. CLINICAL-SCREW-FOR-THOMMEN-3-5. *STORE.NOBELBIOCARE*. [EN LIGNE] [CITATION : 9 AVRIL 2018.]
[HTTPS://STORE.NOBELBIOCARE.COM/CH/FR/CLINICAL-SCREW-FOR-THOMMEN-3-5](https://store.nobelbiocare.com/ch/fr/clinical-screw-for-thommen-3-5)

FIGURE 5 DIFFERENTES FORMES DE TETES DE VIS, HAMID R. SHAFIE. CLINICAL AND LABORATORY MANUAL OF DENTAL IMPLANT ABUTMENTS [INTERNET]. WILEY BLAC. 2014. 23-32 P. AVAILABLE FROM:
[HTTP://DOI.WILEY.COM/10.1002/9781118928547](http://doi.wiley.com/10.1002/9781118928547)

FIGURE 6 DIFFERENTES FORMES DE COL DE VIS, NOBELBIOCARE. CLINICAL-SCREW. *STORE.NOBELBIOCARE*. [EN LIGNE] [CITATION : 9 AVRIL 2018.]
[HTTPS://STORE.NOBELBIOCARE.COM/CH/FR/CATALOGSEARCH/RESULT/INDEX/?__FROM_STORE=INTERNATIONAL_EN&CAT=1815&DIR=ASC&ORDER=NAME&Q=NOBEL+BIOCARE&REDIRECT=TRUE](https://store.nobelbiocare.com/ch/fr/catalogsearch/result/index/?__from_store=INTERNATIONAL_EN&CAT=1815&DIR=ASC&ORDER=NAME&Q=NOBEL+BIOCARE&REDIRECT=TRUE)

FIGURE 7 TRIANGLE GENERATEUR DU FILETAGE, MAJOUR M, HABERT J. CONTROLE DES FILETAGES. *MES DIMENS*. 1987;33(0).

FIGURE 8 ANGLE D'HELICE, MAJOUR M, HABERT J. CONTROLE DES FILETAGES. *MES DIMENS*. 1987;33(0).

FIGURE 9 CONTACT AVEC L'ARETE SUPERIEURE DE LA VIS MISCH CE. PRINCIPLES FOR ABUTMENT AND PROSTHETIC SCREWS AND SCREW-RETAINED COMPONENTS AND PROSTHESES [INTERNET]. SECOND EDI. DENTAL IMPLANT PROSTHETICS. ELSEVIER INC.; 2014. 724-752 P. AVAILABLE FROM: [HTTP://DX.DOI.ORG/10.1016/B978-0-323-07845-0.00028-2](http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-323-07845-0.00028-2)

FIGURE 10 LE ROLE CENTRAL DE LA VIS : PERENNISER LA CONNEXION IMPLANT-PILIER thommen-implant-system. *thommenmedical*. [En ligne] [Citation : 10 Avril 2018.]
<http://www.thommenmedical.com/en/for-clinicians/thommen-implant-system/thommen-implant-system.html>.

FIGURE 11 ANALOGIE D'UN SYSTEME VIS-ECROU AVEC UN SYSTEME IMPLANTAIRE, SCHEMA PERSONNEL

FIGURE 12 LA FLECHE T REPRESENTE LE COUPLE, F1 ET F2 ETANT LES DEUX FORCES EGALES ET OPPOSEES. LE SOLIDE EST MIS EN ROTATION SELON L'AXE DE LA FLECHE ROUGE
WIKIPEDIA. COUPLE (PHYSIQUE) [INTERNET]. 2018. AVAILABLE FROM:
[HTTPS://FR.WIKIPEDIA.ORG/WIKI/COUPLE_\(PHYSIQUE\)](https://fr.wikipedia.org/wiki/Couple_(physique))

FIGURE 13 LE COUPLE e EST APPLIQUE LA VIS DE PILIER QUI PROVOQUE LA TENSION DE LA VIS, MISCH CE. PRINCIPLES FOR ABUTMENT AND PROSTHETIC SCREWS AND SCREW-RETAINED COMPONENTS AND PROSTHESES [INTERNET]. SECOND EDI. DENTAL IMPLANT PROSTHETICS. ELSEVIER INC.; 2014. 724-752 P. AVAILABLE FROM: [HTTP://DX.DOI.ORG/10.1016/B978-0-323-07845-0.00028-2](http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-323-07845-0.00028-2)

FIGURE 14 DEFINITION DU RAYON MOYEN ET DES ANGLES DU FILETAGE, GUILLOT J. MODELISATION ET CALCUL DES ASSEMBLAGES VISSÉS . GENERALITES. TECH L'INGENIEUR . 2007;33(0):0–21.

