



HAL
open science

Contribution à l'étude des couples de serrage et de desserrage d'une vis verrouillée, dans des plaques de compression à verrouillage (LCP) en acier inoxydable

Claire Follope

► To cite this version:

Claire Follope. Contribution à l'étude des couples de serrage et de desserrage d'une vis verrouillée, dans des plaques de compression à verrouillage (LCP) en acier inoxydable. Médecine vétérinaire et santé animale. 2022. dumas-04018182

HAL Id: dumas-04018182

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-04018182v1>

Submitted on 7 Mar 2023

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

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

CONTRIBUTION A L'ETUDE DES COUPLES DE SERRAGE ET DE DESSERRAGE D'UNE VIS VERROUILLEE DANS DES PLAQUES DE COMPRESSION A VERROUILLAGE (LCP) EN ACIER INOXYDABLE

THESE D'EXERCICE

pour obtenir le titre de
DOCTEUR VETERINAIRE

DIPLOME D'ETAT

*présentée et soutenue publiquement
devant l'Université Paul-Sabatier de Toulouse*

par

FOLLOPE Claire, Hugnette, Rosine

Directrice de thèse : Mme Sophie PALIERNE

JURY

PRESIDENT :

M. Nicolas BONNEVIALLE

Professeur à l'Université Paul Sabatier de TOULOUSE

ASSESEURS :

Mme Sophie PALIERNE

Maître de Conférences à l'Ecole Nationale Vétérinaire de TOULOUSE

Mme Patricia MEYNAUD-COLLARD

Maître de Conférences à l'Ecole Nationale Vétérinaire de TOULOUSE

MEMBRES INVITES :

Mme Claire TENDERO

Maître de Conférences à l'ENSIACET

M. André AUTEFAGE

Professeur à l'Ecole Nationale Vétérinaire de TOULOUSE

**Ministère de l'Agriculture et de l'Alimentation
ÉCOLE NATIONALE VÉTÉRINAIRE DE TOULOUSE**

Liste des directeurs/assesseurs de thèse de doctorat vétérinaire

Directeur : Professeur Pierre SANS

PROFESSEURS CLASSE EXCEPTIONNELLE

- M. **BERTAGNOLI Stéphane**, *Pathologie infectieuse*
- M. **BOUSQUET-MELOU Alain**, *Pharmacologie, thérapeutique*
- M. **BRUGERE Hubert**, *Hygiène et industrie des aliments d'origine animale*
- Mme **CHASTANT-MAILLARD Sylvie**, *Pathologie de la reproduction*
- M. **CONCORDET Didier**, *Mathématiques, statistiques, modélisation*
- M. **DELVERDIER Maxence**, *Anatomie pathologique*
- M. **ENJALBERT Francis**, *Alimentation*
- Mme **GAYRARD-TROY Véronique**, *Physiologie de la reproduction, endocrinologie*
- Mme **HAGEN-PICARD Nicole**, *Pathologie de la reproduction*
- M. **MEYER Gilles**, *Pathologie des ruminants*
- M. **SCHELCHER François**, *Pathologie médicale du bétail et des animaux de basse-cour*
- Mme **TRUMEL Catherine**, *Biologie médicale animale et comparée*

PROFESSEURS 1^{ère} CLASSE

- M. **BAILLY Jean-Denis**, *Hygiène et industrie des aliments*
- Mme **BOURGES-ABELLA Nathalie**, *Histologie, anatomie pathologique*
- Mme **CADIERGUES Marie-Christine**, *Dermatologie vétérinaire*
- M. **DUCOS Alain**, *Zootecnie*
- M. **FOUCRAS Gilles**, *Pathologie des ruminants*
- M. **GUERIN Jean-Luc**, *Aviculture et pathologie aviaire*
- M. **JACQUIET Philippe**, *Parasitologie et maladies parasitaires*
- Mme **LACROUX Caroline**, *Anatomie pathologique, animaux d'élevage*
- Mme **LETRON-RAYMOND Isabelle**, *Anatomie pathologique*
- M. **LEFEBVRE Hervé**, *Physiologie et thérapeutique*
- M. **MAILLARD Renaud**, *Pathologie des ruminants*

PROFESSEURS 2^{ème} CLASSE

- Mme **BOULLIER Séverine**, *Immunologie générale et médicale*
- M. **CORBIERE Fabien**, *Pathologie des ruminants*
- Mme **DIQUELOU Armelle**, *Pathologie médicale des équidés et des carnivores*
- M. **GUERRE Philippe**, *Pharmacie et toxicologie*
- Mme **MEYNADIER Annabelle**, *Alimentation animale*
- M. **MOGICATO Giovanni**, *Anatomie, imagerie médicale*
- Mme **PAUL Mathilde**, *Epidémiologie, gestion de la santé des élevages avicoles*
- M. **RABOISSON Didier**, *Médecine de population et économie de la santé animale*
- M. **VOLMER Romain**, *Microbiologie et infectiologie*

MAITRES DE CONFERENCES HORS CLASSE

- M. **BERGONIER Dominique**, *Pathologie de la reproduction*
Mme **BIBBAL Delphine**, *Hygiène et industrie des denrées alimentaires d'origine animale*
Mme **CAMUS Christelle**, *Biologie cellulaire et moléculaire*
M. **JAEG Jean-Philippe**, *Pharmacie et toxicologie*
M. **LYAZRHI Faouzi**, *Statistiques biologiques et mathématiques*
M. **MATHON Didier**, *Pathologie chirurgicale*
Mme **PALIERNE Sophie**, *Chirurgie des animaux de compagnie*
Mme **PRIYMENKO Nathalie**, *Alimentation*

MAITRES DE CONFERENCES CLASSE NORMALE

- M. **ASIMUS Erik**, *Pathologie chirurgicale*
Mme **BRET Lydie**, *Physique et chimie biologiques et médicales*
Mme **BOUHSIRA Emilie**, *Parasitologie, maladies parasitaires*
M. **CARTIAUX Benjamin**, *Anatomie, imagerie médicale*
M. **CONCHOU Fabrice**, *Imagerie médicale*
Mme **DANIELS Hélène**, *Immunologie, bactériologie, pathologie infectieuse*
Mme **DAVID Laure**, *Hygiène et industrie des aliments*
M. **DIDIMO IMAZAKI Pedro**, *Hygiène et industrie des aliments*
M. **DOUET Jean-Yves**, *Ophthalmologie vétérinaire et comparée*
Mme **FERRAN Aude**, *Physiologie*
Mme **GRANAT Fanny**, *Biologie médicale animale*
Mme **JOURDAN Géraldine**, *Anesthésie, analgésie*
M. **JOUSSERAND Nicolas**, *Médecine interne des animaux de compagnie*
Mme **LALLEMAND Elodie**, *Chirurgie des équidés*
Mme **LAVOUE Rachel**, *Médecine Interne*
M. **LE LOC'H Guillaume**, *Médecine zoologique et santé de la faune sauvage*
M. **LIENARD Emmanuel**, *Parasitologie et maladies parasitaires*
Mme **MEYNAUD-COLLARD Patricia**, *Pathologie chirurgicale*
Mme **MILA Hanna**, *Elevage des carnivores domestiques*
M. **NOUVEL Laurent**, *Pathologie de la reproduction*
M. **VERGNE Timothée**, *Santé publique vétérinaire, maladies animales réglementées*
Mme **WARET-SZKUTA Agnès**, *Production et pathologie porcine*
Mme **PALIERNE Sophie**, *Pathologie chirurgicale*
M. **GAIDE Nicolas**, *Anatomie Pathologique*

INGENIEURS DE RECHERCHE

- M. **AUMANN Marcel**, *Urgences, soins intensifs*
M. **AUVRAY Frédéric**, *Santé digestive, pathogénie et commensalisme des entérobactéries*
M. **CASSARD Hervé**, *Pathologie des ruminants*
M. **CROVILLE Guillaume**, *Virologie et génomique cliniques*
Mme **DEBREUQUE Maud**, *Médecine interne des animaux de compagnie*
Mme **DIDIER Caroline**, *Anesthésie, analgésie*
Mme **DUPOUY GUIRAUTE Véronique**, *Innovations thérapeutiques et résistances*
Mme **GAILLARD Elodie**, *Urgences, soins intensifs*
Mme **GEFFRE Anne**, *Biologie médicale animale et comparée*
Mme **GRISEZ Christelle**, *Parasitologie et maladies parasitaires*
Mme **JEUNESSE Elisabeth**, *Bonnes pratiques de laboratoire*
Mme **PRESSANTI Charline**, *Dermatologie vétérinaire*
M. **RAMON PORTUGAL Félipe**, *Innovations thérapeutiques et résistances*
M. **REYNOLDS Brice**, *Médecine interne des animaux de compagnie*
Mme **ROUCH BUCK Pétra**, *Médecine préventive*
M. **DELPONT Mattias**, *Clinique Aviaire*
Mme **POUJADE Agnès**, *Anatomie pathologique Vétérinaire*
Mme **LAYSSOL-LAMOUR Catherine**, *Imagerie Médicale*
Mme **SAADA Chloé**, *Gestion intégrée de la santé des ruminants*

REMERCIEMENTS

AUX MEMBRES DU JURY

A Monsieur le Professeur Nicolas BONNEVIALLE

Professeur des Universités Paul Sabatier de Toulouse

Praticien hospitalier, Chirurgie orthopédique et traumatologique

De m'avoir fait l'honneur d'accepter le rôle de président de ce jury de thèse,

Hommages respectueux.

A Madame la Docteur Sophie PALIERNE

Maître de Conférences à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse, Chirurgie des Animaux de Compagnie

De m'avoir fait l'honneur d'encadrer et de diriger ces travaux de thèse,

Mes remerciements sincères.

A Madame la Docteur Patricia MEYNAUD-COLLARD

Maître de Conférences à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse,

Pathologie Chirurgicale

Qui a accepté de faire partie de mon jury de thèse,

Sincères remerciements.

A Madame la Docteur Claire TENDERO

Maître de Conférences à l'ENSIACET,

Physique des matériaux, laboratoire CIRIMAT

Pour sa générosité, ses conseils et le temps consacré,

Avec mes remerciements sincères.

A Monsieur le Professeur André AUTEFAGE

Professeur à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse,

Pathologie Chirurgicale

Pour son avis éclairé et le partage de son expérience,

Sincères reconnaissances.

Table des matières

Liste des figures	10
Liste des tableaux.....	14
Liste des abréviations.....	14
Introduction.....	15
PARTIE I : Etat des connaissances actuelles.....	17
1 Complications de l'ostéosynthèse par plaque verrouillée.....	17
1.1 Complications naissant de l'interaction entre l'implant et son environnement biologique.....	17
1.1.1 Les infections.....	17
1.1.2 Altération de l'homéostasie osseuse.....	20
1.1.3 Fracture péri-implantaire.....	22
1.2 Complications dues à une défaillance de l'implant.....	23
1.2.1 Phénomènes de dévissage et d'arrachement des vis verrouillées.....	23
1.2.1.1 Desserrage et dévissage.....	23
1.2.1.2 Défaut d'alignement des vis verrouillées.....	25
1.2.1.3 Arrachage.....	26
1.2.2 Rupture d'implant.....	28
1.2.2.1 Fracture de plaque d'ostéosynthèse.....	28
1.2.2.2 Fractures de vis verrouillées.....	30
1.2.3 Retard de cicatrisation et pseudarthrose.....	33
1.2.3.1 Retard de cicatrisation.....	33
1.2.3.2 Non union ou pseudarthrose.....	34
1.3 Complications entraînant une gêne fonctionnelle ou une douleur.....	34
1.3.1 Défauts de réduction.....	34
1.3.2 Inconfort lié à l'implant.....	35
1.3.3 Rôle de la technique chirurgicale : cas de l'ostéosynthèse mini-invasive	35
1.4 Complication à long terme : tumeur liée à l'implant.....	36
1.5 Retrait d'implant : balance bénéfiques/risques.....	37
1.6 Difficultés de retrait.....	39
1.6.1 Influence du type d'implant.....	39
1.6.2 Vis faussée : déformation de l'empreinte de la tête de vis.....	40
1.6.3 Grippage.....	43
1.6.4 Soudure à froid.....	45
1.6.5 Méthode de retrait d'une vis endommagée.....	46

2	Principes de l'ostéosynthèse par plaque.....	47
2.1	Les matériaux.....	47
2.1.1	Notions de biomécanique	47
2.1.2	Titane et acier inoxydable.....	48
2.1.2.1	Biocompatibilité	49
2.1.2.2	Propriétés mécaniques.....	50
2.1.2.3	Comportement lors du serrage.....	52
2.2	Matériel d'ostéosynthèse de type plaques vissées.....	53
2.2.1	Anatomie de la vis.....	53
2.2.1.1	La tête de vis.....	54
2.2.1.2	Diamètre interne.....	58
2.2.1.3	Diamètre externe.....	58
2.2.1.4	Pointe de la vis.....	60
2.2.2	Les plaques d'ostéosynthèse et les montages associés.....	61
2.2.2.1	Fonctions des plaques d'ostéosynthèse.....	61
2.2.2.2	Les plaques de compression.....	62
2.2.2.3	Les plaques à verrouillage.....	64
2.2.2.4	Ostéosynthèse biologique	70
3	Couples de serrage et de desserrage, corrélation et conséquences	71
3.1	Couple de serrage.....	71
3.1.1	Précontrainte.....	71
3.1.2	Surface résistante équivalente.....	72
3.1.3	Expression du couple de serrage.....	73
3.2	Résistance de la vis et limite d'élasticité.....	76
3.2.1	Résistance à l'interface vis / tournevis	77
3.2.2	Résistance à l'interface vis / plaque.....	79
3.3	Recommandations cliniques.....	80
3.3.1	Couple optimal de serrage.....	80
3.3.2	Système de contrôle du couple lors de l'insertion	82
3.4	Couple de desserrage	83
3.4.1	Facteurs de variation du couple de desserrage	83
3.4.1.1	Influence de l'ostéointégration.....	83
3.4.1.2	Influence du grippage.....	84
3.4.1.3	Influence de plusieurs cycles de vissage et de dévissage	84
3.4.1.4	Influence de la localisation et du type de vis	87
3.4.2	Relation entre le couple de serrage et le couple de desserrage	88
	PARTIE II : Expériences.....	93

1	Matériel et méthodes.....	95
1.1	Essais mécaniques de vissage	95
1.2	Etude des déformations des têtes de vis.....	97
1.2.1	Empreinte de la tête de vis	98
1.2.2	Profil du filetage de la tête de vis	102
1.3	Analyse statistique.....	103
2	Résultats	104
2.1	Résultats des couples de serrage et de desserrage.....	104
2.1.1	Lots de 10 vis serrées aux couples cibles.....	104
2.1.2	Séries de 10 répétitions de serrage et desserrage sur une vis par lot de couples cibles	106
2.2	Endommagement des empreintes.....	112
2.2.1	Calcul théorique du couple d'endommagement.....	112
2.2.2	Etude du profil longitudinal d'une branche de l'empreinte des vis.....	113
2.2.3	Contour de l'empreinte de la tête de vis dans le plan transversal.....	117
2.2.4	Observations au microscope électronique à balayage.....	121
2.3	Endommagement des pas de vis des têtes de vis	122
2.3.1	Calcul prévisionnel du couple d'endommagement.....	122
2.3.2	Observations du profil du filetage des têtes de vis au projecteur de profil	123
2.3.3	Observation au microscope électronique à balayage	125
3	Discussion.....	126
3.1	Discussion du protocole	126
3.2	Discussion des résultats.....	129
3.2.1	Corrélation couple de serrage couple de desserrage	129
3.2.2	Déformations des têtes de vis.....	133
3.2.3	Cas particuliers	136
3.2.4	Conclusions, recommandations et perspectives	137
	Conclusion.....	141
	Références	145
	Annexes.....	160
	A. Données brutes des couples de serrage et de desserrage immédiats.	160
	B. Données brutes des couples de serrage et de desserrage au cours de dix répétitions successives.....	160

Table des illustrations

Liste des figures

Figure 1 : Développement d'une infection au contact d'un implant métallique, avec formation d'un biofilm (Sykes et al. 2013).....	20
Figure 2 : Instabilité liée à la résorption osseuse au contact de la vis : la perte d'ancrage de la vis provoque un certain degré d'instabilité et rend possible des micromouvements de la vis rendant possible son dévissage (Perren 2002).	21
Figure 3 : Forces s'appliquant sur un os mis en charge (Sylvestre 2019).	26
Figure 4 : Arrachage des vis corticales standards et des vis à tête de verrouillage. A, B: Dans le cas d'un montage conventionnel avec des vis corticales standards, si les forces de compression axiale dépassent les forces de frottement entre la plaque et l'os, la plaque se détache et les vis sont soumises à une force d'arrachement axiale et se desserrent séquentiellement. C, D, E : Dans le cas des montages verrouillés, la stabilité angulaire implique que la défaillance provienne d'un arrachement axial simultané de toutes les vis (E) ou bien de la rupture par compression de l'os entourant les filets de vis (D). La force nécessaire pour provoquer la défaillance du montage verrouillé est bien plus importante que dans le cas conventionnel (Johnston et al. 2018).....	28
Figure 5 : L'augmentation de la longueur utile de la plaque permet de mieux répartir les contraintes (en haut) et de limiter le risque de rupture de plaque qui survient si la zone de concentration de contraintes est trop courte (en bas), sur des montages verrouillés (Bel 2019).....	30
Figure 6 : A gauche : Déformation du col et de la tête de vis lors de tests de résistance en flexion (Boero Baroncelli et al. 2013). A droite : Désengagement des filets de la tête de vis du filetage du trou de plaque lié à l'ouverture médiale du trou combiné (Boudreau et al. 2013).	32
Figure 7 : Déformation d'une empreinte hexagonale neuve (a), après 5 cycles de serrage et desserrage (b) et après 15 cycles, observée au microscope électronique à balayage (x500) (Arshad et al. 2018).	41
Figure 8 : Lésion de l'empreinte hexagonale d'une vis par déformation plastique après ripage du tournevis (Behring et al. 2002).....	41
Figure 9 : Différentes tailles et formes d'empreintes de tête de vis étudiées (Lin et al. 2018).	43
Figure 10 : Déformation macroscopique des filets de la tête d'une vis suite à l'application d'un couple de serrage excessif (Boero Baroncelli et al. 2013).	44
Figure 11 : Vue au microscope électronique à balayage des surfaces usées après un essai tribologique sur de l'acier inoxydable 316L avec une charge de 5 N, où l'encart (a1) représente la morphologie entière de la cicatrice d'usure (Qin et al. 2018).....	45
Figure 12 : Différents degrés de soudure à froid (flèches rouges) entre la plaque et une vis en titane (x50), A : soudure quasi-complète, B : soudure partielle (Lin et al. 2018).	46
Figure 13 : Loi de Hooke : courbe contrainte - déformation théorique, adaptée de (Mécastyle 2022).	51
Figure 14 : Courbes expérimentales de contrainte-déformation en traction de spécimens en acier inoxydable 316L et en alliage titane (Losertova et al. 2016).	51
Figure 15 : Comparaison des courbes de torsion pour des vis en acier inoxydable et en titane (Disegi et al. 2000).....	53

Figure 16 : Comparaison de l'anatomie d'une vis corticale standard et d'une vis verrouillée, adapté de (Browner et al. 2015).....	54
Figure 17 : Comparaison des mécanismes de serrage d'une vis corticale standard et d'une vis verrouillée ; A : compression de la plaque sur l'os et création d'une friction dans la zone de contact vis corticale – plaque et plaque - os ; B: avec la vis verrouillée, le montage est statique car la tête de vis est mécaniquement ancrée dans la plaque de manière stable et à angle fixe (Browner et al. 2015).	55
Figure 18 : Définition des paramètres d'une tête de vis, A : tête de vis, B : diamètre de l'empreinte, C : noyau d'entraînement, D : paroi arrondie du lobe, E : lobe de l'empreinte, F : lobe d'entraînement, G : angle d'entraînement, H : pointe du lobe de l'empreinte, I : angle du fraisage, J : profondeur de l'empreinte, K : épaisseur de la paroi de l'empreinte, L : hauteur de la tête de vis (Lin et al. 2018).	57
Figure 19 : Comparaison de la force radiale générée lors du serrage pour deux géométries d'empreintes. (a) : lobes d'entraînements réduits générant une forte contrainte radiale ; (b) : lobes d'entraînements grands réduisant la contrainte radiale.	57
Figure 20 : Longueur utile d'une vis et influence de l'épaisseur corticale de l'os sur la longueur utile des vis monocorticales. a) : dans un os normal, la longueur utile est suffisante ; b) : des corticales plus fines diminuent la longueur utile d'une vis monocorticale ; c) : avec une longueur utile importante, l'ancrage peut supporter les efforts appliqués sur le montage; d) : avec une longueur utile courte, les mêmes efforts risquent d'entraîner une instabilité du montage, l'exposant à un lâchage d'implant (Gautier et al. 2003).	59
Figure 21 : Différentes pointes de vis, A : pointe de vis auto-taraudante, B : pointe de vis standard (Browner et al. 2015).....	60
Figure 22 : Polyvalence des modes d'utilisation des trous de plaques d'ostéosynthèse. A : Position neutre des vis, B : Position excentrée des vis produisant une compression interfragmentaire (Johnston et al. 2018).	63
Figure 23 : Comparaison des plaques DCP et LC-DCP. A : face inférieure lisse de la plaque DCP ; B : encoches sur la face inférieure de la plaque LC-DCP limitant la surface de contact plaque-os (Browner et al. 2015).	64
Figure 24 : Transfert de charges lors d'ostéosynthèse par plaque. A : Plaque de compression dynamique avec vis corticale standard, la charge axiale est partagée entre l'os reconstruit et la plaque. B : Montage d'ostéosynthèse d'alignement avec une plaque verrouillée. La charge axiale est transférée en totalité vers la plaque via les vis verrouillées (Browner et al. 2015).....	66
Figure 25 : Principales recommandations en matière d'ostéosynthèse biologique utilisant une plaque en alignement (Browner et al. 2015).....	67
Figure 26 : Trou combiné des plaques LCP (A), B : Vis corticale standard engagée, C : vis verrouillée engagée (Johnston et al. 2018).....	69
Figure 27 : Différents systèmes de verrouillage. A : Plaques String of Pearls® (SOP, Orthomed) avec verrouillage des filets proximaux de la vis ; B : Système ALPS (Kyon) avec verrouillage double de la tête de vis et des filets proximaux du corps de la vis ; C : Système Fixin (Intrauma), verrouillage par l'intermédiaire d'une douille en titane ; D : Système polyaxial PAX (Securos) avec les trous de plaque en titane permettant une angulation de la vis de 10° (Johnston et al. 2018; Guerrero et al. 2014).	70

Figure 28 : Profil ISO d'un filetage : définition des caractéristiques géométriques et de la section résistante A_s d'un filetage, avec P le pas et d le diamètre externe (Guillot 2007).	72
Figure 29 : Définition des paramètres caractérisant le filet (Guillot 2007).	74
Figure 30 : Définition des termes de l'expression de C2, (Guillot 2007).	74
Figure 31 : Répartition des forces de serrage sur une empreinte Torx avec un sens de rotation trigonométrique.	78
Figure 32 : Analyse par profilométrie du filetage d'une vis en titane à l'état neuf (haut) et usé par 10 cycles de vissages et dévissages (bas) (Vilar 2018).	85
Figure 33 : Valeurs moyennes des couples de desserrage de 30 cycles de vissage et dévissage sur 7 implants différents après un serrage à 20 Ncm, (Weiss et al. 2000).	86
Figure 34 : Evolution du couple de desserrage en fonction du nombre de cycles de vissage/dévissage et comparaison entre des implants contaminés (CO) par des particules de titane et des implants non contaminés (NC), pour évaluer l'effet du phénomène de tassement sur le couple de desserrage. Le couple de serrage est de 25 Ncm. (*) indique une différence significative entre les deux groupes, (Lee 2021).	86
Figure 35 : Relation couple / tension lors des cycles de vissage et de dévissage, (Maurin Fixation 2021).	88
Figure 36 : Comparaison du couple de desserrage selon le couple de serrage cible de 15, 25 et 35 Ncm et selon le type de tournevis (couleurs). Les lettres index identiques indiquent des résultats non significativement différents (Ko et al. 2019).	89
Figure 37 : Perte de précontrainte en fonction du nombre de cycles, (Bickford 2018).	90
Figure 38 : Photographie générale (à gauche) et en gros plan (à droite) du dispositif utilisé pour les tests de vissage – dévissage. 1 : Tube, 2 : Gabarit imprimé enserrant le tube, 3 : Couplemètre, 4 : Dispositif de centrage des trous de vis testés par rapport à l'axe du couplemètre, 5 : Les vis testées avec un tournevis dynamométrique sont toujours alignées au couplemètre.	96
Figure 39 : A : Microscope numérique 3D Hirox HR5000E, B : Positionnement de la vis sur le support standardisé.	98
Figure 40 : A gauche : observation d'une empreinte stardrive complète et d'une des 6 branches de l'empreinte d'une vis neuve. A droite : le plan jaune correspond au plan de coupe longitudinal, passant par le sommet de la branche de l'empreinte et le tracé rouge dessine le contour de l'empreinte dans le plan transversal.	99
Figure 41 : Superposition des profils de la branche de l'empreinte de 10 vis neuves, selon le plan longitudinal défini sur la figure 40.	100
Figure 42 : Profil longitudinal de référence et zone de calcul de la pente.	100
Figure 43 : Contour de référence de la branche de l'empreinte étudiée, pour l'effectif des 10 vis neuves.	101
Figure 44 : A : Projecteur de profil IM-7500 Keyence®, B : Disposition des vis d'un groupe de couple de serrage, grâce à des supports individuels permettant de standardiser la position des vis. Acquisition et enregistrement de l'image par le projecteur de profil pour l'analyse des profils de filetage des têtes de vis.	102
Figure 45 : Résultats des couples de serrage et de desserrage par groupe de 10 vis, serrées aux divers couples cibles.	104
Figure 46 : Comparaison des moyennes des ratios couple de serrage / couple de desserrage pour chaque groupe de couples cibles.	105

Figure 47 : Résultats des couples de serrage et de desserrage de 10 répétitions sur une vis pour différents couples cibles.	107
Figure 48 : Comparaison des ratios couple de serrage / couple de desserrage sur 10 cycles, pour les différents groupes de couple cible.	108
Figure 49 : Evolution du couple de desserrage au cours des 10 cycles de serrage et de desserrage pour les différents groupes de couple de serrage cible.	109
Figure 50 : Bilan de l'évolution du ratio couple de serrage / couple de desserrage en fonction du nombre de cycles, pour chaque groupe de couple de serrage cible. ...	110
Figure 51 : Comparaison des ratios couple de serrage / couple de desserrage des 8 vis serrées aux différents couples cibles selon le numéro du cycle de répétition serrage / desserrage.	111
Figure 52 : Tests de validation du protocole par comparaison des moyennes des pentes de la courbe de profil longitudinal d'une branche de l'empreinte de vis. (*) : différence significative.	113
Figure 53 : Pentes des profils longitudinaux d'une branche de l'empreinte des vis serrées et desserrées aux couples cibles. (*)(**) : niveaux de différences significatives.	114
Figure 54 : Superposition des profils longitudinaux d'une branche de l'empreinte des vis du groupe de serrage à 4,5Nm, sur le profil de référence. La zone d'intérêt est matérialisée par le rectangle rouge.	115
Figure 55 : Profils longitudinaux d'une branche de l'empreinte des vis serrées et desserrées 10 fois aux différents couples cibles. La zone d'intérêt est matérialisée par le rectangle rouge.	116
Figure 56 : Comparaison des moyennes des pentes des profils longitudinaux des six branches des empreintes de quatre vis particulières. (**) : différence significative.	116
Figure 57 : Superposition des contours moyens dans le plan transversal de l'empreinte des vis des groupes de validation du protocole sur l'intervalle de référence.	117
Figure 58 : Superposition des profils moyens de la branche des empreintes des vis dans le plan transversal sur l'intervalle de référence, pour l'ensemble des groupes de couple de serrage des vis.	118
Figure 59 : Différence entre les moyennes des contours de la branche des empreintes des vis de chaque groupe de serrage testé et la moyenne du contour de référence qui correspond à la ligne pointillée d'ordonnée y=0.	119
Figure 60 : Contours dans le plan transversal de la branche des empreintes des vis ayant subi 10 cycles de serrage et desserrage aux différents couples cibles, superposés sur le contour de référence.	120
Figure 61 : Images brutes et contours dans le plan transversal de la branche de l'empreinte des vis correspondantes superposés au contour de référence.	121
Figure 62 : Observation au microscope électronique à balayage de la branche d'une empreinte de tête d'une vis serrée à 5 Nm puis desserrée, grossissement x100... ..	122
Figure 63 : Couple théorique d'endommagement de la tête de vis à l'interface vis/plaque.	123
Figure 64 : Comparaison des profils de filetages des têtes de vis avant et après serrage. La vis n°2 après un serrage à 2 Nm (à gauche) ne présentait pas de déformation du filetage ; la vis n°3 après un serrage à 3 Nm (à droite) présentait un dépôt de matière et un comblement d'un filet sur le côté opposé du filetage de la tête de la vis.	124

Figure 65 : Déformation du profil de filetage des têtes de vis ayant subi 10 cycles de serrage et desserrage aux différents couples cibles. Cadres violets : déviation du filet, cadres orange : aplatissement des filets.	125
Figure 66 : Observation au microscope électronique à balayage des filetages des têtes de vis, grossissement x15. A : vis neuve, B : Vis serrée une fois à 4 Nm, C : Vis serrée et desserrée 10 fois à 4 Nm, D : Vis serrée une fois à 5 Nm.....	126
Figure 67 : Couple à la limite élastique du matériau, à l'interface vis/plaque et illustration de la diminution du coefficient de frottement au cours des cycles de serrage et de desserrage répétés (S/D).	136

Liste des tableaux

Tableau 1 : Répartition des vis lors du protocole de mesure des couples de serrage et de desserrage, S/D : Serrage/Desserrage.....	97
Tableau 2 : Statistiques descriptives des ratios couple de serrage / couple de desserrage selon les différents groupes de couples cibles.....	105
Tableau 3 : Statistiques descriptives des ratios couple de serrage / couple de desserrage sur 10 cycles, pour les différents groupes de couple cible.....	108
Tableau 4 : Statistiques descriptives des ratios couple de serrage / couple de desserrage des 8 vis serrées aux différents couples cibles selon le numéro du cycle de répétition serrage / desserrage.....	111
Tableau 5 : Synthèse des résultats. (+)(++)(+++): degrés croissants de déformation.	139

Liste des abréviations

AMO : Ablation du matériel d'ostéosynthèse

AO : Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen

ASIF : Association for Study of Internal Fixation

DCP : Plaque de compression dynamique

LC-DCP : Plaque de compression dynamique à contact limité

LCP : Plaque de compression à verrouillage

OBDNT : Open but do not touch

PSW : Plate span width

S/D : Serrage / Desserrage

Introduction

La chirurgie orthopédique vétérinaire a pu émerger chez les animaux de compagnie à la suite à d'un changement sociétal où l'animal n'est plus uniquement une source de profits mais acquiert une valeur affective. Les poses de broches, de cerclages puis de fixateurs externes se démocratisent à partir de 1945. Ce n'est qu'en 1969 que le traitement des fractures par plaque et vis est introduit (Bardet 2008). L'ostéosynthèse par plaque vissée devient alors le standard de la prise en charge des fractures des os longs. Ces plaques, apposées en compression sur l'os, nécessitaient un accès large au foyer fracturaire, une reconstruction anatomique parfaite et une grande stabilité permettant une cicatrisation osseuse par première intention. Cependant, les lésions tissulaires iatrogènes et la durée importante des interventions conduisaient à un risque accru d'infections et de dévitalisation. La compression de la plaque sur l'os peut compromettre la vascularisation périostée. Une reconstruction imparfaite a pour conséquence un défaut de stabilité qui compromet la cicatrisation et augmente le risque d'échec d'implant (Baron 2010).

La fixation interne des fractures a continué d'évoluer, l'accent étant désormais mis sur les priorités biologiques en complément des notions mécaniques. La réduction indirecte réduit le traumatisme chirurgical, l'alignement des abouts remplace la reconstruction anatomique et la souplesse relative des fixations favorise la cicatrisation par seconde intention avec la formation de cals. Cette approche chirurgicale a conduit au développement de nouveaux implants, dont les implants verrouillés, qui minimisent le contact os-implant et permettent une utilisation avec une plus grande longueur utile, limitant les interactions avec l'hématome fracturaire. (Perren 2002). Les implants verrouillés résistent mieux aux forces d'arrachement des vis, grâce à leur fixation à angle stable. Ils permettent d'éloigner les points de fixation par rapport au foyer de fracture et d'assurer la souplesse nécessaire à la formation du cal osseux (Gautier et al. 2003). Comme pour les implants standards, les montages verrouillés présentent des complications propres à leur mécanisme, et d'autres liées à la technique puisqu'ils ont été associés au développement des techniques mini-invasives. La performance des montages verrouillés repose sur la formation d'une entité résistante, autrement dit, sur l'efficacité de la fixation des vis dans la plaque. Le verrouillage est assuré par l'axe d'insertion des vis et par leur couple de serrage. De ces deux paramètres découlent les principales complications que sont la rupture en fatigue de la plaque ou des vis ou leur arrachement, la

déformation de l’empreinte ou du filetage des têtes de vis, le blocage des vis dans la plaque lors d’ablation de matériel ou à l’inverse leur desserrage (Ehlinger et al. 2009; Boudreau et al. 2013; Griffon et al. 2016; Kääb et al. 2004).

La mesure du couple de desserrage est une méthode qui permet d’évaluer le verrouillage des vis donc la stabilité des implants (Grzeskowiak, Freeman, et al. 2021). Pourtant, il existe peu d’études s’intéressant au couple de desserrage de vis verrouillées en acier inoxydable, les plus utilisées en médecine vétérinaire. Les recommandations de couple de serrage optimal émises par les fabricants sont souvent issues d’extrapolation de la médecine humaine et d’implants en titane. La médecine vétérinaire doit répondre à des problématiques supplémentaires telles que le coût des matériaux, la variabilité de la taille et de l’épaisseur des os des carnivores domestiques et la mise en charge immédiate de l’implant par l’animal (Johnston et al. 2018; Fossum et al. 2013).

Ce travail s’appuiera sur un état des lieux des connaissances relatives aux couples de serrage et de desserrage des vis verrouillées et les liens avec les complications rencontrées dans le traitement des fractures. L’objectif principal de cette étude est d’examiner la relation entre le couple de serrage et le couple de desserrage pour des vis verrouillées en acier inoxydable insérées au couple recommandé par le fabricant et à des couples d’intensité supérieure. Le rôle du couple de serrage dans l’apparition des principales difficultés de retrait (déformation de l’empreinte et grippage) a constitué un deuxième axe d’étude. Enfin, une évaluation de l’influence du nombre de cycles de serrage et de desserrage consécutifs sur le couple de desserrage a été réalisée.

1 Complications de l'ostéosynthèse par plaque verrouillée

La vitesse de cicatrisation est influencée en grande partie par l'âge du patient, mais aussi par le type de fracture, par l'état des tissus périphériques et par le traumatisme chirurgical (Piermattei et al. 2009). Tout autre facteur défavorable représente une complication. En moyenne, le taux de complications lors d'ostéosynthèse par plaque verrouillée se situe entre 10 et 20% (Vallefuoco et al. 2016; Piana et al. 2020; Haaland et al. 2009; Barnhart et al. 2013; Field et al. 2018; Neumann et al. 2017). Les complications les plus fréquentes sont les infections et les défaillances d'implant, tels que la rupture de la plaque ou sa déformation, l'arrachage, le dévissage ou la rupture de vis. Une mauvaise conception peut également conduire à un montage trop rigide ou à l'inverse insuffisant donc instable (Griffon et al. 2016).

La non-union, l'ostéomyélite et les séquestres osseux sont des complications éventuelles de l'ostéosynthèse par plaque. Des facteurs favorisants ont été mis en évidence en médecine humaine et regroupent la dissection importante des tissus mous, la perturbation de l'hématome fracturaire, la nécrose périostée multifocale secondaire à la compression par la plaque et les traumatismes iatrogènes associés aux implants (Johnston et al. 2018).

1.1 Complications naissant de l'interaction entre l'implant et son environnement biologique.

1.1.1 Les infections

L'ostéomyélite est une inflammation de l'os généralement causée par un agent infectieux tel qu'une bactérie, un champignon ou un virus. Les fractures ouvertes, la mise en place d'un implant métallique et les affections systémiques sont les principales sources d'infection. Dans les cas d'infections chroniques, l'inflammation est de bas grade avec la persistance de micro-organismes, la présence d'un séquestre osseux ou de trajets fistuleux. (Johnston et al. 2018; Piermattei et al. 2009; Concia et al. 2006)

Les bactéries sont surreprésentées devant les infections fongiques et virales. Elles peuvent être classées en fonction de leurs caractéristiques de virulence telles que les adhésines ou la production de toxine, leur sensibilité aux antibiotiques et leur capacité à former un biofilm. Les Staphylocoques sont rencontrés dans 50% à 60 %

des cas avec parfois 50% des souches résistantes à la méthicilline, suivis par *Escherichia coli* et les Streptocoques (Nicoll et al. 2014; Sykes et al. 2013; Turk et al. 2015; Gieling et al. 2019). Des Gram négatifs comme *Pasteurella*, *Pseudomonas*, *Proteus* et *Klebsiella*, et des Gram positifs comme *Corynebacterium* et les Entérocoques ont aussi été isolés (Muir et al. 1992; Siqueira et al. 2014). Les germes anaérobies (*Bacteroides*, *Nocardia*, *Clostridium*, *Actinomyces*, *Fusobacterium*) peuvent aussi être présents. Enfin, des infections polymicrobiennes surviennent jusqu'à 42 % des cas. Rarement, des agents fongiques (*Blastomyces*, *Aspergillus*, *Candida*, *Coccidioides*, *Cryptococcus*, *Histoplasma*) sont en cause. La littérature scientifique manque de données pour l'implication virale (Johnston et al. 2018; Piermattei et al. 2009).

La présence d'un implant augmente de 5,6 % le risque d'ostéomyélite selon Turk (Turk et al. 2015). Le taux d'infection associé à la pose d'un implant orthopédique varie de 5% à 10% (Darouiche 2004; Cook et al. 2015). Cependant, la mise en place d'une plaque verrouillée lors de nivellement du plateau tibial chez des chiens de plus de 50 kg était associée à un pourcentage d'infection post-opératoire plus faible qu'avec des plaques de compression dynamique dans l'expérience de (Solano et al. 2015). La stabilité de la fixation semble avoir une influence sur le développement d'une infection. En effet, des ostéotomies fémorales sur des souris inoculées avec *Staphylococcus epidermidis* dans le site de fracture ont montré un meilleur taux de guérison de l'infection dans le cas de fractures stables (Sabaté Brescó et al. 2017).

Les implants métalliques provoquent une inflammation de bas-grade en déprimant les défenses immunitaires de l'hôte, favorisant le développement bactérien. De nombreuses infections associées à des implants ont une origine nosocomiale, avec un certain degré de résistance aux antibiotiques, dû à la présence de biofilm (ou glycocalyx) sur l'implant ou les séquestres osseux (Piermattei et al. 2009). En effet, la fixation d'une plaque sur l'os peut provoquer des zones de nécrose, ce qui favorise la colonisation bactérienne. De plus, une couche de protéines et de polysaccharides, adsorbée à la surface de l'implant, favorise l'adhésion bactérienne via les fibronectines et les adhésines bactériennes, aboutissant à la formation d'un biofilm (Figure 1). La formation d'un biofilm dépend de mécanismes complexes impliquant le type de bactérie présente, le substrat, des facteurs intrinsèques à l'hôte et la densité bactérienne (Darouiche 2004; Donlan

2001; Piermattei et al. 2009; Johnston et al. 2018). Le biofilm protège les bactéries des défenses immunitaires de l'hôte (cellules phagocytaires, protéases, radicaux libres) et des contraintes de cisaillement. Il permet également de capter les nutriments nécessaires à la croissance bactérienne (Brady et al. 2008; Cook et al. 2015). Le biofilm agit comme une barrière de protection face aux antibiotiques, qui peuvent voir leur activité inhibée, par exemple par un pH différent au sein du biofilm. Les bactéries dans le biofilm sont souvent sous forme quiescente ce qui rend les mécanismes d'action de nombreux antibiotiques inefficaces (Hofstee et al. 2020).

Lors d'infection, les concentrations en facteurs de croissance et en cytokines qui régulent l'activité des ostéoblastes et des ostéoclastes sont modifiées, ce qui a généralement comme conséquence la nécrose et la résorption osseuse. Une ischémie locale par compression et oblitération de la vascularisation osseuse se met en place. Le défaut de vascularisation favorise la formation de séquestre et l'installation d'un environnement favorable aux agents pathogènes, protégés des cellules inflammatoires qui ne peuvent plus atteindre les zones dévascularisées (Figure 1) (Brady et al. 2008). Sur les bords des zones ischémiques, une hyperémie réactive entraîne une résorption ostéoclastique et le développement d'ostéolyse localisée. Enfin, la production ostéoblastique se met en place, secondairement à l'inflammation du périoste (Johnston et al. 2018; Hofstee et al. 2020).

En cas d'infection osseuse, la plaque devient un support pour les biofilms bactériens et il est difficile voire impossible de guérir l'infection sans retirer les implants (Piermattei et al. 2009). Le diagnostic s'appuie sur les signes cliniques et sur une analyse radiographique qui comporte la visualisation possible d'un amincissement de la corticale, une ostéolyse, une réaction périostée, un séquestre osseux, une sclérose osseuse réactionnelle et une atteinte des tissus mous. Le traitement de l'ostéomyélite repose sur une antibiothérapie adaptée, le retrait des séquestres et des implants dès que la fracture est consolidée (Piermattei et al. 2009; Johnston et al. 2018; Griffon et al. 2016). Des critères objectifs visant à identifier l'infection et à évaluer les complications associées sont accessibles dans le consensus développé par (Metsemakers et al. 2018).

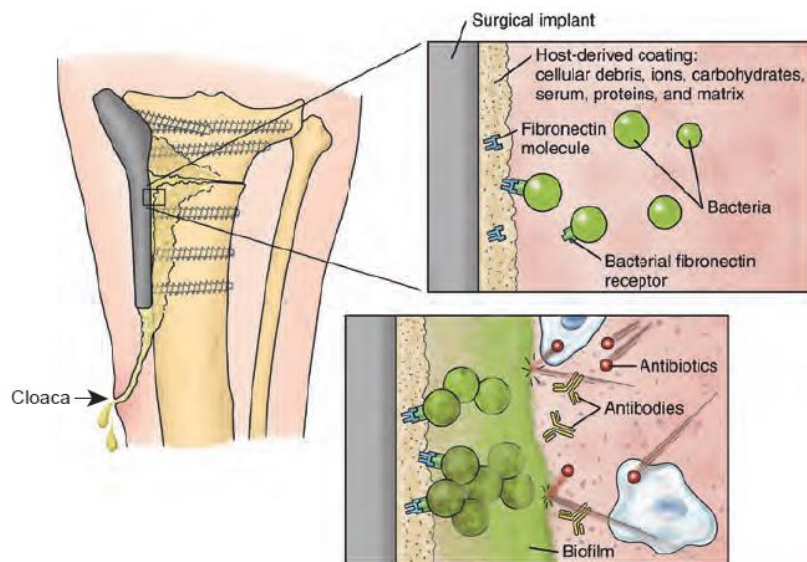


Figure 1 : Développement d'une infection au contact d'un implant métallique, avec formation d'un biofilm (Sykes et al. 2013).