FIGURE 15 LES DIAMETRES DE LA VIS ET DE SON FILETAGE, SCHEMA PERSONNEL

FIGURE 16 LES SOLLICITATIONS D'UN ASSEMBLAGE VISSÉ, SCHEMA PERSONNEL

FIGURE 17 PROCÉDURE DE VISSAGE/DÉVISSAGE, HAGIWARA M, OHASHI N. A NEW TIGHTENING TECHNIQUE FOR THREADED FASTENERS. J OFFSHORE MECH ARCT ENG. 1994

FIGURE 18 JAUGE DE COUPLE ELECTRONIQUE (OMEGA, 2018) DIGITAL TORQUE METER. WWW.OMEGA.FR [EN LIGNE] 2018. [CITATION : 17 MARS 2018] [HTTPS://WWW.OMEGA.FR/PPTST/HHTQ88.HTML](https://www.omega.fr/pptst/hhtq88.html)

FIGURE 19 JAUGE DE COUPLE MECANIQUE A AIGUILLE (TOHNICHI, 2018) TORQUE GAUGE. WWW.TOHNICHI.COM. [EN LIGNE] 2018. [CITATION : 17 MARS 2018.] [HTTPS://WWW.TOHNICHI.COM/PRODUCTS/TORQUE-WATCH-GAUGE-ATG.HTM](https://www.tohnichi.com/products/torque-watch-gauge-atg.htm).

FIGURE 20 EXEMPLE DE MODELISATION 3D LORS DE L'UTILISATION DE LA METHODE DES ELEMENTS FINIS Lang L a, Kang B, Wang R-F, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. J Prosthet Dent [Internet]. 2003;90(6):539–46. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391303006723>

FIGURE 21 EXEMPLE D'UNE COUPE OBTENUE PAR MICRO TOMOGRAPHIE INFORMATISEE Rezende CEE, Griggs JA, Duan Y, Mushashe AM, Nolasco GMC, Borges AFS, et al. An indirect method to measure abutment screw preload: A pilot study based on micro-CT Scanning. Braz Dent J. 2015;26(6):596–601.

FIGURE 22 DISPOSITIF DE MICRO TOMOGRAPHIE INFORMATISEE Bruker. Micro CT Bruker. [En ligne] [Citation : 5 Avril 2018.] <http://bruker-microct.com/products/1174.htm>.

FIGURE 23 COURBE SCHEMATIQUE DU COMPORTEMENT D'UN SOLIDE, SCHEMA PERSONNEL

FIGURE 24 SCHEMATISATION DU COMPORTEMENT D'UN RESSORT EN FONCTION DE LA TENSION APPLIQUEE Wikipedia. Hooke's law. Wikipedia the free encyclopedia. [En ligne] [Citation : 5 Avril 2018.] https://en.wikipedia.org/wiki/Hooke%27s_law.

FIGURE 25 RELATION ENTRE LA LUBRIFICATION ET LA FIABILITE DE L'ASSEMBLAGE IMPLANTAIRE T.Wu, Materials and Engineering C75 (2017) 297-304 Wu T, Fan H, Ma R, Chen H, Li Z, Yu H. Effect of lubricant on the reliability of dental implant abutment screw joint: An in vitro laboratory and three-dimension finite element analysis. Mater Sci Eng C [Internet]. 2017;75:297–304. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.msec.2016.11.041>

FIGURE 26 VIS A TETE CONIQUE biohorizons. internalsingle-stage-abutment-screw. [En ligne] [Citation : 5 Avril 2018.] <http://esstore.biohorizons.com/internalsingle-stage-abutment-screw>.

FIGURE 27 VIS A TETE PLATE Implantlogistics. implantlogistics. [En ligne] [Citation : 5 Avril 2018.] <http://implantlogistics.com/Accessories/abutment-screw-as310>.

FIGURE 28 INTERFACE ENTRE LA VIS ET L'IMPLANT

Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent.* 2001;86(1):24–32.

FIGURE 29 REPRESENTATION DU JEU ROTATIONNEL DU AU MAUVAIS AJUSTEMENT DES PIECES

Misch CE. Principles for Abutment and Prosthetic Screws and Screw-Retained Components and Prostheses [Internet]. Second Edi. *Dental Implant Prosthetics.* Elsevier Inc.; 2014. 724-752 p. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-323-07845-0.00028-2>

FIGURE 30 UN DIAMETRE PLUS LARGE DE PLATEFORME DIMINUE LA CONTRAINTE APPLIQUEE A LA VIS DE SUPRASTRUCTURE

Misch CE. Principles for Abutment and Prosthetic Screws and Screw-Retained Components and Prostheses [Internet]. Second Edi. *Dental Implant Prosthetics.* Elsevier Inc.; 2014. 724-752 p. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-323-07845-0.00028-2>

FIGURE 31 LA HAUTEUR PLUS GRANDE DE L'HEXAGONE EXTERNE DIMINUE LA CONTRAINTE APPLIQUEE A LA VIS DE SUPRASTRUCTURE, LE MAXIMUM ATTEINT A 1MM

Misch CE. Principles for Abutment and Prosthetic Screws and Screw-Retained Components and Prostheses [Internet]. Second Edi. *Dental Implant Prosthetics.* Elsevier Inc.; 2014. 724-752 p. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-323-07845-0.00028-2>

FIGURE 32 COURBE SCHEMATIQUE DU COMPORTEMENT D'UN SOLIDE , SCHEMA PERSONNEL

FIGURE 33 TOURNEVIS DYNAMOMETRIQUE ELECTRONIQUE

Precisiondental. NSK Dental Handpieces . *precisiondental.* [En ligne] [Citation : 5 Avril 2018.] <https://www.precisiondental.ca/product-brand/nsk/page/26/>.

FIGURE 34 CLE DYNAMOMETRIQUE A RESSORT

Nobelbiocare. torque-wrenches. *store.nobelbiocare.* [En ligne] [Citation : 5 Avril 2018.] <https://store.nobelbiocare.com/international/en/instruments-and-accessories/torque-wrenches>.

FIGURE 35 CLE DYNAMOMETRIQUE A FRICTION

Salvin Dental Specialties. Meisinger-Adjustable-Torque-Wrench-Ratchet. [En ligne] [Citation : 5 Avril 2018.] <http://www.salvin.com/Meisinger-Adjustable-Torque-Wrench-Ratchet-pluMEIS-TORQ-RATCHET.html>.

FIGURE 36 TOURNEVIS MANUEL SIMPLE

Nobelbiocare. tournevis-manuel. *store.nobelbiocare.* [En ligne] [Citation : 5 Avril 2018.] <https://store.nobelbiocare.com/fr/fr/instrument-et-accessoire/tournevis/tournevis-manuel>.

FIGURE 37 COMPARAISON DES CENTRES DE ROTATIONS DE LA DENT ET DE L'IMPLANT, SCHEMA PERSONNEL
INSPIRATION : LE GALL M. G. LJF. LA FONCTION OCCLUSALE : IMPLICATIONS CLINIQUES [INTERNET].
EDITIONS C. 2011. 213-217 P. AVAILABLE FROM: WWW.EDITIONSCDP.FR

FIGURE 38 DISTRIBUTION DES CONTRAINTES AU NIVEAU DE L'IMPLANT

ESKITASCIUGLU G, USUMEZ A, SEVIMAY M, SOYKAN E, UNSAL E. THE INFLUENCE OF OCCLUSAL LOADING LOCATION ON STRESSES TRANSFERRED TO IMPLANT-SUPPORTED PROSTHESES AND SUPPORTING BONE: A THREE-DIMENSIONAL FINITE ELEMENT STUDY. J PROSTHET DENT. 2004;91(2):144–50.

FIGURE 39 COUPE DE L'INTERFACE ENTRE UN IMPLANT ET LA VIS DE SUPRASTRUCTURE

Misch CE. Principles for Abutment and Prosthetic Screws and Screw-Retained Components and Prostheses [Internet]. Second Edi. Dental Implant Prosthetics. Elsevier Inc.; 2014. 724-752 p. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-323-07845-0.00028-2>

FIGURE 40 VIS A FILETAGE CONTINU JUSQU'À L'EXTREMITÉ

Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. J Prosthet Dent. 2004;91(4):319–25.