Les infections chroniques liées à l'implant semblent augmenter le risque de desserrage des vis. Les principaux signes radiographiques de desserrage sont le fait que la tête de vis dépasse de la plaque et que l'extrémité de la vis n'est plus entièrement engagée dans l'os cortical. La présence de signes radiographiques de desserrage de vis est significativement reliée à la présence de bactéries au contact de l'implant (Leitner et al. 2018; Prinz et al. 2019). Les infections provoquent une résorption osseuse autour des implants (Griffon et al. 2016). Un cas d'infection à *Staphylococcus aureus* avec une ostéolyse importante autour des vis qui a fortement déstabilisé l'implant a été documenté par (Sabaté Brescó et al. 2017). La présence d'un liseré radio transparent le long des filets de la vis est en faveur d'une ostéolyse péri-implantaire et peut souvent être associé à une infection osseuse. L'ostéolyse péri-implantaire entraîne une perte d'ancrage de la vis dans l'os ce qui l'expose à être plus mobile lors de la mise en charge et peut conduire à une instabilité du montage.

1.1.2 Altération de l'homéostasie osseuse

L'apport sanguin adéquat est essentiel à la cicatrisation des os et tout déficit vasculaire peut retarder la guérison voire mener à des non-unions. Bien que l'ostéosynthèse par plaque vissée permette un rétablissement précoce de la circulation médullaire en stabilisant le foyer de fracture, la vascularisation périostée peut être altérée sous la plaque, ce qui entraîne un remodelage des corticales localement et une augmentation de leur porosité (Fossum et al. 2013). La distribution

moyenne de la force le long des plaques non verrouillées et la surface de contact plaque/os sont positivement corrélées au couple de serrage des vis de plaque. L'accroissement de la pression exercée par la plaque sur l'os atteint une phase de plateau à des couples de serrage élevés (Field et al. 1998). La maîtrise du couple de serrage maximal lors de montages non verrouillés est donc primordiale pour la préservation de la vascularisation (Field et al. 1998).

L'insuffisance vasculaire induite dépend soit du blocage des flux sanguins périostés par la plaque, soit par un changement dans la pression hydrostatique qui induirait une fuite des fluides du compartiment osseux, accompagnée d'une réduction de la perfusion tissulaire locale. Enfin, l'instabilité des implants perturbe le développement de la vascularisation périostée et la mobilité excessive du foyer de fracture qui en découle, retarde le rétablissement de la vascularisation médullaire (Fossum et al. 2013).

La résorption osseuse est due à une activité ostéoclastique prédominante résultant d'un déséquilibre de l'homéostasie osseuse. C'est un processus normal de la cicatrisation osseuse dans ses premières phases.

Les causes précoces de résorption osseuse excessive comprennent les infections et les cas de mobilité trop importante du foyer de fracture. La résorption osseuse induite à l'interface os-implant peut provoquer une instabilité de la plaque et conduire au desserrage d'une ou plusieurs vis (Figure 2) (Perren 2002). La mobilité du foyer de fracture qui en découle peut conduire à un retard de cicatrisation ou une non union de la fracture.

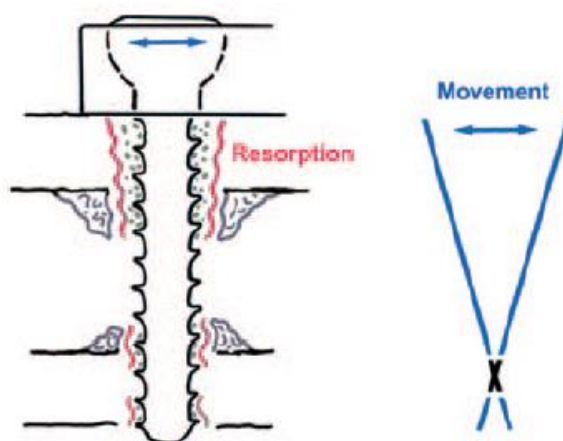


Figure 2 : Instabilité liée à la résorption osseuse au contact de la vis : la perte d'ancrage de la vis provoque un certain degré d'instabilité et rend possible des micromouvements de la vis rendant possible son dévissage (Perren 2002).

La fixation d'un implant trop rigide peut être à l'origine d'une résorption osseuse anormale qui provoque une ostéopénie sous la plaque, qui se caractérise par une diminution de la densité osseuse des corticales de l'os atteint. La prise en charge des efforts mécaniques par la plaque réduit la mise en charge de l'os et favorise l'activité ostéoclastique. Les sollicitations mécaniques de l'os peuvent également être insuffisantes lors de contention externe excessive, d'immobilisation prolongée ou de perte de fonction du membre.

Lors de montages trop rigides, la plaque parfois surdimensionnée peut, en outre, interférer avec la vascularisation périostée dans les zones de contact os-plaque et créer une ostéopénie sous plaque par ischémie au cours du remodelage osseux. Cependant, cette ostéopénie sous plaque est un phénomène réversible et la densité osseuse physiologique se rétablit dans les mois qui suivent le retrait de la plaque (Janes et al. 1993; Piermattei et al. 2009).

1.1.3 Fracture péri-implantaire

Au cours de la cicatrisation, les corticales osseuses sous la plaque s'affinent et perdent un peu en densité. L'os néoformé n'a pas encore acquis son organisation structurale physiologique qui lui confère sa rigidité et sa solidité. Si la zone atteinte est soumise à de fortes contraintes, des fractures pathologiques peuvent survenir (Piermattei et al. 2009; Perren et al. 2015).

Dans 1% des cas environ, une refracture de l'os survient, c'est-à-dire une fracture de l'os sain à proximité de la fracture ou au niveau d'un foyer de fracture antérieur, cliniquement et radiographiquement correctement cicatrisé. Elle peut avoir lieu suite au retrait prématuré de l'implant, d'une ostéopénie ou d'une fragilisation de l'os par les trous de vis laissés vides après l'AMO (Piermattei et al. 2009). Une étude en médecine humaine montre que dans 65% des cas, la refracture survient à l'extrémité de l'implant, dans la zone de transition entre l'os nu et l'os appareillé. Dans 80% des cas, la fracture initiale était cicatrisée. L'implant semble être à l'origine d'une concentration de contraintes dans cette zone de transition, qui prédispose l'os à une fracture ultérieure (Chan et al. 2018). Afin de diminuer les contraintes à l'extrémité de la plaque et donc de limiter le risque de fracture retardée, en particulier sur un os ostéoporotique, une vis verrouillée monocorticale ou une vis bicorticale standard peuvent être placées à l'extrémité de la plaque (Bel 2019).

1.2 Complications dues à une défaillance de l'implant.

La défaillance d'un implant survient lors de desserrage, d'arrachage, de rupture ou de malposition avant la consolidation biologique de l'os.

Un mauvais positionnement de la plaque peut également avoir des conséquences à court ou long terme sur la cicatrisation osseuse et la fonction du membre. Les complications regroupent une instabilité du foyer de fracture, des lésions des tissus mous, de la vascularisation, de l'innervation ou une atteinte de l'articulation. Chez le jeune, l'atteinte ou le pontage d'un cartilage de croissance perturbe le développement physiologique de l'os et du membre. La plupart des complications résultant d'une mauvaise mise en place de l'implant impliquent une mauvaise orientation des vis. (Griffon et al. 2016). Une planification minutieuse et le respect des emplacements préconisés permettent d'éviter ces complications (Fossum et al. 2013).

1.2.1 Phénomènes de dévissage et d'arrachement des vis verrouillées

Les complications liées à une instabilité de l'implant due à un déficit de serrage ou à une mauvaise tenue des vis représentent entre 0 et 9% des cas (García et al. 2020; Barnhart et al. 2013; Guerrero et al. 2014; Field et al. 2018; Haaland et al. 2009; Neumann et al. 2017).

1.2.1.1 Desserrage et dévissage

La force de serrage d'une vis est généralement proportionnelle au couple de serrage appliqué lors de sa mise en place.

Ce couple initial développe une force dans la vis appelée précharge. La vis se déforme, plaçant les filets et l'âme en tension. Puis la vis tend à retrouver sa forme initiale ce qui crée la force de serrage qui maintient la vis à son support. L'élasticité du matériau utilisé dans la fabrication d'une vis joue un rôle important dans le développement et le maintien de la précharge.

Une déformation plastique au niveau des filets diminue le contact entre la vis et la plaque, ce qui favorise le desserrage de la vis. Le tassement est un autre mécanisme responsable du desserrage des vis. Il est dû au fait que les deux surfaces en contact ne sont pas totalement lisses. En effet, malgré les contrôles de qualité des fabricants, il reste toujours de petites aspérités microscopiques. Des micromouvements à l'interface vis – plaque pourraient résulter d'une abrasion de ces

aspérités lors de la mise en charge des vis. L'usure des microreliefs à l'interface vis-plaque rapproche les surfaces ce qui diminue la force de serrage. En fonction de la dureté du matériau, plus les efforts appliqués à la vis sont importants et plus les surfaces sont rugueuses, plus le phénomène de tassement est conséquent. Si l'amplitude du tassement tend à être égale à l'élongation élastique de la vis, alors le risque de desserrage est augmenté puisque la force de serrage de la vis est diminuée. Il a été montré que ce phénomène de tassement était responsable d'une perte de 2 à 10 % de la précharge initiale sur des implants dentaires (Siamos et al. 2002).

Les mêmes auteurs ont montré que les forces de frottement entre les filets de vis et le filetage du trou de plaque étaient les plus élevées lors du premier serrage et du premier desserrage. Après plusieurs cycles de serrage / desserrage, les forces de frottements diminuaient et le couple de desserrage devenait inférieur au couple de serrage probablement à cause du phénomène de tassement. Le resserrage des vis dix minutes après l'application du couple de serrage initial permettait de compenser les pertes dues au tassement, de renforcer la solidité du montage et de minimiser le desserrage en ré-augmentant la précharge (Siamos et al. 2002).

Ce phénomène de desserrage a également été observé lors de tests mécaniques en cyclage. Les vis n'étaient pas complètement verrouillées ou présentaient un couple de desserrage diminué en fin de test (Grzeskowiak, Freeman, et al. 2021; Bilmont et al. 2015; Palierne et al. 2019). Une fois que l'interface vis-plaque de verrouillage, ou l'interface vis-os a été modifiée, les efforts appliqués aux vis peuvent provoquer des micromouvements en rotation, ce qui compromet l'ancrage de la vis dans l'os et/ou dans la plaque. Cette interface fragilisée permettrait une rotation continue dans la direction de la moindre résistance, conduisant progressivement au dévissage de la vis (Grzeskowiak, Rifkin, et al. 2021).

Le desserrage d'une vis a donc lieu lorsque les forces qui visent à séparer la vis de la plaque sont plus fortes que celles qui les maintiennent ensemble. D'autres mécanismes tels qu'un engagement insuffisant de la vis dans les corticales, un couple de serrage trop faible ou une déformation du trou de vis lors du modelage de la plaque sont des facteurs favorisant le dévissage ultérieur des vis (Griffon et al. 2016). Un serrage manuel des vis est recommandé pour assurer un positionnement et un axe corrects de la vis dans le trou de plaque, afin de permettre un verrouillage et un couple de serrage adéquats. L'utilisation d'un limiteur de couple est

recommandée par plusieurs fabricants pour garantir un serrage suffisant des vis mais également pour éviter un serrage trop important des implants verrouillés, pouvant conduire à des difficultés lors du retrait des implants. Le limiteur de couple est en particulier recommandé lors d'utilisation d'un système motorisé pour le serrage des vis, afin d'éviter de créer des dommages sur l'os ou sur l'implant, en particulier sur l'empreinte de la tête de vis. L'utilisation de vis bicorticales permet également d'améliorer l'ancrage des vis dans l'os, en particulier chez les carnivores domestiques chez qui la mise en charge du montage est quasi-immédiate, ainsi que dans l'os ostéoporotique (Griffon et al. 2016; Bel 2019).

A la connaissance de l'auteur, aucune étude établissant la précharge optimale d'une vis verrouillée pour divers implants orthopédiques, n'est disponible, justifiant un couple de serrage optimal garanti par un limiteur de couple.

1.2.1.2 Défaut d'alignement des vis verrouillées

Les systèmes à verrouillage reposent sur le transfert de la force axiale directement de l'os à la plaque via l'interface vis-plaque. La vis doit être entièrement logée dans le trou de verrouillage pour que cette transmission de force ait lieu. Le système de verrouillage le plus utilisé est composé d'une plaque avec des trous de vis filetés dans lesquels des vis à tête conique filetée viennent s'insérer coaxialement.

Une angulation de 10 degrés des vis verrouillées par rapport à l'axe du trou de vis diminue la force d'arrachage de 77% et la résistance en flexion avant rupture de 69% pour une plaque LCP pour vis de 4,5 mm. Une angulation supérieure à 5 degrés représente déjà un facteur de risque de desserrage des vis car la stabilité du montage est significativement altérée (Käab et al. 2004). L'angulation de la vis lors de sa mise en place peut créer une prise décalée du filetage, ce qui peut déformer le filetage d'origine ou empêcher le verrouillage optimal de la tête de vis et donc prédisposer au desserrage de la vis (Griffon et al. 2016). Ces résultats sont en accord avec une étude précédente montrant qu'une déviation de l'axe de vissage d'une vis verrouillée de 5 ou 10 degrés entraînent respectivement une diminution de la charge moyenne à la rupture de 50% et 87% par rapport à une vis parfaitement axée dans le trou de plaque (Gallagher et al. 2014). Dans ces travaux, les vis insérées avec une angulation ont toutes cédé après une mise en charge d'intensité inférieure à celle nécessaire à la défaillance des vis insérées selon un axe adéquat. L'augmentation du couple de serrage au-delà des recommandations du fabricant a

permis d'augmenter la charge moyenne à la rupture des vis désaxées, sans pour autant atteindre les performances d'une vis correctement insérée au couple recommandé. En revanche, un couple de serrage égal à 50% du couple recommandé n'a pas affecté significativement la solidité du montage pour les vis parfaitement axées. Le modelage de la plaque n'a pas d'effet sur la solidité de l'interface vis-plaque à condition que la courbure reste inférieure à 5°, mais un modelage avec une courbure de 10° réduit significativement l'efficacité du verrouillage car la vis ne s'insère pas entièrement dans le trou de plaque (Gallagher et al. 2014).

1.2.1.3 Arrachage

Lors de la mise en charge, plusieurs forces s'appliquent sur un os (Figure 3) :

- la compression, parallèle au grand axe de l'os et centripète ;
- la tension, résultant d'une traction par deux forces centrifuges de directions opposées ;
- la torsion, issue de deux forces de directions opposées qui entraînent une rotation sur le grand axe ;
- la flexion, conséquence de forces axiales excentrées qui entraînent d'un côté une compression, de l'autre une tension ;
- le cisaillement du à deux forces parallèles l'une à l'autre, dans des directions opposées, perpendiculaires au grand axe (Sylvestre 2019).

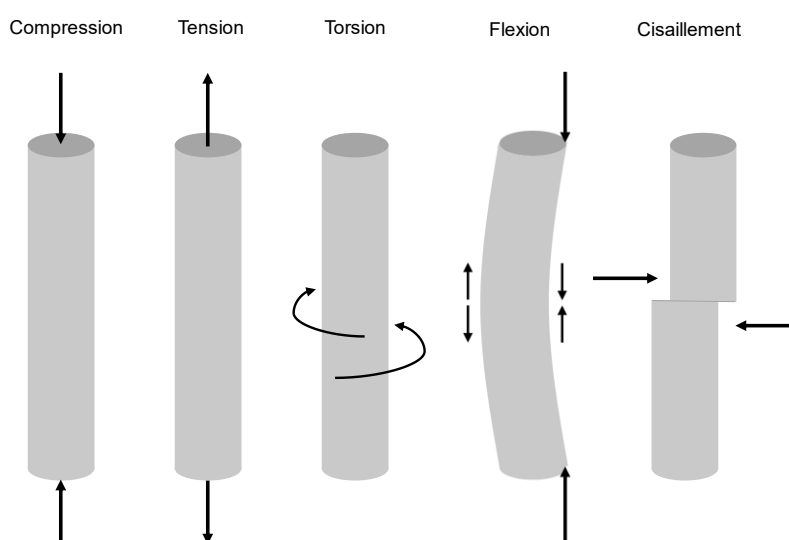


Figure 3 : Forces s'appliquant sur un os mis en charge (Sylvestre 2019).

L'arrachement des vis verrouillées implique à l'arrachement simultané de toutes les vis d'une extrémité de la plaque (Figure 4) (Bel 2019). La résistance à l'arrachement d'une vis dépend de son diamètre externe et de la densité du matériau dans lequel elle est insérée (Johnston et al. 2018). Une plaque longue permet d'augmenter la résistance à l'arrachement du montage (Bel 2019). Il a été montré dans une étude ex vivo que le risque relatif d'arrachement des vis est 1,4 fois plus faible lors d'utilisation d'implant verrouillé lors d'ostéotomie pelvienne par rapport à un implant standard (Case et al. 2012).

Une autre équipe s'est intéressée à l'influence du couple de serrage des vis sur la résistance à l'arrachement et sur les forces de flexion de différents montages verrouillés (Boero Baroncelli et al. 2013). Au couple de serrage de 1,5 Nm recommandé par Synthes pour un montage de vis verrouillées de 3,5 mm dans une plaque LCP, la force d'arrachement axiale des vis était en moyenne de 4289 N. Le couple de serrage des vis a montré une influence significative sur la force d'arrachement axiale des vis, avec une augmentation de 12% de la force d'arrachement entre les couples de serrage de 0,8 Nm et 3,5 Nm. Le point de défaillance se situait au niveau des filets de la tête de vis et du filetage du trou de plaque. Ces auteurs ont montré une corrélation entre le nombre de filets de la tête de vis engagés dans le filetage de la plaque et la résistance à l'arrachement de la vis. Ils recommandent par conséquent, d'augmenter le couple de serrage par rapport aux recommandations du fabricant, afin d'augmenter la force nécessaire pour retirer la vis. Cependant, ils mettent en garde sur le risque de soudure à froid et de déformation de l'empreinte de la tête de vis qui pourraient survenir en cas de couple trop important.

Pour les vis corticales standards, l'augmentation du couple de serrage ne semble pas être corrélée à celle de la résistance à l'arrachement, dont les modalités sont différentes des vis verrouillées (Figure 4). De plus, pour les couples de serrage les plus élevés, la limite élastique de l'os est dépassée ce qui entraîne des lésions de l'os autour du filet, ce qui compromet l'ancrage de la vis. Les conséquences sont une diminution de la force de serrage et des complications lors de la cicatrisation (Tankard et al. 2013; Cleek et al. 2007; Ricci et al. 2010).

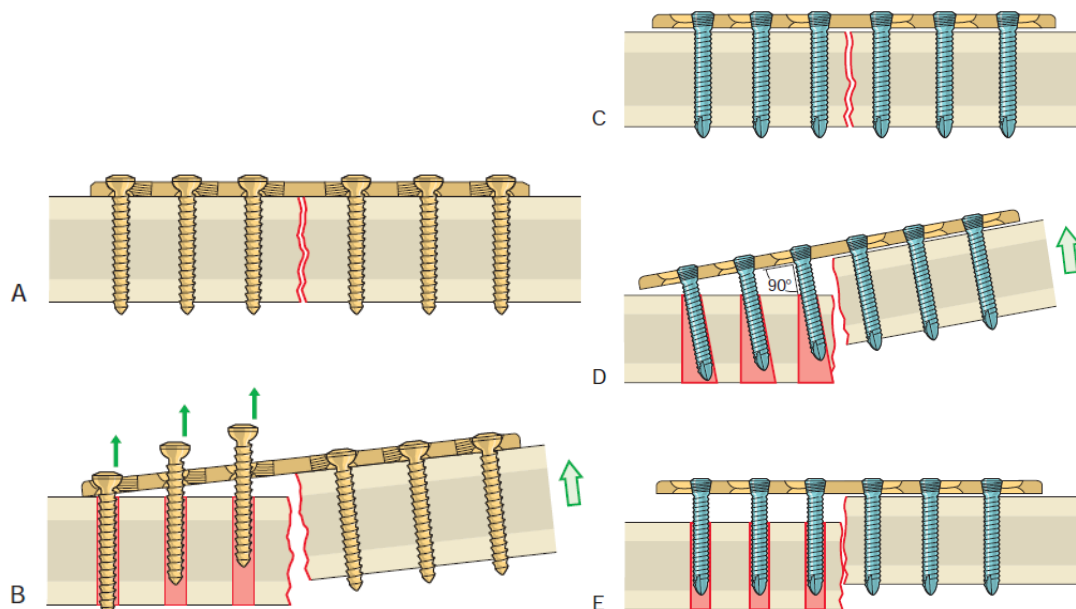


Figure 4 : Arrachage des vis corticales standards et des vis à tête de verrouillage. A, B: Dans le cas d'un montage conventionnel avec des vis corticales standards, si les forces de compression axiale dépassent les forces de frottement entre la plaque et l'os, la plaque se détache et les vis sont soumises à une force d'arrachement axiale et se desserrent séquentiellement. C, D, E : Dans le cas des montages verrouillés, la stabilité angulaire implique que la défaillance provienne d'un arrachement axial simultané de toutes les vis (E) ou bien de la rupture par compression de l'os entourant les filets de vis (D). La force nécessaire pour provoquer la défaillance du montage verrouillé est bien plus importante que dans le cas conventionnel (Johnston et al. 2018).

Toute cause ayant pour conséquence la fragilisation de l'ancrage de la vis dans l'os, contribue à diminuer la force d'arrachement des vis. Ainsi, les infections péri-implantaires et la résorption osseuse représentent des facteurs de risque.

1.2.2 Rupture d'implant

1.2.2.1 Fracture de plaque d'ostéosynthèse

La défaillance mécanique peut se produire par déformation plastique lorsque la plaque est soumise à une charge élevée peu de temps après l'opération, mais le plus souvent résulte d'une charge cyclique provoquant une rupture en fatigue lorsque la guérison de la fracture est retardée (Goh et al. 2009). La rupture de la plaque représente 0 à 21% des complications majeures post-opératoires suite à une ostéosynthèse par plaque (Barnhart et al. 2013; Field et al. 2018; Neumann et al.

2017). Les complications de flexion ou de rupture spécifiquement liées aux implants verrouillés sont de l'ordre de 10 % (Johnston et al. 2018; Vallefucoco et al. 2016).

L'axe neutre est le centre géométrique des sections transversales planes, où la déformation est nulle. Les plaques orthopédiques sont apposées sur la corticale de l'os, excentrées de l'axe neutre de l'os et sont donc exposées à des moments de flexion lors de compression axiale. Il existe un risque de rupture en fatigue, précoce et à de faibles charges, lorsque la plaque est soumise à des forces de flexion cycliques. La déformation plastique du milieu de la plaque est favorisée par une distance entre la plaque et la corticale, supérieure à 5 mm, car la solidité du montage diminue (Bel 2019; Ahmad et al. 2007). La rupture des plaques d'ostéosynthèse se produit généralement au niveau de zones de faiblesse, c'est-à-dire un trou de vis dans une zone de l'implant située à proximité ou au-dessus du foyer de fracture, là où se concentrent les contraintes, d'autant plus s'il y a une perte de substance (Figure 5) (Griffon et al. 2016; Palierne et al. 2019; Goh et al. 2009; Hammel et al. 2006). La petite section transversale confère aux plaques un moment d'inertie modéré soit une résistance à la flexion et une rigidité relativement faibles. Le moment d'inertie est calculé avec l'épaisseur de la plaque au cube. La valeur du moment quadratique pour une plaque LCP pour vis de 3,5 mm au niveau des trous de plaque est de $13,4 \text{ mm}^4$ et de $18,2 \text{ mm}^4$ entre les trous. Le moment quadratique étant plus faible au niveau des trous, la plaque a donc plus de risque de fléchir ou se rompre à cet endroit (Johnston et al. 2018).

Les plaques verrouillées ont été conçues pour ne pas être comprimée sur la corticale afin de préserver la vascularisation. La rupture de ces plaques est favorisée dans les cas d'utilisation d'une plaque trop courte, de vis mono corticales sur des petits fragments ou dans des corticales de faible épaisseur, et lorsque moins de trois vis par fragment sont utilisées (Griffon et al. 2016). En cas de non-union, comme pour les montages standards, des ruptures en fatigue des plaques peuvent survenir suite à la mise en charge cyclique à moyen voire long terme (Bel 2019).

Le risque de rupture de la plaque en regard d'un trou de vis peut être réduit en évitant les concentrations de contrainte sur la plaque. L'augmentation de la longueur utile de la plaque en diminuant le nombre ou en éloignant les vis du foyer de fracture permet d'atteindre cet objectif (Figure 5) (Bel 2019).

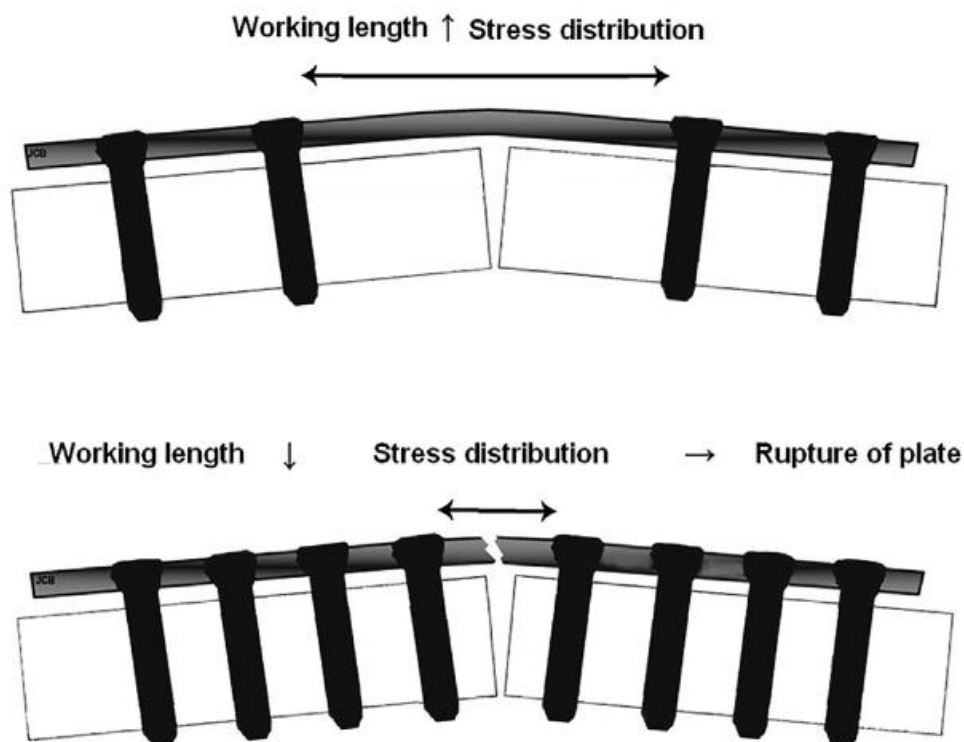


Figure 5 : L'augmentation de la longueur utile de la plaque permet de mieux répartir les contraintes (en haut) et de limiter le risque de rupture de plaque qui survient si la zone de concentration de contraintes est trop courte (en bas), sur des montages verrouillés (Bel 2019).

1.2.2.2 Fractures de vis verrouillées

Alors que les fractures de plaque en fatigue, dues aux forces de flexion cycliques, étaient la première cause de rupture d'implant avec les techniques conventionnelles, les fractures de vis sont les plus courantes lors d'ostéosynthèse mini-invasive (Dhakar et al. 2016). Avec le développement de l'ostéosynthèse biologique, la longueur des implants a augmenté et le placement des vis aux extrémités a entraîné une augmentation de la longueur utile de la plaque. Ainsi la plaque subit moins de contraintes par unité de longueur et peut donc supporter des moments de flexion plus importants avant de subir une déformation plastique (Perren 2002). De plus, comme la plaque verrouillée n'est pas en contact direct avec la corticale, les vis sont davantage sollicitées, ce qui les rend plus vulnérables à une rupture en fatigue.

La forme des vis a donc été adaptée. Les vis verrouillées sont de plus grand diamètre interne pour résister aux forces de flexion et de cisaillement, par rapport aux vis corticales standards (Griffon et al. 2016). Leur diamètre plus large augmente leur moment quadratique d'inertie I_0 (avec $I_0 = \frac{\pi d^4}{32}$, où d est le diamètre de la section

transversale de la plaque), leur résistance à la flexion et leur durée de vie. De plus, la plaque est placée à environ 2 mm de la corticale, ce qui permet le meilleur compromis entre la préservation de la vascularisation périostée et la réduction des moments de flexion subis par les vis (Johnston et al. 2018; Fanchon 1996).

Boero Baroncelli et ses collaborateurs ont étudié la résistance de différentes vis verrouillées aux forces de flexion (Figure 6) (Boero Baroncelli et al. 2013). Ils ont appliqué une charge constante de 1 mm/min perpendiculairement au grand axe d'une vis verrouillée dans une plaque. Le couple de serrage ne semblait pas avoir d'influence sur la résistance en flexion des vis Synthes®. Le matériau et le diamètre du corps de la vis sont corrélés à la résistance en flexion de la vis. Le moment quadratique et le module d'élasticité sont les principaux facteurs déterminant la rigidité en flexion. Le moment quadratique des vis est proportionnel au diamètre de leur section circulaire. Comme la majorité des implants orthopédiques vétérinaires sont fabriqués en acier inoxydable 316L, ils ont un module d'élasticité similaire. La comparaison du moment d'inertie de surface pour différents implants fournit une estimation de leur rigidité en flexion et peut aider à sélectionner l'implant pour une fracture particulière. La connaissance de ce paramètre peut aider à éviter les complications en optimisant le choix de l'implant (Muir et al. 1995). Pour une vis corticale standard de 3,5 mm (diamètre de l'âme de 2,4 mm), le moment quadratique est de 1,6 mm⁴. Les vis verrouillées DePuy Synthes de 3,5 mm ont un diamètre interne de 2,9 mm ce qui permet de doubler leur résistance à la flexion (Johnston et al. 2018). Lors des tests en flexion, les vis Synthes n'ont pas subi de déformation plastique du col de la vis, mais la défaillance a eu lieu au niveau de l'interface vis - plaque. En effet, le trou combiné semi-ouvert autorisait un décalage de la tête de vis qui se désinsérait du filetage du trou de plaque (Figure 6) (Boudreau et al. 2013). Cependant, les défaillances sont apparues pour des charges expérimentales bien plus élevées que celles rencontrées *in vivo* (Boero Baroncelli et al. 2013).

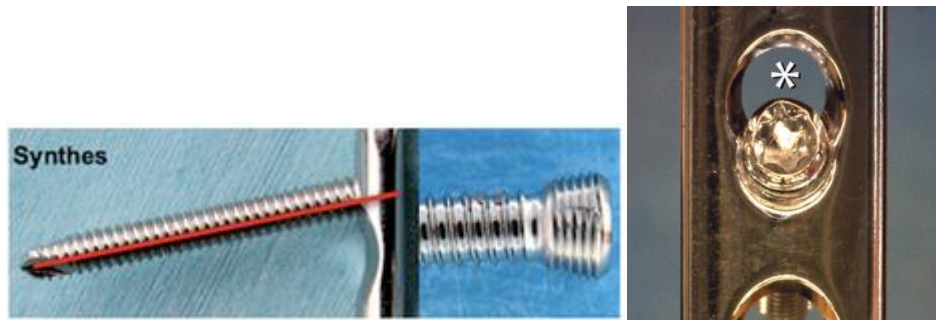


Figure 6 : A gauche : Déformation du col et de la tête de vis lors de tests de résistance en flexion (Boero Baroncelli et al. 2013). A droite : Désengagement des filets de la tête de vis du filetage du trou de plaque lié à l'ouverture médiale du trou combiné (Boudreau et al. 2013).

Une vis peut se rompre, de façon brutale, par excès de traction ou de torsion, ou en fatigue, le plus souvent en flexion. Le point de rupture se situe généralement en regard du premier filet de vis engagé dans le matériau, en effet, les trois premiers filets de vis sous la tête supportent 50% de la charge (Maurin Fixation 2021; López-Campos et al. 2018). Les vis se brisent à la jonction de la tête et de l'âme, lorsque la charge est trop importante (Griffon et al. 2016; Bilmont et al. 2015; Lenz et al. 2016). Ce problème est rencontré dans 5,9 à 18,6% des cas, générant une difficulté de retrait (Garg et al. 2011; Neumann et al. 2017).

L'augmentation du couple de serrage augmente la résistance à la rupture jusqu'à un seuil limite. Quatre systèmes de plaques verrouillées pour vis de 3,5 mm de différents constructeurs (PAX, VOI, Synthes, NGD) ont été comparés *in vitro* pour évaluer l'effet d'une augmentation du couple de serrage initial sur les propriétés mécaniques à la rupture (Boudreau et al. 2013). Le système de verrouillage Synthes est celui qui a montré la plus grande résistance à la rupture, quel que soit le couple d'insertion. Ainsi, une augmentation du couple de 1,5 Nm à 2,5 Nm a montré une augmentation de la charge à la rupture de 10 % pour ce système. Pour les couples supérieurs à 2,5 Nm, aucun effet biomécanique n'a été observé.

Lorsque la cicatrisation n'est pas achevée, la défaillance d'un implant peut entraîner un retard de cicatrisation par défaut de stabilité, voire une non-union ou une mal-union (Griffon et al. 2016).

1.2.3 Retard de cicatrisation et pseudarthrose

La cicatrisation osseuse comporte des composantes biologique, structurelle et mécanique. Si l'un de ces aspects fait défaut, la conséquence sera un retard de cicatrisation (l'absence de consolidation d'une fracture dans les délais habituels), une non-union ou pseudarthrose (échec de cicatrisation) ou une mal union (cicatrisation vicieuse) (Johnston et al. 2018).

1.2.3.1 Retard de cicatrisation

Les facteurs de croissance et les cytokines présents dans l'environnement de la fracture sont nécessaires à la signalisation cellulaire et à la mise en place rapide de mécanismes biologiques de cicatrisation, notamment pour le recrutement et la différenciation des cellules souches mésenchymateuses qui se trouvent dans le périoste et dans la moelle osseuse. Une atteinte du périoste, une lésion des tissus mous, un défaut de vascularisation ou une infection constituent des facteurs défavorables à l'action biologique de cicatrisation (Johnston et al. 2018). Plus rarement, des facteurs tels que l'âge, une corticothérapie à fortes doses ou la prise d'anti-inflammatoires non stéroïdiens, voire des troubles métaboliques de l'activité ostéoblastique peuvent intervenir (Kwong et al. 2008; Griffon et al. 2016; Johnston et al. 2018; Piermattei et al. 2009).

Lors de la mise en charge axiale, les abouts osseux sont comprimés et des forces de tension s'exercent sur les bords externes du cal de fracture. Les forces de compression et de tension générées par les micromouvements interfragmentaires sont favorables à la cicatrisation car les cellules souches prolifèrent et se différencient le long des lignes de traction créées. A l'inverse, les forces de cisaillement sont délétères (Griffon et al. 2016). Le centre du cal est majoritairement soumis à des efforts en compression et le type de cicatrisation dépend de la mobilité du foyer de fracture. Si la déformation est trop importante et dépasse le seuil de tolérance de la formation du tissu osseux, du cartilage sera formé préférentiellement. Si la déformation dépasse la limite permettant la formation de cartilage, du tissu fibreux sera formé. La conversion du tissu fibreux en os est longue, ainsi, des retards de cicatrisation ou des non-unions sont à prévoir dans des situations de mobilité excessive du foyer de fracture. Les conditions mécaniques de la fixation d'une fracture peuvent donc impacter la qualité et la vitesse de cicatrisation (Griffon et al. 2016).

1.2.3.2 Non union ou pseudarthrose

La non union survient généralement lorsque l'écart entre deux fragments est supérieur ou égal au diamètre de l'os, mais il est difficile de préciser numériquement la taille de l'écart au vu de la variabilité des conditions expérimentales des différentes études (Johnston et al. 2018). Les non unions surviennent dans environ 5 % des cas aussi bien dans l'espèce canine que féline (Griffon et al. 2016).

Les non unions peuvent être actives ou biologiquement inactives. Les non unions actives sont souvent dues à un excès de mobilité du foyer de fracture. Les non unions biologiquement inactives regroupent les cas atrophiques (os et tissus périphériques dévascularisés), septiques (séquestre osseux infecté), et liés à une perte de substance osseuse critique (Johnston et al. 2018; Griffon et al. 2016).

1.3 Complications entraînant une gêne fonctionnelle ou une douleur

1.3.1 Défauts de réduction

Les défauts d'alignement du membre sont plus ou moins bien tolérés selon les segments atteints et les plans de la déformation. Une courbure axiale cranio-caudale (recurvatum et procurvatum) ou un varus (angulation médiale) sont mieux tolérés qu'un valgus (angulation latérale), ou qu'un défaut d'alignement en rotation ou en translation (Piermattei et al. 2009; Griffon et al. 2016). Dans tous les cas, une angulation supérieure à 10-15 degrés est mal tolérée et entraîne un déficit fonctionnel sur le membre concerné. Le défaut d'alignement des abouts fracturaires principaux est la complication la plus fréquente de la méthode d'ostéosynthèse mini-invasive.

La perte de longueur osseuse lors de la réparation d'une fracture diaphysaire fait suite soit à une perte de substance osseuse en particulier lors de comminution importante, soit à la résorption osseuse en cas de non-union, soit à un défaut d'alignement en translation. Une lésion du cartilage de croissance chez le jeune peut également entraîner un arrêt de la croissance osseuse et conduire à un défaut de longueur significatif d'un membre. Le raccourcissement d'un membre est bien toléré dans la plupart des cas par les carnivores domestiques tant qu'il n'excède pas 20 % (Griffon et al. 2016).

Une réduction anatomique parfaite est indispensable dans le cas de fractures articulaires pour rétablir la congruence articulaire et limiter au maximum le développement d'arthrose secondaire (Piermattei et al. 2009).

1.3.2 Inconfort lié à l'implant

Une ablation du matériel d'ostéosynthèse peut être réalisée en cas de boiterie résiduelle ou d'inconfort à la palpation de l'implant, en particulier suite à une ostéotomie de nivellement du plateau tibial (Thompson et al. 2011). La plaque peut provoquer des boiteries ou des douleurs lors de grands froids en agissant comme conducteur thermique refroidissant le périoste adjacent, et éventuellement à des différences de dilatation thermique entre le métal et l'os (Piermattei et al. 2009). Les plaques situées dans les zones de faible couverture tissulaire telles que le radius ou le tibia sont les plus susceptibles de provoquer une gêne. La douleur occasionnée par la conduction thermique est une indication au retrait de la plaque bien qu'il n'existe que très peu de cas rapportés dans la littérature scientifique vétérinaire (Griffon et al. 2016).

1.3.3 Rôle de la technique chirurgicale : cas de l'ostéosynthèse mini-invasive

Dans le cas de fractures diaphysaires prises en charge par ostéosynthèse mini-invasive, les techniques d'alignement sont recommandées. La plaque couvre alors la majorité de la longueur de l'os et par conséquent les vis situées aux extrémités sont très proches des articulations. Les plaques sont généralement modelées selon la forme des métaphyses, et dans le cas de plaque verrouillée, la direction de la vis est imposée. La vis verrouillée risque alors de traverser le cartilage articulaire, voir faire protrusion dans l'articulation. Une première méthode de prévention est d'utiliser une vis corticale standard orientée de façon à épargner l'articulation. Il est aussi possible d'utiliser une vis plus courte, ou de courber la plaque pour que l'axe de la vis ne soit pas orienté vers l'articulation. Enfin, si la fracture n'atteint pas la métaphyse, une plaque légèrement plus courte peut être utilisée (Park et al. 2014).

Lors d'ostéosynthèse mini-invasive, une complication possible est une atteinte neuro-vasculaire iatrogène. L'évaluation neurologique postopératoire est donc indiquée dans le cas de montages placés à proximité de structures neurovasculaires. Il est à noter que l'incidence de lésion iatrogène du nerf radial est réduite dans le cas d'ostéosynthèse mini-invasive par rapport aux méthodes conventionnelles dans le cas de fracture de l'humérus en médecine humaine (Park et al. 2014; Johnston et al. 2018).

1.4 Complication à long terme : tumeur liée à l'implant

Les néoplasies primaires associées aux implants métalliques sont une complication rarissimes en médecine vétérinaire. Des études rétrospectives ont montré que 2,6 à 3,8 % des chiens développant une tumeur osseuse avaient des antécédents de fractures traitées par un implant métallique sur le même os. De plus, entre 0,08 % et 4,4 % des chiens ayant eu une fracture prise en charge par la pose d'un implant métallique ont par la suite développé un processus malin sur le même os (Arthur et al. 2016; Gilley et al. 2017).

Le temps moyen de diagnostic d'une néoplasie est de 4 à 5 ans et demi après la pose de l'implant, mais cela peut aller de 9 mois à 10 ans (Burton et al. 2015; Gilley et al. 2017; Stevenson 1991). Les membres pelviens sont plus souvent affectés alors que les ostéosarcomes d'apparition spontanée touchent plutôt les membres thoraciques (Burton et al. 2015; Gilley et al. 2017; Arthur et al. 2016; Stevenson 1991). La diaphyse des os longs est la localisation la plus fréquente alors que les ostéosarcomes d'apparition spontanée sont à 95 % localisés au niveau des métaphyses (Burton et al. 2015; Gilley et al. 2017; Stevenson 1991). Les ostéosarcomes sont majoritaires, mais des sarcomes histiocytaires, des fibrosarcomes et des sarcomes des tissus mous peuvent être évoqués. Les chiens de grande race sont prédisposés aux ostéosarcomes d'apparition spontanée, et semblent également surreprésentés dans le cas d'ostéosarcome lié à un implant (Burton et al. 2015).

Les biomatériaux utilisés sont généralement considérés comme inertes pour l'organisme. Cependant des propriétés carcinogènes ont été mises en évidence pour de nombreux métaux, par exemple le chrome et le nickel qui composent l'acier inoxydable 316L utilisé pour les implants (Kirkpatrick et al. 2000; Memoli et al. 1986).

De nombreuses hypothèses existent pour expliquer le lien entre les néoplasies et les implants. Les principales théories comprennent la toxicité liée à la corrosion des implants métalliques, la corrosion galvanique lorsque deux métaux différents sont associés, et l'irritation chronique locale liée à l'implant (Griffon et al. 2016). La corrosion se produit pour tout métal placé dans l'organisme, à différentes intensités. Lorsque des particules d'usure sont libérées localement, elles entraînent une réponse inflammatoire chronique. De telles particules ont été retrouvées chez des

patients avec une tumeur liée à l'implant sans qu'un lien avec l'apparition de la néoplasie n'ait été prouvé (Visuri 2006; Adams et al. 2003). Cependant, (Lackowski et al. 2007) n'ont observé aucune différence de composition chimique et aucun signe de corrosion sur des plaques en acier inoxydable 316L chirurgical restées en place entre 6 et 54 mois chez des chiens ayant subi un nivellement du plateau tibial par ostéotomie.

Le trauma initial ou le développement d'ostéomyélite font aussi partie des hypothèses expliquant le développement de sarcome associé aux implants (Stevenson 1991). L'inflammation chronique secondaire ou non à une infection de faible intensité favoriserait la tumorigenèse (O'Byrne et al. 2001; Adams et al. 2003). De plus, des complications postopératoires telles qu'un retard de cicatrisation ou une non union font souvent partie de l'anamnèse des tumeurs associées aux implants. Ainsi, il est aujourd'hui difficile d'établir un lien de cause à effet entre l'apparition de tumeurs et la présence d'un implant d'ostéosynthèse métallique (Burton et al. 2015; Griffon et al. 2016).

Bien que conseillé par certains chirurgiens, le retrait d'implant après cicatrisation complète, pour d'uniques raisons liées au risque tumoral dû à l'implant, ne semble plus justifié. En effet, la très faible incidence de cette complication n'est pas en faveur du retrait, face aux risques liés à l'anesthésie générale, aux refractures ou à la morbidité post-opératoire (Gilley et al. 2017).

1.5 Retrait d'implant : balance bénéfices/risques

Dans la majorité des cas, les plaques sont laissées en place. Il existe cependant certaines indications à leur retrait. Si la plaque n'est plus fonctionnelle, parce qu'elle a rompu, qu'elle est instable ou déformée, ou qu'elle occasionne une gêne ou encore lors d'infection (Piermattei et al. 2009).

L'ablation du matériel d'ostéosynthèse peut avoir lieu dès que la cicatrisation osseuse est assez solide pour supporter les contraintes mécaniques sans l'implant. Les consolidations des fractures sont atteintes en 5 mois à 1 an pour un animal adulte, en 2 à 5 mois pour un jeune de plus de trois mois et en 1 mois pour un animal de moins de trois mois. L'AMO doit être planifiée selon l'interprétation des clichés radiographiques réalisés au moment de la consolidation osseuse attendue. Egger et Schwarz ont proposé dans une communication personnelle, de suivre les critères concernant l'alignement (absence d'angulation ou de torsion), l'apposition (certaine

continuité des corticales osseuses au foyer de fracture), l'appareillage (intégrité du montage, signes de dévissage ou de flexion de l'implant), l'activité osseuse (volume et nature du cal de fracture, signes d'infection, néoformation périostée, résorption osseuse) pour établir la cicatrisation complète d'une fracture et indiquer éventuellement l'AMO (Piermattei et al. 2009).

Le retrait précoce évite une ostéointégration trop importante de l'implant chez le jeune qui a un potentiel de formation de cal périosté volumineux. Les vis ne doivent pas traverser le cartilage de conjugaison et la plaque ne doit pas ponter une zone de croissance (Piermattei et al. 2009).

Dans certains cas, le retrait des montages verrouillés a posé des difficultés aux chirurgiens. Les complications en lien avec le retrait d'implant sont courantes, jusqu'à 17,34 % des cas (Garg et al. 2011). L'accès au matériel d'ostéosynthèse peut être rendu difficile par le développement du tissu osseux qui peut recouvrir l'implant et les têtes de vis. L'ostéointégration est plus importante pour les implants en titane comparée à celle des implants en acier inoxydable. La présence d'un revêtement biocompatible augmente également l'ostéointégration (Rocca et al. 2001). Les complications rencontrées allongent significativement le temps opératoire lors de l'AMO et par conséquent augmentent le risque d'infection. Les difficultés lors de l'AMO peuvent générer des lésions iatrogènes des tissus mous périphériques, des structures vasculaires et nerveuses lors de l'abord chirurgical, qui s'ajoutent à celles liées aux débris métalliques libérés. L'utilisation de tréphines ou d'extracteurs de vis augmente le risque de fracture périopératoire (Bel 2019; Neumann et al. 2017).

La fragilisation osseuse menant à la refracture est une complication du retrait des plaques d'ostéosynthèse. Les deux principales hypothèses sont l'ostéopénie liée à une plaque très rigide et la fragilisation mécanique via les trous de vis résiduels après l'ablation du matériel d'ostéosynthèse. Il a été montré qu'une réduction de la densité minérale de l'os entre 75 et 85 % de la valeur normale entraînait une diminution du moment de flexion maximal à 75 % de la normale mais avait un moindre effet sur la capacité d'absorption de l'énergie, réduite à 94 % de la normale (Rosson et al. 1991). La présence d'un seul trou de vis dans la diaphyse tibiale réduisait le moment de flexion maximal d'environ 75 % de la normale, mais surtout diminuait la capacité d'absorption de l'énergie à 50 % de la normale (Rosson et al. 1991). Les trous de vis résiduels représentent une cause plus importante de faiblesse osseuse après le retrait de la plaque que l'atrophie (Rosson et al. 1991).

Cependant, il a aussi été montré qu'un trou de vis représentant moins que 33 % du diamètre de l'os n'entraîne pas de répercussion significative sur les propriétés mécaniques de l'os (Hoon et al. 2022).

1.6 Difficultés de retrait

Lorsqu'une AMO est indiquée, le chirurgien doit s'attendre à rencontrer des complications per-opératoires, ce qui nécessite une bonne planification préopératoire. Une fois l'implant rendu accessible, la majorité des complications sont liées aux vis. Ainsi, une vis cassée nécessite d'extraire la partie de tige restée dans l'os. Comme expliqué précédemment, ce problème est rencontré dans 5,9 à 18,6% des cas d'AMO compliquée (Garg et al. 2011; Neumann et al. 2017). Sans être cassée, la vis peut être bloquée dans la plaque ou bien endommagée (Bae et al. 2009; Ehlinger et al. 2009). Dans tous les cas, les complications sont à anticiper en fonction du type d'implant à retirer.

1.6.1 Influence du type d'implant

Les plaques verrouillées entraînent plus de complications au retrait que les plaques conventionnelles. Les difficultés rencontrées sont liées aux caractéristiques biomécaniques de ce type d'implant, notamment à l'interface vis-plaque verrouillée (Moriarty et al. 2018; Neumann et al. 2017; El Fatayri et al. 2019).

Le matériau composant l'implant semble aussi avoir une influence sur la facilité de retrait. Les plaques en titane semblent être plus compliquées à retirer par rapport aux plaques en acier inoxydable (Vos et al. 2012). En effet, elles présentent une bonne biocompatibilité et sont peu sensibles à la corrosion due aux fluides corporels, naturellement corrosifs. La présence d'une couche oxydative sur les matériaux de l'implant est responsable de leur résistance accrue à la corrosion et de leur biocompatibilité.

La surface de l'implant joue un rôle dans l'ostéointégration et donc dans la facilité de retrait. Les implants en titane ont un revêtement micro rugueux obtenu par dissolution sélective et sont les mieux ostéointégrés grâce à la formation d'os au contact direct de l'implant (Rocca et al. 2001; Lin et al. 2017). L'acier inoxydable est électropoli ce qui favorise la formation d'une couche fibreuse à l'interface implant - os néoformé car les ostéoblastes se différencient préférentiellement en fibroblastes au contact d'une surface lisse. Ainsi, par rapport aux vis en titane, le couple de desserrage nécessaire à l'extraction des vis en acier inoxydable est moindre (J. S. Hayes, Seidenglanz, et al. 2010).

Enfin, le titane est plus tendre que l'acier inoxydable, ce qui augmente le risque de déformer la tête de la vis lors du desserrage, en particulier si la vis est retenue par de l'os néoformé et que le couple nécessaire est majoré (Vos et al. 2012; Rocca et al. 2001). Le revêtement des matériaux a également une influence sur le couple d'extraction, comme par exemple l'hydroxyapatite, qui a une composition proche de l'os. Dans l'expérience de Rocca, des diaphyses tibiales de moutons ont été implantées avec des vis en acier inoxydables ou en titane, recouvertes ou non d'hydroxyapatite (Rocca et al. 2001). Le couple de desserrage a été mesuré après douze semaines d'implantation. Le couple d'extraction des vis recouvertes d'hydroxyapatite était supérieur à celui des vis non recouvertes.

Il semble finalement que le mode d'adhésion et la force d'attachement du tissu néoformé sur l'implant, soient plus impliqués que la nature du matériau ou la quantité d'os, dans l'augmentation du couple de desserrage des vis. Le polissage d'implant en titane a conduit à une réduction significative du couple de desserrage par rapport à des implants en titane micro rugueux standards (J. S. Hayes, Seidenglanz, et al. 2010). De plus, sur les implants polis, seule une fine couche fibreuse a dû être retirée pour accéder aux têtes de vis. Cette différence contribuait à réduire le temps per-opérateur lors de l'AMO (Jessica S. Hayes et al. 2010).

Malgré ces résultats, une méta-analyse récente a conclu qu'il n'y avait pas de différence significative concernant les difficultés de retrait entre les implants en titane et en acier inoxydable (Joeris et al. 2017).

1.6.2 Vis faussée : déformation de l'empreinte de la tête de vis

L'empreinte de la tête de vis peut être déformée lors de l'insertion de la vis, ce qui rend le dévissage ultérieur impossible, car le tournevis ne peut plus imprimer de force rotative anti-horaire à la vis. La déformation correspond à une altération plastique de l'empreinte qui est limée et évidée progressivement au cours des tentatives de serrage et/ou desserrage (Behring et al. 2002). Ce problème représente 5,5 à 46,5% des cas d'AMO compliquées, avec des vis verrouillées (Garg et al. 2011; Bae et al. 2009; Neumann et al. 2017; Fletcher et al. 2020).

Cela peut par exemple se produire lorsqu'une vis est serrée et desserrée plusieurs fois lors d'une mise en place difficile (Figure 7) (Arshad et al. 2018).

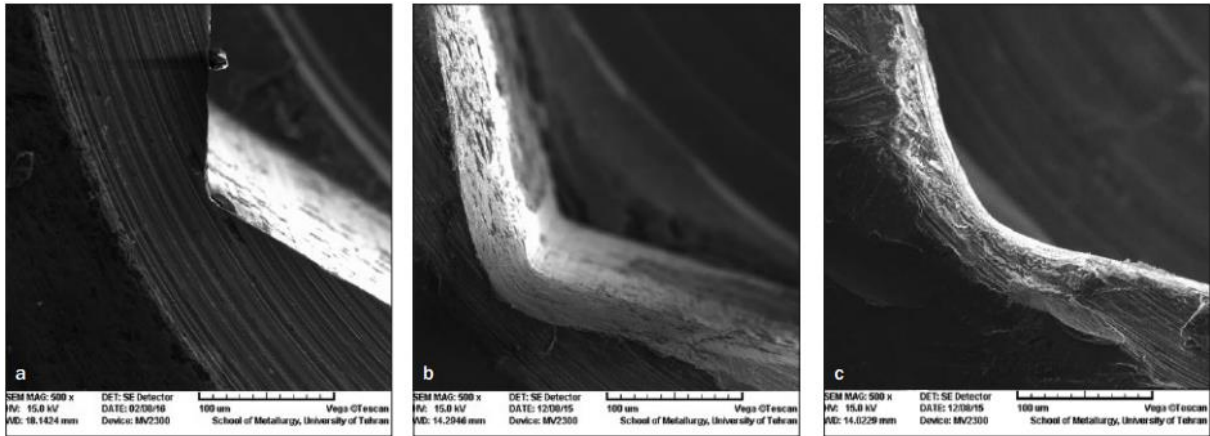


Figure 7 : Déformation d'une empreinte hexagonale neuve (a), après 5 cycles de serrage et desserrage (b) et après 15 cycles, observée au microscope électronique à balayage (x500) (Arshad et al. 2018).

Le motif du tournevis, s'il est émoussé ou mal positionné dans la tête de vis, peut endommager l'empreinte (Figure 8). Le tournevis peut riper hors de la tête de vis, ce qui a pour conséquence pour les empreintes hexagonales, de diminuer jusqu'à 50 % le couple de serrage ou de desserrage qu'il est possible d'imprimer à la vis lésée (Behring et al. 2002; Ehlinger et al. 2009).

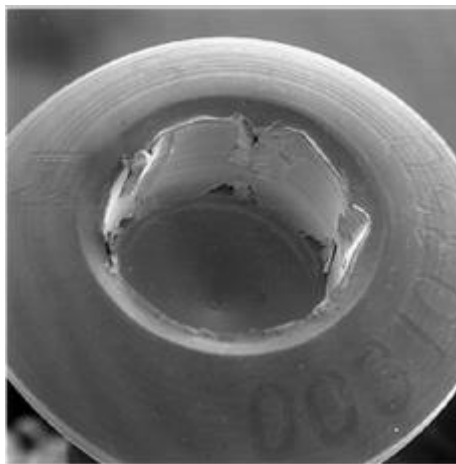


Figure 8 : Lésion de l'empreinte hexagonale d'une vis par déformation plastique après ripage du tournevis (Behring et al. 2002)

La profondeur des têtes de vis de 3,5mm étant plus faible que celle des vis de 5 mm, le risque de faire riper le tournevis est donc plus élevé sur une vis de 3,5 mm car la profondeur d'insertion du tournevis est moindre (Maehara et al. 2013).

La forme de l'empreinte joue un rôle dans la robustesse de la tête de vis. Les empreintes de forme TORX Stardrive® sont 65 % plus résistantes que les empreintes hexagonales (Bel 2019; Behring et al. 2002; Ehlinger et al. 2009; Lin et

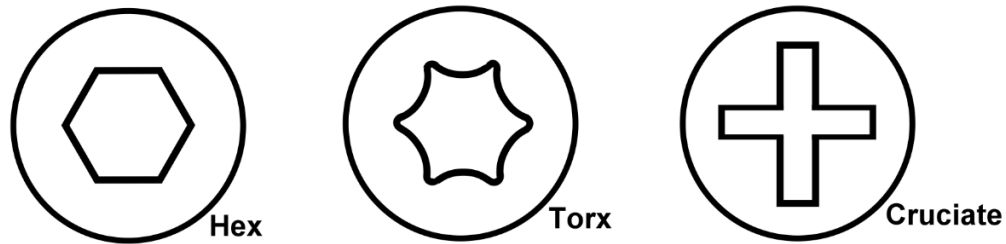
al. 2018; Dahlberg et al. 2018). En effet, il existe une légère angulation entre le tournevis et la vis avec les empreintes hexagonales car l'aire de l'empreinte est supérieure à la surface du tournevis, ce qui augmente le risque de glissement (Vilar 2018). En effet, les fabricants respectent une tolérance technique afin que le diamètre du tournevis soit toujours légèrement inférieur à celui de l'empreinte afin de garantir l'adaptation et l'utilisation correcte du matériel. Plus la tolérance technique est faible, plus l'ajustement du tournevis à l'empreinte est précis et plus le risque de jeu rotationnel du tournevis dans l'empreinte de la vis est faible.

Par ailleurs, l'influence de la taille et de la forme de l'empreinte de la tête de vis en titane, sur le couple de serrage et le risque de glissement du tournevis ont été évaluées (Figure 9) (Lin et al. 2018). Les tests de serrage ont été réalisés pour une insertion optimale de 2 mm du tournevis dans l'empreinte de la tête de vis, et pour une insertion inappropriée de 1 mm. Les vis à empreintes larges permettaient d'obtenir un couple de serrage significativement plus élevé. Le couple de serrage était maximal pour les vis à empreinte hexagonale (5,76 Nm), suivies des vis à empreinte Torx (5,07 Nm). Cependant, les empreintes hexagonales étaient toutes faussées par un glissement systématique du tournevis. L'empreinte Torx a montré une perte de couple de serrage de 15 % lors d'insertion inadaptée du tournevis à 1 mm, contre 38 % pour l'empreinte hexagonale.

L'insertion des vis au moteur chirurgical, en particulier à une vitesse de serrage élevée, a montré l'obtention d'un couple de serrage trop important, même avec l'utilisation d'un limiteur de couple, ce qui risque de conduire à l'endommagement de l'empreinte de la vis (Savin et al. 2016).

Le grippage voire la fusion à froid de la vis dans la plaque ont également été décrits comme un facteur de risque de lésion de l'empreinte de la tête de vis, lors de l'AMO (Bel 2019; Bae et al. 2009).

Small socket



Large socket

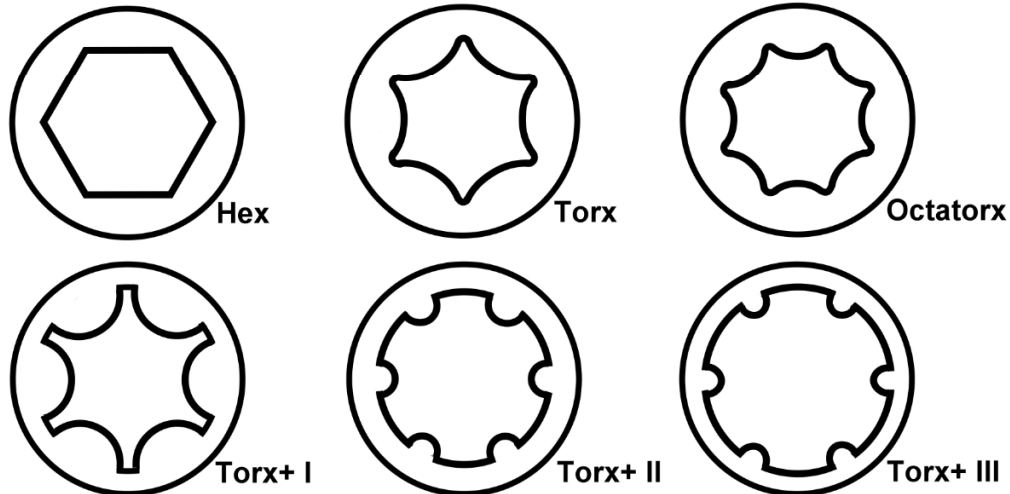


Figure 9 : Différentes tailles et formes d'empreintes de tête de vis étudiées (Lin et al. 2018).

1.6.3 Grippage

Le grippage d'une vis correspond à un blocage de la tête de vis verrouillée dans la plaque, entraînant l'altération du verrouillage et rendant son retrait très difficile.

Une des principales causes est un défaut d'engagement des filets de la tête de vis dans le filetage du trou de la plaque. Cela se produit lorsque la vis est insérée avec un mauvais alignement par rapport à l'axe du verrouillage du trou de la plaque. Cette erreur peut survenir dès le forage si le guide mèche vissé est mal inséré ou lors du vissage si l'axe de la vis est imparfait. La vis peut alors se bloquer dans le trou de plaque avec un décalage des filets et le verrouillage qui en résulte est défectueux (Griffon et al. 2016; Bel 2019; Ehlinger et al. 2009).

Une autre cause invoquée résulte de l'utilisation d'un couple de serrage trop important qui conduit à une altération structurale des filetages (Figure 10). Lors du vissage, le grippage de la vis dans la plaque peut se produire par micro-grippage ou par le grippage total. Le micro-grippage a lieu au niveau des filets, où des

microsoudures sont provoquées puis rompues au fur et à mesure que le couple augmente. Lorsque le couple continue d'augmenter mais que la tension n'augmente plus, la rotation est bloquée et le grippage est total (Maurin Fixation 2021; Sandriesser et al. 2018). L'excès de serrage peut se produire lors d'un serrage à la perceuse ou à la main sans limiteur de couple. Le grippage est particulièrement fréquent pour les vis à tête de verrouillage en titane de 3,5 mm de diamètre à motif hexagonal (Bae et al. 2009). En effet, ce problème a été rapporté dans 34,9% des cas d'AMO compliquées (Garg et al. 2011). L'utilisation d'un tournevis dynamométrique avec un serrage à la main permettrait de diminuer la fréquence de cette complication (Bel 2019). Cependant, le grippage survient aussi après la mise en fonction cyclique de l'implant, ce qui signifie qu'une mise en place correcte d'une vis verrouillée ne garantit pas l'absence de grippage de la vis lors de l'AMO (Sandriesser et al. 2018).

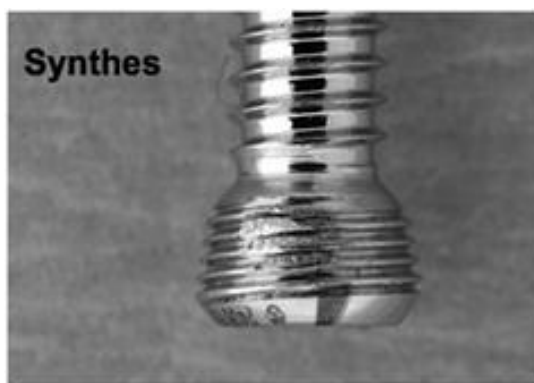


Figure 10 : Déformation macroscopique des filets de la tête d'une vis suite à l'application d'un couple de serrage excessif (Boero Baroncelli et al. 2013).

La norme ASTM G40 définissait en 2008 le grippage comme « une forme d'usure apparaissant entre des solides en mouvement, observable macroscopiquement par la création de protubérances souvent localisées sur la surface d'origine et pouvant inclure du transfert de matière, de l'écoulement plastique ou les deux » (Lesage 2019).

Le grippage apparaît à partir d'un seuil défini par la valeur de pression de contact à laquelle se produit un transfert de matière d'une surface à l'autre. Ce seuil dépend de l'état de surface, de la nature chimique et métallurgique et de la ductilité, donc du comportement plastique du matériau (Lesage 2019). Le seuil de grippage de l'acier inoxydable 316L est de 14 MPa, ce qui montre une prédisposition au grippage de cet alliage (Maurin Fixation 2021). Les revêtements, les lubrifiants ou encore les

couches d'oxydes de surface permettent d'augmenter le seuil de grippage. Le contact métal-métal forme des liaisons métalliques fortes, mais la présence d'une couche d'oxydes à l'interface, dont l'énergie d'adhésion est principalement issue des forces de van der Waals (faible), permet de garantir un seuil de grippage plus élevé (Lesage 2019; Dogan et al. 2002).

Le grippage est donc un phénomène d'usure intervenant lors du mouvement relatif entre deux surfaces en contact. L'apparition du grippage se traduit par une augmentation souvent brusque du coefficient de frottement. L'élévation de température au niveau des aspérités donne lieu à des adhérences locales. Lorsque le couple augmente, ces adhérences se rompent et un transfert de matière a lieu, menant à une dégradation des surfaces (Figure 11). C'est de ce phénomène que provient le terme de soudure à froid, car l'élévation de température est très locale et relativement faible (Lesage 2019).

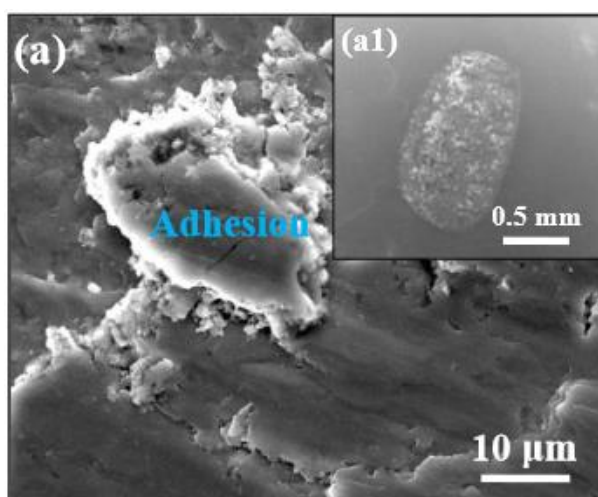


Figure 11 : Vue au microscope électronique à balayage des surfaces usées après un essai tribologique sur de l'acier inoxydable 316L avec une charge de 5 N, où l'encart (a1) représente la morphologie entière de la cicatrice d'usure (Qin et al. 2018).

1.6.4 Soudure à froid

La soudure à froid, initialement invoquée pour justifier l'utilisation d'un limiteur de couple de serrage, n'est pas décrite sur des implants en acier inoxydable (Griffon et al. 2016). La soudure à froid pourrait survenir sur les implants en titane, entre la tête de vis et le trou de plaque, en particulier lors de couple de serrage trop important (Garg et al. 2011; Lehmen et al. 2011). Ce phénomène correspondrait à la coalescence entre la vis et la plaque (Figure 12), par une augmentation de la pression lors de contraintes élevées sur l'implant, ce qui aboutirait à l'impossibilité de

dissocier la vis de la plaque (Cole et al. 2004; Hak et al. 2008; Norton 1999; Lin et al. 2018). En cas de soudure à froid, la conséquence clinique principale serait l'augmentation du couple de desserrage à des valeurs supérieures au couple de serrage, avec le risque de dépasser la résistance du matériau et d'entraîner la déformation plastique de l'empreinte de la tête de vis. Cependant, il n'existe pas de preuve de réelle soudure à froid dans la littérature et ce sujet reste encore controversé (Ehlinger et al. 2009).

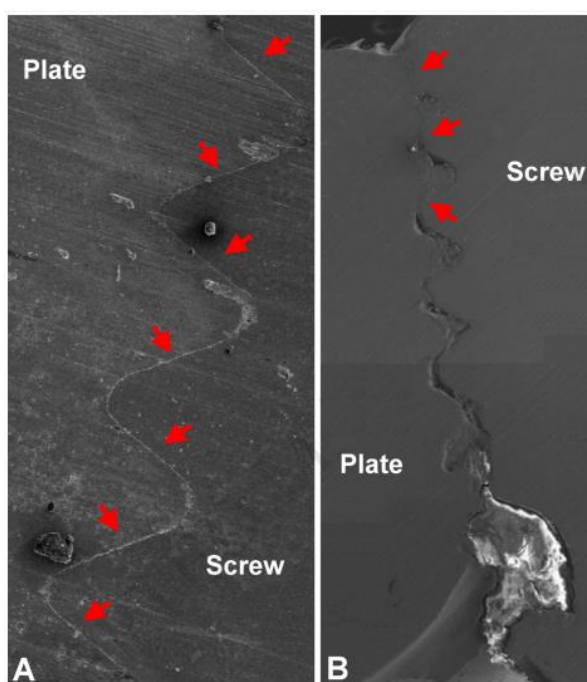


Figure 12 : Différents degrés de soudure à froid (flèches rouges) entre la plaque et une vis en titane (x50), A : soudure quasi-complète, B : soudure partielle (Lin et al. 2018).

1.6.5 Méthode de retrait d'une vis endommagée

Lorsqu'une vis verrouillée ne peut pas être desserrée, que l'empreinte est endommagée, ou que la vis est fracturée, la première étape consiste à placer un extracteur de vis (un tournevis conique à filetage inversé) dans la tête de la vis. Une autre option consiste à couper la plaque de chaque côté de la vis et à l'utiliser comme tournevis pour desserrer l'ensemble de la construction. Si la vis ne peut toujours pas être desserrée, la plaque peut être libérée en détruisant la tête de vis en la perçant avec une mèche en tungstène de gros diamètre. La tige de la vis peut être retirée à l'aide d'un extracteur de vis ou d'une tréphine si elle n'est pas accessible, ou laissée en place (Bel 2019; Ehlinger et al. 2009). Chaque solution comporte un risque qu'il est nécessaire d'évaluer. Extraire la tige d'une vis cassée agrandit le trou et augmente le risque de fracture per ou post-opératoire, en particulier sur les os fins

(radius, ulna, fibula). Détruire la tête de vis ou sectionner la plaque libère des débris métalliques qui peuvent être délétères pour les tissus mous. La tige cassée laissée en place va se comporter comme un corps étranger et peut constituer un support d'infection. Malgré ces risques de complications aucune complication majeure n'est rapportée en lien avec ces situations (Park et al. 2019; Bel 2019; Ehlinger et al. 2009).

2 Principes de l'ostéosynthèse par plaque

Les quatre principes généraux de traitement des fractures, ont été définis par l'AO, Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen, ou ASIF, Association for Study of Internal Fixation, qui regroupe des chercheurs en orthopédie. Ils comprennent i) la réduction anatomique de la fracture, en particulier si elle est articulaire, ii) une fixation stable, iii) la préservation de la vascularisation de l'environnement fracturaire et iv) la mobilisation active précoce et non douloureuse du membre. Ces principes ont évolué avec le concept d'ostéosynthèse biologique qui encourage à préserver les tissus mous périphériques et la vascularisation des fragments osseux par une technique chirurgicale atraumatique. La réduction de la fracture revient alors à restaurer l'alignement dans tous les plans, éliminer les déformations en torsion et maintenir la longueur osseuse. La fixation interne a alors pour objectif de maintenir la réduction de la fracture et de supporter la charge axiale. Une stabilité relative du foyer de fracture qui conserve des micromouvements interfragmentaires est suffisante pour assurer la cicatrisation de la fracture par la formation du cal. Le cal stabilise mécaniquement la fracture et prévient la rupture d'implant par surcharge de contraintes (Piermattei et al. 2009; Johnston et al. 2018).

L'ostéosynthèse par plaque est une technique très polyvalente (Sylvestre 2019). L'objectif d'un implant est d'offrir une stabilité du foyer de fracture nécessaire à la guérison osseuse, permettant toutefois la fonction et la mise en charge du membre (Johnston et al. 2018).

2.1 Les matériaux

2.1.1 Notions de biomécanique

L'analyse mécanique de matériaux requiert toujours l'identification des forces présentes, les déformations induites et les propriétés intrinsèques du matériau (Johnston et al. 2018; Maurin Fixation 2021; Fanchon 1996). Dans le cadre du serrage ou du desserrage d'une vis, le tournevis applique une force axiale et une force de rotation à la vis.

Une rotation est un changement d'orientation autour d'un axe, obtenu lorsque les forces appliquées résultent en un mouvement angulaire. Lorsqu'une force agit à distance de l'axe de rotation, un moment est généré. La distance entre la ligne d'action de la force et l'axe de rotation représente le bras de levier. Le moment (en Nm) est égal au produit du bras de levier et de la force appliquée. Si la rotation n'est pas possible, des moments de flexion et de torsion peuvent survenir.

La contrainte représente la répartition de la force sur un matériau. Elle s'exprime en N.mm² ou en Pa. Dans le modèle linéaire, la contrainte σ est égale à : $\sigma = \frac{F}{a}$, avec F la force et a l'aire de la section transversale. Le vecteur de traction est la résultante de toutes les forces internes agissant sur un point donné du corps, pour contrer la charge et empêcher la déformation.

La déformation ε varie selon la contrainte et le matériau. Elle est mesurée sur une aire de répartition grâce à l'étirement $\lambda = \frac{L}{L_0}$ (L est la longueur déformée et L_0 la longueur initiale) : $\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0} = \frac{L-L_0}{L_0} = \lambda - 1$.

2.1.2 Titane et acier inoxydable

Les implants vétérinaires doivent pouvoir supporter une mise en charge quasi-immédiate en post-opératoire, tout en gardant le foyer de fracture stable. Les alliages métalliques regroupent les qualités mécaniques et biologiques requises : rigidité (résistance aux déformations), solidité (supporter les contraintes sans défaillance), ductilité (déformation plastique sans rupture), biocompatibilité (capacité à être toléré par le milieu) (J. S. Hayes, Richards 2010).

Les implants d'ostéosynthèse sont disponibles en acier inoxydable (316L) ou en titane (Ti-Al-7Nb). L'utilisation conjointe de ces deux matériaux n'est pas recommandée au risque de voir apparaître une corrosion accélérée, dite galvanique. Chaque métal a un potentiel de corrosion propre au sein des fluides corporels, selon leur conductivité électrochimique. Les deux potentiels différents agissent alors comme deux dipôles d'une batterie et un courant de corrosion peut être généré. Les ions libérés entraînent une réponse inflammatoire et des hypersensibilités au métal (Sylvestre 2019).

L'acier inoxydable est le biomatériau le plus fréquemment utilisé pour les dispositifs de fixation interne vétérinaires en raison d'une combinaison favorable de propriétés mécaniques, de résistance à la corrosion et de coût par rapport au titane.

Il est principalement composé de 58% de fer, 18% de chrome, 13% de nickel et 3% de molybdène. La composition, la microstructure et les propriétés mécaniques de ces deux alliages métalliques médicaux sont normalisées par des normes ISO et ASTM. Les exigences métallurgiques sont strictes pour garantir une résistance suffisante à la corrosion, un comportement non magnétique et des propriétés mécaniques satisfaisantes (Disegi et al. 2000; J. S. Hayes, Richards 2010).

2.1.2.1 Biocompatibilité

Le titane, très utilisé en médecine humaine, présente une forte biocompatibilité. Il entraîne peu de réactions immunologiques de bas grade et préserve l'environnement biologique (Sylvestre 2019; Piermattei et al. 2009). Des études *in vitro* et *in vivo* ont permis d'identifier plusieurs des composants des implants en acier inoxydable tels que le chrome, le cobalt, le fer et le nickel, comme les principaux responsables de toxicité sur les systèmes vasculaire, immunitaire, excréteur, reproducteur, tégumentaire et nerveux. Les réactions allergiques aux dispositifs en acier inoxydable contenant du nickel après une fixation interne se produisent dans 1 à 2 % des cas (Keegan et al. 2007; J. S. Hayes, Richards 2010).

Un autre domaine dans lequel l'acier inoxydable et le titane diffèrent est la composition de leurs oxydes de surface. Il s'agit d'un facteur important, car la composition chimique des oxydes a été identifiée comme un facteur majeur dans l'adsorption des protéines, entraînant une fixation spécifique des cellules. Associé à la surface micro rugueuse des implants en titane, l'adhésion et la différenciation des ostéoblastes permet la production rapide d'os néoformé au contact de l'implant. Les implants en titane sont mieux ostéointégrés que ceux en acier inoxydables.

Le liquide corporel est par nature un environnement corrosif ; cependant, la présence d'un film d'oxyde sur les matériaux des implants contribue à leur résistance accrue à la corrosion et à leur biocompatibilité. Dans l'acier inoxydable de qualité implantaire, le film passif se compose principalement de fer, de nickel et de chrome. Le chrome dans l'acier inoxydable réagit avec l'oxygène pour former le mince film passif de quelques nanomètres (2-3 nm) d'épaisseur qui offre une résistance accrue à la corrosion pour ces dispositifs. La couche d'oxyde du titane est dominée par le titane, l'oxygène et le carbone. Le titane et ses alliages forment des films naturels beaucoup plus épais (5-6 nm). Le processus commercial d'anodisation est employé pour les implants en titane afin d'augmenter l'épaisseur de la couche d'oxyde d'environ 200 nm. Lorsque le film d'oxyde est abrasé mécaniquement, des ions

métalliques sont libérés par le matériau. Ils sont hautement réactifs et non biocompatibles. Cette libération indésirable d'ions métalliques potentiellement toxiques se poursuit jusqu'à ce que la couche d'oxyde puisse être régénérée. Pour les dispositifs en acier inoxydable testés dans une solution saline à 0,9 %, cela prend environ 35 minutes, contre environ 8 minutes pour le titane et les alliages de titane. Le taux de régénération accéléré des surfaces d'oxyde de titane permettrait une meilleure résistance à la libération substantielle d'ions métalliques par rapport à l'acier inoxydable (J. S. Hayes, Richards 2010).

2.1.2.2 Propriétés mécaniques

Un bloc en acier inoxydable 316L ou en titane est un matériau homogène (les propriétés mécaniques sont les mêmes en tous points) et isotrope (la réponse à une charge mécanique est la même quelle que soit l'orientation du matériau), il suit une déformation linéaire (la déformation est proportionnelle à la charge) et élastique (déformation indépendante de la vitesse de charge) (Johnston et al. 2018).

La théorie de l'élasticité linéaire se place dans un modèle de matériau homogène linéaire, élastique, isotrope subissant de faibles déformations. La loi de Hooke définit la courbe contrainte / déformation (Figure 13), avec $\sigma = \frac{F}{a}$ (avec F la force et a l'aire de la section transversale sur laquelle la force F est appliquée). La partie linéaire de la courbe sert à caractériser la rigidité du matériau. La pente de cette droite est appelée module de Young (E) et est définie par le rapport contrainte sur déformation : $E = \frac{\sigma}{\varepsilon}$. La limite élastique permet de définir l'aire sous la courbe avant ce point qui représente le domaine élastique. Dans ce domaine, le matériau a la capacité de récupérer sa forme initiale en libérant de l'énergie, une fois que la mise en charge est levée. L'aire sous la courbe après ce point représente le domaine plastique. La contrainte maximale est appliquée au sommet de la courbe, elle correspond à la solidité du matériau. La ductilité d'un matériau est définie comme sa capacité à se déformer de façon plastique avant le point de rupture. Elle équivaut à l'augmentation de la déformation entre la limite élastique et le point de rupture. L'aire sous l'ensemble de la courbe contrainte - déformation représente la dureté du matériau, qui est une mesure de l'énergie absorbée avant rupture (Johnston et al. 2018; Maurin Fixation 2021).

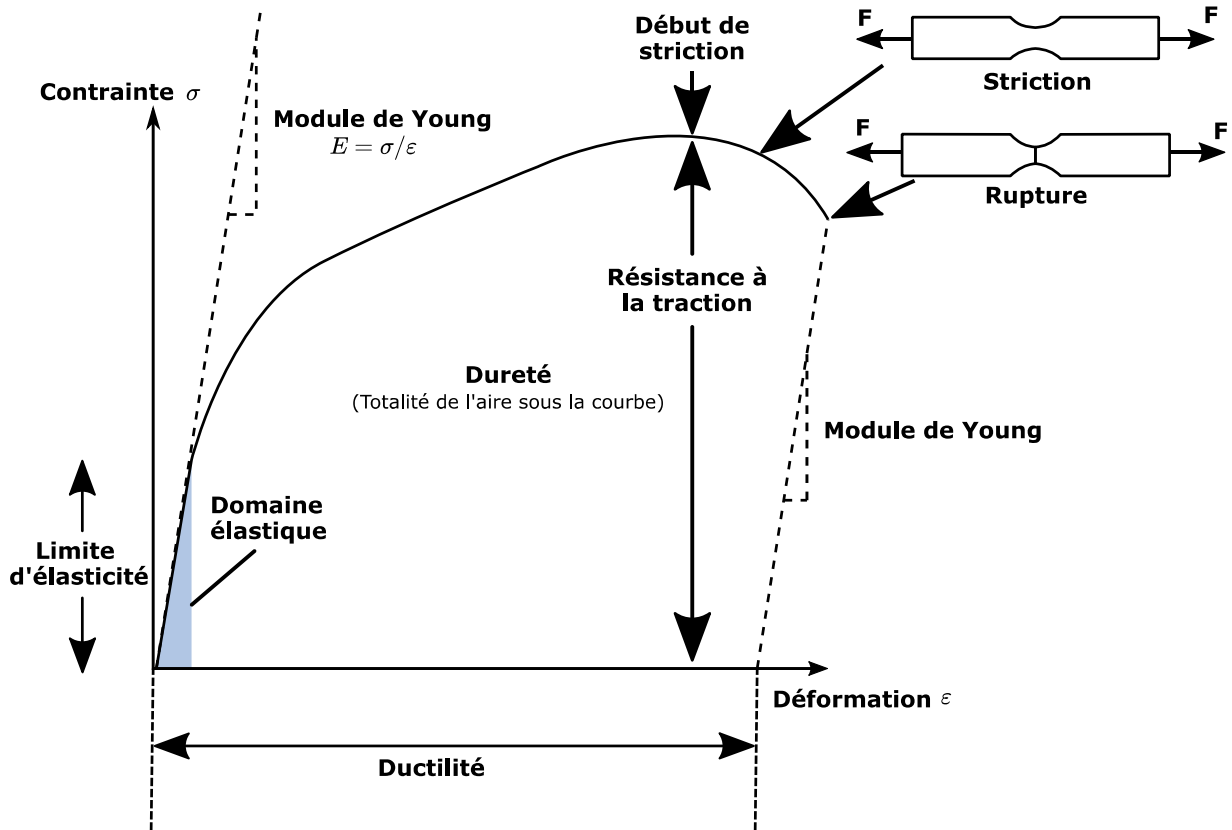


Figure 13 : Loi de Hooke : courbe contrainte - déformation théorique, adaptée de (Mécastyle 2022).

La Figure 14 montre les courbes expérimentales de contrainte - déformation en traction de spécimens en acier inoxydable 316L et en alliage titane, testés jusqu'à la rupture (Losertova et al. 2016).

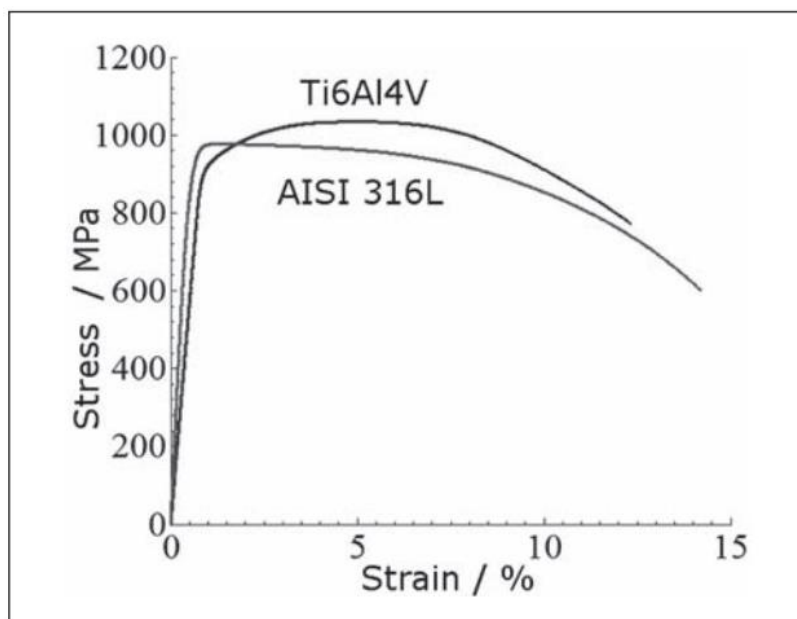


Figure 14 : Courbes expérimentales de contrainte-déformation en traction de spécimens en acier inoxydable 316L et en alliage titane (Losertova et al. 2016).

La rigidité d'un matériau est directement liée à son module d'élasticité. Le titane a un module d'élasticité de 110 GPa, inférieur à celui de l'acier inoxydable qui est d'environ 186 GPa. Cela permet une plus grande souplesse du titane, ce qui rapproche le comportement élastique des implants en titane de celui de l'os, qui a un module de Young d'environ 20 GPa. Les implants en acier inoxydable sont nettement plus rigides que les implants en titane de mêmes dimensions. Cependant, la rigidité d'un implant sera également influencée par sa conception. En outre, grâce à ce module d'élasticité plus faible, le titane présente une résistance à la fatigue accrue par rapport à l'acier inoxydable (Disegi et al. 2000; J. S. Hayes, Richards 2010).

La densité de l'acier inoxydable est d'environ 7,9. C'est presque deux fois la densité du titane qui n'est que de 5, mais ce n'est pas un facteur défavorable en raison de la petite taille des implants et donc de leur masse faible.

Les vis, les plaques d'ostéosynthèse et les clous intramédullaires en acier inoxydable sont travaillés à froid, ce qui permet d'obtenir un état intermédiaire de résistance. L'acier inoxydable est plus ductile que le titane, et permet donc un modelage de l'implant par le chirurgien aux spécificités anatomiques de l'os. La limite d'élasticité de l'acier inoxydable est de 690 MPa (J. S. Hayes, Richards 2010).