FIGURE 41 VIS À FILETAGE LIMITÉ

Torcato LB, Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, De Souza Batista VE, De Toledo Piza Lopes LF. Effect of the parafunctional occlusal loading and crown height on stress distribution. Braz Dent J. 2014;25(6):554–60.

FIGURE 42 LORSQUE LA VIS SE DETEND ET SE RACCOURCIT, ELLE AUTORISE L'ÉLOIGNEMENT DES PIÈCES, SCHEMA PERSONNEL

FIGURE 43 UNE VIS AGIT COMME UN RESSORT QUI ASSEMBLE DEUX ÉLÉMENTS, SCHEMA PERSONNEL

FIGURE 44 INCIDENCE DU DEVISSAGE ET DES FRACTURES DE VIS

Kourtis S, Damanaki M, Kaitatzidou S, Kaitatzidou A, Roussou V. Loosening of the fixing screw in single implant crowns: predisposing factors, prevention and treatment options. J Esthet Restor Dent. 2017;29(4):233–46.

FIGURE 45 LA FORCE 2 DE DIRECTION LATÉRALE PERMET DE VAINCRE LES FROTTEMENTS ET FACILITER LE DÉPLACEMENT DE A VERS B

Bickford JH. An Introduction to the Design and Behavior of Bolted Joints. 1995;998. Available from: <http://books.google.com/books?id=gTJfdvHt1GgC>

FIGURE 46 LA MISE EN ROTATION DU BOUCHON PERMET DE VAINCRE LES FORCES DE FRICTION ET FACILITE SON EXTRACTION

Atelierduvin. bilame-594. *atelierduvin*. [En ligne] [Citation : 5 Avril 2018.] <http://www.atelierduvin.com/bilame-594.html>.

FIGURE 47 LA VIBRATION MONTÉE PAR LA DOUBLE FLECHE VA PERMETTRE AU CUBE DE DESCENDRE EN ANNULANT LES FORCES DE FRICTIONS

Bickford JH. An Introduction to the Design and Behavior of Bolted Joints. 1995;998. Available from: <http://books.google.com/books?id=gTJfdvHt1GgC>

FIGURE 48 PERTE DE PRECHARGE EN FONCTION DES CYCLES DE CONTRAINTES APPLIQUÉES

Bickford JH. An Introduction to the Design and Behavior of Bolted Joints. 1995;998. Available from: <http://books.google.com/books?id=gTJfdvHt1GgC>

FIGURE 49 VIS A FILETAGE CONTINU JUSQU'À L'EXTREMITÉ

Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. J Prosthet Dent. 2004;91(4):319–25.

FIGURE 50 VIS À FILETAGE LIMITÉ

Torcato LB, Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, De Souza Batista VE, De Toledo Piza Lopes LF. Effect of the parafunctional occlusal loading and crown height on stress distribution. Braz Dent J. 2014;25(6):554–60.

FIGURE 51 : FRACTURE AU MILIEU DU FILETAGE

Al Jabbari YS, Fournelle R, Ziebert G, Toth J, Iacopino AM. Mechanical behavior and failure analysis of prosthetic retaining screws after long-term use in vivo. Part 4: Failure analysis of 10 fractured retaining screws retrieved from three patients. J Prosthodont. 2008;17(3):201–10.

FIGURE 52 : LOGO DE L'UNIVERSITE TOULOUSE III PAUL SABATIER, [EN LIGNE] [CITATION : 27 OCT 2018.]

[HTTP://WWW.UNIV-TLSE3.FR/](http://www.univ-tlse3.fr/)

FIGURE 53: LOGO DU CENTRE INTERUNIVERSITAIRE DE RECHERCHE ET D'INGENIERIE DES MATERIAUX (CIRIMAT),

[EN LIGNE] [CITATION : 27 OCT 2018.], [HTTP://WWW.CIRIMAT.CNRS.FR/](http://www.cirimat.cnrs.fr/)