2.1.2.3 Comportement lors du serrage

La différence de réponse en torsion entre l'acier inoxydable et le titane explique certaines des caractéristiques cliniques liées au serrage des vis (Disegi et al. 2000). Le titane se déforme de façon plastique pour une valeur de couple de serrage inférieure et se rompt à un angle d'insertion 50% plus faible que l'acier inoxydable. Le couple à la rupture des vis en titane est légèrement plus faible mais comparable à celui des vis en acier inoxydable (Disegi et al. 2000). La comparaison des courbes couple de torsion - angle de rotation pour des vis en acier inoxydable et en titane est présentée sur la Figure 15. Pour la vis en acier inoxydable, le couple de serrage augmente jusqu'à un maximum lorsque la vis se bloque. La suite du serrage se fait au couple maximum constant jusqu'à la rupture de la tête de vis, après environ 1,5 tour de déformation de la vis. Cliniquement, le chirurgien ressent ce couple maximal et peut anticiper la rupture. Pour la vis en titane, le couple maximum n'est pas atteint lorsque la vis se bloque et continue d'augmenter lors de la poursuite du serrage. Le couple maximal est alors atteint et la tête de vis se brise à environ $\frac{3}{4}$

de tour après le passage au domaine de déformation plastique. Le chirurgien n'a pas la sensation du couple maximum et le risque de serrage excessif est majoré.

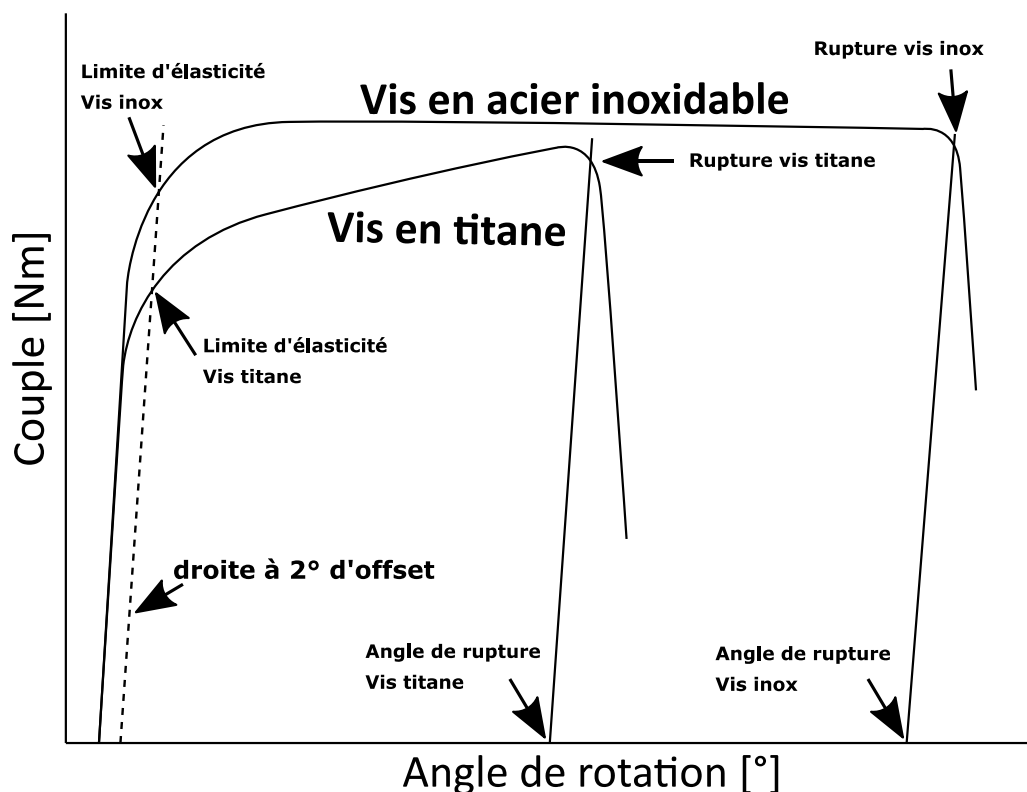


Figure 15 : Comparaison des courbes de torsion pour des vis en acier inoxydable et en titane (Disegi et al. 2000).

2.2 Matériel d'ostéosynthèse de type plaques vissées

2.2.1 Anatomie de la vis

Une vis comprend quatre parties fonctionnelles : la tête, la tige avec le diamètre intérieur et le diamètre extérieur (y compris la conception du filetage), et la pointe (Figure 16). La conception de la vis est adaptée à la fonction souhaitée : vis de position, de traction, de fixation, de verrouillage ou encore de compression interfragmentaire. Chaque partie d'une vis a une forme spécifique qui est conçue pour faciliter son insertion et son retrait ainsi que pour résister aux défaillances (Browner et al. 2015; Sylvestre 2019).

En chirurgie orthopédique vétérinaire, les deux types de vis les plus utilisées sont les vis corticales standards et les vis verrouillées. Leurs modes de fonctionnement respectifs reposent sur des conceptions et des concepts mécaniques différents qui seront détaillés dans ce chapitre.

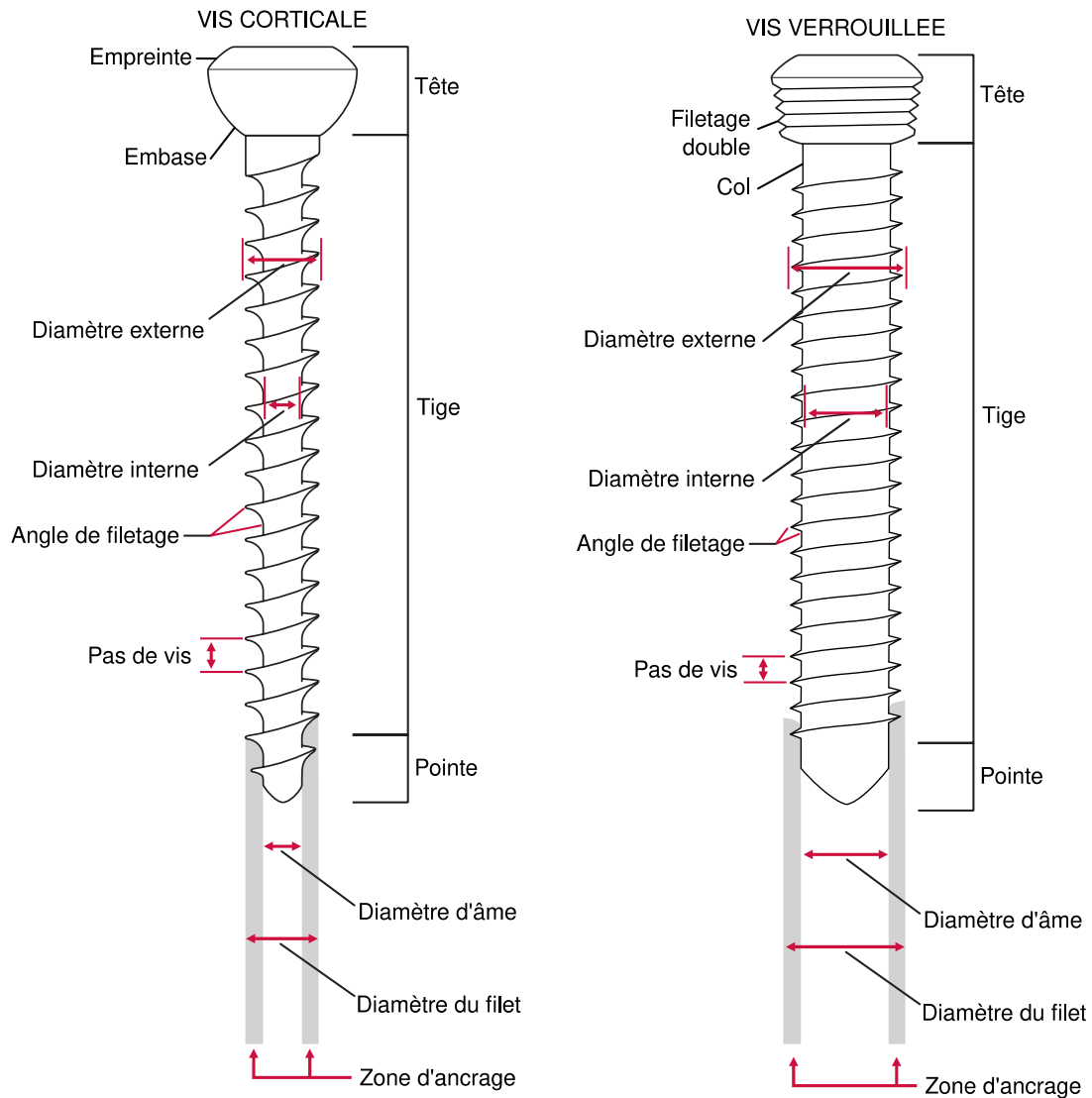


Figure 16 : Comparaison de l'anatomie d'une vis corticale standard et d'une vis verrouillée, adapté de (Browner et al. 2015).

2.2.1.1 La tête de vis

La tête de la vis a deux fonctions principales. Elle sert d'abord à transmettre le couple de torsion appliqué par l'opérateur via le tournevis. Elle agit ensuite comme une interface avec la plaque. Ce faisant, elle assure soit une compression sur la plaque, soit se verrouille dans la plaque (Figure 17). Dans le cas d'une vis corticale standard, la butée empêche tout mouvement de translation supplémentaire de la vis et transforme le couple de torsion en tension dans la vis et en compression de l'os. Il en résulte une compression entre la surface inférieure de la plaque et la surface de l'os. Les forces de friction entre la plaque et l'os dues à la compression de la vis sur la plaque, participent à la stabilité du montage. Pour une vis verrouillée, la butée permet de créer un ensemble indissociable entre la plaque et la vis. La vis sert à relier l'os et la plaque (Browner et al. 2015; Johnston et al. 2018).

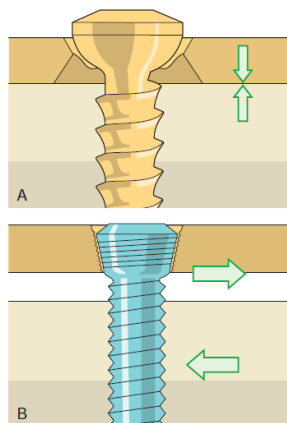


Figure 17 : Comparaison des mécanismes de serrage d'une vis corticale standard et d'une vis verrouillée ; A : compression de la plaque sur l'os et création d'une friction dans la zone de contact vis corticale – plaque et plaque - os ; B: avec la vis verrouillée, le montage est statique car la tête de vis est mécaniquement ancrée dans la plaque de manière stable et à angle fixe (Browner et al. 2015).

La tête de vis comprend une partie inférieure, l'embase, qui peut être conique ou sphérique selon le type de vis. L'embase peut présenter un filetage dans le cas des vis verrouillées, qui permet le verrouillage de la vis dans le trou de la plaque. La plupart des systèmes verrouillés ont un pas de filetage de la tête différent de celui du corps de la vis (Figure 16). Le pas de vis du corps est généralement égal au double de celui de la tête. Le filetage de la tête est composé de deux filets imbriqués, chacun ayant un pas égal à celui du corps de la vis. Ce pas de vis plus serré sur la tête permet un meilleur ancrage dans la plaque (Johnston et al. 2018). A cause de ce filetage, la direction du trou de vis dans la plaque prédétermine l'angle d'insertion de la vis pour les systèmes verrouillés. Le plus souvent, la direction imposée est perpendiculaire au grand axe de la plaque. L'angle d'insertion ne doit pas s'écarter de plus de 5 degrés par rapport à l'axe imposé par le filetage de la plaque sinon le verrouillage sera défaillant. Un certain nombre de plaques anatomiques ont été développées sur lesquelles les orientations des trous de vis verrouillées sont adaptées à l'anatomie de l'os. Ces adaptations ont pour objectif de limiter les risques de vis intra-articulaire ou d'optimiser l'ancrage des vis dans des zones critiques. Les plaques adaptées à une ostéosynthèse en zone métaphysaires, ont par exemple leurs deux trous distaux qui forment un angle de 11 degrés en direction du centre de la plaque, ce qui permet un ancrage plus sûr des vis de verrouillage dans la région épiphysaire. Ainsi, le risque d'effraction intra-articulaire par la vis est diminué par rapport à un système verrouillé mono-axial (DePuy Synthes 2018). Les vis

conventionnelles peuvent quant à elles être inclinées jusqu'à 40 degrés dans le plan longitudinal et 7 degrés dans le plan transversal (DePuy Synthes 2016).

La partie supérieure de la tête de vis contient l'empreinte. Elle peut être de différentes profondeurs et formes, ce qui a une influence sur la facilité d'insertion, le risque de glissement du tournevis ou encore le couple maximum qu'il est possible d'imprimer sans endommager l'empreinte. Plus la surface de contact est grande, plus la transmission du couple est efficace et moins la tête du tournevis risque de glisser hors de l'empreinte de la vis. Les principales formes sont l'empreinte à fente, cruciforme, hexagonale ou Torx (Browner et al. 2015; Johnston et al. 2018). Les vis corticales auto-taraudantes en acier inoxydable avec une empreinte hexagonale étaient, il y a peu de temps, les plus utilisées en médecine vétérinaire (Sylvestre 2019) mais sont en train d'être supplantées par les vis à empreinte Torx actuellement.

L'empreinte Torx, créée en 1967 a une configuration en étoile à six branches et correspond au modèle d'empreinte Stardrive® utilisé notamment pour les vis verrouillées. Il a été montré que les vis verrouillées à empreinte Torx avaient un couple de serrage 65 % plus élevé que les vis à empreinte de tête hexagonale (Lin et al. 2018). Ses grands angles d'entraînement évitent d'endommager la tête de la vis et le tournevis et augmentent le transfert du couple de torsion. Les angles d'entraînement correspondent aux angles entre la direction de vissage et le côté des lobes de l'empreinte (Figure 18). Des angles d'entraînement faibles génèrent une force radiale plus élevée, qui est perpendiculaire à la force de rotation et n'est pas efficace pour le vissage, tandis que des angles d'entraînement élevés offrent un couple de vissage plus élevé et réduisent la force radiale indésirable (Figure 19). Lorsque l'angle d'entraînement est trop faible, la force radiale excessive peut limer les lobes de l'empreinte et du tournevis, augmentant le risque de glissement du tournevis (Lin et al. 2018; Behring et al. 2002). Il est recommandé d'utiliser un limiteur de couple lorsque les vis sont insérées avec un équipement motorisé, pour éviter un serrage excessif et le grippage de la vis à la plaque, qui compliquera l'ablation éventuelle de matériel d'ostéosynthèse (Johnston et al. 2018).

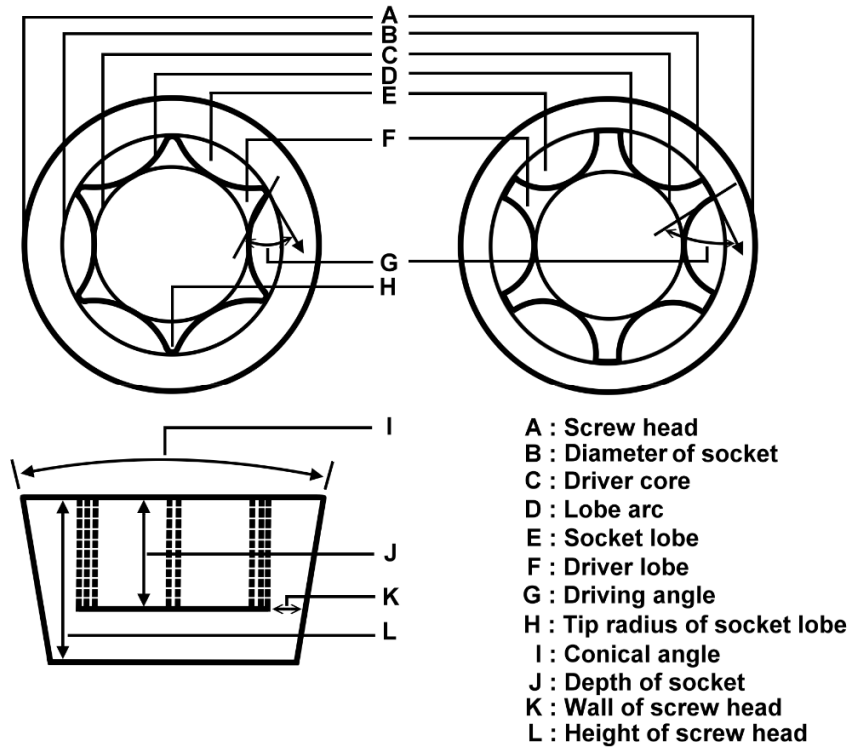


Figure 18 : Définition des paramètres d'une tête de vis, A : tête de vis, B : diamètre de l'empreinte, C : noyau d'entraînement, D : paroi arrondie du lobe, E : lobe de l'empreinte, F : lobe d'entraînement, G : angle d'entraînement, H : pointe du lobe de l'empreinte, I : angle du fraisage, J : profondeur de l'empreinte, K : épaisseur de la paroi de l'empreinte, L : hauteur de la tête de vis (Lin et al. 2018).

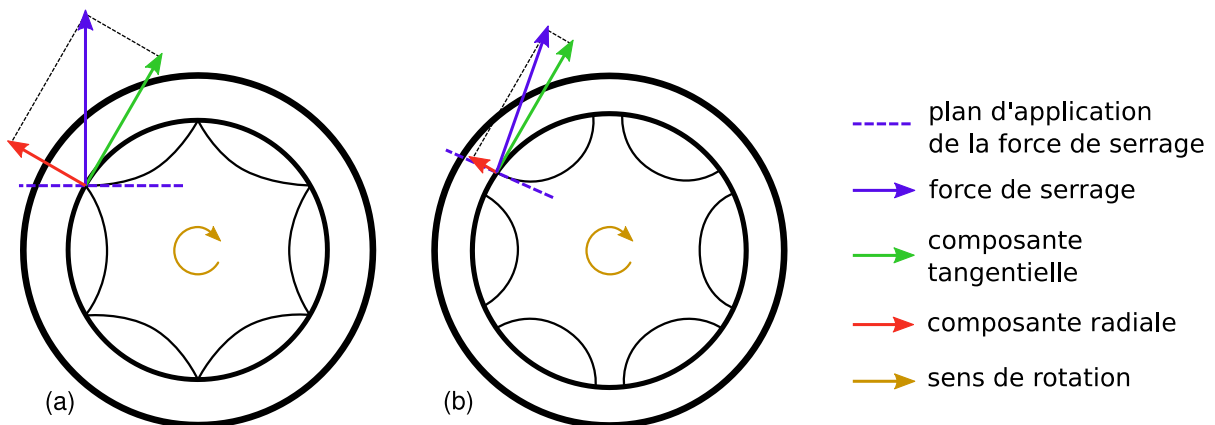


Figure 19 : Comparaison de la force radiale générée lors du serrage pour deux géométries d'empreintes. (a) : lobes d'entrainements réduits générant une forte contrainte radiale ; (b) : lobes d'entrainements grands réduisant la contrainte radiale.

2.2.1.2 Diamètre interne

Le diamètre interne d'une vis a une importance dans la prévention des défaillances. Tout d'abord, le diamètre interne définit la taille du trou qui doit être foré avant l'insertion de la vis. Lors du retrait des vis, les trous de vis vides dans l'os constituent des zones de concentration des contraintes qui sont 1,6 fois plus importantes que dans l'os environnant lorsque des contraintes de torsion sont appliquées. Le risque de fracture postopératoire au niveau des trous de vis est donc augmenté (Burstein et al. 1972). Le diamètre interne définit également la résistance à la flexion et au cisaillement de la vis. La résistance à la flexion est fonction du moment d'inertie qui varie en fonction du diamètre de la section transversale. Ainsi, en augmentant le diamètre interne, la résistance à la flexion est aussi augmentée. Pour une vis corticale standard de 3,5 mm, le diamètre interne est de 2,4 mm et le moment d'inertie est de $1,6 \text{ mm}^4$. Les vis verrouillées de 3,5 mm ont un diamètre interne de 2,9 mm ce qui permet de doubler leur résistance à la flexion (Johnston et al. 2018).

La distance entre la tête de la vis et le premier filet, appelée le col, fait partie du diamètre interne (Figure 16). Cette partie représente un endroit de concentration de contraintes secondaire au changement abrupt de forme et à la présence d'angles, mais aussi car c'est une interface de mouvement entre la plaque et l'os. La rupture d'une vis se produit le plus souvent à cet endroit de la vis (Browner et al. 2015; Griffon et al. 2016; Bilmont et al. 2015).

2.2.1.3 Diamètre externe

Le diamètre extérieur de la vis correspond au diamètre du filet. La forme du filet varie principalement en profondeur et en forme. La distance axiale parcourue par un tour de vis entre deux filets successifs est appelée le pas de vis (Figure 16). Le diamètre du filet est responsable de la résistance à l'arrachement. Elle dépend de nombreux facteurs, notamment la longueur de la vis engagée dans l'os, la qualité de l'os, le nombre de filets engagés dans l'os (pas de vis), la différence entre le diamètre intérieur et le diamètre extérieur de la vis et la taille du trou foré dans l'os. Plus le filet est large et profond, plus la vis résistera à l'arrachement (Johnston et al. 2018; Bel 2019; Browner et al. 2015).

La conception d'une vis repose donc sur un compromis entre la résistance à la flexion et au cisaillement grâce à un diamètre interne important, et la résistance à l'arrachement avec un filet large. Dans l'os cortical, dense, il n'est pas nécessaire

d'avoir un filet profond pour augmenter la résistance à l'arrachement. Il est donc possible de maximiser le diamètre interne par rapport au diamètre externe car ce type d'os offre beaucoup de zones de contact avec les filets. A l'inverse, les vis à os spongieux ont donc un filet très large et un diamètre interne plus faible afin de maximiser la zone de contact entre l'os et la vis pour résister au mieux à l'arrachement. Avec les vis verrouillées, la résistance à l'arrachement ne dépend plus uniquement du nombre de trabécules en contact avec le filet, mais aussi de l'intégralité de l'os présent entre les toutes les vis. Les vis n'agissent plus individuellement avec le risque de se desserrer une à une, mais comme une seule unité de fixation, de par leur angle stable. Ainsi, le diamètre interne des vis verrouillées peut être plus grand même pour l'os spongieux (Browner et al. 2015).

La longueur utile d'une vis correspond à l'épaisseur d'os traversée par la vis (Figure 20). Elle détermine la tenue de la vis dans l'os (Griffon et al. 2016). L'utilisation de vis bicorticales est recommandée car la longueur utile est augmentée par rapport aux vis monocorticales et assure une meilleure résistance à la torsion, à la compression et à la rupture, surtout si les corticales sont fines (Gautier et al. 2003).

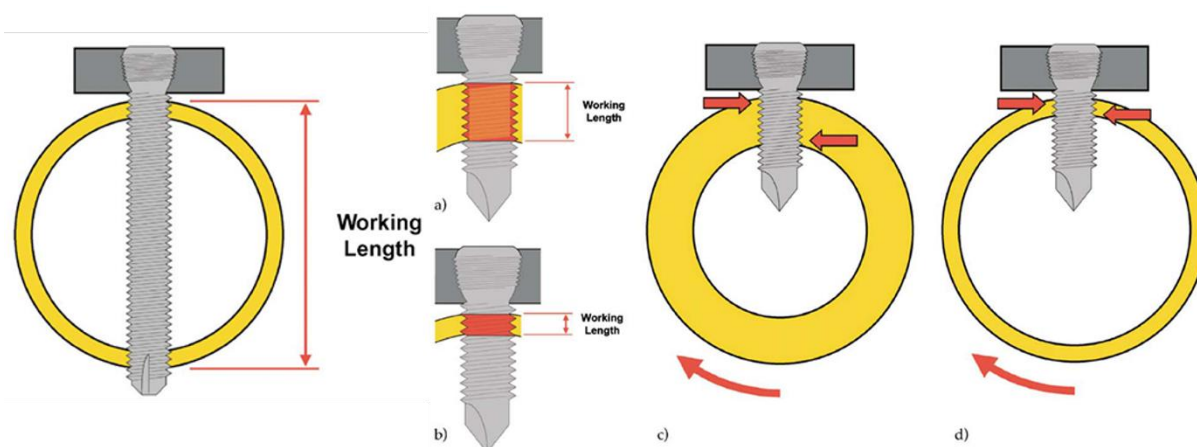


Figure 20 : Longueur utile d'une vis et influence de l'épaisseur corticale de l'os sur la longueur utile des vis monocorticales. a) : dans un os normal, la longueur utile est suffisante ; b) : des corticales plus fines diminuent la longueur utile d'une vis monocorticale ; c) : avec une longueur utile importante, l'ancrage peut supporter les efforts appliqués sur le montage; d) : avec une longueur utile courte, les mêmes efforts risquent d'entraîner une instabilité du montage, l'exposant à un lâchage d'implant (Gautier et al. 2003).

2.2.1.4 Pointe de la vis

La pointe de la vis contribue à l'efficacité de l'insertion. Les vis à pointe auto taraudante sont insérées dans un trou foré sans que les filets ne soient préalablement taraudés dans le trou (Figure 21). Les pointes auto-taraudantes permettent de diminuer le desserrage des vis lors de triple ostéotomie pelvienne selon (Beosier et al. 2010) par rapport aux pointes non auto-taraudantes, qui seraient plus sensibles à la charge cyclique. Des résultats similaires ont été obtenus par une autre équipe (Grzeskowiak et al. 2019). Les vis à pointe auto-perforante permettent d'éliminer l'étape du pré-forage dans de l'os diaphysaire de bonne qualité. Ces conceptions de vis réduisent le nombre d'étapes et donc le risque d'erreur lors de la mise en place des vis et diminuent également le temps opératoire (Browner et al. 2015). Les vis auto-taraudantes sont placées avec l'extrémité de la vis qui dépasse de 2 mm de la corticale pour avoir les mêmes propriétés mécaniques (même nombre de filets ancrés dans l'os) qu'une vis standard. En effet, les rainures de coupe de la pointe de vis auto-taraudante n'entraînent pas un ancrage similaire à un filetage et produirait donc une diminution de l'interface vis-os (Johnston et al. 2018; Gautier et al. 2003). En effet, une insertion incomplète des vis auto-taraudantes a entraîné une réduction de 21,5 et 37 % de la force d'arrachement des vis dans l'os ostéoporotique et normal, respectivement (Schoenfeld et al. 2008).

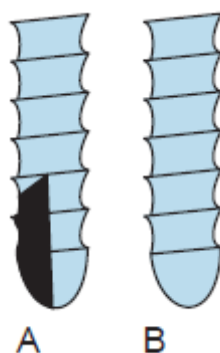


Figure 21 : Différentes pointes de vis, A : pointe de vis auto-taraudante, B : pointe de vis standard (Browner et al. 2015).

2.2.2 Les plaques d'ostéosynthèse et les montages associés

L'ostéosynthèse par plaque peut être réalisée selon différentes techniques : en compression, en neutralisation ou en soutien (Sylvestre 2019; Piermattei et al. 2009). Les plaques permettent une très bonne stabilité du site de fracture. Elles résistent aux forces de tension, de compression, de torsion et de flexion (Johnston et al. 2018).

La stabilisation d'une fracture à l'aide d'une plaque doit prendre en compte de nombreux facteurs tels que le type et la taille de la plaque, le poids du patient, les dimensions de l'os et ses particularités, la taille et le nombre de fragments, le mode d'application et les charges attendues. Des recommandations quant au choix de la plaque en fonction de l'os et du poids du patient sont mises à disposition par l'AO. La position de la plaque sur l'os a également un rôle dans la solidité du montage. La plaque sera placée sur la face de tension pour permettre une bonne compression du trait de fracture ou absorber au mieux les contraintes. La corticale opposée doit être intacte ou reconstruite pour que le moment quadratique de l'os reconstruit s'ajoute à celui de la plaque dans le cas d'un montage non verrouillé. Le montage est ainsi plus solide et une rupture de la plaque en fatigue due à une conversion des forces de compression sur la corticale opposée en forces de flexion sur la plaque est évitée (Johnston et al. 2018).

2.2.2.1 Fonctions des plaques d'ostéosynthèse

Traditionnellement, trois applications différentes de montage d'ostéosynthèse par plaque sont décrites.

Dans le cas de fractures transverses simples ou obliques courtes, une plaque de compression est mise en place après une reconstruction anatomique. Les charges physiologiques sont partagées immédiatement entre la plaque et la diaphyse osseuse reconstruite, ce qui préserve la plaque des contraintes en flexion cycliques délétères.

Dans le cas de fractures obliques longues ou spiroïdes, une reconstruction interfragmentaire est généralement effectuée grâce à des vis de traction ou des cerclages. Ces implants ne sont pas assez résistants pour supporter les charges physiologiques, une plaque de neutralisation est donc ajoutée pour prendre en charge une partie des efforts qui s'appliquent sur l'os et protéger la reconstruction de la fracture.

Dans les cas où la diaphyse ne peut pas être reconstruite anatomiquement, ou bien lors d'ostéosynthèse biologique, une plaque dite de soutien ou d'alignement doit supporter seule toutes les charges appliquées sur le membre tant que la consolidation clinique n'est pas atteinte. Elle présente plus de risque de fracture en fatigue. Ces montages sont souvent légèrement flexibles en regard du foyer de fracture pour permettre les micromouvements interfragmentaires favorisant une cicatrisation par seconde intention (Johnston et al. 2018; Piermattei et al. 2009).

2.2.2.2 Les plaques de compression

Le système initial d'ostéosynthèse par plaque repose sur une compression entre l'os et l'implant par le biais des vis de plaque. La stabilité du montage s'appuie sur les forces de frottement générées entre la plaque et l'os par le serrage des vis. Elles contrent les forces de cisaillement et de flexion créées par la mise en charge du membre. La force de frottement dépend du coefficient de frottement entre la plaque et l'os et de la force normale, générée par le couple de serrage. Plus le couple de serrage est élevé, plus la compression de la plaque sur l'os est importante. Ce type de montage est applicable sur des fractures reconstructibles qui permettent, après une réduction anatomique des fragments, un partage de la charge entre la plaque et l'os (Figure 24, voir 2.2.2.3). Si la force de compression de la plaque dépasse la force de frottement à l'interface os / plaque, la solidité du montage dépend de la capacité des vis à résister aux forces de cisaillement et de flexion, ou de la capacité de l'os qui entoure les filets des vis à résister à la compression. La résistance à la flexion des montages conventionnels dépend à la fois de la rigidité de la plaque et de la résistance des vis (Johnston et al. 2018; Case et al. 2012).

Les plaques de compression font référence à une utilisation particulière des plaques d'ostéosynthèse pour créer une compression axiale du site fracturaire. Certains modèles de plaques, comme la plaque à compression dynamique (DCP, Synthes) possèdent des trous de vis de forme ovale comprenant un plan incliné jusqu'à l'emplacement final de la vis. Si la vis est excentrée, le forage est réalisé à l'extrémité du trou de plaque, opposée à la fracture. Lors du vissage, la vis s'insère dans l'os puis lorsque la tête de la vis entre en contact avec le plan incliné, va glisser le long de la pente jusqu'à la position centrée de la vis. Ce glissement de l'ensemble vis-os dans la plaque rapproche le fragment dans lequel la vis est insérée vers l'about opposé, ce qui provoque la compression interfragmentaire (Figure 22). Cette compression interfragmentaire stabilise fortement la fracture en limitant les forces de cisaillement et de torsion appliquées au foyer de fracture, délétères au phénomène

de cicatrisation. En effet, la cicatrisation primaire de l'os nécessite une déformation du foyer de fracture inférieure à 2 %, ce qui nécessite une stabilité absolue dans les cas de fractures reconstruites, donc à faible espace interfragmentaire. La reconstruction anatomique nécessite un alignement et une apposition parfaites. Cette méthode est employée dans les cas de fractures simples restructurables et en particulier lors de fractures articulaires (Johnston et al. 2018).

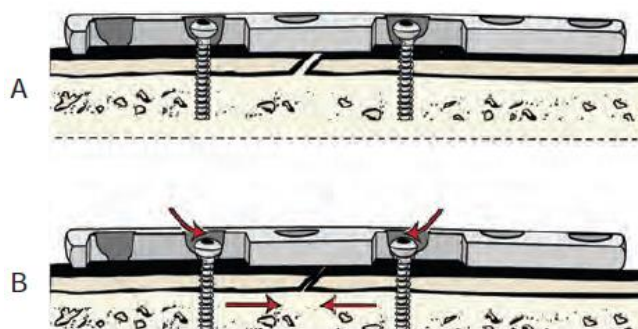


Figure 22 : Polyvalence des modes d'utilisation des trous de plaques d'ostéosynthèse. A : Position neutre des vis, B : Position excentrée des vis produisant une compression interfragmentaire (Johnston et al. 2018).

Par rapport à la plaque DCP qui est lisse, la plaque de compression dynamique à contact limité (LC-DCP) a été dotée d'encoches sur sa face inférieure (Figure 23), ce qui a permis de réduire la surface de contact avec l'os. Cette plaque affecte donc moins la vascularisation périostée et réduit l'ostéopénie liée à la plaque. La rigidité est répartie uniformément sur la plaque ce qui réduit les zones de concentration de contrainte en regard des trous de vis et réduit l'insuffisance de la plaque. Cependant le moment quadratique de la partie pleine de la plaque est également réduit ce qui en fait une plaque moins solide que les DCP malgré une meilleure résistance en fatigue. Les vis peuvent être angulées jusqu'à 40° dans les deux directions du plan de la plaque et de 7° de chaque côté du plan transverse, grâce aux trous qui présentent une pente sur tout leur pourtour (Piermattei et al. 2009; Johnston et al. 2018).

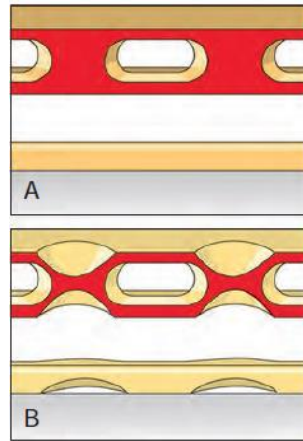


Figure 23 : Comparaison des plaques DCP et LC-DCP. A : face inférieure lisse de la plaque DCP ; B : encoches sur la face inférieure de la plaque LC-DCP limitant la surface de contact plaque-os (Browner et al. 2015).

Les montages DCP et LC-DCP nécessitent un abord complet de l'os fracturé, qui peut perturber l'environnement biologique de l'os et les tissus mous périphériques. Les conséquences néfastes possibles sont des infections, un retard de cicatrisation ou une non-union et un lâchage ou une rupture d'implant (Johnston et al. 2018).

Dans un modèle synthétique d'os ostéoporotique, les plaques à verrouillage ont montré de meilleures performances mécaniques que les plaques LC-DCP quand elles étaient utilisées en soutien, lors de tests de compression axiale (Snow et al. 2008). Les plaques de verrouillages semblent supporter des charges plus importantes et apporter une stabilité du montage supérieure aux plaques standards (Snow et al. 2008; Case et al. 2012; Hoerdemann et al. 2012).

2.2.2.3 Les plaques à verrouillage

Les plaques de compression à verrouillage (LCP, Synthes) partagent beaucoup de propriétés biomécaniques avec les systèmes de fixation externe, elles sont ainsi aussi appelées fixateurs externes internes. Les forces de friction à l'interface entre la plaque et l'os nécessaires à la stabilité des montages conventionnels sont remplacées par le verrouillage de la tête de vis dans le trou fileté de la plaque. L'ensemble plaque-vis forme un monobloc à angle stable, sans phénomène de compression de la plaque sur l'os, ce qui rend les plaques verrouillées particulièrement adaptées à l'ostéosynthèse biologique et mini-invasive. La stabilité des montages verrouillés repose donc sur l'interface entre la vis et la

plaque. La solidité du montage ne dépend pas du contact entre la plaque et l'os ce qui supprime la nécessité d'un modelage anatomique précis de la plaque et d'une reconstruction parfaite de l'os. Ce type d'implant permet ainsi de préserver l'hématome fracturaire, le périoste et l'apport sanguin extra-osseux. L'objectif est d'atteindre une stabilité relative et une cicatrisation par seconde intention. Les indications principales d'un système verrouillé sont les fractures diaphysaires et métaphysaires comminutives pour lesquelles une reconstruction du foyer de fracture est impossible, y compris lors des fortes pertes de substance osseuse (Johnston et al. 2018; Dahlberg et al. 2018).

La stabilité angulaire du montage convertit la contrainte de cisaillement créée par la mise en charge axiale de l'os appareillé en contrainte de compression à l'interface vis-os. Or, l'os cortical est beaucoup plus résistant aux contraintes de compression qu'aux contraintes de cisaillement. Les contraintes sont transférées en totalité vers la plaque via la connexion fileté entre les vis et la plaque (Figure 24), ce sont généralement des montages d'ostéosynthèse en soutien. Le foyer fracturaire est ainsi mécaniquement épargné.

Comme la plaque verrouillée n'est pas en contact direct avec la corticale, les forces de flexion sont supportées par la plaque et par les vis qui servent de supports transverses entre la plaque et l'os, ce qui les rend plus vulnérables aux ruptures en fatigue. Les vis ont une âme plus large que les vis standards de taille équivalente, ce qui augmente leur moment quadratique d'inertie, leur résistance à la flexion et leur durée de vie. De plus, la plaque doit être placée à moins de 2 mm de la corticale afin de réduire la longueur utile des vis et d'assurer une stabilité du montage équivalente à celle d'une plaque de compression (Ahmad et al. 2007). Cette distance permet le meilleur compromis entre la préservation de la vascularisation périostée et la réduction des moments de flexion subis par les vis (Johnston et al. 2018). De plus, la stabilité angulaire et l'effet « monobloc » permettent de répartir les charges de flexion appliquées, uniformément sur toutes les vis, ce qui évite la concentration des contraintes au niveau d'une seule interface vis-os. La faible profondeur du filetage du corps de la vis verrouillée a un impact réduit sur la solidité du montage car l'arrachement axial des vis est moins probable, sauf dans le cas d'un os de faible qualité. Toutefois, l'arrachement de vis verrouillées nécessite une force plus importante car toutes les vis doivent être arrachées en même temps (Johnston et al. 2018).

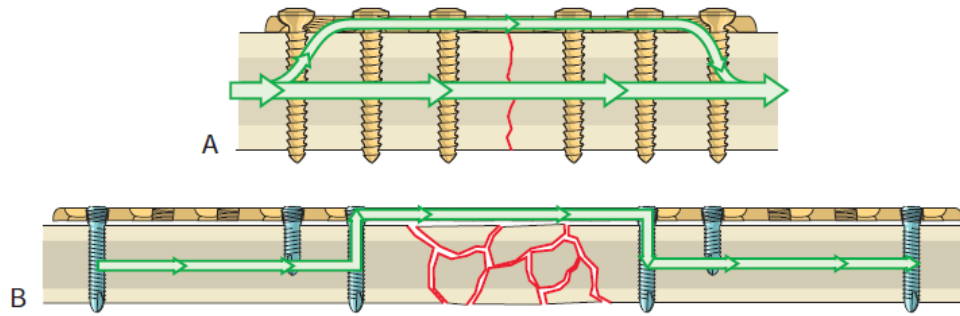


Figure 24 : Transfert de charges lors d'ostéosynthèse par plaque. A : Plaque de compression dynamique avec vis corticale standard, la charge axiale est partagée entre l'os reconstruit et la plaque. B : Montage d'ostéosynthèse d'alignement avec une plaque verrouillée. La charge axiale est transférée en totalité vers la plaque via les vis verrouillées (Browner et al. 2015).

La meilleure résistance à l'arrachement des vis verrouillées à angle stable permet d'obtenir une stabilité suffisante avec moins de vis que les plaques conventionnelles (Johnston et al. 2018). La stabilité du montage est donc majoritairement dépendante des propriétés mécaniques de la plaque, surtout dans le cas d'un montage en soutien où l'effort n'est pas partagé entre la plaque et l'os. Dans ce cas, l'utilisation de vis bi-corticales augmente la résistance de l'implant (Bel 2019). Certaines recommandations (Figure 25) qui visent à réduire le risque de déformation élastique ou plastique et la rupture de la plaque lors d'ostéosynthèse biologique ont été avancées. Parmi elles, l'index « plate span width (PSW) » permet de déterminer la longueur optimale de la plaque et la meilleure densité de vis.

Le PSW est égal à la longueur de la plaque divisée par la longueur de la fracture. Il doit être supérieur à 3 ou 4 lors de fracture comminutive, et de 8 à 10 lors de fracture simple. La densité de vis est le quotient formé par le nombre de vis insérées et le nombre de trous de la plaque. Elle doit varier de 0,4 à 0,5, ce qui signifie que moins de la moitié des trous disponibles doivent être occupés par une vis (Gautier et al. 2003). Cette densité est un compromis entre un nombre de vis suffisant pour garantir la stabilité de l'implant et un nombre de vis trop important qui fragiliserait l'os et perturberait la vascularisation osseuse (Johnson et al. 1997; Rosson et al. 1991). Il est également recommandé de respecter une distance entre la plaque et l'os inférieure ou égale à 2 mm (Ahmad et al. 2007) et de laisser au moins 2 à 3 trous de vis vides en regard du foyer de fracture, de telle sorte que l'intervalle minimum entre les vis centrales et le foyer de fracture soit de l'ordre de 4

à 5 mm (Browner et al. 2015). Au moins 2 vis bicorticales doivent être placées de chaque côté du foyer de fracture, mais fixer plus de trois vis bicorticales par fragment n'augmente pas la résistance à la mise en charge axiale (Stoffel et al. 2003). En revanche, l'ajout d'une 4^{ème} vis pourrait renforcer la résistance à la torsion (Johnston et al. 2018; Stoffel et al. 2003). La résistance en compression et en flexion dépend principalement des vis les plus éloignées du foyer de fracture, alors que la résistance en torsion dépend des vis les plus centrales (Garcés et al. 2017).

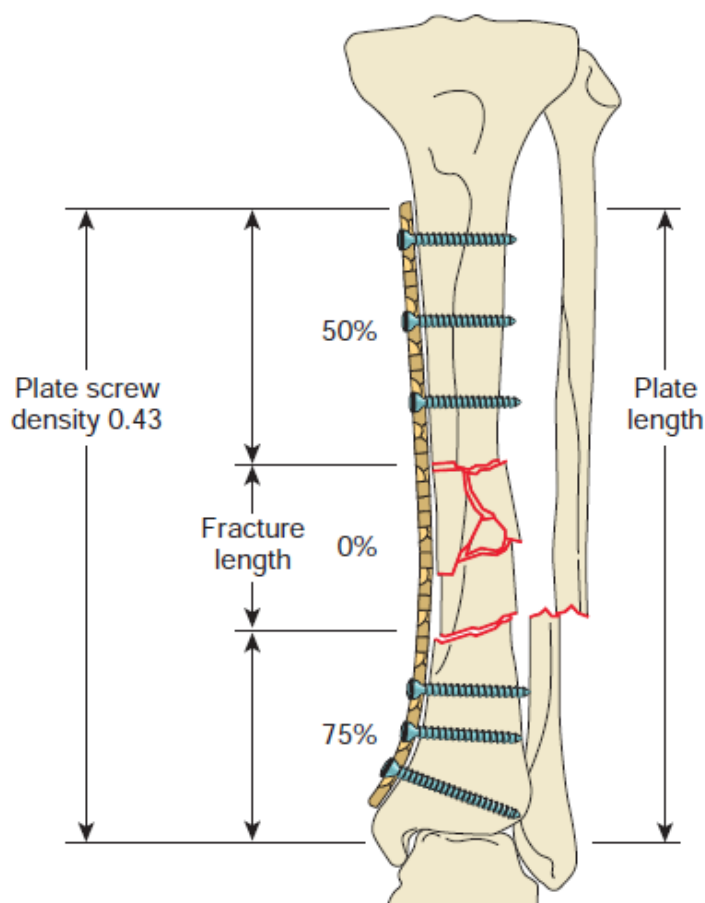


Figure 25 : Principales recommandations en matière d'ostéosynthèse biologique utilisant une plaque en alignement (Browner et al. 2015).

La longueur utile de la plaque est fonction de l'espacement entre les deux vis les plus centrales. Elle détermine la raideur du montage et par conséquent la mobilité au sein du foyer de fracture. Avec les techniques d'alignement associées aux recommandations d'ostéosynthèse biologique, la longueur des implants a augmenté. La longueur du foyer de fracture et le relatif éloignement des vis par rapport à celui-ci a entraîné une augmentation de la longueur utile de la plaque. Ainsi la plaque subit moins de contraintes par unité de longueur et peut donc supporter des moments de flexion plus importants, avant de subir une déformation plastique ou de se rompre

(Perren 2002; Piermattei et al. 2009). Une longueur utile importante de la plaque apporte, en outre, plus de flexibilité au montage. Cette mobilité relative peut être bénéfique pour favoriser les micros mouvements au sein du foyer de fracture et donc la cicatrisation. En revanche, cette flexibilité de la plaque peut également provoquer une usure prématurée, des déformations plastiques, ou bien des mouvements interfragmentaires trop importants, conduisant à des retards de cicatrisation. La longueur utile doit donc être déterminée en prenant en compte le potentiel de cicatrisation, le type de fracture, les propriétés mécaniques de la plaque et le degré de solidité souhaité.

La plaque LCP présente des caractéristiques mixtes entre un implant verrouillé et un implant standard. Les trous combinés (Figure 26) oblongs de cette plaque ont une partie similaire à ceux des plaques LC-DCP qui permettent l'utilisation de vis corticales standards en compression ou en position neutre, avec ou sans angulation. L'autre extrémité des trous combinés est de forme conique avec un pas de vis double complémentaire du filetage de la tête des vis verrouillées (Dahlberg et al. 2018). Ces trous combinés permettent notamment de réaliser des montages hybrides, pour lesquels les vis standards sont utilisées pour créer une compression interfragmentaire ou pour fixer la plaque avec une orientation libre de la vis, et les vis verrouillées sont ensuite placées pour stabiliser le montage (Bel 2019). L'effet stabilisateur des vis verrouillées est dépendant de leur position sur le montage. Le couple de desserrage de vis standards et verrouillées a été évalué sur des montages hybrides afin d'estimer l'effet protecteur des vis verrouillées sur la résistance du montage (Dalstrom et al. 2012). Ils ont comparé différentes configurations de placement des vis. Le couple de desserrage des vis était significativement plus élevé sur les montages qui comprenaient une vis verrouillée proche du site de fracture. Une autre équipe a obtenu des résultats similaires, puisqu'ils ont également conclu que la position d'une vis verrouillée proche du foyer de fracture augmentait significativement la résistance de montages hybrides (Freeman et al. 2010). La face inférieure de la plaque LCP présente les mêmes encoches que les LC-DCP pour limiter le contact plaque-os lors d'utilisation de vis standards. Les extrémités de la plaque sont effilées pour faciliter l'insertion le long des plans tissulaires lors de technique mini-invasive (Johnston et al. 2018).

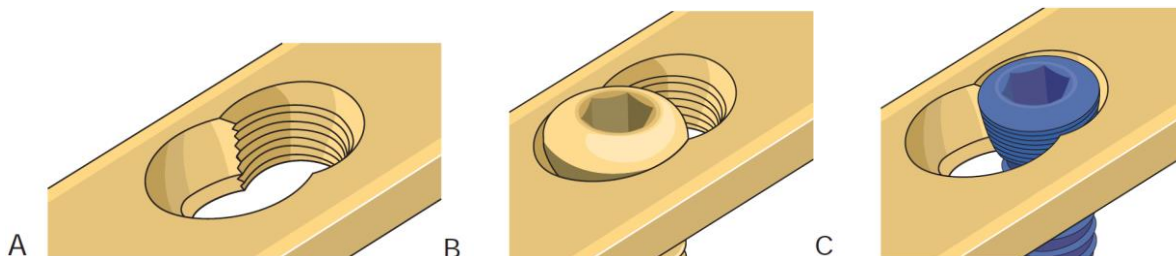


Figure 26 : Trou combiné des plaques LCP (A), B : Vis corticale standard engagée, C : vis verrouillée engagée (Johnston et al. 2018).

D'autres implants verrouillés existent (Figure 27) tels que les plaques String of Pearls® SOP (Orthomed) qui utilisent des vis corticales standards dans une plaque qui présente un filetage dans la profondeur des trous de plaque. Ainsi, la vis standard se verrouille dans la plaque avec son propre filetage de corps. Le système ALPS (Kyon) utilise un système de verrouillage double avec d'une part le trou de plaque qui engage les premiers filets du corps de la vis et d'autre part, la tête de vis lisse qui se verrouille dans le trou grâce à sa forme conique. Le système Fixin (Intrauma) utilise la combinaison d'une douille filetée en titane qui se verrouille dans le filetage du trou de plaque et dans lequel la tête de vis lisse se bloque. Le système de plaques verrouillées polyaxial PAX (Securos) permet une angulation de 10 degrés de la vis dans la plaque tout en conservant sa capacité de verrouillage. Les trous de la plaque en titane présentent des crêtes dans lesquelles le filetage de la tête de vis en titane plus rigide, taraude son propre filetage (Johnston et al. 2018).

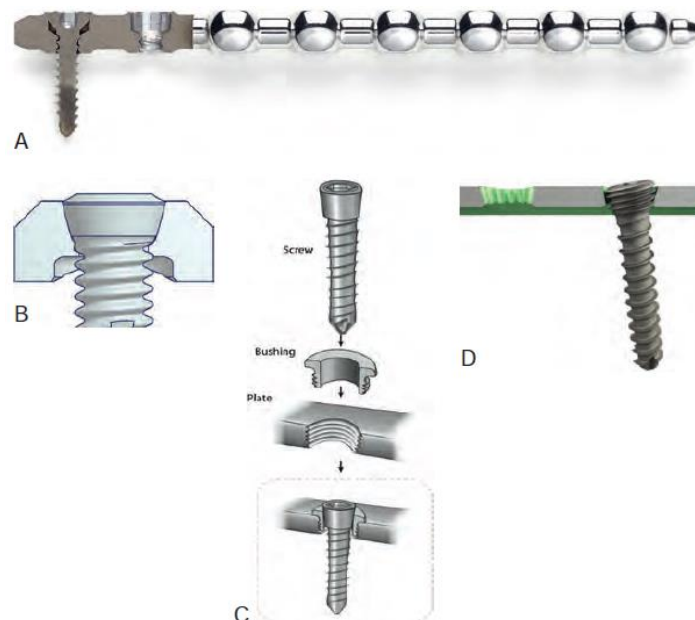


Figure 27 : Différents systèmes de verrouillage. A : Plaques String of Pearls® (SOP, Orthomed) avec verrouillage des filets proximaux de la vis ; B : Système ALPS (Kyon) avec verrouillage double de la tête de vis et des filets proximaux du corps de la vis ; C : Système Fixin (Intrauma), verrouillage par l'intermédiaire d'une douille en titane ; D : Système polyaxial PAX (Securos) avec les trous de plaque en titane permettant une angulation de la vis de 10° (Johnston et al. 2018; Guerrero et al. 2014).

2.2.2.4 Ostéosynthèse biologique

L'ostéosynthèse biologique regroupe les techniques de voies d'abord ménagées du type OBDNT « open but do not touch » et les abords mini-invasifs limités aux zones qui reçoivent les vis de fixation de la plaque. L'ostéosynthèse biologique repose sur les règles de la chirurgie atraumatique, qui intègre l'aspect biologique à l'approche mécanique de la réparation d'une fracture. Par conséquent, les infections, les retards de cicatrisation et les non unions sont des complications moins fréquentes que lors d'ostéosynthèse avec abord du foyer de fracture. L'alignement des fragments est obtenu par des méthodes de réduction indirectes, pour préserver l'hématome fracturaire. La fixation est concentrée sur les extrémités de la plaque, ce qui autorise les micromouvements favorables à une cicatrisation par seconde intention. La plaque est choisie pour être la plus longue possible sans interférer avec les cartilages de croissance et les articulations. La planification radiographique préopératoire par comparaison au segment controlatéral permet de choisir la plaque et de la contourner selon la forme de l'os, ce qui permet une réduction du temps opératoire. La plaque est insérée via des incisions à distance du foyer de fracture,

dans un tunnel épi-périosté et est fixée par deux ou trois vis bicorticales à chaque extrémité. L'hématome fracturaire, les tissus mous adjacents et le périoste sont préservés par la mise en place d'un implant en soutien, en évitant de l'associer à des clous centro-médullaires, des cerclages ou des greffes osseuses. Une complication fréquente de cette technique est un défaut d'alignement de la fracture, résultant d'un manque de visibilité. L'utilisation de la fluoroscopie ou de la radiographie peropératoire semble diminuer le risque de mésalignement (Johnston et al. 2018).

3 Couples de serrage et de desserrage, corrélation et conséquences

3.1 Couple de serrage

Le maintien de la fixation d'une vis repose en grande partie sur son couple de serrage, qui génère une tension radiale dans la tête de vis. La relation entre le couple de serrage et la tension repose principalement sur le coefficient de frottement. Les frottements sont localisés dans le filetage, entre le filet de la tête de la vis et celui de la plaque (Maurin Fixation 2021). Dans un milieu biologique, le couple de serrage est également dépendant de l'épaisseur et de la densité de l'os dans lequel la vis est implantée, et de la lubrification locale.

3.1.1 Précontrainte

La précontrainte est définie comme la force de serrage qui met en tension les éléments et permet de les maintenir ensemble (Chevrot 2016).

Dans le cas d'un ressort, l'allongement (ou le raccourcissement) est proportionnel à la force de traction (ou de compression) exercée sur le ressort suivant un coefficient de raideur. Par analogie, la raideur du ressort est équivalente au module d'élasticité de la vis. Comme pour un ressort, la force de traction appliquée à la vis lors du serrage est proportionnelle à l'allongement de la vis, suivant son module d'élasticité. Pour une vis verrouillée, c'est la force de compression de la tête dans le trou de plaque qui est proportionnelle au rétrécissement de la tête de vis suivant son module d'élasticité. Dans les deux cas, cette force représente la tension de précontrainte du montage. Elle est fonction du ratio entre le couple de serrage appliqué à la vis et le coefficient de frottement entre la vis et l'os ou entre la vis et la plaque (Chevrot 2016).

L'utilisation normale d'une vis au couple recommandé demeure dans le domaine élastique du matériau. Après application du couple de serrage, la vis se déforme de façon réversible. Elle se met en tension et fournit la précontrainte. Lors du desserrage, elle reprend sa forme initiale comme dans le cas d'un ressort. La loi

de Hooke vue au 2.1.2.2 peut s'appliquer pour définir le module de Young (E) ou coefficient d'élasticité $E = \frac{\sigma}{\varepsilon}$ avec la contrainte $\sigma = \frac{F}{a}$ (avec F la force et a l'aire de la section transversale) et la déformation $\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0}$ (avec ΔL l'élongation et L_0 la longueur initiale) (Fanchon 1996; Johnston et al. 2018).

D'après une étude par éléments finis, la précontrainte maximale à l'interface entre la vis et l'os que peut supporter un montage d'ostéosynthèse en compression sans risquer de déformation de la plaque ou de l'os est de 500 N (Çelik 2021). Pour un montage verrouillé, il n'y a pas de précharge au niveau de l'interface entre l'os et la vis et les contraintes sont uniquement supportées par la plaque. Ainsi, il est possible d'appliquer une plus grande précharge à la vis, avec pour principale limite les résistances de la plaque et de la vis (Çelik 2021).

3.1.2 Surface résistante équivalente

La vis est un objet complexe à modéliser notamment à cause de la géométrie du filetage (Guillot 2007). Afin de simplifier les calculs, la surface résistante A_s des filetages est utilisée (Figure 28). La formule qui la caractérise est détaillée ci-dessous. Il s'agit de la surface d'une tige cylindrique de résistance équivalente à celle de la partie filetée de la vis. Elle permet de passer des efforts aux contraintes.

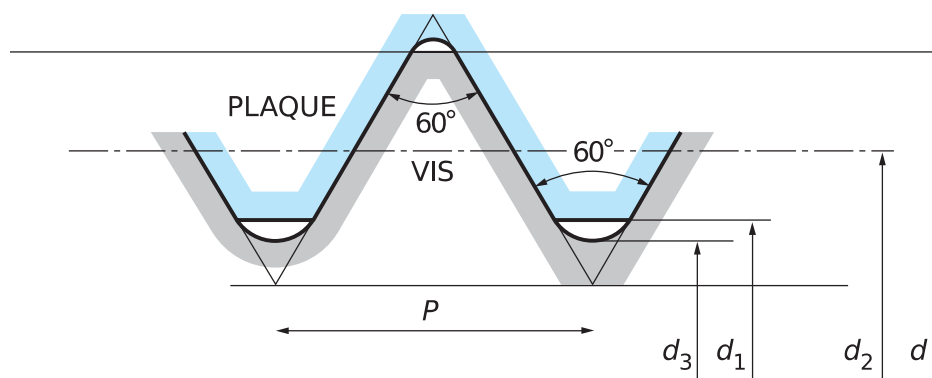


Figure 28 : Profil ISO d'un filetage : définition des caractéristiques géométriques et de la section résistante A_s d'un filetage, avec P le pas et d le diamètre externe (Guillot 2007).

Pour une vis standard, la précontrainte installée est axiale. Elle se répartit donc sur une surface correspondant à la section transversale du corps de vis et s'exprime par :

$$A_s = \frac{\pi}{4} \left(\frac{d_2 + d_3}{2} \right)^2$$

- d_2 : diamètre moyen du filet
- d_3 : diamètre interne

Dans le cas d'une vis verrouillée, la précontrainte est radiale dans la tête de vis. Elle se répartirait donc sur une surface correspondant à l'aire du cône moyen externe de la tête de vis.

3.1.3 Expression du couple de serrage

L'expression du couple de serrage peut se décomposer de la manière suivante (Guillot 2007):

$$C = C_1 + C_2 \quad (1)$$

Avec :

- C_1 le couple dû aux forces de contact des filets de la tête de vis sur la plaque (vis verrouillée) ou aux forces de contact des filets du corps de vis dans l'os (vis standard),
- C_2 le couple dû aux forces de contact de la tête de vis sur la plaque uniquement pour les vis standards.

La composante C_1 a pour expression :

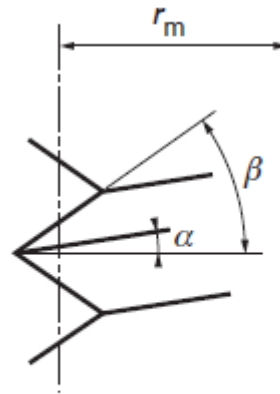
$$C_1 = Q * r_m * \tan(\alpha + \varphi_1) \quad (2)$$

Avec :

- Q la précontrainte,
- r_m le rayon moyen du filet et $r_m = \frac{d_2}{2}$,
- α l'angle moyen de l'hélice (Figure 29),
- φ_1 l'angle de frottement fictif pour une vis standard tel que :

$$\tan(\varphi_1) = f_1 = \frac{f}{\cos(\beta)} \quad (3)$$

- f le coefficient de frottement vis/plaque.



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

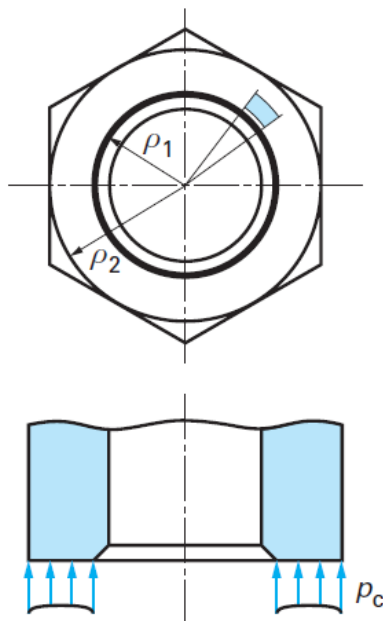
Figure 29 : Définition des paramètres caractérisant le filet (Guillot 2007).

La composante C2 a pour expression :

$$C2 = Q * \rho_m * f2 \quad (4)$$

Avec :

- $f2$ le coefficient de frottement entre la tête de vis et la plaque,
- $\rho_m = \frac{1}{2}(\rho_1 + \rho_2)$ le rayon moyen de la zone de contact pour une vis standard (Figure 30).



ρ_1 et ρ_2 rayons limites de la surface de contact entre l'écrou et la pièce ou la rondelle
 p_c pression de contact

Figure 30 : Définition des termes de l'expression de C2, (Guillot 2007).

Le couple de serrage pour une vis standard s'exprime donc sous la forme suivante d'après l'expression (1) et les expressions de C1 (2) et C2 (4) :

$$C = Q * rm * \tan(\alpha + \varphi_1) + Q * \rho m * f_2 \quad (5)$$

En exprimant que les angles α et φ_1 sont petits, en introduisant l'identité $\tan(a + b) = \frac{\tan(a) + \tan(b)}{1 - \tan(a)\tan(b)}$ ainsi que le pas du filetage $P = \pi d_2 * \tan(\alpha)$ et en prenant le demi-angle standardisé $\beta = 30^\circ$; on obtient :

$$C = Q \left(\frac{P}{2\pi} + f_1 * rm + f_2 * \rho m \right) \quad (6)$$

Cette expression met en évidence les trois composantes du couple de serrage :

- $\frac{QP}{2\pi}$: couple qui produit la mise sous tension et assure le serrage des pièces assemblées (couple utile) ;
- $Q * f_1 * rm$: couple qui sert à vaincre les frottements des filets de la vis sur l'os (vis standard) ou de la tête de vis sur la plaque (vis verrouillée) ;
- $Q * f_2 * \rho m$: couple qui sert à vaincre le frottement de la tête de vis sur la plaque pour les vis standards.

Pour les assemblages filetés normalisés (profil ISO), il est possible d'exprimer le couple de serrage sous la forme suivante, en exprimant les termes de la formule précédente en fonction des dimensions caractéristiques du filetage ISO (Guillot 2007) :

$$C = Q(0,16 * P + 0,577 * d_2 * f + \rho m * f_2) \quad (7)$$

Dans le cas d'une vis standard, la composante C2 est intégrée au calcul du couple, mais dans le cas d'une vis verrouillée, seule la composante C1 est pertinente car il n'y a pas de compression axiale de la vis sur la plaque et la liaison se fait uniquement via le filetage complet de la tête de vis. Par ailleurs, la limite élastique de l'os est d'environ 102 à 170 MPa (Charron 2008; López-Campos et al. 2018). D'après la littérature, la limite élastique de l'acier inoxydable 316L des vis est supérieure à 690 MPa (J. S. Hayes, Richards 2010). Ainsi, la contrainte à appliquer pour dépasser la limite d'élasticité de l'os et donc le déformer lors du taraudage par la vis est au moins 75% plus faible que la contrainte maximale qu'il est possible d'appliquer à la vis lors du serrage. Le calcul du couple pour une vis verrouillée

néglige donc le couple qui sert à vaincre la résistance de l'os, et ne prend en compte que la composante C1 appliquée à la tête de vis.

La géométrie conique de la tête des vis verrouillées Synthes, ainsi que le filetage double de la tête de vis, modifie le mode de serrage lors du vissage. La tenue d'une vis standard provient de l'élongation du corps de vis lors du serrage et de la tension axiale qui en résulte. Dans le cas d'une vis verrouillée, la tête de vis conique est comprimée dans le trou de plaque, le verrouillage est assuré par la compression radiale. Cette orientation radiale de la contrainte se traduit par une modification du paramètre f_1 précédemment défini au (3) tel que $f_1 = \frac{f}{\sin(\beta)}$ par rapport au cas de la vis standard avec une contrainte axiale.

Une vis verrouillée de 3,5 mm de diamètre en acier inoxydable possède un pas de 0,8 mm. Le coefficient de frottement inox-inox moyen proposé comme exemple dans la littérature est de 0,15 (Guillot 2007). Le diamètre externe du cylindre équivalent à une tête de vis est en moyenne de 4,5 mm, et $d_2 = 4,2$ mm. Le couple utile est donc égal à $0,13 \cdot Q$, et le couple de frottement dans les filets est égal à $0,63 \cdot Q$ d'après l'équation (6), soit 4,8 fois le couple utile. Il est donc clair que le couple de frottement est supérieur au couple utile et que la majeure partie du couple de serrage C sert à vaincre les frottements de la tête de vis sur la plaque.

Lors d'essais tribologiques avec de l'acier inoxydable 316L pour application biomédicale, le coefficient de frottement a été mesuré dans l'intervalle [0,1-0,8] (Labaiz 2015; Dogan et al. 2002; Fella et al. 2018; Qin et al. 2018; López-Campos et al. 2018; Çelik 2021; Maurin Fixation 2021; Fanchon 1996).

La présence d'un lubrifiant diminue le coefficient de frottement, par exemple un revêtement (lubrifiant sec), un liquide biologique (graisse, sang) (Guillot 2007). Il est donc difficile d'estimer la valeur exacte du coefficient de frottement lors de la mise en place d'une plaque vissée in vivo.

3.2 Résistance de la vis et limite d'élasticité

Pour qu'une vis puisse supporter en toute sécurité le couple de serrage ou de desserrage recommandé, il suffit qu'elle puisse résister à des couples plus élevés. La capacité à supporter ces couples constitue la résistance de la vis. Le coefficient de sécurité s correspond au rapport entre les couples que la vis peut supporter et les couples recommandés lors de son utilisation. Le choix de la valeur de s dépend de la connaissance (ou non) des phénomènes agissant sur la vis lors du serrage ou du

desserrage : couples excessifs éventuels, grippage, ostéointégration, connaissance et variations des propriétés du matériau, qualité de la fabrication, mode de déformation (progressive ou brutale), conséquences d'une déformation sur la mise en place ou le retrait, nature des contraintes subies à l'usage... En raison des nombreux paramètres et de la difficulté de les estimer, s varie le plus souvent de 1 à 10 (Johnston et al. 2018). La sécurité est obtenue si les déformations du matériau restent élastiques, lors de la mise en charge. Cette consigne est réalisée lorsque les contraintes en n'importe quel point de la vis restent inférieures à la limite élastique R_e du matériau.

L'objectif de ce paragraphe est de relier la résistance de la vis au couple de serrage. Le couple de serrage correspond au moment de la force appliquée sur la vis. La partie précédente a montré que le couple se divisait entre le couple utile au serrage et le couple servant à vaincre les frottements aux interfaces de la vis.

Un couple excessif peut notamment entraîner une déformation plastique de l'empreinte à l'interface vis / tournevis et un phénomène de grippage à l'interface vis / plaque. Une déformation de la tête de vis à l'une de ces interfaces augmente le risque de complications lors du dévissage.

A l'inverse, un couple trop faible compromet la bonne tenue de la vis. Il diminue la résistance du montage d'ostéosynthèse, entraîne un risque accru de desserrage et empêche la cicatrisation correcte du foyer de fracture.

3.2.1 Résistance à l'interface vis / tournevis

A l'interface vis/ tournevis, c'est la géométrie de l'empreinte qui détermine la résistance (Figure 31). Dans le cas du serrage d'une vis, le couple exercé par l'opérateur sur le tournevis entraîne la rotation autour du centre de rotation A de la vis. Les forces F_i sont appliquées sur les surfaces a_i de chaque lèvre de l'empreinte à partir desquelles est calculé le bras de levier l par rapport à A , tel que $l = \overline{Aa_i} * \sin\gamma$. Le moment M_i de F_i correspond au couple de serrage tel que :

$$M_i = F_i * l = F_i * \overline{Aa_i} * \sin\gamma \quad (8)$$

Avec γ l'angle formé par l'intersection entre la direction de F_i et la droite passant par A et le point d'application de F_i (Fanchon 1996).

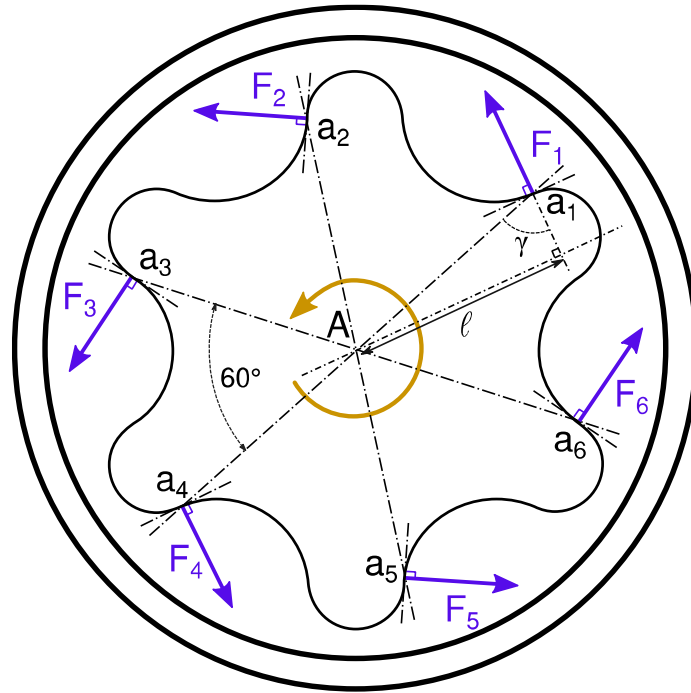


Figure 31 : Répartition des forces de serrage sur une empreinte Torx avec un sens de rotation trigonométrique.

Les empreintes Torx présentent une géométrie symétrique avec un angle de 60° entre chaque lèvre. En posant l'hypothèse d'une équi-répartition du couple sur les 6 lèvres, alors les forces appliquées sur chaque lèvre sont égales et la résultante des forces est nulle au centre de rotation A. De plus, les moments en A et les bras de levier de chaque lèvre sont égaux. D'après l'équation du couple précédente (8), on obtient (Fanchon 1996) :

$$M = \sum_{i=1}^6 F_i * l = 6 * F * l \quad (9)$$

La limite élastique est homogène à une contrainte, ainsi, il est possible de la relier au couple de serrage maximal :

$$M = 6 * Re * a * l \quad (10)$$

Cette équation permet de calculer le couple à partir duquel une déformation plastique de l'empreinte de la tête de vis est attendue lors du serrage. Par exemple, une vis verrouillée en acier inoxydable 316L de 3,5 mm Synthes® avec une empreinte Torx a pour dimensions moyennes estimées $a = 1 \text{ mm}^2$ et $l = 1,5 \text{ mm}$. D'après l'équation (10) : $M = 6,2 \text{ Nm}$. En rajoutant un coefficient de sécurité de 10%, le couple maximal qu'il est possible d'appliquer sans déformer l'empreinte est

d'environ 5,6 Nm. Ce résultat est donné à titre d'exemple, il est issu de nombreuses hypothèses simplificatrices et doit être confirmé expérimentalement.

3.2.2 Résistance à l'interface vis / plaque

A l'interface vis / plaque, la connexion est assurée par les filetages de la tête de vis et du trou de plaque, qui déterminent la résistance. La contrainte maximale que peut supporter le matériau sans se déformer de façon permanente est couramment fixée à : $\sigma \leq 0,9 * Re$ (Aublin et al. 2005). La limite élastique R_e d'un matériau correspond au passage du domaine élastique au domaine plastique. Dans le cas de l'acier inoxydable, R_e vaut 690 MPa (J. S. Hayes, Richards 2010).

Lors de la mise en tension de la vis par le tournevis, elle subit une torsion et une traction combinée. La contrainte équivalente est alors calculée par application du critère de von Mises qui caractérise le seuil de passage dans le domaine plastique d'un objet. La tige cylindrique A_s (définie au 3.1.2) est soumise à une tension F et à un moment de torsion M . La contrainte en traction vaut : $\sigma_t = \frac{F}{A_s}$ et en torsion : $\tau = \frac{16M}{\pi d^3}$ avec d le diamètre de la section A_s , et la contrainte normale équivalente de von Mises : $\sigma = [\sigma_t^2 + 3\tau^2]^{1/2}$ (Guillot 2007; Aublin et al. 2005).

Lors de l'insertion initiale, lorsque la vis n'est soumise qu'à l'effort de précontrainte Q et au moment de torsion induit par le couple de serrage ($M = C1$), pour un coefficient de frottement f inox-inox compris entre 0,1 et 0,8 et pour un pas de vis de 0,8 mm, la contrainte est égale à $\sigma = \sigma_t(1 + 12(\tan(\alpha) + f)^2)^{1/2}$. Dans ce cas, il est possible de faire une approximation de la contrainte en traction à ne pas dépasser pour éviter un endommagement de la vis : $\sigma \leq 0,9 * Re$ d'où $\sigma_t \leq [0,15 - 0,79] * Re$.

Les conditions d'usinage, les revêtements et la lubrification locale tendent à réduire le coefficient de frottement, ainsi, la contrainte en traction se rapproche de $0,79 * Re$ en conditions réelles.

Dans un assemblage vissé, des efforts en traction, en torsion et en flexion s'appliquent simultanément. L'expression de la contrainte en flexion $\sigma_f = \frac{32M}{\pi d^3}$ doit être ajoutée à l'expression de la contrainte équivalente $\sigma = \sqrt{[(\sigma_t + \sigma_f)^2 + 3\tau^2]} \leq 0,9 * Re$ (Guillot 2007; Aublin et al. 2005). Cependant, il est très compliqué d'évaluer correctement le moment de flexion tout le long de la vis, induit par la déformation en flexion des pièces (Guillot 2007; Aublin et al. 2005).

3.3 Recommandations cliniques

Le couple de serrage semble avoir moins d'importance dans les systèmes verrouillés à angle stable que dans les systèmes autorisant une angulation. Il a notamment un impact sur la résistance à la traction et à la flexion et sur la rigidité de l'interface de verrouillage (Johnston et al. 2018; Boero Baroncelli et al. 2013; Boudreau et al. 2013).

3.3.1 Couple optimal de serrage

Les complications directement liées au couple de serrage sont nombreuses : instabilité du montage, dévissage, rupture de vis, vis faussée, grippage. Elles concernent aussi bien des valeurs de couples faibles qu'élevées, ainsi, il est nécessaire de rester dans l'intervalle de serrage optimal lors de la mise en place de la vis, afin de minimiser le risque de complication.

Les fabricants préconisent un couple de serrage optimal pour les vis verrouillées qu'il est judicieux de suivre en l'absence de données complémentaires sur les couples de serrage tolérés par les montages. Pour une vis verrouillée en acier inoxydable de 3,5 mm produite par Synthes®, le couple recommandé est de 1,5 Nm (Gautier et al. 2003; DePuy Synthes 2018).

La valeur optimale du couple de serrage est influencée par différentes caractéristiques du matériau et par la géométrie de la vis.

Une première méthode consiste à déterminer le couple maximal de serrage T_{max} pour des os sains ou ostéoporotiques, puis à mesurer la force d'arrachement (Tankard et al. 2013). Les vis standards sont vissées jusqu'à ce qu'elles soient faussées et empêchent tout serrage supplémentaire. Une fois T_{max} déterminé, les vis sont serrées à 50%, 70% ou 90% du T_{max} puis sont soumises à une force de traction axiale. Le déplacement et la force résultante sont mesurés. La force d'arrachement pour l'os normal et ostéoporotique était la plus élevée pour les vis insérées à 50 % de T_{max} mais pas significativement différente de celle à 70 % ou 90 % de T_{max} . Les auteurs concluent que le serrage des vis au-delà de 50 % du T_{max} n'augmente pas la résistance à l'arrachement de la vis et peut augmenter le risque de perte de fixation, de déformation de l'empreinte et de dommage de l'interface vis-os. Même après ajustement de l'épaisseur et de la densité de l'os dans lequel la vis était insérée, ils n'ont pas établi de relation claire entre la résistance à l'arrachement et le couple de serrage de la vis (Tankard et al. 2013; Cleek et al. 2007).

Par cette méthode, le serrage optimal d'une vis est fixé dans la littérature à environ 70 à 80 % du T_{max} , qui est influencé par l'épaisseur et la qualité de l'os dans lequel la vis est insérée et par les caractéristiques du filetage de la vis (Johnston et al. 2018; Fletcher et al. 2019).

Une seconde méthode repose sur la limite élastique (Re), donc sur les propriétés mécaniques du matériau. Re représente la valeur seuil entre le domaine élastique et le domaine plastique. Les couples de serrage et de desserrage peuvent être comparés au couple correspondant à la limite élastique, c'est-à-dire au couple le plus élevé après lequel la déformation devient plastique. Les couples de serrage et de desserrage ne doivent pas atteindre le couple correspondant à la limite élastique du matériau. Une corrélation entre le couple à la rupture et le couple correspondant à la limite élastique Re a été établie pour différents diamètres de vis (May et al. 2014). Comme vu précédemment, la précontrainte engendrée lors du serrage doit être inférieure à 90% de Re afin de garantir une déformation réversible de la vis. Une fois les différentes forces et le coefficient de frottement pris en compte, la précontrainte σ doit se rapprocher de 60 à 75% de Re (Vilar 2018; Fanchon 1996), ce qui est cohérent avec l'application numérique précédente qui avait pour résultat 79% de Re au 3.2.2.

Le couple à la limite élastique était environ égal à 70% du couple à la rupture pour des vis en titane de divers diamètres (May et al. 2014). Cela permet de sélectionner un matériau pour lequel une marge de sécurité suffisante existe entre le couple à la limite élastique et le couple à la rupture. En d'autres termes, si un couple de serrage excessif est appliqué, un certain degré de déformation plastique est possible avant la rupture de la vis.

D'après (Aziz et al. 2014), lorsqu'une vis est insérée dans un matériau homogène isotrope tel que l'acier inoxydable du trou de plaque, la valeur du couple à la rupture est :

$$T = 0.9069 * UTS * L * D^2 * \frac{P + f * D}{D - f * P} \quad (11)$$

Avec :

- UTS la résistance maximale à la traction
- L la longueur de vis engagée dans le trou de plaque
- D le diamètre du pas de vis
- P le pas de vis
- f le coefficient de frottement

3.3.2 Système de contrôle du couple lors de l'insertion

Pour éviter le desserrage ou l'endommagement des vis, les fabricants recommandent l'utilisation de limiteurs de couple. Les tournevis dynamométriques sont couramment utilisés à cet effet.

La précision de trois tournevis dynamométriques électroniques de marques différentes a été évaluée (Ko et al. 2019). Leur étude consistait à fixer des vis aux couples recommandés à l'aide des trois tournevis étudiés sur des implants chirurgicaux. La phase de serrage suivait un protocole en deux étapes : un premier serrage au couple recommandé suivi à 10 minutes d'intervalle d'un second serrage au même couple afin de compenser la perte de précontrainte initiale. Le couple de desserrage était enfin enregistré par un couplemètre. L'analyse des résultats prenait comme hypothèse que le couple de desserrage était égal au couple de serrage. Plusieurs couples de serrage ont été testés, et des différences significatives de précision en fonction du couple et du tournevis ont été notées. Les auteurs conseillent donc de calibrer périodiquement le tournevis électronique car le couple de desserrage peut varier en fonction des couples de serrage et du tournevis employé.

Dans la même optique, une autre équipe a comparé des tournevis mécaniques à ressort ou à friction à un tournevis électronique (Albayrak et al. 2017). Ils ont comparé le couple donné par le tournevis au couple enregistré par un couplemètre afin d'évaluer la capacité des tournevis à atteindre et respecter la valeur de couple cible choisie. Les résultats suggèrent que les dispositifs mécaniques sont nettement plus précis que les dispositifs électroniques. Cependant, aucun des dispositifs de

contrôle du couple évalués n'a été capable d'atteindre avec précision les valeurs de couples cibles.

3.4 Couple de desserrage

3.4.1 Facteurs de variation du couple de desserrage

Les paramètres d'intérêt du couple de serrage regroupent les forces de frottements métal-os lors du taraudage et métal-métal lors du verrouillage ainsi que la précontrainte qui doit être suffisante pour la stabilité du montage, mais pas excessive pour éviter l'endommagement ou le grippage de la vis.

En conséquence, le couple de desserrage dépend logiquement du couple de serrage et de l'insertion correcte ou non de la vis. Tous les facteurs liés au phénomène de dévissage diminuent le couple de desserrage. A l'inverse, le grippage et l'ostéointégration notamment au niveau des filets du corps de vis contribuent à l'augmenter.

3.4.1.1 Influence de l'ostéointégration

Lors du dévissage, la force de torsion exercée sur la vis doit séparer la vis de la plaque et la vis de l'os. L'ostéointégration entraîne une augmentation du couple de desserrage par les liaisons fortes créées entre l'os néoformé et le métal. Le couple de desserrage augmente avec le temps de cicatrisation donc avec le degré d'ostéointégration dans le cas de vis en compression (Ko et al. 2019; Yi et al. 2015; Rocca et al. 2001; Jessica S. Hayes et al. 2010; Lin et al. 2017).

Les modifications au cours du temps du couple maximal de desserrage de vis verrouillées a été étudié par (Grzeskowiak, Rifkin, et al. 2021). Le couple maximal de desserrage a été mesuré au retrait de la plaque après des périodes de 3, 6, 9 et 12 mois de mise en charge sur des tibias de chèvres. Le couple de desserrage a diminué progressivement au cours des mois sans que les différences ne soient significatives. Contrairement aux vis standards ou aux implants dentaires, il semble que l'ostéointégration n'ait pas une influence aussi marquée sur le couple de desserrage des vis verrouillées. La diminution du couple de desserrage pourrait résulter de la protection contre les contraintes de charge dans l'os adjacent aux vis qui entraîne une résorption osseuse, ou d'une infection de bas grade (Grzeskowiak, Rifkin, et al. 2021). Ces résultats corroborent ceux d'une étude précédente qui avait trouvé un couple de desserrage moyen des vis verrouillées égal à 70 % du couple de serrage après 16 semaines d'implantation (White et al. 2016).

3.4.1.2 Influence du grippage

Le grippage des vis à angle stable de 3,5 mm a été évalué en fonction du couple d'insertion pour deux mécanismes de verrouillage différents dont des vis verrouillées pour montage LCP Synthés®. Les vis verrouillées ont été insérées soit selon le couple recommandé par le fabricant (1,5 Nm), soit avec un couple accru de 150 % pour simuler une insertion excessive de la vis. La moitié des vis a été retirée directement après l'insertion et l'autre moitié a été retirée après un protocole de charge dynamique de 100 000 cycles. Les couples de desserrage des vis verrouillées ont dépassé les couples d'insertion dans toutes les conditions testées, ce qui confirme le rôle du grippage dans le couple de retrait. La charge cyclique a entraîné une augmentation constante du grippage des vis de verrouillage (Sandriesser et al. 2018).

3.4.1.3 Influence de plusieurs cycles de vissage et de dévissage

La mise en place d'une vis peut nécessiter plusieurs vissages et dévissages successifs en cas de mauvais positionnement de la plaque sur l'os, de défaut d'alignement de la vis par rapport au trou de plaque, ou encore de mauvais verrouillage. Des études se sont intéressées aux conséquences de plusieurs cycles de vissage et dévissage successifs sur la vis et sur le couple de desserrage (Vilar 2018; Chevrot 2016; Guzaitis et al. 2011).

Vilar a étudié les profils de filetage de 4 vis de fabricants différents à l'état neuf et après 5, 10 et 15 cycles de vissage et dévissage (Vilar 2018). Le profil de la vis a été déformé plastiquement au cours des cycles, avec un aplatissement des crêtes du filetage (Figure 32). De plus, les micro-irrégularités de surface des vis observées à l'état neuf semblent être lissées par les vissages et dévissages successifs jusqu'à atteindre un seuil à partir du 5^{ème} cycle. Le coefficient de friction des filetages est par conséquent diminué à partir du 5^{ème} cycle de vissage/dévissage et semble ensuite être stable. Or le couple de dévissage est fonction de ces coefficients de friction. Les valeurs de couple de dévissage attendues devraient donc diminuer à partir du 5^{ème} cycle de vissage/dévissage.

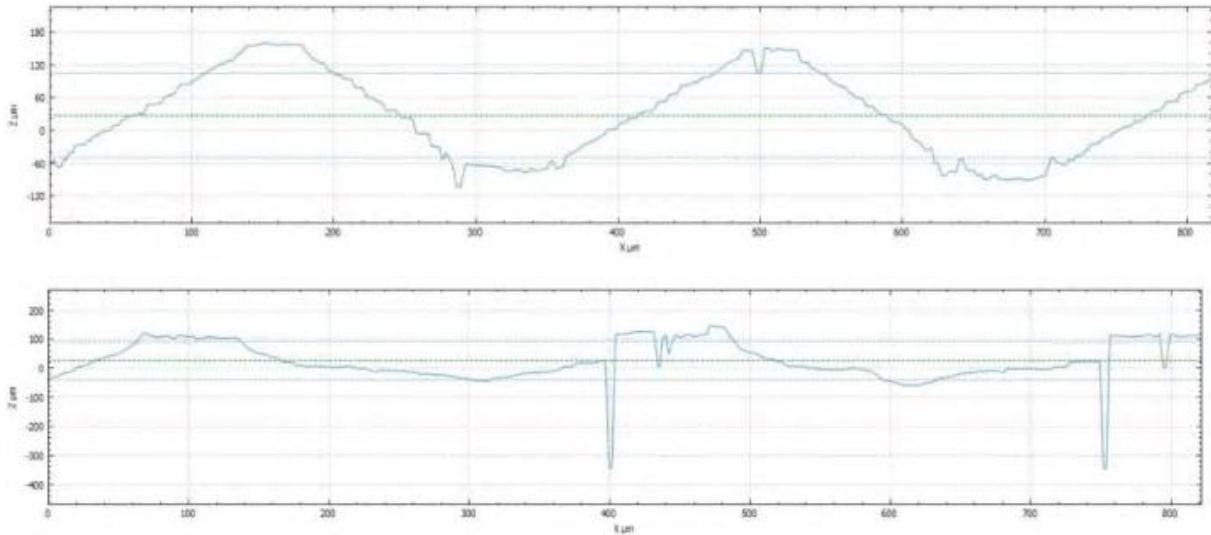


Figure 32 : Analyse par profilométrie du filetage d'une vis en titane à l'état neuf (haut) et usé par 10 cycles de vissages et dévissages (bas) (Vilar 2018).