FIGURE 54: MESURE DE LA LONGUEUR DE LA VIS, SCHEMA PERSONNEL

FIGURE 55 : PROFILOMETRE S NEOX, SENSO FAR, BARCELONE , ESPAGNE, [EN LIGNE] [CITATION : 27 OCT

2018.], [HTTPS://WWW.SENSO FAR.COM/WP-CONTENT/UPLOADED/2018/06/BROCHURE-S-NEOX-V7-EN-WEB.PDF](https://www.sensofar.com/wp-content/uploads/2018/06/BROCHURE-S-NEOX-V7-EN-WEB.PDF)

FIGURE 56 : OBSERVATION EN MICROSCOPIE OPTIQUE X20, PHOTOGRAPHIE PERSONNELLE

FIGURE 57 : ANALYSE ET INTERPRETATION 3D PAR L'ORDINATEUR, RESULTAT DE L'ECHANTILLON AU

PROFILOMETRE : S NEOX, SENSO FAR, BARCELONE , ESPAGNE

FIGURE 58 : PROFIL PRIMAIRE DE LA SURFACE DE L'OBJET, RESULTAT DE L'ECHANTILLON AU PROFILOMETRE : S

NEOX, SENSO FAR, BARCELONE , ESPAGNE

FIGURE 59 : PROFIL DE RUGOSITE : APRES APPLICATION D'UN FILTRE ET SUPPRESSION DU PROFIL D'ONDULATION,

RESULTAT DE L'ECHANTILLON AU PROFILOMETRE : S NEOX, SENSO FAR, BARCELONE , ESPAGNE

FIGURE 60 : CALCUL DE LA RUGOSITE MOYENNE AVEC 5 LONGIUEURS DE BASE, LA RUGOSITE EST CALCULEE SUR

CHAQUE SEGMENT PUIS UNE MOYENNE EST REALISEE, , [EN LIGNE] [CITATION : 27 OCT 2018.],

[HTTPS://GUIDE.DIGITALSURF.COM/FR/GUIDE-PARAMETRES-PROFILS.HTML](https://guide.digitalsurf.com/fr/guide-parametres-profils.html)

FIGURE 61 : ANALYSE PAR PROFILOMETRIE DE LA VIS BIOTECH, RESULTAT DE L'ECHANTILLON AU PROFILOMETRE : S

NEOX, SENSO FAR, BARCELONE , ESPAGNE

FIGURE 62 : ANALYSE PAR PROFILOMETRIE DE LA VIS THOMMEN NEUVE, RESULTAT DE L'ECHANTILLON AU PROFILOMETRE : S NEOX, SENSO FAR, BARCELONE , ESPAGNE

FIGURE 63 : ANALYSE PAR PROFILOMETRIE DE LA VIS THOMMEN USEE, RESULTAT DE L'ECHANTILLON AU PROFILOMETRE : S NEOX, SENSO FAR, BARCELONE , ESPAGNE

FIGURE 64 : OBSERVATION AU MICROSCOPE (x20) DE LA VIS BIOTECH, RESULTAT DE L'ECHANTILLON AU PROFILOMETRE : S NEOX, SENSO FAR, BARCELONE , ESPAGNE

FIGURE 65 : OBSERVATION AU MICROSCOPE (x20) DE LA VIS THOMMEN NEUVE, RESULTAT DE L'ECHANTILLON AU PROFILOMETRE : S NEOX, SENSO FAR, BARCELONE , ESPAGNE

FIGURE 66 : OBSERVATION AU MICROSCOPE (x20) DE LA VIS THOMMEN USEE, RESULTAT DE L'ECHANTILLON AU PROFILOMETRE : S NEOX, SENSO FAR, BARCELONE , ESPAGNE

FIGURE 67 : COUPE DE LA VIS THOMMEN NEUVE AU MICRO-CT, VUE DU LOGICIEL VG STUDIO MAX 2.1

FIGURE 68 : ZOOM DU FILETAGE DE LA VIS APRES RECONSTITUTION DU VOLUME, VUE DU LOGICIEL VG STUDIO MAX 2.1

FIGURE 69 : VUE GLOBALE DE LA VIS A PARTIR DU FICHIER .STL, VUE DU LOGICIEL SOLIDWORKS 2010

FIGURE 70 : JAUGE DE COUPLE TOHNICHI BTG120Z, PHOTOGRAPHIE PERSONNELLE

FIGURE 71 : LES 4 IMPLANTS ONT ETE COULES DANS UN BLOC DE RRESINE ACRYLIQUE, PHOTOGRAPHIE PERSONNELLE

FIGURE 72 : SCHEMA EXPLICATIF DU PROCOTOLE EXPERIMENTAL, SCHEMA PERSONNEL

FIGURE 73 : SCHEMA REPRESENTANT LA MESURE D'UNE VIS A L'AIDE D'UN MICROMETRE ELECTRONIQUE (PALMER), SCHEMA PERSONNEL

Annexes:

Annexe 1 : Constat de vérification du tournevis dynamométrique (3 pages)



Métrologie & Contrôles réglementaires

AGENCE DE MARSEILLE

ZA Verdière 1 - 3, rue Ampère
13880 VELAUX

Tél. : 04.42.75.36.66

Fax : 09.73.31.54.29

E-mail: ct.marseille@manumasure.fr

Dossier : 124238/1

File

CONSTAT DE VÉRIFICATION

VERIFICATION REPORT

N° 70QC9831

L'instrument est déclaré CONFORME aux Erreurs Maximales Tolérées.

This instrument complies with Maximum Permissible Errors.

DÉLIVRÉ A : ALEXIS VILAR
ISSUED FOR 13 AVENUE LOUIS ARAGON

31570 STE FOY D'AIGREFEUILLE

INSTRUMENT ÉTALONNÉ et VÉRIFIÉ :

CHECKED AND CALIBRATED INSTRUMENT

Désignation : Tournevis dynamométrique
Designation

Constructeur : TOHNICHI
Manufacturer

Type : BTG120Z
Type

N° de série : 501111Z
Serial number

N° d'identification : ----
identification number

Ce constat comprend : 3 pages
This verification report includes

Date d'émission : 27 mars 2018
Date of issue

LE RESPONSABLE D'AGENCE
SERVICE CENTER MANAGER

LEBRAUD Sébastien

Ce document ne peut pas être utilisé en lieu et place d'un certificat d'étalonnage.

Ce document est conforme au fascicule de documentation X 07-011 ainsi qu'aux exigences de la norme EN ISO/CEI 17025.

La reproduction de ce constat n'est autorisée que sous la forme d'un fac-similé photographique intégral.

This report may not be used instead of calibration certificate.

This report complies with X 07-011 as well as with EN ISO/CEI 17025 requests.

This report can only be copied in complete facsimile form.

ALLEMAGNE - AUTRICHE - CHINE - ESPAGNE - ETATS-UNIS - GRANDE-BRETAGNE - ITALIE - MOYEN-ORIENT - SCANDINAVIE - SUISSE

Annecy : 04 50 64 22 43 - Bordeaux : 05 56 75 81 05 - Grenoble : 04 76 22 50 17
Lille : 03 20 06 87 39 - Lyon : 04 37 45 05 68 - Marseille : 04 42 75 30 66 - Nantes : 02 40 75 45 22 - Paris : 01 75 61 01 80
Pont-l'Évêque : 02 31 64 51 55 - Strasbourg : 03 88 30 38 86 - Toulouse : 05 61 09 77 47 - Tours : 02 47 27 20 15

Date de la vérification : 27 mars 2018

Verification date

1) Conditions de mesure :

Environmental conditions

Température : (23 ± 3) °C Humidité relative : (50 ± 15) %
Temperature Relative Humidity

2) Objet :

Subject

Étalonnage selon la norme NF EN ISO 6789-2:2017 suivi d'un jugement de conformité par rapport à la norme NF EN ISO 6789-1:2017.

3) Expression des incertitudes de mesure :

Measurement uncertainties

La délivrance d'un constat de vérification MANUMESURE garantit la traçabilité des résultats d'étalonnage aux étalons nationaux ou reconnus comme tels.

Les incertitudes élargies mentionnées sont celles correspondant à deux incertitudes-types. Les incertitudes-types ont été calculées en tenant compte des différentes composantes d'incertitudes, étalons de référence, moyens d'étalonnage, conditions d'environnement, contribution de l'instrument étalonné, répétabilité...

The delivery of MANUMESURE verification report guarantees the traceability of the results of calibration to the national standards or recognized like such.

Widened uncertainties mentioned are those corresponding to two uncertainty-types. The uncertainty-types were calculated by taking into account the various components of uncertainties, reference of instrument, means of calibration, environmental conditions, contribution of the calibrated instrument, repeatability ...