Guzaitis a utilisé un protocole similaire et a montré que 65% des valeurs les plus élevées du couple de desserrage sont regroupées dans les 5 premiers cycles (Guzaitis et al. 2011). Une diminution de 3 à 31% du couple de desserrage lors des 5 premiers cycles et de 4,5 à 30% après 15 cycles a été obtenue dans l'étude de Weiss (Weiss et al. 2000). Les montages avec un système de verrouillage sont ceux qui ont conservé le couple de desserrage le plus élevé au cours des cycles de vissage/dévissage.

Ainsi, le couple de desserrage diminue lorsque le nombre de cycles de vissage/dévissage augmente, en particulier au cours des 5 premiers cycles (Figure 33 et Figure 34) (Lee 2021). Les auteurs suggèrent qu'après dix cycles de vissage/dévissage de la vis, une nouvelle vis doit être utilisée pour conserver le maximum de précontrainte.

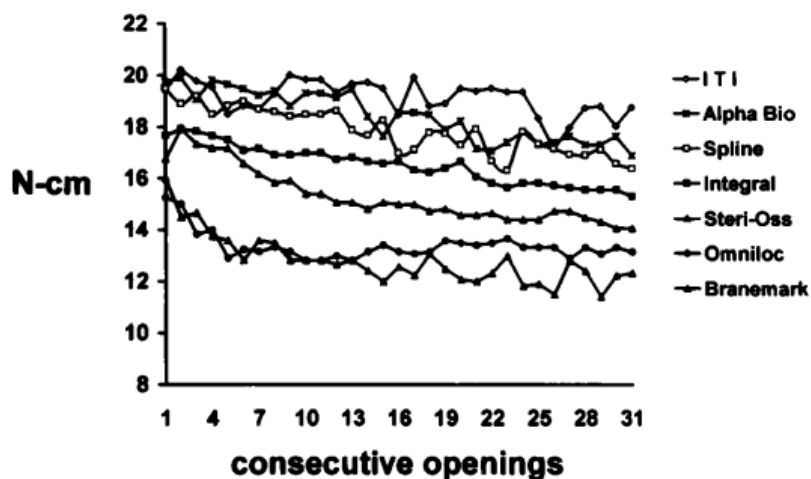


Figure 33 : Valeurs moyennes des couples de desserrage de 30 cycles de vissage et dévissage sur 7 implants différents après un serrage à 20 Ncm, (Weiss et al. 2000).

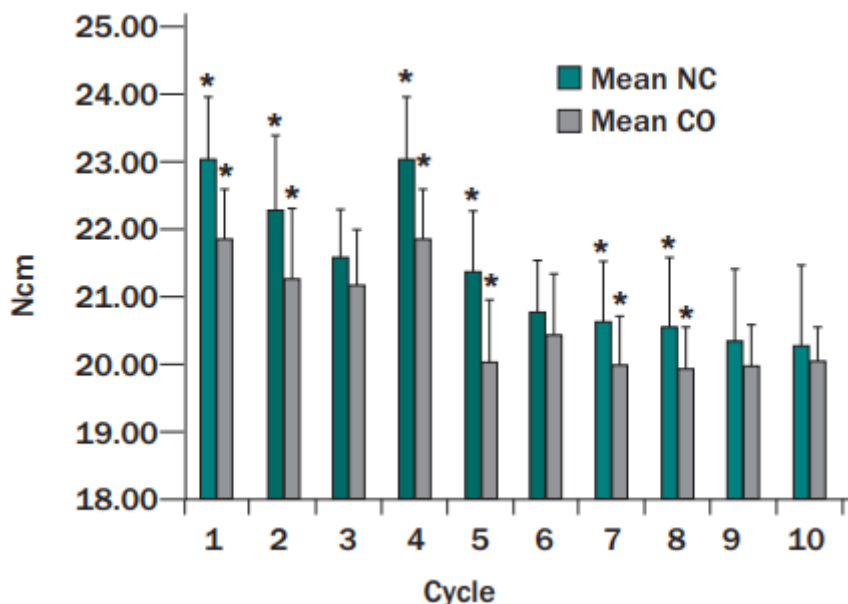


Figure 34 : Evolution du couple de desserrage en fonction du nombre de cycles de vissage/dévissage et comparaison entre des implants contaminés (CO) par des particules de titane et des implants non contaminés (NC), pour évaluer l'effet du phénomène de tassement sur le couple de desserrage. Le couple de serrage est de 25 Ncm. (*) indique une différence significative entre les deux groupes, (Lee 2021).

Par ailleurs, plus le nombre de cycles d'insertion d'une même vis augmente, plus les irrégularités de surface sont abrasées ce qui entraîne une diminution du coefficient de frottement. En conséquence, plus le nombre de cycles de vissage/dévissage augmente, plus la précontrainte augmente car elle dépend du coefficient de frottement. Cependant la précontrainte est plus difficilement maintenue

dans le temps à cause de cette même diminution des frottements entre la vis et la plaque, ce qui explique la diminution progressive du couple de desserrage (Vilar 2018; Chevrot 2016; Guzaitis et al. 2011; Arshad et al. 2018; Butkevica et al. 2018).

3.4.1.4 Influence de la localisation et du type de vis

Sur un même montage d'ostéosynthèse, le couple de desserrage des différentes vis varie. Comme vu précédemment avec les montages hybrides pour lesquelles le positionnement d'une vis verrouillée en position proche du site d'ostéotomie permettait une conservation du couple de serrage des vis standards adjacentes et jouait par conséquent un effet protecteur significatif (Freeman et al. 2010), le positionnement des vis sur un montage verrouillé influence également le couple de desserrage.

Ainsi, les vis placées dans la diaphyse proximale ont un couple de desserrage moins élevé que celles placées dans la diaphyse distale (Remiger et al. 1997; Grzeskowiak et al. 2019; Grzeskowiak, Freeman, et al. 2021). Le couple de desserrage est également plus important pour les vis verrouillées proches de la fracture que pour celles qui en sont éloignées (White et al. 2016; Freeman et al. 2010). Plus précisément, après 6 mois de mise en charge, les vis verrouillées placées proches du trait de fracture sur le fragment proximal présentaient un couple de desserrage significativement inférieur à celui des vis placées proches du trait de fracture sur le fragment distal (Grzeskowiak, Freeman, et al. 2021).

Par ailleurs, les vis auto-taraudantes présentent un couple de desserrage plus élevé que les vis non auto-taraudantes (Remiger et al. 1997), certainement dû à un contact plus étroit avec l'os et de coefficient de frottement plus importants issus du taraudage de l'os par la vis.

Enfin, dans deux études avec des protocoles identiques, le couple de desserrage des vis verrouillées (en moyenne 1,35 à 1,96 Nm) était supérieur au couple de desserrage des vis standards (en moyenne 0,66 Nm), après deux mois de mise en fonction (Grzeskowiak et al. 2019; Grzeskowiak, Rifkin, et al. 2021). Les auteurs relient ces résultats aux performances accrues des plaques verrouillées par rapport aux plaques standards (Grzeskowiak, Rifkin, et al. 2021; Grzeskowiak et al. 2019; Snow et al. 2008; Stoffel et al. 2003).

3.4.2 Relation entre le couple de serrage et le couple de desserrage

Le couple de serrage peut être relié au couple de desserrage par la précontrainte. La valeur cible du couple de serrage doit être connue. Les valeurs de couples de serrage T_s et de desserrage T_d maximales doivent être mesurées par un appareil de mesure du couple. Alors, la précontrainte peut être calculée par la formule suivante (Hagiwara et al. 1994) :

$$Q = \frac{\pi}{P}(T_s - |T_d|) \quad (12)$$

La Figure 35 illustre les étapes de vissage et de dévissage et montre la relation des couples de serrage et de desserrage avec la précontrainte :

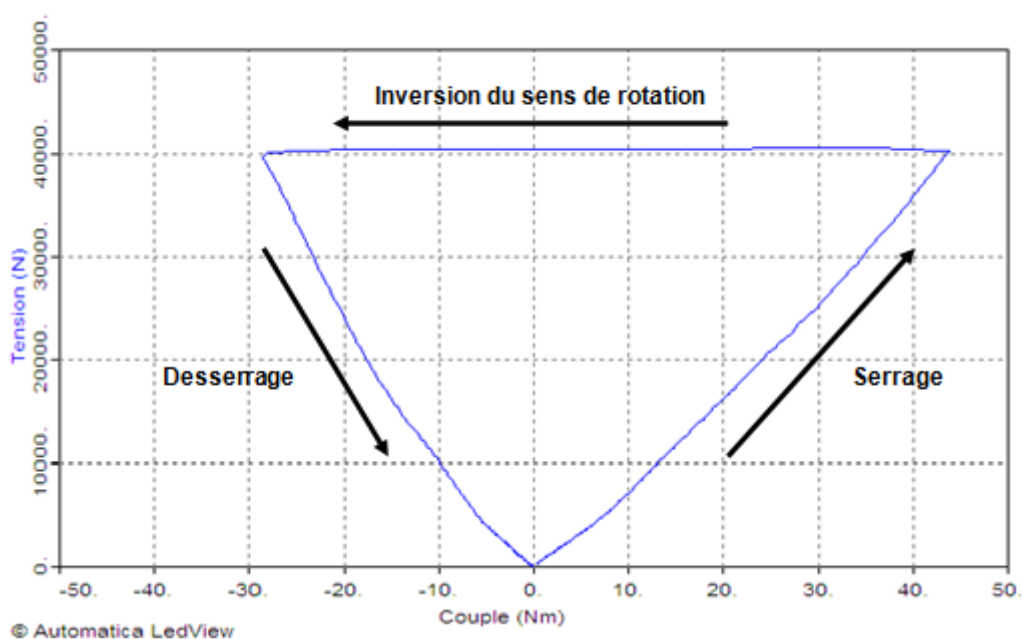


Figure 35 : Relation couple / tension lors des cycles de vissage et de dévissage, (Maurin Fixation 2021).

Un grand nombre d'études ont montré que le couple de desserrage était inférieur au couple de serrage appliqué lors de la fixation de vis standards ou verrouillées (Siamos et al. 2002; White et al. 2016; Grzeskowiak, Freeman, et al. 2021; Field 2004). Par exemple, Freeman a obtenu un couple de desserrage inférieur au couple de serrage initial de 9% pour les vis standards et 39% pour les vis verrouillées (Freeman et al. 2010). Le couple de desserrage moyen des vis verrouillées était de 70 % du couple de serrage après 16 semaines d'implantation pour (White et al. 2016), et 85% après retrait immédiat pour (Grzeskowiak, Freeman, et al. 2021). Dans l'étude de (Ko et al. 2019), des vis standards ont été serrées aux couples cibles de 0,15 Nm, 0,25 Nm et 0,35 Nm par trois tournevis électroniques

différents. Elles ont ensuite été desserrées de la même façon. Le couple de desserrage réel était mesuré par une jauge de couple. Le couple de desserrage obtenu était en moyenne égal à 93,7% du couple de serrage cible, ce qui est en accord avec les études de Paepoemsin et Norton qui ont obtenu des valeurs entre 80 et 90% du couple de serrage (Paepoemsin et al. 2016; Norton 1999). Le couple de desserrage semble donc souvent inférieur au couple de serrage. Cependant, la Figure 36 montre qu'il existe une variabilité des valeurs avec quelques résultats montrant un couple de desserrage supérieur au couple de serrage (Ko et al. 2019). D'autres études relèvent également la possibilité d'un couple de desserrage supérieur ou égal au couple de serrage (Saliba et al. 2011; Sandriesser et al. 2018; Lenz et al. 2016). En effet, pour des vis verrouillées Synthes® en titane, un couple de desserrage de 2% supérieur au couple de serrage a été obtenu dans le cas d'une insertion au couple recommandé et de 38% supérieur dans le cas d'une insertion à 150% du couple recommandé (Sandriesser et al. 2018).

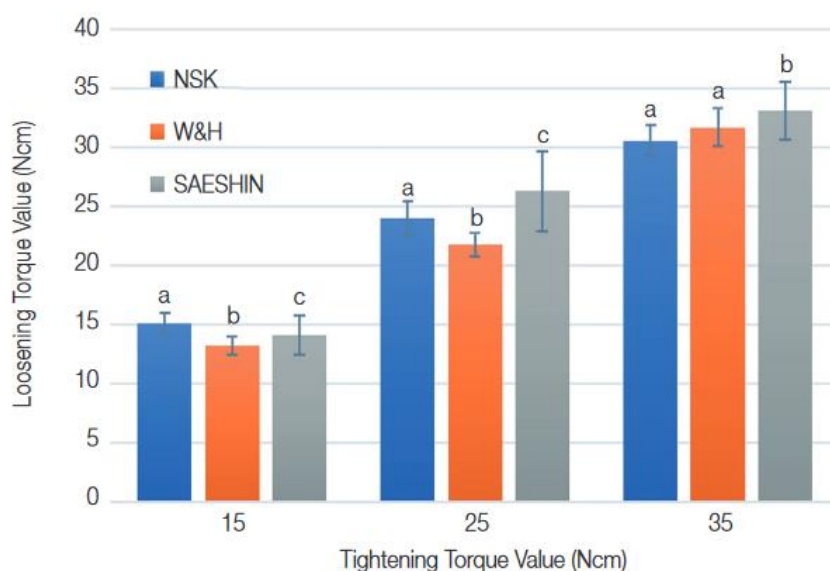


Figure 36 : Comparaison du couple de desserrage selon le couple de serrage cible de 15, 25 et 35 Ncm et selon le type de tournevis (couleurs). Les lettres index identiques indiquent des résultats non significativement différents (Ko et al. 2019).

Plusieurs études ont également montré que le couple de desserrage diminuait après l'application de charges cycliques, et qu'il était déjà considérablement réduit après 5000 cycles de charge axiale (Paepoemsin et al. 2016; Lenz et al. 2016; Grzeskowiak, Freeman, et al. 2021). En effet, les micromouvements induits par les efforts cycliques favorisent le tassement et l'abrasion des surfaces en contact. La précontrainte diminue alors progressivement au sein du montage. Lorsque les forces

externes sont plus importantes que la précontrainte résiduelle, le dévissage a lieu (Figure 37) (Vilar 2018; Arshad et al. 2018). Le phénomène de tassement a lieu dès le premier vissage. Par conséquent, la diminution de la précontrainte débute à partir de l'insertion de la vis et du serrage unique initial. Le couple nécessaire au dévissage doit théoriquement être supérieur à la précontrainte. Or, le couple de desserrage est en moyenne inférieur au couple de serrage, ce qui s'explique par la perte de précontrainte progressive au sein du montage en partie à cause du phénomène de tassement (Lee 2021). Pourtant, Freeman n'a pas trouvé de différence significative dans le couple de desserrage post-cyclique des vis verrouillées par rapport au couple de desserrage immédiat post-insertion (Freeman et al. 2010), et Sandriesser a observé un couple de desserrage supérieur de 40 à 68 % au couple de serrage après un protocole de charge dynamique de 100 000 cycles, qu'il a expliqué par le phénomène de grippage (Sandriesser et al. 2018).

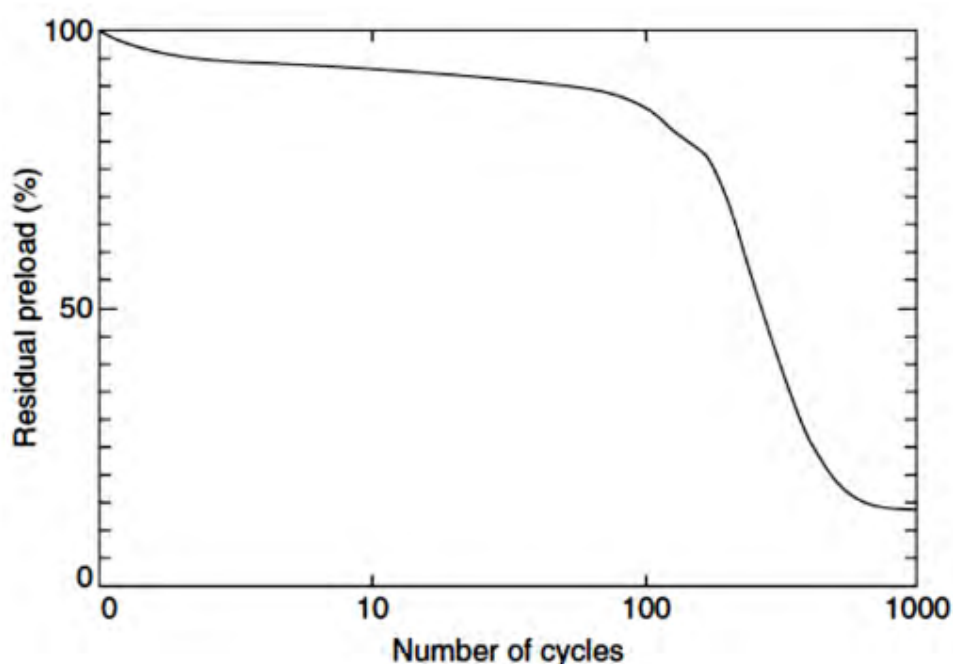


Figure 37 : Perte de précontrainte en fonction du nombre de cycles, (Bickford 2018).

En conclusion, le couple de desserrage n'est pas égal au couple de serrage et varie selon de nombreux facteurs comme par exemple l'ostéointégration, le grippage, la position de la vis, le nombre de serrage et de desserrage, le tassement, le nombre de cycles de mise en charge... Pour les vis verrouillées, le couple de desserrage semble diminuer avec le temps à partir de l'implantation de la vis, sauf dans le cas de vis grippées où il est alors plus élevé. Le couple de desserrage diminue

également lors de séries de vissages et dévissages consécutifs, en particulier lors des 5 premiers cycles. L'empreinte subit d'autant plus de déformations que le nombre de cycles augmente. Ainsi, le couple de serrage optimal doit permettre une bonne tenue de l'implant tout en évitant l'endommagement des vis. Il est actuellement fixé dans la littérature que la précontrainte doit être égale à 60-75% du couple correspondant à la limite élastique ou que le couple de serrage corresponde à 70-80% du couple maximal T_{max} . Cependant, le couple d'endommagement T_{max} n'est pas clairement défini pour les vis verrouillées et la relation entre la précontrainte et le couple de serrage n'est pas linéaire et exige de connaître le coefficient de friction, ce qui pose des difficultés du fait des multiples facteurs l'influençant. Ainsi, certains auteurs recommandent d'augmenter le couple de serrage par rapport au couple recommandé par le fabricant (Boero Baroncelli et al. 2013; Gallagher et al. 2014).

Les plaques verrouillées avec un système de verrouillage des vis dans les trous de plaque par l'intermédiaire de filetages, sont des implants fréquemment utilisés pour le traitement des fractures. Elles permettent d'obtenir une ostéosynthèse stable au niveau du site de la fracture. La connexion vis-plaque à angle stable, de par le verrouillage de la vis dans la plaque, permet de s'affranchir d'un modelage anatomique de la plaque, puisqu'elle n'est pas comprimée sur l'os (Johnston et al. 2018). Le verrouillage correct de la vis dans la plaque dépend de deux paramètres qui sont influencés par le chirurgien. D'une part, l'axe de forage du trou dans l'os doit être parfaitement aligné avec celui du trou de la plaque. D'autre part, le couple d'insertion appliqué à la vis lors du serrage doit être optimisé pour limiter l'apparition de complications post-opératoires. Un couple de serrage trop faible peut entraîner un desserrage de la vis et une instabilité de l'implant, tandis qu'un couple de serrage trop élevé peut entraîner un blocage de la vis. L'objectif initial du développement de ces implants verrouillés était la réduction du risque potentiel d'arrachement des vis dans l'os ostéoporotique (Johnston et al. 2018). Ces implants offrent finalement plusieurs avantages, une répartition uniforme de la charge entre chaque vis et ses interfaces avec la plaque et l'os (Johnston et al. 2018), une résistance accrue à l'arrachement des vis (Boero Baroncelli et al. 2013) et la préservation de l'apport vasculaire périosté sous la plaque (Piermattei et al. 2009). En conséquence, des temps de cicatrisation plus rapides et des taux de complications post-opératoires plus faibles ont été rapportés lors d'utilisation d'implants verrouillés (Gautier et al. 2003).

Bien que l'utilisation des plaques verrouillées soit devenue courante dans le traitement de nombreuses fractures, leur retrait peut parfois être assez laborieux. Trois facteurs principaux ont été identifiés comme pouvant être à l'origine de ces difficultés de retrait (Ehlinger et al. 2009). Le premier facteur est l'endommagement de l'empreinte de la tête de la vis, qui peut être causé par une insertion à un couple trop important, par un tournevis usé ou mal placé, ou bien par l'élimination brusque du tissu osseux néoformé sur l'implant (Ehlinger et al. 2009). Le deuxième facteur est la création d'un filetage croisé à l'interface entre la tête de la vis et le trou de la plaque, secondaire à un défaut d'axe de vissage de la vis (Griffon et al. 2016). Outre l'altération potentiel de la stabilité du montage qui en résulte, le blocage de la tête de vis dans la plaque par défaut d'axe de vissage, peut rendre l'AMO difficile voire

impossible (Gallagher et al. 2014). Le troisième facteur est le grippage des vis dans les trous de la plaque (Garg et al. 2011). Le couple de serrage affecte directement le degré de blocage de la tête de la vis dans la plaque, en augmentant les forces de frottement à l'interface vis-plaque (Lesage 2019; Gallagher et al. 2014). Par conséquent, les fabricants fournissent des tournevis qui permettent d'insérer les vis au couple recommandé pour chaque implant. De plus, plus la période entre la mise en place de l'implant et son retrait est longue, plus les complications peropératoires sont nombreuses lors du retrait (Neumann et al. 2017; Garg et al. 2011). Enfin, il a été démontré que la géométrie et la taille de la tête de la vis verrouillée affectaient le grippage des vis. Les vis d'un diamètre de 3,5 mm semblent être les plus fréquemment touchées par le grippage (Maehara et al. 2013; Bae et al. 2009). D'autres mécanismes de verrouillage ont été proposés pour résoudre le problème du grippage des vis et du retrait des plaques verrouillées, mais cela entraîne des différences de rigidité et de résistance de la fixation (Johnston et al. 2018; Guerrero et al. 2014).

La mesure du couple de desserrage des vis apparaît dans la littérature comme un paramètre pertinent pour évaluer la qualité du verrouillage des vis dans la plaque, ainsi que pour prédire des potentielles complications de ce type d'implant. Afin de pouvoir interpréter une baisse ou une hausse du couple de desserrage, il est nécessaire de pouvoir le relier au couple de serrage initial. Cependant, le lien entre couple de serrage et couple de desserrage reste flou, avec des résultats divergents selon les études (Siamos et al. 2002; Field 2004; Freeman et al. 2010; Saliba et al. 2011; Lenz et al. 2016; White et al. 2016; Sandriesser et al. 2018; Grzeskowiak, Freeman, et al. 2021). De plus, la plupart de ces études se sont intéressées à des vis en titane, principalement utilisées en médecine humaine. En médecine vétérinaire, l'acier inoxydable est privilégié car il offre un excellent compromis entre ses qualités implantaires (rigidité, solidité, ductilité et biocompatibilité) et son coût. Par ailleurs, les recommandations des fabricants concernant le couple de serrage optimal sont parfois très subjectives (vérification visuelle de l'insertion complète de la tête de vis dans le trou de plaque, serrage à une main, ...) ou ne font pas mention des conditions ayant permis de déterminer la valeur préconisée (densité osseuse, localisation, matériau, géométrie de l'empreinte, *in vitro* ou *in vivo*, ...).

Ainsi, les résultats d'études sur des implants en titane sont-ils transposables à des implants en acier inoxydable ? Les deux matériaux présentent des propriétés mécaniques différentes, ce qui implique que les couples de serrage correspondant à

la limite élastique de l'empreinte ou provoquant le grippage de la vis sont certainement différents entre une vis en titane et une vis en acier inoxydable. A partir de quel couple de serrage l'empreinte d'une tête de vis verrouillée en acier se déforme-t-elle ? Pour quelle valeur du couple de desserrage le verrouillage d'une vis est-il considéré comme efficace ? Les difficultés de retrait des vis verrouillées sont-elles plus liées à un excès de serrage ou à un défaut d'axe d'insertion ?

L'objectif principal de cette étude est d'examiner la relation entre le couple de serrage et le couple de desserrage immédiatement après l'insertion de vis verrouillées en acier inoxydable. Cette corrélation est évaluée pour des vis serrées au couple recommandé par le fabricant et à divers couples de serrage, supérieurs à celui recommandé. Le deuxième objectif de cette étude, est d'estimer le rôle du couple de serrage dans l'apparition des principales difficultés de retrait de vis (déformation de l'empreinte et grippage). Enfin, une évaluation de l'influence du nombre de cycles serrage - desserrage consécutifs sur le couple de desserrage a été réalisée.

1 Matériel et méthodes

Cette étude a pour objectif principal la caractérisation de la relation entre couple de serrage et couple de desserrage. Des vis verrouillées ont été vissées puis dévissées selon différents couples cibles. Les couples de serrage et de desserrage ont été mesurés. L'objectif secondaire concerne l'altération de la géométrie des têtes de vis au cours du serrage pour différents couples. Le filetage et l'empreinte des vis neuves ont été observés avant leur utilisation lors des tests de serrage - desserrage. Une fois les essais de vissage réalisés, les têtes de vis ont de nouveau été observées afin de caractériser les éventuelles déformations.

1.1 Essais mécaniques de vissage

L'essai a été réalisé avec des vis à tête de verrouillage de 3,5 mm de diamètre vissées sur une plaque LCP de 10 trous (Synthes®) en acier inoxydable. Les vis ont été implantées dans un tube synthétique de 20 mm de diamètre et de 3 mm d'épaisseur (Sawbones). Un gabarit spécifique réalisé en ABS avec une imprimante 3D a été fixé sur un couplemètre non rotatif (DF30-10N SCAIME® - France) (Figure 38). Ce gabarit était percé d'un trou de 20 mm destiné à accueillir et maintenir en position le tube synthétique. La plaque a été fixée sur le tube à travers le gabarit avec une vis à tête de verrouillage à chaque extrémité.

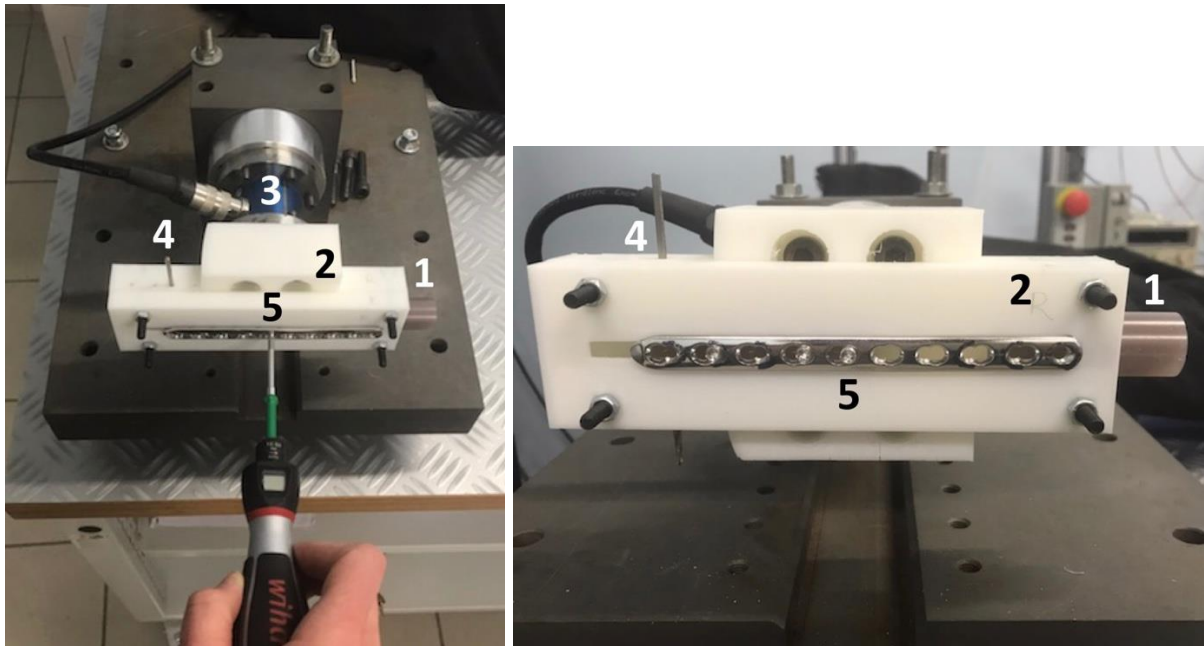


Figure 38 : Photographie générale (à gauche) et en gros plan (à droite) du dispositif utilisé pour les tests de vissage – dévissage. 1 : Tube, 2 : Gabarit imprimé enserrant le tube, 3 : Couplemètre, 4 : Dispositif de centrage des trous de vis testés par rapport à l'axe du couplemètre, 5 : Les vis testées avec un tournevis dynamométrique sont toujours alignées au couplemètre.

Pour chaque mesure du couple de serrage et du couple de desserrage, une vis verrouillée Synthes® à empreinte Stardrive, en acier inoxydable de 3,5 mm de diamètre neuve a été utilisée sur un des trous de plaque. La plaque et le tube synthétique ont été décalés entre chaque test afin de toujours faire correspondre le trou de vis neuf testé avec l'axe du couplemètre (Figure 38). Une fois les trous de la plaque utilisés, une nouvelle plaque a été mise en place.

Afin de s'affranchir le plus possible des frottements entre le corps de la vis et le tube, et de se focaliser sur l'interface tête de vis-plaque, les trous dans le tube ont été forés avec une mèche de 3 mm de diamètre.

Les mesures des couples de serrage et de desserrage ont été effectuées à l'aide du couplemètre. La tension de sortie a été enregistrée avec un système d'acquisition dynamique (PCD-430A KYOWA® - Tokyo Japan) à une fréquence d'acquisition de 100 Hz. Le couple était enregistré en temps réel grâce au logiciel (DCS-100A KYOWA® - Tokyo Japan). Les données ont ensuite été récoltées sous Excel®.

Un tournevis dynamométrique (iTorque, Wiha France, Bruges, France) réglable de 1 Nm à 5 Nm avec une précision de $\pm 6 \%$ a été utilisé pour serrer les vis. La valeur du couple maximal permise par le tournevis a été mesurée par le couplemètre.

Les tests ont été réalisés pour des couples de serrage de 1,5 Nm, 2 Nm, 2,5 Nm, 3 Nm, 3,5 Nm, 4 Nm, 4,5 Nm et 5 Nm, sur des lots de 11 vis neuves pour chacun des couples (Tableau 1). Un seul opérateur utilisait le tournevis dynamométrique réglé au couple désiré pour visser une vis neuve sur un trou de plaque n'ayant jamais servi. L'opérateur vissait jusqu'à ce que le limiteur du tournevis se déclenche. L'opérateur dévissait alors la vis. Les couples de serrage et de desserrage étaient enregistrés en temps réel par le couplemètre. L'opération a été répétée avec 10 vis pour chaque couple. La 11ème vis de chaque lot était vissée et dévissée 10 fois de suite sur le même trou de plaque et les couples de serrage et de desserrage étaient enregistrés à chaque itération.

Couple (N.m)	1,5	2	2,5	3	3,5	4	4,5	5
1 cycle S/D	10 vis	10 vis	10 vis	10 vis	10 vis	10 vis	10 vis	10 vis
10 cycles S/D	1 vis	1 vis	1 vis	1 vis	1 vis	1 vis	1 vis	1 vis

Tableau 1 : Répartition des vis lors du protocole de mesure des couples de serrage et de desserrage, S/D : Serrage/Desserrage.

1.2 Etude des déformations des têtes de vis

L'observation des têtes de vis a été réalisée en partenariat avec le centre Interuniversitaire de Recherche et d'Ingénierie des Matériaux (CIRIMAT). Il s'agit d'une unité mixte de recherche regroupant plusieurs établissements (UMR, CNRS, INPT, UPS, 5085). Ce travail a sollicité l'équipe MEMO (Mécanique, Microstructure, Oxydation, Corrosion) basée sur le campus de l'INPT-ENSIACET.



1.2.1 Empreinte de la tête de vis

L'empreinte de la tête des vis a été observée avec un microscope numérique 3D Hirox HR5000E (Hirox Europe, Limonest, France) (Figure 39). L'objectif « mid » avec le grossissement x140 a permis d'obtenir une image en trois dimensions de la tête de vis composée d'environ 120 images réparties tous les 20 μm sur toute la hauteur d'observation, à une résolution de 1 μm (Figure 40). Les vis ont été placées sur un support imprimé en ABS, lui-même inséré dans un étau, garantissant une angulation fixe de la vis, permettant de standardiser la position de chaque vis testée, de façon répétable (Figure 39). Le profil de l'empreinte a été obtenu selon un plan de coupe longitudinal passant par le sommet d'une branche de l'empreinte avec les logiciels HRX-01 et 3D Composite (Hirox Europe, Limonest, France), et selon un plan de coupe transversal, à la surface de l'empreinte avec le logiciel ImageJ® distribué par Fiji (<http://imagej.net/Fiji>) (Figure 40).

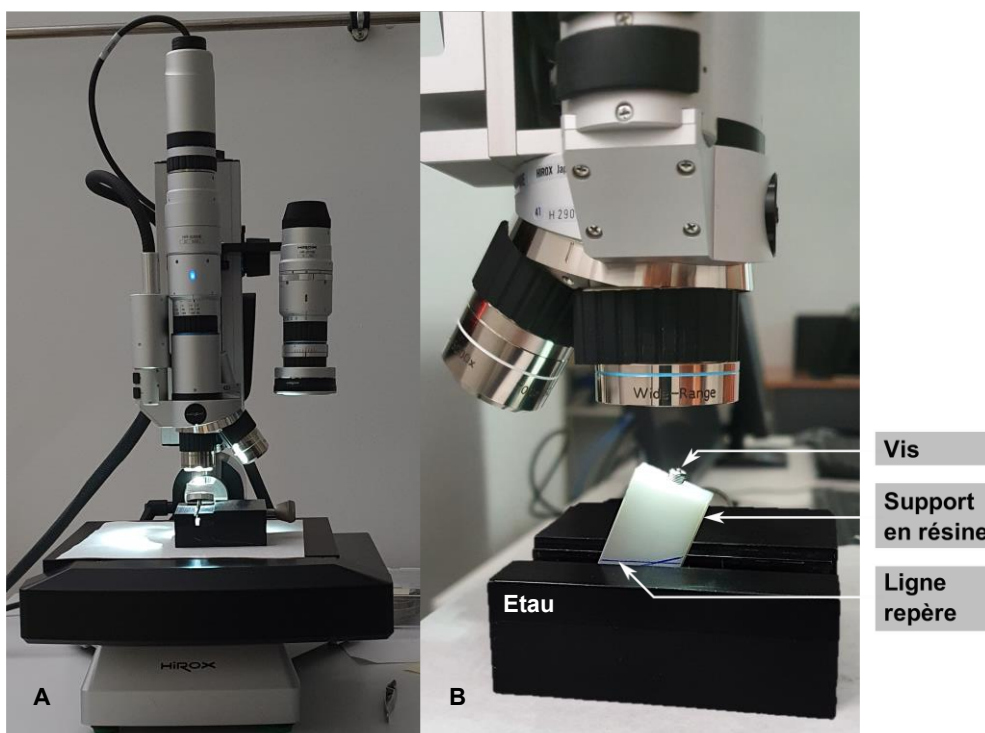


Figure 39 : A : Microscope numérique 3D Hirox HR5000E, B : Positionnement de la vis sur le support standardisé.

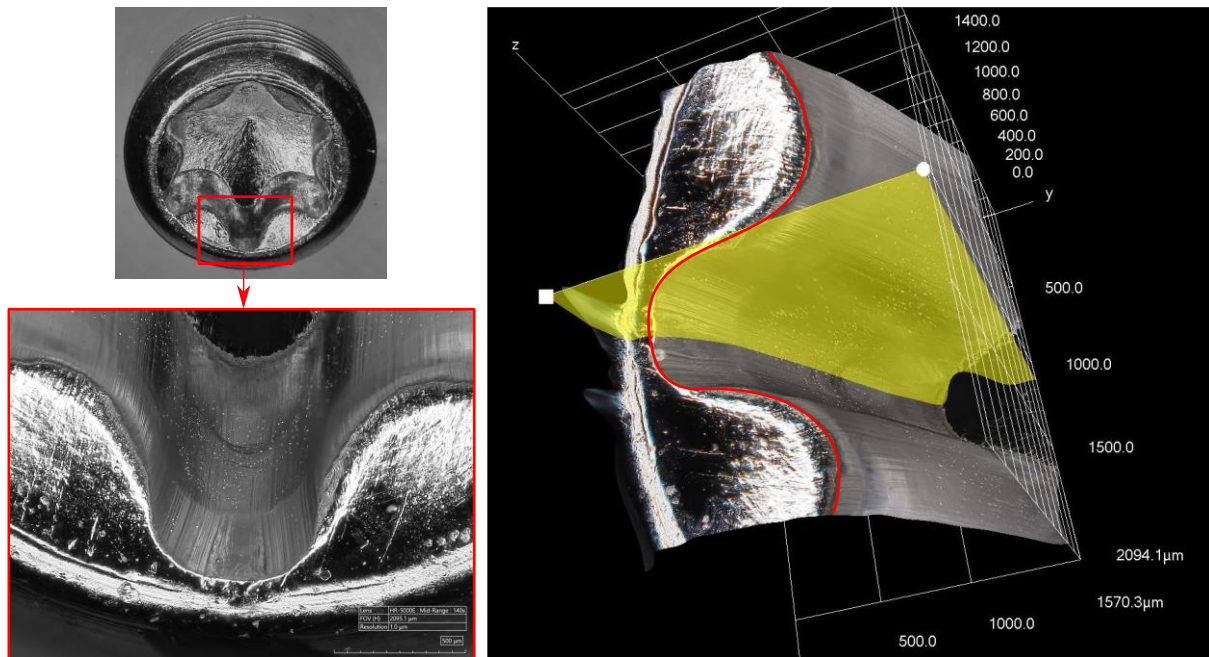


Figure 40 : A gauche : observation d'une empreinte stardrive complète et d'une des 6 branches de l'empreinte d'une vis neuve. A droite : le plan jaune correspond au plan de coupe longitudinal, passant par le sommet de la branche de l'empreinte et le tracé rouge dessine le contour de l'empreinte dans le plan transversal.

Les six branches de l'empreinte d'une vis neuve ont été observées afin de vérifier leur similitude. Une même branche a été observée 5 fois en répétant à chaque fois toute la procédure du positionnement à l'acquisition des images et des plans à analyser afin d'estimer la répétabilité de l'opérateur. Enfin, l'empreinte de 10 vis neuves a été observée au niveau d'une branche définie par un point de repère marqué sur la tête de la vis au feutre indélébile pour estimer la variabilité d'usinage. Ce groupe de 10 vis neuves a servi de groupe témoin pour la suite des observations.

Les profils longitudinaux obtenus comme indiqué sur la Figure 40 ont été traités avec le logiciel Matlab© (MATLAB 2018). Les profils ont d'abord été superposés par une méthode des moindres carrés (Figure 41) puis le profil moyen et l'intervalle de référence à 95% ont été établis (Figure 42). La même procédure a été suivie pour l'analyse des contours de l'empreinte. Le contour moyen et son intervalle de référence à 95% sont présentés sur la Figure 43.

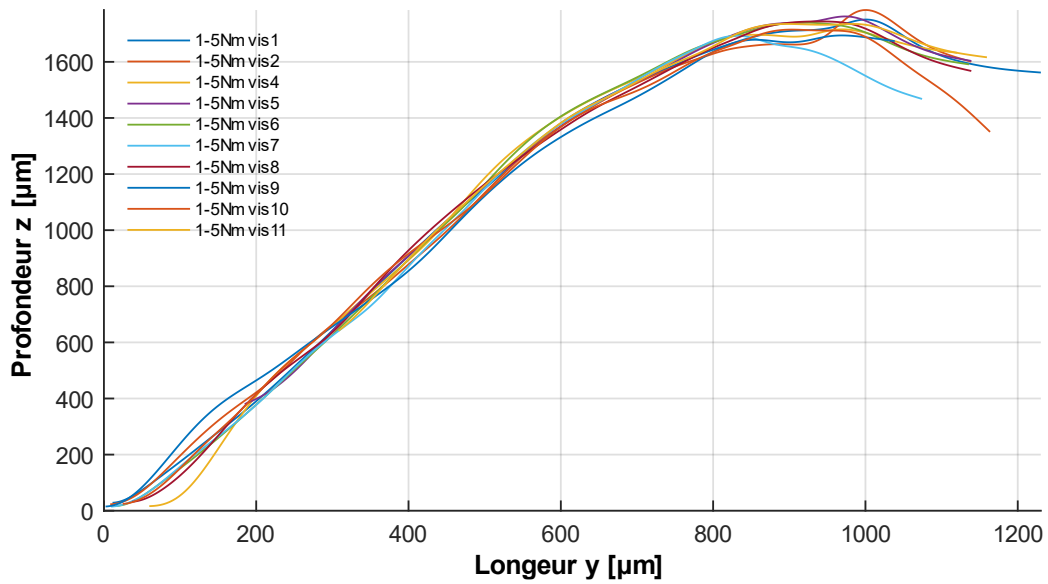


Figure 41 : Superposition des profils de la branche de l'empreinte de 10 vis neuves, selon le plan longitudinal défini sur la figure 40.

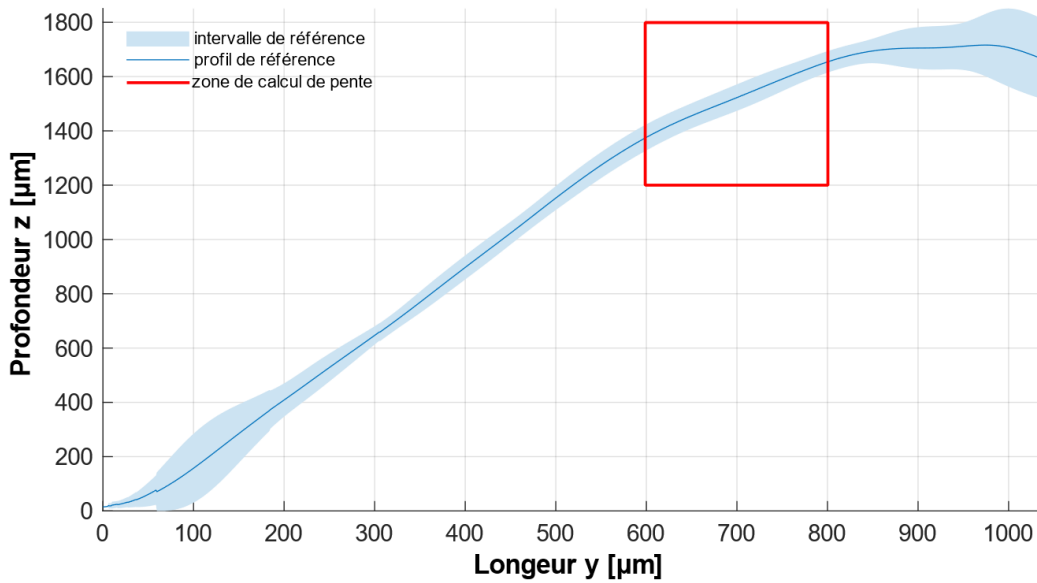


Figure 42 : Profil longitudinal de référence et zone de calcul de la pente.