4) Méthode de mesure :

Calibration method

Procédure 10PR04 et annexe correspondante.

5) Étalons et instruments utilisés :

Standards and instruments used

Désignation <i>Designation</i>	Type <i>Type</i>	Constructeur <i>Manufacturer</i>	N° série et/ou identification <i>Serial and/or identification number</i>	Prochaine date d'étalonnage <i>Next calibration date</i>	Document N° <i>Document N°</i>
Cales étalons	----	CARY	802T076	10/10/2019	CE COFRAC 83PK2675
Capteur de force	25 Kg	VISHAY	802S065	19/01/2019	CE COFRAC 171201-087298
Multimètre	34401A	KEYSIGHT	799M145	08/12/2018	CE COFRAC 83PL2907

6) Opérateur : BOURELLY Gregory

Verified by

7) Observation(s) : Aucune.

Observation(s)

8) **Etat à l'arrivée :**

Arrival check

Aspect Général <i>General Appearance</i>	BON	Conformité Métrologique <i>Metrological conformity</i>	CONFORME	Ajustement <i>Adjustment</i>	NON NECESSAIRE
---	-----	---	----------	---------------------------------	----------------

9) **Résultats de mesure :**

Measurement results

Valeur Cible <i>Set Point</i>	Valeur Etalon <i>Standard Value</i>	Erreur de mesure <i>Error Value</i>	Valeur Etalon Moyenne <i>Average Standard Value</i>	Erreur Relative Moyenne <i>Average Relative Error</i>	E.M.T. <i>M.P.E.</i>	Incertitudes (k=2) <i>Uncertainties (k=2)</i>	Conformité <i>Conformity</i>
ozf.in	ozf.in	ozf.in	ozf.in	ozf.in	ozf.in	ozf.in	
24	23,06	0,94	23,23	0,77	1,44	0,12	Conforme
	23,16	0,84					
	23,27	0,73					
	23,34	0,66					
	23,34	0,66					
72	71,12	0,88	70,30	1,70	4,32	0,23	Conforme
	71,02	0,98					
	70,13	1,87					
	69,22	2,78					
	70,01	1,99					
120	114,16	5,84	113,83	6,17	7,20	0,36	Conforme
	114,92	5,08					
	113,55	6,45					
	113,41	6,59					
	113,13	6,87					

E.M.T. : Erreurs Maximales Tolérées
M.P.E. : Maximum Permissible Errors

N.A : Non Applicable
N.A : Not Applicable

10) **Jugement :**

Judgement

L'instrument est déclaré Conforme aux spécifications selon la norme NF EN ISO 6789-1:2017 (± 6%) sans tenir compte des incertitudes de mesure.

This instrument complies with standard specifications of NF EN ISO 6789-1:2017 without taking into account calibration uncertainties.

FIN DU CONSTAT DE VERIFICATION
END OF VERIFICATION REPORT

LES VIS DE PILIERS EN IMPLANTOLOGIE :
**Protocole d'étude des conséquences de plusieurs vissages/dévissages sur
la déformation et le couple de dévissage des vis de piliers implantaires**

RESUME EN FRANÇAIS :

En implantologie, la vis de pilier joue un rôle central dans la réussite du traitement puisqu'elle permet l'assemblage de l'implant endo-osseux à la partie prothétique endo-buccale. Souvent négligé, le vissage est une étape primordiale de cet assemblage et met en jeu un protocole rigoureux qu'il faut respecter.

TITRE EN ANGLAIS : Abutment screws : A Protocol to study the effects of repeated tightenings on screw's distortion and reverse torque

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE : Chirurgie dentaire

MOTS-CLES : vis, vis de pilier, précharge, fracture, dévissage, couple de vissage, couple de dévissage, déformations, implants, implantologie, état de surface, rugosité

INTITULE ET ADRESSE DE L'UFR OU DU LABORATOIRE :

Université Toulouse III-Paul Sabatier
Faculté de chirurgie dentaire
3 chemin des Maraîchers
31062 Toulouse Cedex

Directeur de thèse : Professeur Serge ARMAND

Co-directeurs de thèse : Docteur Olivier LE GAC, Docteur Antoine GALIBOURG