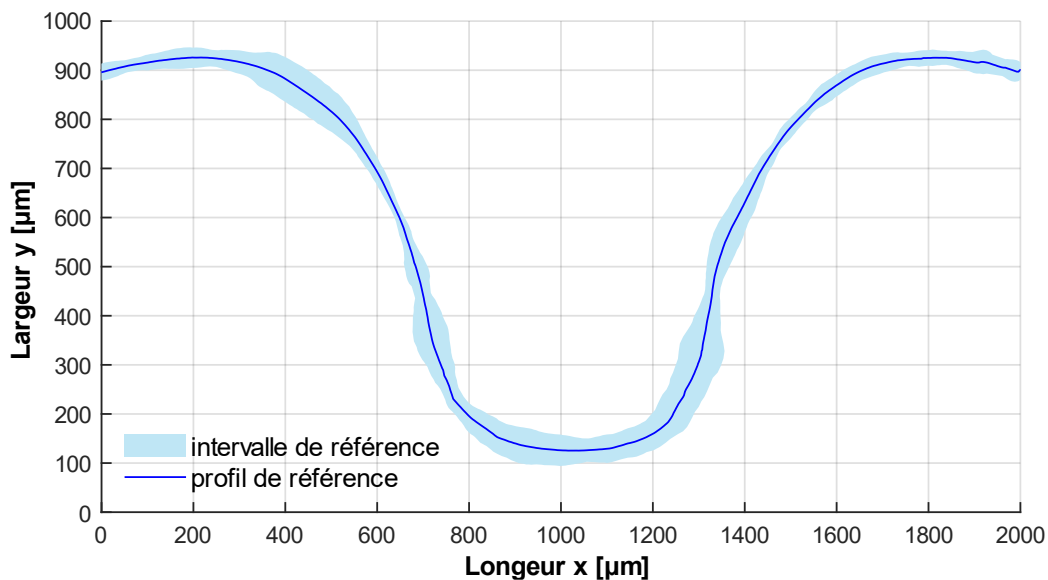


Figure 43 : Contour de référence de la branche de l’empreinte étudiée, pour l’effectif des 10 vis neuves.

Les profils et les contours des empreintes de toutes les vis après les tests de serrage et de desserrage ont été acquis en observant la branche préalablement marquée d’un repère. Les courbes obtenues tel que décrit précédemment (Figure 40) ont été comparées à celles du groupe témoin. La pente de la courbe située dans le segment encadré en rouge sur la Figure 42 a été calculée pour chaque profil longitudinal et comparée statistiquement à celle du groupe témoin. La zone encadrée en rouge correspond à une partie exploitable et comparable du profil longitudinal sur l’ensemble des courbes obtenues.

Les six branches de l’empreinte de cinq vis particulières ont également été observées pour vérifier l’homogénéité des profils d’une branche à l’autre. Tout d’abord, les vis n°6 et n°1 des groupes de serrage à 1,5 Nm et 5 Nm respectivement, qui ne présentaient pas de déformations visibles macroscopiquement, ont servi à valider le protocole *a posteriori* quant à la conservation de la similitude des profils et des contours après les essais mécaniques. Ensuite, dans le but de caractériser et illustrer les déformations et leur répartition sur la totalité de l’empreinte, les vis n°1 du groupe de serrage à 1,5Nm (qui a subi un évènement de ripage du tournevis hors de l’empreinte), et la n°11 du groupe de serrage à 5 Nm (serrée et desserrée 10 fois), ainsi qu’une vis serrée et desserrée 10 fois à 7 Nm ont été analysées.

Un microscope électronique à balayage LEO 435VP a également permis d'observer les empreintes au grossissement x100 pour mieux décrire leurs lésions, sur les vis les plus déformées.

1.2.2 Profil du filetage de la tête de vis

Le filetage de la tête des vis a été observé à l'aide d'un projecteur de profil numérique IM-7500 (Keyence® Bois Colombes, France) (Figure 44), réglé avec une précision de mesure de 2 µm. Les contours des têtes de vis ont ensuite été obtenus et analysés avec ImageJ®. Les vis ont été placées par groupe de couple de serrage, dans le projecteur de profil selon une position identifiée et répétable grâce à des supports standardisés (Figure 44). Les vis étaient positionnées dans les supports, de telle sorte que le point de repère au marqueur indélébile décrit précédemment au 1.2.1, soit situé au zénith. Les vis numéros 1 à 10 n'avaient subi qu'un seul cycle de serrage - desserrage, alors que la vis numéro 11 en avait subi 10. Les filetages ont été observés pour toutes les vis à l'état neuf et après les tests de serrage – desserrage, ce qui permet une comparaison précise du profil pour chaque vis.

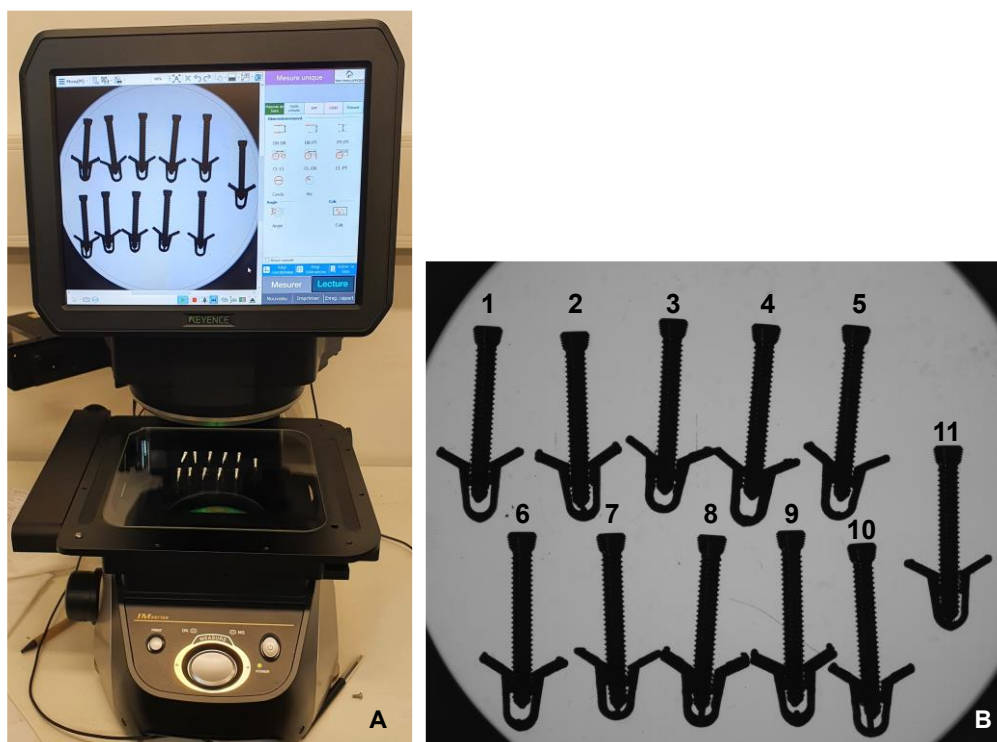


Figure 44 : A : Projecteur de profil IM-7500 Keyence®, B : Disposition des vis d'un groupe de couple de serrage, grâce à des supports individuels permettant de standardiser la position des vis. Acquisition et enregistrement de l'image par le projecteur de profil pour l'analyse des profils de filetage des têtes de vis.

Un microscope électronique à balayage LEO 435VP a également permis d'observer les filetages au grossissement x15.

1.3 Analyse statistique

L'analyse statistique des résultats a été réalisée avec le logiciel R (R Core Team 2022). Les statistiques descriptives comprennent les moyennes avec intervalle de confiance à 95 %, les médianes, les écarts types et les valeurs minimales et maximales.

Les conditions de normalité et d'homoscédasticité ont été vérifiées par des tests de Shapiro-Wilk et de Bartlett, respectivement. Lorsque ces conditions étaient respectées, les moyennes ont été comparées deux à deux par un test de Student, ou par une ANOVA lorsque plus de deux moyennes devaient être comparées, avec un risque α de 5%. Dans le cas où l'ANOVA révélait une différence significative entre certaines moyennes, un post-hoc test (ou test de comparaisons multiples) de Tukey a permis d'identifier les groupes statistiquement différents. Lorsque les données ne suivaient pas la loi normale, un test de Kruskal-Wallis (non paramétrique) a été réalisé, suivi d'un post-hoc test de Dunn pour les résultats significativement différents.

L'analyse des courbes obtenues à partir des observations des têtes de vis a été réalisée à l'aide du logiciel Matlab® (MATLAB 2018). Les courbes ont été alignées les unes par rapport aux autres en appliquant la méthode des moindres carrés. La courbe moyenne a été calculée par interpolation pour le groupe témoin, puis l'intervalle de référence à 95 % a été établi par la méthode de Student. Les courbes des vis des groupes de couple de serrage testés ont été superposées à cette courbe de référence afin d'estimer la variation des profils avant et après tests de serrage.

2 Résultats

2.1 Résultats des couples de serrage et de desserrage

2.1.1 Lots de 10 vis serrées aux couples cibles

L'ensemble des résultats pour les 8 couples cibles avec un seul cycle de serrage - desserrage sont regroupés dans la Figure 45. La médiane, les premier et troisième quartiles ainsi que les valeurs minimales et maximales y sont représentés.

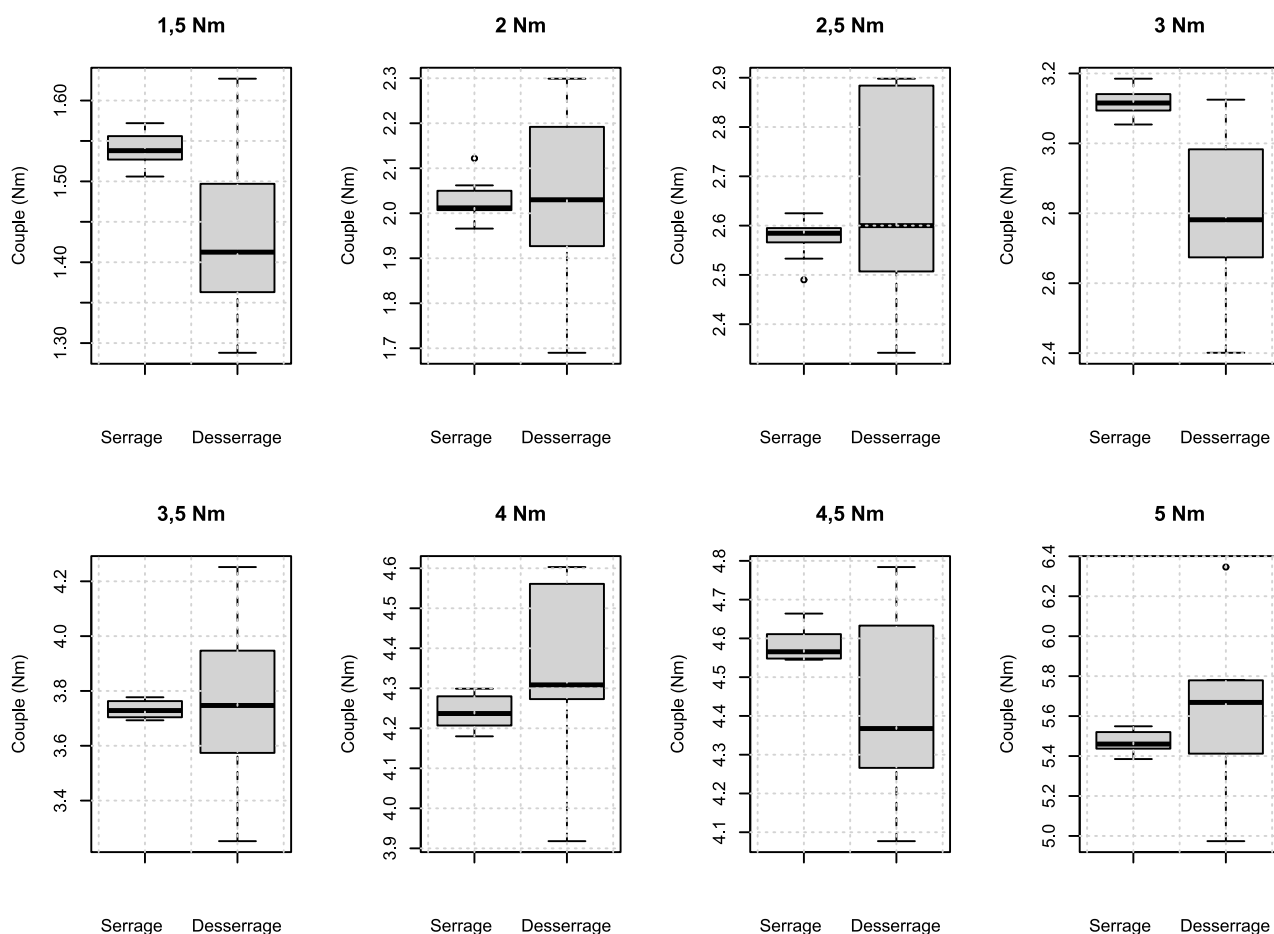


Figure 45 : Résultats des couples de serrage et de desserrage par groupe de 10 vis, serrées aux divers couples cibles.

L'écart interquartile des couples de serrage est faible témoignant d'une bonne fidélité du tournevis dynamométrique. Cependant, la valeur cible du couple de serrage n'est pas comprise dans les intervalles couverts par les résultats des couples de serrage, sauf pour le lot 2 Nm. Le tournevis dynamométrique délivre un couple en moyenne plus élevé que le couple cible programmé. A l'inverse, une plus grande dispersion des valeurs des couples de desserrage est observée pour chaque groupe de couple de serrage étudié.

Afin de pouvoir comparer les différents lots entre eux et caractériser le couple de desserrage, le ratio entre le couple de serrage et le couple de desserrage a été calculé. L'étude statistique des résultats est représentée sur la Figure 46 et dans le Tableau 2 qui donne les moyennes, les écarts-types et les intervalles de confiance calculés selon le t de Student des ratios pour chaque lot.

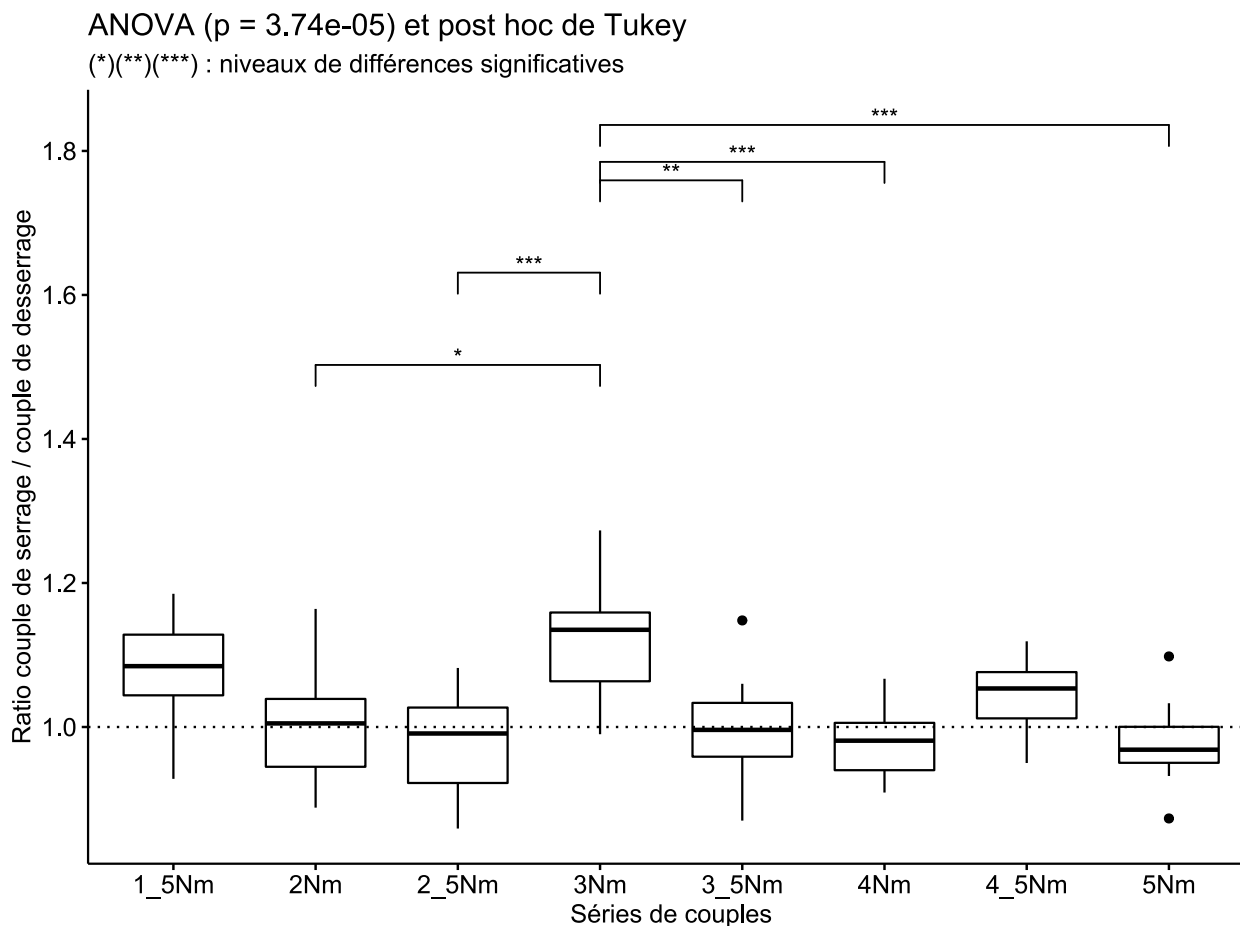


Figure 46 : Comparaison des moyennes des ratios couple de serrage / couple de desserrage pour chaque groupe de couples cibles.

Couple (Nm)	1,5	2	2,5	3	3,5	4	4,5	5
Moyenne	1,075	1,009	0,978	1,128	0,993	0,979	1,044	0,978
Ecart-type	0,078	0,095	0,071	0,088	0,083	0,047	0,052	0,060
Intervalle de confiance à 95%	0,056	0,068	0,051	0,063	0,059	0,034	0,037	0,043

Tableau 2 : Statistiques descriptives des ratios couple de serrage / couple de desserrage selon les différents groupes de couples cibles.

L'analyse statistique indique que la moyenne des ratios couple de serrage / couple de desserrage du groupe 3 Nm est significativement différente de celles de tous les autres groupes exceptés les groupes de serrage à 1,5 Nm et à 4,5 Nm (Figure 46). En effet, plus de 75% des valeurs de desserrage mesurées sont inférieures au couple de serrage cible de 3 Nm (Figure 45). Ainsi, le ratio moyen calculé est supérieur à celui des autres groupes.

Excepté pour le groupe de serrage à 3 Nm, les moyennes des ratios couple de serrage / couple de desserrage des divers groupes ne sont pas statistiquement différentes (Figure 46). Les moyennes du ratio dans les groupes de serrage à 2 Nm, 2,5 Nm, 3,5 Nm, 4 Nm et 5 Nm sont très proches de 1, qui est inclus dans les intervalles de confiance à 95% (Tableau 2). Les moyennes des groupes de serrage à 1,5 Nm et à 4,5 Nm sont également très proches de 1, qui n'est pas inclus dans les intervalles de confiance à 95% mais qui l'est dans les intervalles de confiance à 99%.

La moyenne globale (sauf pour le groupe de serrage à 3 Nm) est de $1,008 \pm 0,038$ à 95%. Aucune tendance d'évolution des ratios en fonction de l'augmentation du couple de serrage n'a pu être observée (Figure 46). Les valeurs moyennes des ratios restent globalement stables autour de 1 sans influence du couple de serrage et avec une faible dispersion des valeurs dans les groupes.

Ainsi, la forte variation des valeurs du couple de desserrage ne semble pas liée à la valeur du couple de serrage. Le couple de desserrage moyen est très proche de la valeur du couple de serrage pour tous les groupes testés, voire égal au couple de serrage.

2.1.2 Séries de 10 répétitions de serrage et desserrage sur une vis par lot de couples cibles

L'ensemble des résultats pour les 8 couples cibles avec 10 répétitions de serrage et desserrage sur une vis sont regroupés dans la Figure 47. La médiane, les premier et troisième quartiles ainsi que les valeurs minimales et maximales y sont représentés.

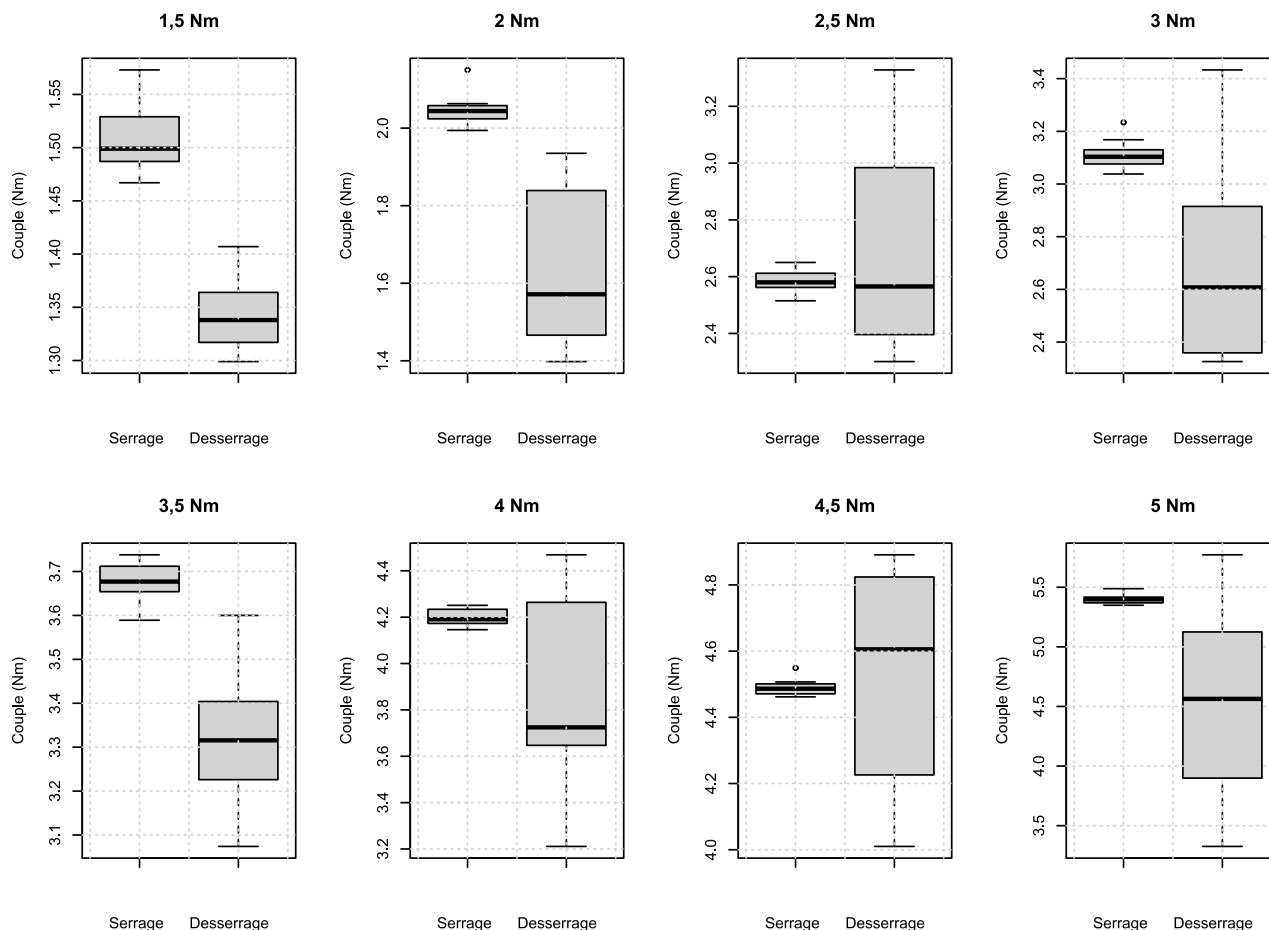


Figure 47 : Résultats des couples de serrage et de desserrage de 10 répétitions sur une vis pour différents couples cibles.

L'écart interquartile des couples de serrage est faible, témoignant d'une bonne fidélité du tournevis dynamométrique. Il donne une valeur exacte du couple de serrage cible pour les groupes 1,5 Nm et 4,5 Nm, mais il manque de justesse pour les autres groupes. Le tournevis dynamométrique délivre un couple en moyenne plus élevé que le couple cible programmé. A l'inverse, une grande dispersion des valeurs des couples de desserrage a été observée. Le couple de desserrage semble être inférieur dans ce cas au couple de serrage (Figure 47).

Afin de pouvoir comparer les différents groupes entre eux et de mieux caractériser le couple de desserrage, le ratio entre le couple de serrage et le couple de desserrage a été calculé. L'étude statistique des résultats est représentée sur la Figure 48 et dans le Tableau 3 qui donne les moyennes, les écarts-types et les intervalles de confiance des ratios pour chaque groupe de couple de serrage.

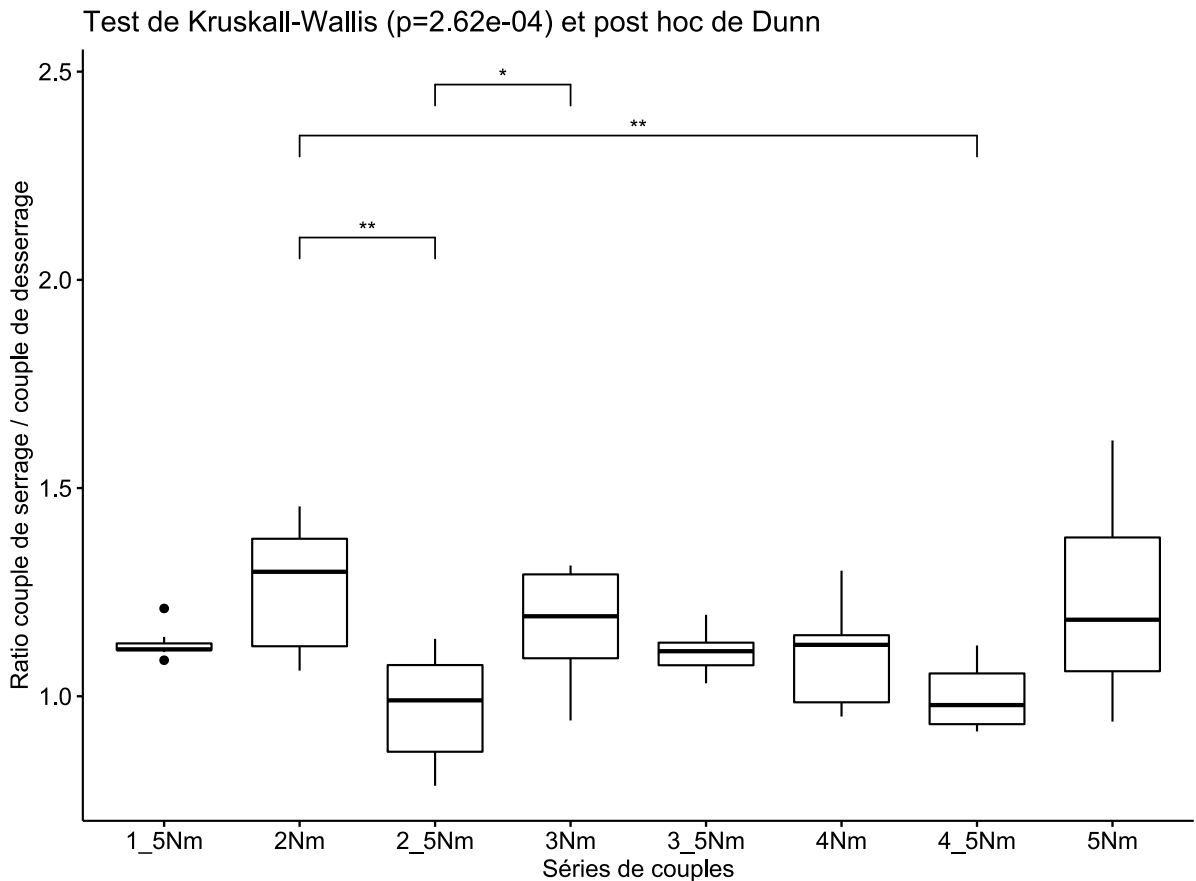


Figure 48 : Comparaison des ratios couple de serrage / couple de desserrage sur 10 cycles, pour les différents groupes de couple cible.

Couple (Nm)	1,5	2	2,5	3	3,5	4	4,5	5
Moyenne	1,124	1,261	0,970	1,176	1,104	1,101	1,001	1,222
Ecart-type	0,034	0,149	0,130	0,129	0,047	0,124	0,078	0,232
Intervalle de confiance à 95%	0,024	0,107	0,093	0,092	0,034	0,089	0,056	0,166

Tableau 3 : Statistiques descriptives des ratios couple de serrage / couple de desserrage sur 10 cycles, pour les différents groupes de couple cible.

La moyenne du groupe de serrage à 2 Nm, qui est la plus élevée, est significativement différente des groupes de serrage à 2,5 Nm et à 4,5 Nm, qui présentent les moyennes les plus faibles. De même, la moyenne du groupe de serrage à 3 Nm est significativement différente de celle du groupe de serrage à 2,5 Nm. Une tendance générale à une valeur du ratio strictement supérieure à 1 est visible. Cependant, une forte dispersion des valeurs dans les groupes de serrage à 2 Nm, 2,5 Nm, 3 Nm, 4 Nm et 5 Nm est observable mais ne semble pas corrélée à l'augmentation du couple de serrage (Figure 48).

En somme, le couple de desserrage tend à être inférieur au couple de serrage lorsque les vis sont serrées et desserrées 10 fois de suite, sans influence de la valeur du couple de serrage. Cette diminution du couple de desserrage est probablement due à un autre paramètre.

L'évolution du couple de desserrage en fonction du nombre de cycles est représentée sur la Figure 49, où les couples de serrage réels moyens sont représentés en pointillés.

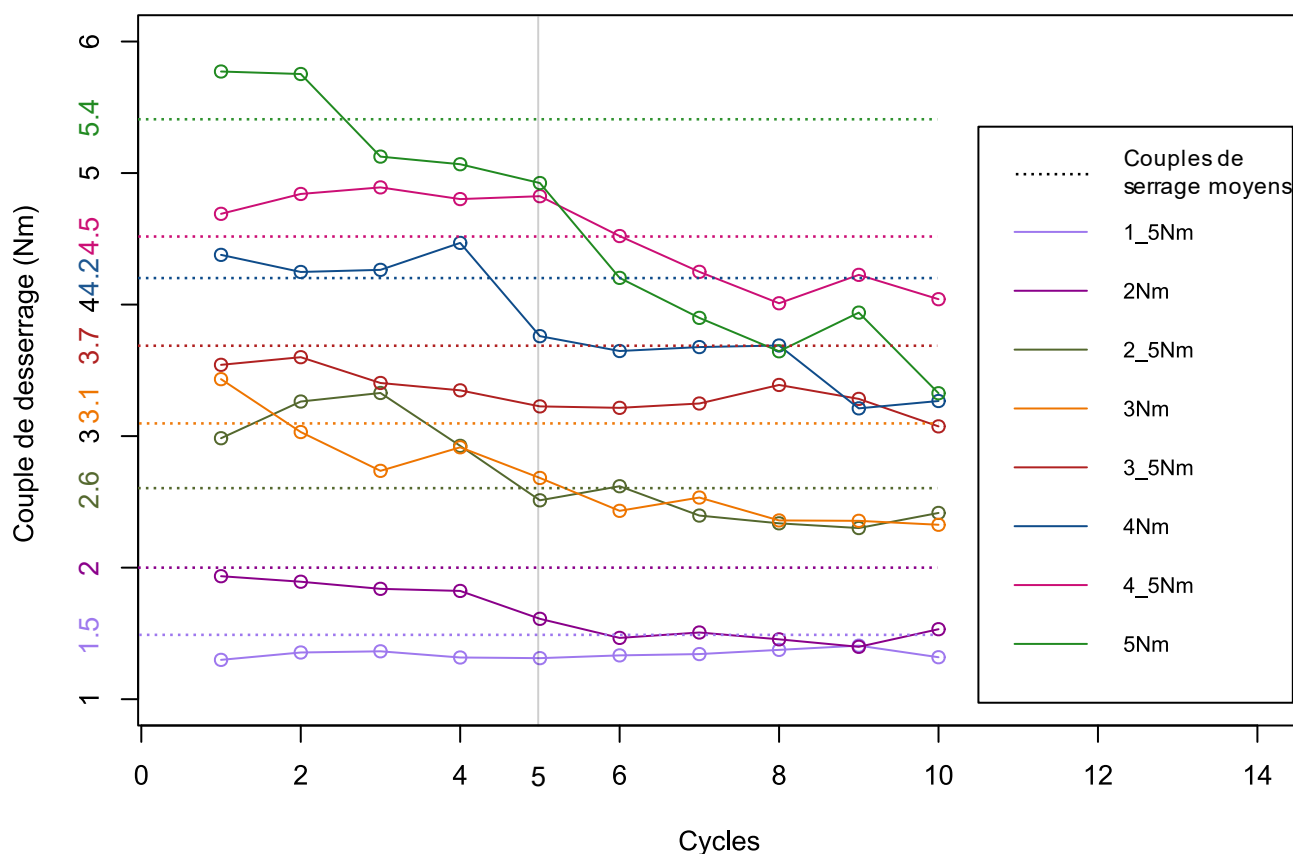


Figure 49 : Evolution du couple de desserrage au cours des 10 cycles de serrage et de desserrage pour les différents groupes de couple de serrage cible.

Le couple nécessaire pour desserrer les vis diminue lorsque le nombre de cycles augmente, alors que les vis étaient serrées au même couple cible à chaque itération. Le couple de desserrage est resté proche du couple de serrage au cours des quatre premiers cycles puis a subi une baisse à partir du cinquième cycle. Le groupe de serrage à 1,5 Nm a présenté un couple de desserrage constant tout au long des 10 cycles. Le groupe de serrage à 3,5 Nm était également assez stable. Les autres groupes ont présenté des couples de desserrage proches du couple de serrage pendant les 4 premiers cycles avant qu'une diminution n'apparaisse vers le 5^{ème} cycle. Le couple de desserrage était ensuite de nouveau stable, sauf pour les

groupes de serrage à 4 Nm et à 5 Nm, pour lesquels une nouvelle baisse est intervenue autour du 9^{ème} cycle, dessinant un deuxième palier.

Le couple de desserrage semble donc fortement influencé par le nombre de cycles de serrage / desserrage subi par une même vis. S'il est relativement constant au cours des 4 premiers cycles, une diminution est apparue au 5^{ème} cycle, d'autant plus marquée que le couple de serrage était important. L'analyse des ratios couple de serrage sur couple de desserrage permet de comparer les groupes entre eux, en fonction du couple de serrage et du nombre de cycles, comme récapitulé dans la Figure 50. La stabilité des 4 à 5 premiers cycles est illustrée par l'homogénéité de la couleur bleue quel que soit le couple de serrage. Au-delà, des disparités apparaissent avec une augmentation générale du ratio, plus marquée pour les groupes de serrage à 2 Nm, 3 Nm, 4 Nm et 5 Nm. Le couple de serrage initial n'a pas semblé influencer l'apparition de cette augmentation.

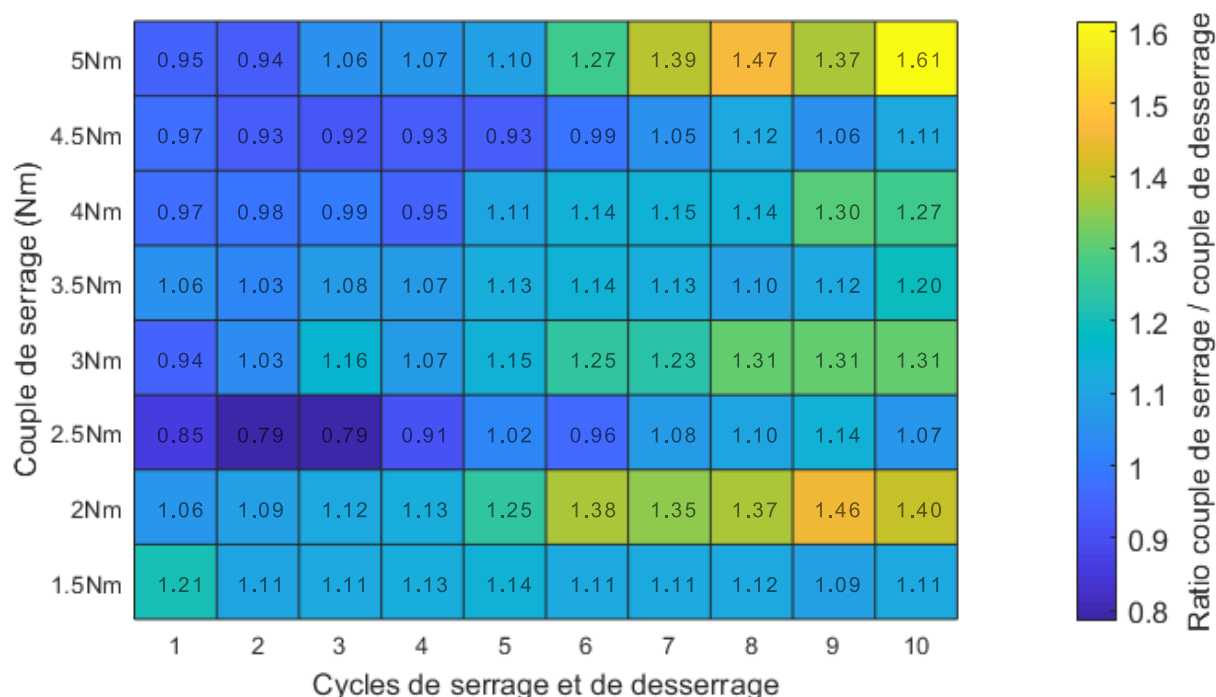


Figure 50 : Bilan de l'évolution du ratio couple de serrage / couple de desserrage en fonction du nombre de cycles, pour chaque groupe de couple de serrage cible.

Les résultats précédents supportent l'hypothèse que le couple de serrage influence très peu le ratio couple de serrage / couple de desserrage. Ainsi, les résultats présentés dans la Figure 50 ont également été analysés cycle par cycle. Les résultats de l'analyse statistique sont présentés dans la Figure 51 et dans le Tableau 4 qui donne les moyennes, les écarts-types et les intervalles de confiance des ratios pour chaque cycle.

ANOVA ($p = 3.04e-05$) et post hoc de Tukey

(*)(**): niveaux de différences significatives

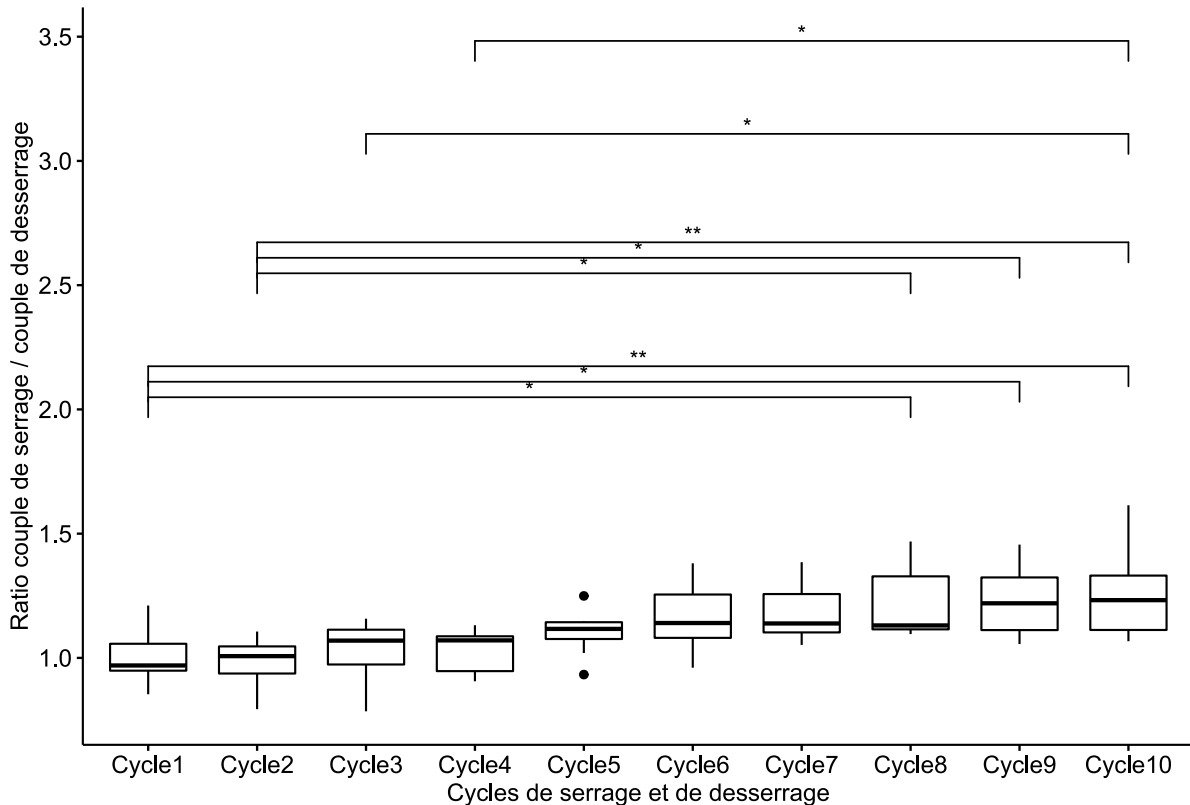


Figure 51 : Comparaison des ratios couple de serrage / couple de desserrage des 8 vis serrées aux différents couples cibles selon le numéro du cycle de répétition serrage / desserrage.

Cycle (n°)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Moyenne	1,002	0,988	1,027	1,033	1,102	1,155	1,185	1,217	1,230	1,260
Ecart-type	0,107	0,101	0,124	0,090	0,094	0,142	0,124	0,146	0,148	0,183
Intervalle de confiance à 95%	0,090	0,084	0,104	0,075	0,078	0,119	0,104	0,122	0,124	0,153

Tableau 4 : Statistiques descriptives des ratios couple de serrage / couple de desserrage des 8 vis serrées aux différents couples cibles selon le numéro du cycle de répétition serrage / desserrage.

Pour les 4 premiers cycles, les moyennes des ratios sont constantes et proches de 1, qui est inclus dans les intervalles de confiance à 95% (Tableau 4). Ces résultats sont cohérents avec les observations tirées des Figure 46 et Figure 49. A

partir du cinquième cycle, les moyennes des ratios sont plus largement supérieures à 1 et augmentent avec le nombre de cycles. De plus, les moyennes des deux premiers cycles sont significativement différentes des moyennes des cycles 8, 9 et 10. Les moyennes des cycles 3 et 4 sont significativement différentes de celle du cycle 10 (Figure 51). Le nombre de cycles influence donc bien le couple de desserrage, qui présente une diminution alors que le couple de serrage est constant au cours des 10 cycles. Les modifications des valeurs du ratio semblent donc être attribuées au couple de desserrage. Le couple de desserrage est ainsi significativement plus faible après 8 cycles que lors des 2 premiers cycles, et après 10 cycles par rapport aux 4 premiers cycles.

Ces résultats supportent l'hypothèse que le couple de desserrage est égal au couple de serrage lors des 4 premiers cycles serrage / desserrage, puis diminue d'autant plus que le nombre de cycles augmente. Enfin, la diminution du couple de desserrage ne semble pas linéaire mais semblerait suivre une décroissance par paliers à partir du 5^{ème} cycle, puis au 8^{ème} cycle de serrage / desserrage.

2.2 Endommagement des empreintes

2.2.1 Calcul théorique du couple d'endommagement

Précédemment, l'équation (10) a permis de calculer le couple à partir duquel une déformation plastique de l'empreinte de la tête de vis pourrait se produire lors du serrage de la vis (Figure 31). Ce calcul était effectué pour une vis verrouillée en acier inoxydable 316L de 3,5 mm Synthes® avec une empreinte Torx, de dimensions moyennes $a = 1 \text{ mm}^2$ et $l = 1,5 \text{ mm}^2$, en ajoutant un coefficient de sécurité de 10%. Le couple maximal pouvant être appliqué avant une déformation plastique de l'empreinte de la vis était d'environ 5,6 Nm. Ce résultat était donné à titre d'exemple puisqu'il est issu de nombreuses hypothèses simplificatrices et doit être confirmé expérimentalement.

Il est important de considérer ce paramètre lors du vissage d'une vis verrouillée, car l'endommagement de l'empreinte lors de la mise en place de la vis entraîne de nombreuses complications lors du retrait de l'implant. Les têtes de vis ont donc été vérifiées microscopiquement à l'état neuf et après les tests de serrage / desserrage. Toutes les vis ont été dévissées sans difficulté par l'opérateur ce qui indique qu'elles n'ont pas été complètement faussées ni totalement grippées.

2.2.2 Etude du profil longitudinal d'une branche de l'empreinte des vis

Validation de la répétabilité du protocole

La variabilité intrinsèque d'une empreinte liée à la fabrication a été estimée en comparant les profils (Figure 40 et Figure 42) issus des six branches d'une même empreinte de vis neuve (« vis_unique » sur la Figure 52). La répétabilité de chaque étape du protocole a été estimée en observant cinq fois la même branche de l'empreinte d'une vis neuve, en exécutant chaque fois toute la procédure (« position_plan » sur la Figure 52). Les résultats de l'analyse statistique des pentes sont présentés dans la Figure 52. La moyenne du groupe « position_plan » est statistiquement différente de celle du groupe témoin. Cependant, le groupe « position_plan » présente une très faible dispersion. Sa moyenne égale à $1,23 \pm 0,03$ est incluse dans l'intervalle de confiance du groupe témoin qui est de $1,27 \pm 0,06$.

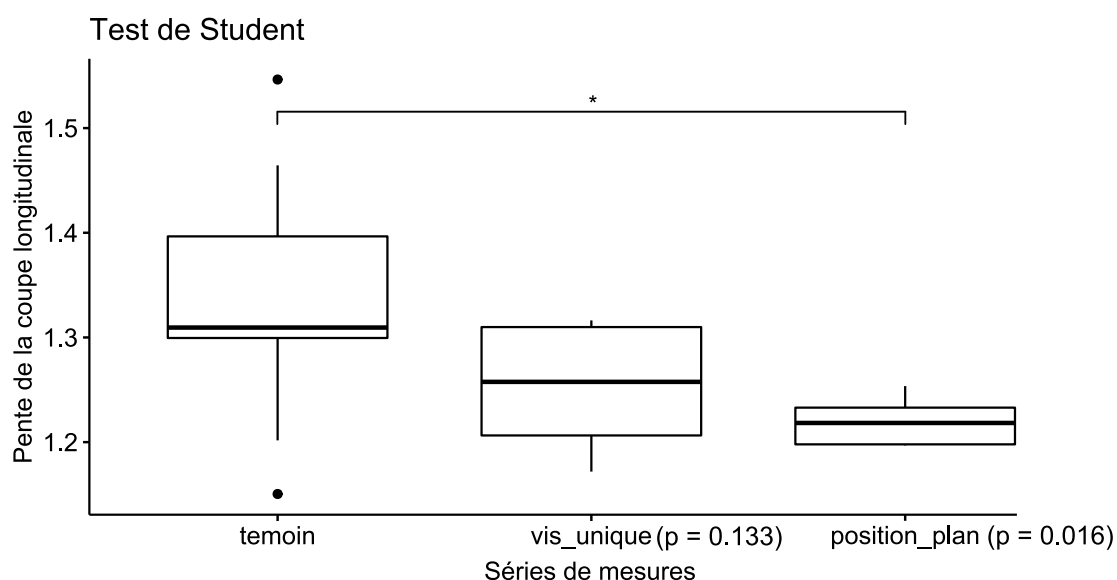


Figure 52 : Tests de validation du protocole par comparaison des moyennes des pentes de la courbe de profil longitudinal d'une branche de l'empreinte de vis. (*) : différence significative.

Résultats

Les pentes moyennes des courbes de profil longitudinal d'une branche de l'empreinte des vis des 8 groupes de couples de serrage cibles ont été comparées à celle du groupe témoin. Les résultats de l'analyse statistique sont présentés dans la Figure 53. Les groupes serrés à 4,5 Nm et 5 Nm présentent une pente moyenne statistiquement plus faible que celle du groupe témoin. Ce résultat est illustré par la superposition des profils sur l'intervalle moyen, avec l'exemple groupe des vis

serrées à 4,5 Nm sur la Figure 54, sur laquelle l'ensemble des courbes est situé sous le profil moyen dans la zone d'intérêt. Plusieurs courbes ne sont pas comprises dans l'intervalle de référence.

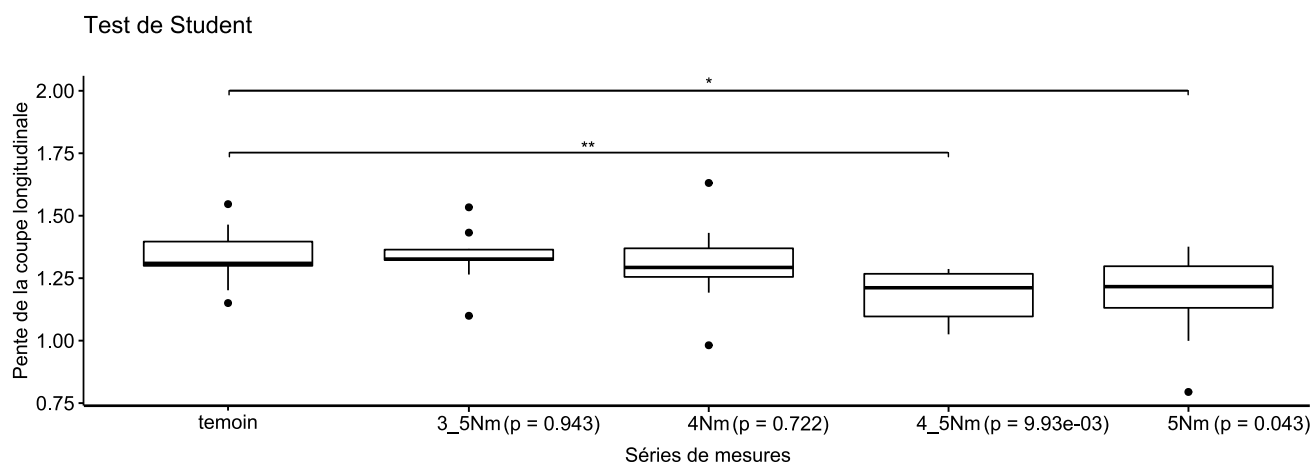
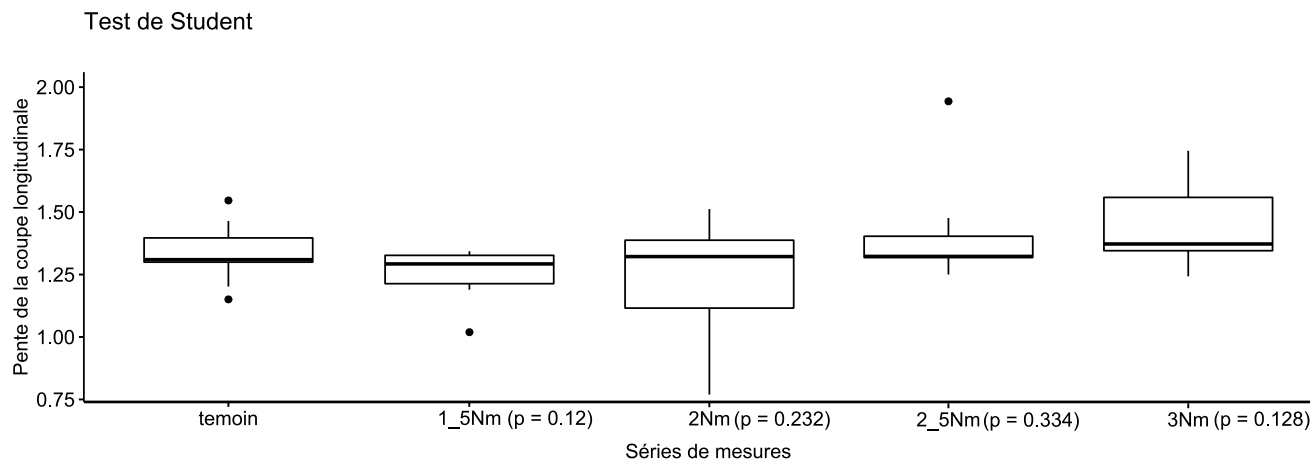


Figure 53 : Pentés des profils longitudinaux d'une branche de l'empreinte des vis serrées et desserrées aux couples cibles. (*)(**) : niveaux de différences significatives.

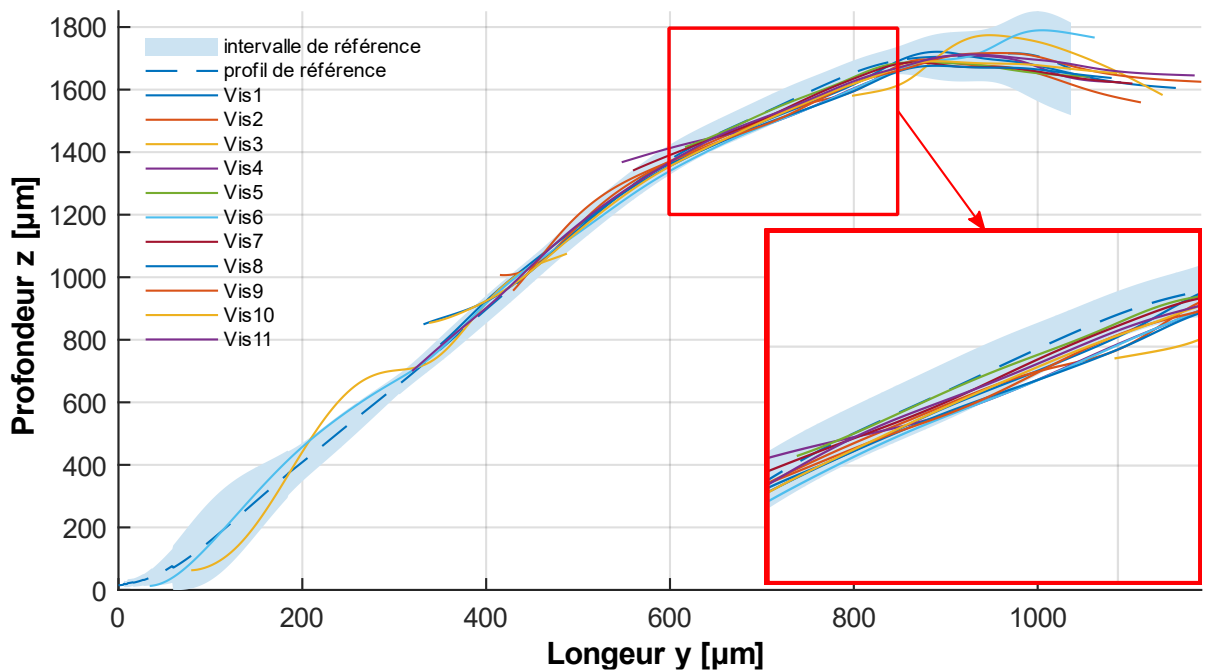


Figure 54 : Superposition des profils longitudinaux d'une branche de l'empreinte des vis du groupe de serrage à 4,5Nm, sur le profil de référence. La zone d'intérêt est matérialisée par le rectangle rouge.

Les valeurs des pentes des courbes de profil longitudinal d'une branche de l'empreinte des vis serrées et desserrées 10 fois de suite aux huit couples cibles, ainsi qu'à 7 Nm ont été comparées aux valeurs du groupe témoin. Les résultats sont présentés dans la Figure 55. Les vis ayant subi 10 cycles de serrage / desserrage à 5 Nm et à 7 Nm présentent une pente plus faible que celle du groupe témoin. Les pentes moyennes des 6 branches de l'empreinte des 4 vis particulières (« 1_5Nmvis6 » et « 5Nmvis1 » d'apparences normales, « 1-5Nmvis1 » avec ripage du tournevis et « 5Nm11rep » avec 10 cycles de serrage / desserrage) ont été comparées à celle du groupe témoin. Les résultats de l'analyse statistique sont présentés dans la Figure 56. Les six profils issus des empreintes des vis d'apparences macroscopiques normales après les tests de serrage / desserrage présentent une très faible dispersion et sont similaires, ce qui valide le choix de n'observer qu'une branche de l'empreinte par vis. Le ripage du tournevis n'a pas entraîné de modification significative de la pente du profil longitudinal de la branche de l'empreinte. En revanche, les 10 cycles de serrage / desserrage à 5 Nm sont associés à une réduction significative de la pente du profil.

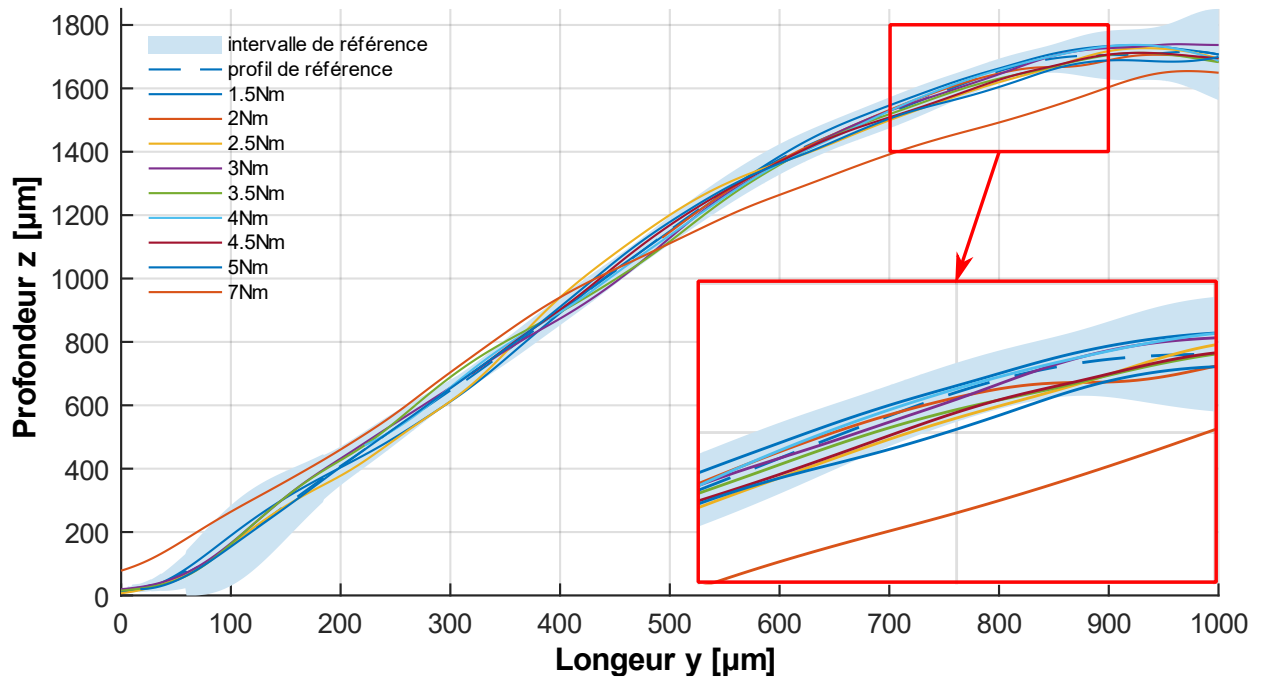


Figure 55 : Profils longitudinaux d'une branche de l'empreinte des vis serrées et desserrées 10 fois aux différents couples cibles. La zone d'intérêt est matérialisée par le rectangle rouge.

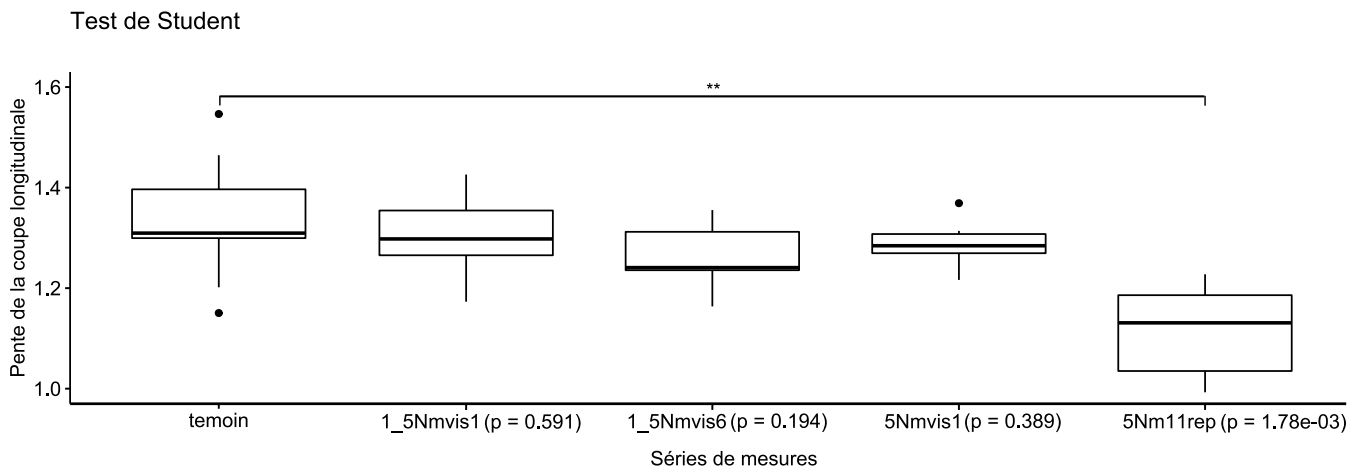


Figure 56 : Comparaison des moyennes des pentes des profils longitudinaux des six branches des empreintes de quatre vis particulières. (**): différence significative.

2.2.3 Contour de l’empreinte de la tête de vis dans le plan transversal

Validation de la répétabilité du protocole

La variabilité intrinsèque d’une empreinte liée à la fabrication a été estimée en comparant les profils issus des six branches d’une même empreinte de vis neuve (« Vis Unique » sur la Figure 57). La répétabilité de chaque étape du protocole a été estimée en observant cinq fois la même branche de l’empreinte d’une vis neuve en exécutant chaque fois toute la procédure (« Position Plan » sur la Figure 57). Dans les deux procédures de validation du protocole, les contours moyens sont largement inclus dans l’intervalle de référence. Ces résultats ont permis de considérer que la répétabilité des différentes étapes du protocole était acceptable et qu’il était cohérent de n’étudier qu’une seule branche de l’empreinte par vis.

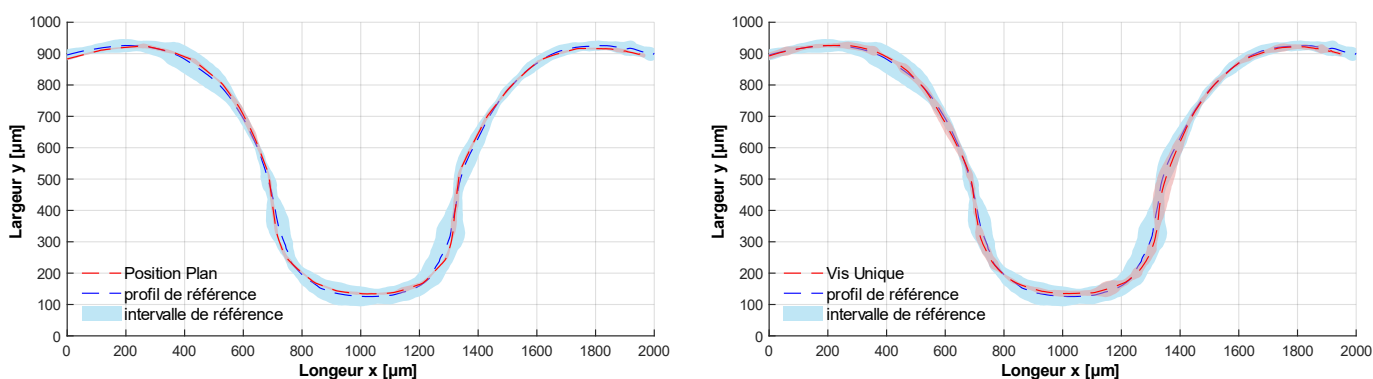


Figure 57 : Superposition des contours moyens dans le plan transversal de l’empreinte des vis des groupes de validation du protocole sur l’intervalle de référence.

Résultats

La déformation du contour de l’empreinte dans le plan transversal en fonction du couple de serrage appliqué à la vis a été estimée par la superposition des contours moyens des empreintes des vis des groupes de serrage aux différents couples cibles sur le contour de référence présenté sur la Figure 43. Les résultats pour chaque groupe sont présentés dans la Figure 58. La différence entre les moyennes de chaque groupe et la moyenne de référence a été représentée dans la Figure 59. Pour les groupes vissés à 1,5 Nm et 2 Nm, les contours moyens des empreintes ne sont pas différents du contour de référence. A partir du groupe de serrage à 2,5 Nm, une variation de la forme du contour moyen apparaît. Elle se caractérise par une augmentation de la profondeur moyenne de la branche de l’empreinte. Plus le couple augmente, plus la différence des contours est marquée. Le contour moyen du groupe de vis serrées à 4 Nm est inclus dans l’intervalle de référence (Figure 59), ce qui est

expliqué par la dispersion importante des contours des empreintes des vis de ce groupe (Figure 58).

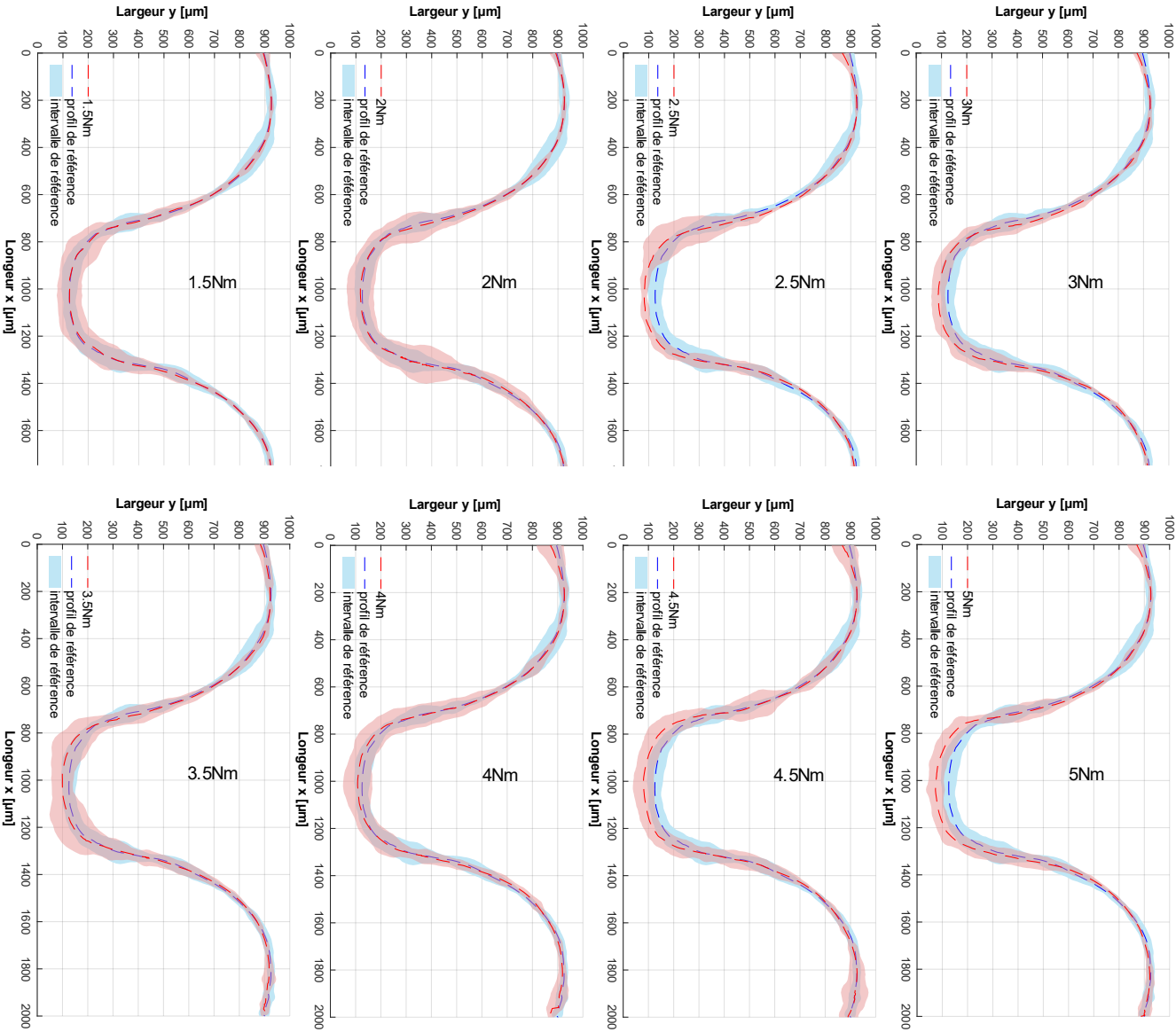


Figure 58 : Superposition des profils moyens de la branche des empreintes des vis dans le plan transversal sur l'intervalle de référence, pour l'ensemble des groupes de couple de serrage des vis.

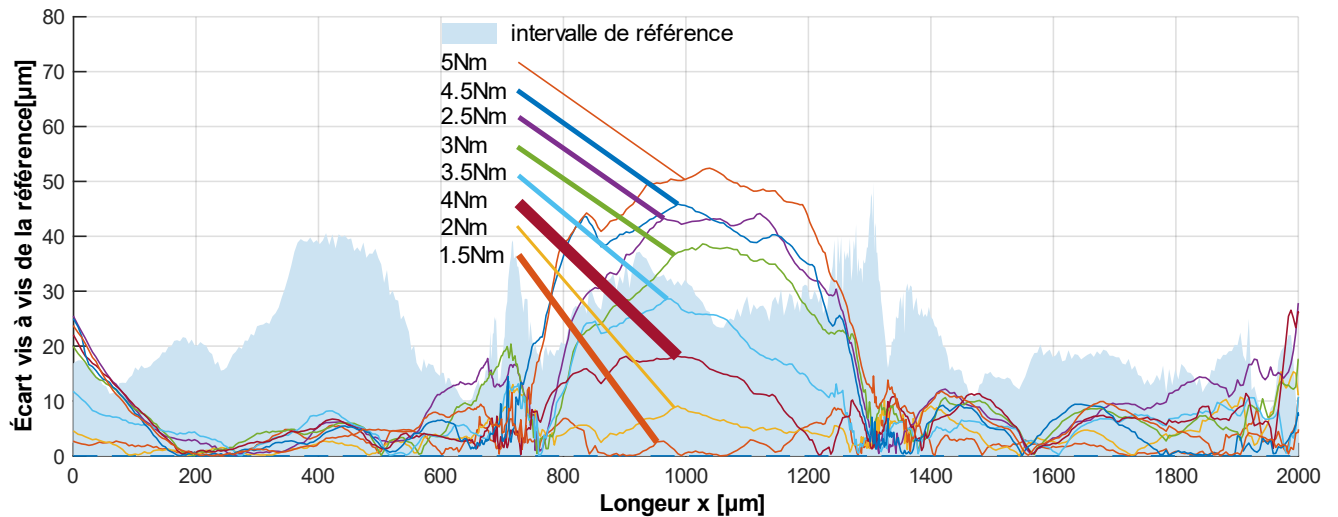


Figure 59 : Différence entre les moyennes des contours de la branche des empreintes des vis de chaque groupe de serrage testé et la moyenne du contour de référence qui correspond à la ligne pointillée d'ordonnée $y=0$.

Pour chaque groupe, le contour dans le plan transversal de la branche de l'empreinte de la 11^{ème} vis qui a été serrée et desserrée 10 fois de suite a été superposé sur le contour de référence (Figure 60). Deux types de déformations des contours sont identifiables. Tout d'abord, le creusement de la branche de l'empreinte précédemment décrit est toujours présent. Les contours de la branche de l'empreinte des vis des groupes de serrage à 2,5 Nm, 3 Nm, 3,5 Nm et 4,5 Nm sont en effet hors de l'intervalle de référence, dans l'intervalle 800 μm à 1200 μm dans la Figure 59. Le second type de déformation correspond à un élargissement des flancs de la branche de l'empreinte, bien visible pour les vis des groupes de serrage à 4 Nm, 4,5 Nm et à 5 Nm dans la Figure 60. Par ailleurs, cette forte déformation sur les flancs est associée à une absence de creusement central de la branche de l'empreinte pour les groupes de serrage à 4 Nm et 5 Nm. Seuls les contours de la branche des empreintes des vis des groupes de serrage à 1,5 Nm et à 2 Nm sont entièrement inclus dans l'intervalle de référence.

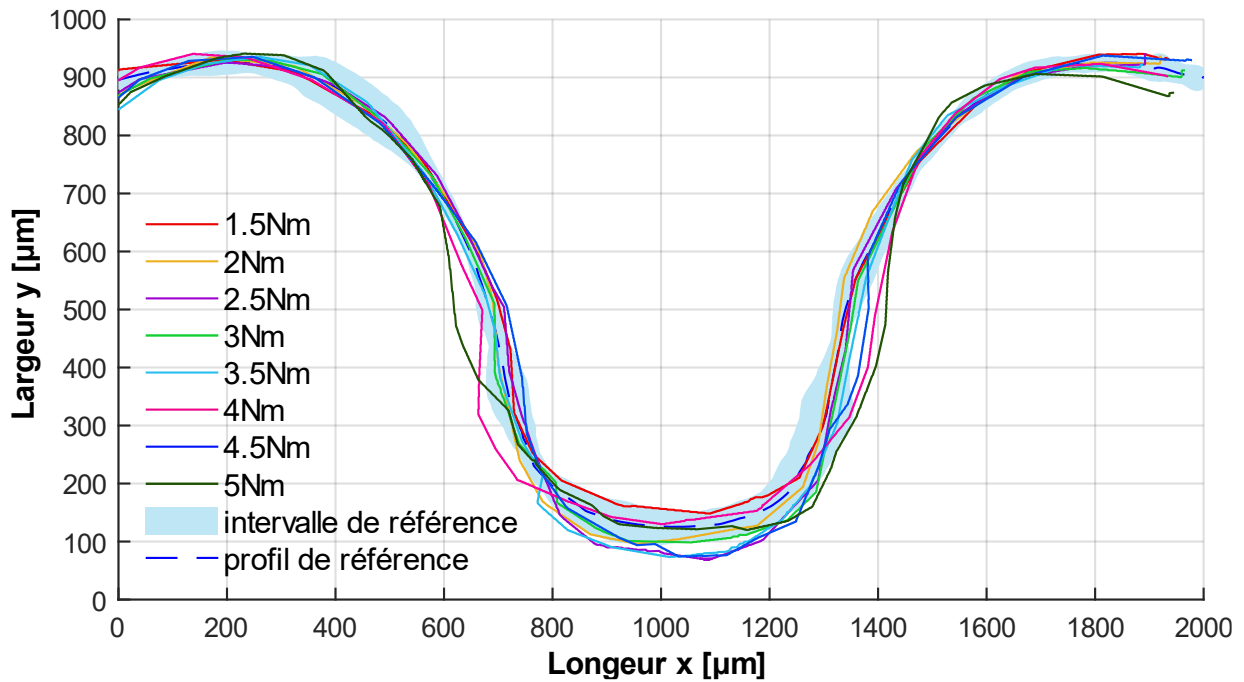


Figure 60 : Contours dans le plan transversal de la branche des empreintes des vis ayant subi 10 cycles de serrage et desserrage aux différents couples cibles, superposés sur le contour de référence.

Les contours des 6 branches de l’empreinte des 4 vis particulières (« Vis n°6 – 1,5 Nm » et « Vis n°1 – 5 Nm » d’apparences normales, « Vis n°1 – 1,5 Nm » avec ripage du tournevis et « Vis n°11 – 5 Nm » avec 10 cycles de serrage - desserrage) ont été comparés au contour de référence. Les images brutes des vis et leurs contours respectifs sont présentés dans la Figure 61. Les six contours dans le plan transversal des branches de l’empreinte des vis d’apparences normales après les tests de serrage sont similaires entre eux, ce qui valide le choix d’observer une seule branche de l’empreinte par vis. La déformation du contour de la branche de l’empreinte située entre 700 µm et 1300 µm pour la vis numéro 1 du groupe vissé à 5 Nm est présente sur toutes les branches de l’empreinte. Le ripage du tournevis a provoqué une déformation plastique locale sur les 6 branches d’environ 200 µm de large. De même, la répétition des cycles de serrage / desserrage a engendré une déformation latérale du contour de la branche de l’empreinte d’environ 100 µm de chaque côté, provoquant un élargissement de la branche de l’empreinte.

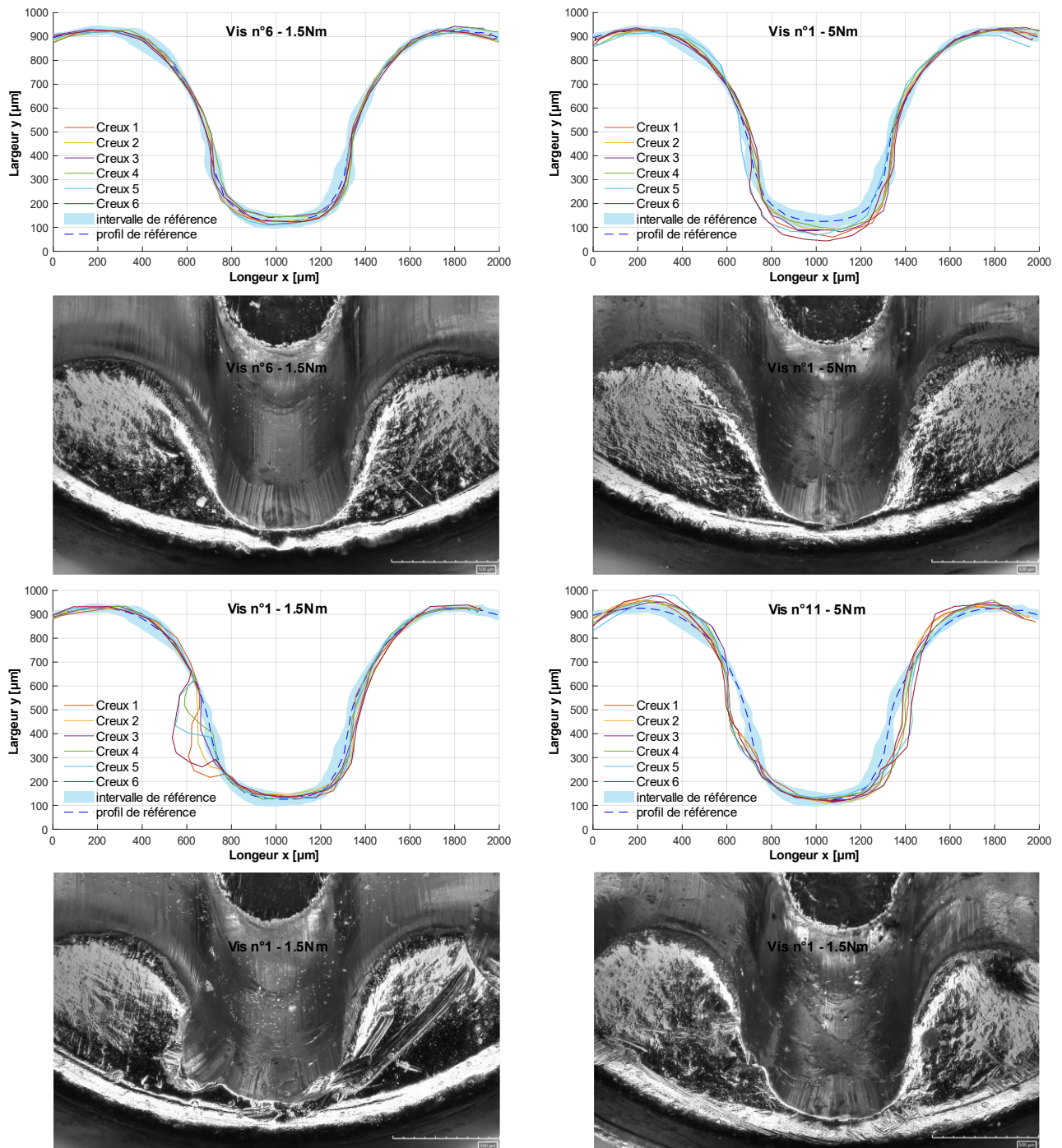


Figure 61 : Images brutes et contours dans le plan transversal de la branche de l’empreinte des vis correspondantes superposés au contour de référence.

2.2.4 Observations au microscope électronique à balayage

Afin de mieux identifier les microdéformations, des observations au microscope électronique à balayage (MEB) ont été réalisées. La caractérisation des échantillons avant tout serrage montre que les vis neuves présentent des surfaces lisses malgré de petits défauts dus au processus d’usinage (légères aspérités). Les principales anomalies détectées sont des dépôts de matière, présents en quantité importante sur l’empreinte des vis serrées à 5 Nm (Figure 62).

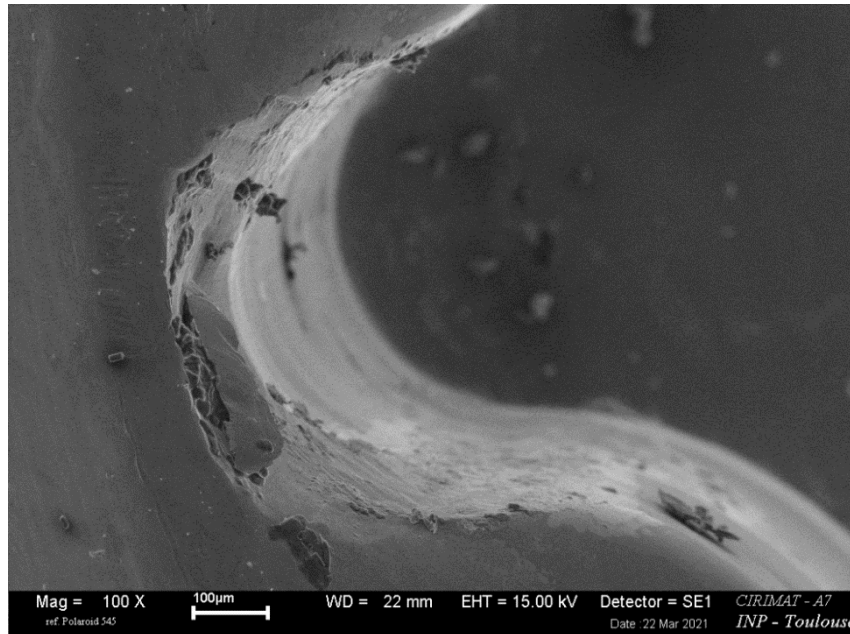


Figure 62 : Observation au microscope électronique à balayage de la branche d'une empreinte de tête d'une vis serrée à 5 Nm puis desserrée, grossissement x100.

2.3 Endommagement des pas de vis des têtes de vis

2.3.1 Calcul prévisionnel du couple d'endommagement

Le couple maximal qu'il est possible d'appliquer à une vis sans la déformer dépend de la géométrie de la vis, du coefficient de frottement et de la précontrainte. La précontrainte dépend de la surface résistante équivalente et de la contrainte en traction et en torsion, telle que $Q = \sigma t * A_s$. Pour rappel, la contrainte équivalente est définie au paragraphe 3.2.2 comme suit :

$$\sigma = 0.9 * Re = \sigma t (1 + 12(\tan(\alpha) + f1)^2)^{1/2}$$

La précontrainte s'exprime donc :

$$Q = \frac{0.9 * Re * A_s}{\sqrt{1 + 12\left(\frac{P}{\pi d^2} + f1\right)^2}} \quad (13)$$

Ainsi, l'application numérique de l'équation (6) donne l'évolution du couple d'endommagement en fonction du coefficient de frottement. Sur la Figure 63 est illustrée l'application numérique de la formule théorique adaptée à une vis verrouillée. En effet, dans le cas d'une vis verrouillée, la précontrainte est radiale dans la tête de vis. Ainsi, le calcul de A_s correspond à l'aire du cône moyen externe de la tête de vis. D'autre part, la tête de vis n'est qu'à deux tiers en contact avec le trou de plaque étant donné la géométrie du trou combiné des plaques LCP Synthes®

(Figure 26). Enfin, l'orientation radiale de la précontrainte conduit à une modification du paramètre f_1 telle que $f_1 = \frac{f}{\sin(\beta)}$.

Par exemple, pour un coefficient de frottement de 0,1, le couple d'endommagement attendu serait de 4,7Nm pour une vis verrouillée.

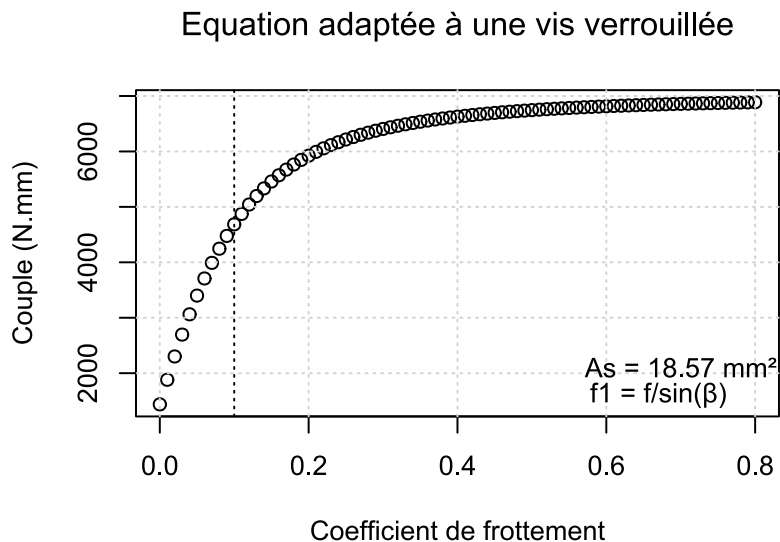


Figure 63 : Couple théorique d'endommagement de la tête de vis à l'interface vis/plaque.

Lors du serrage, la vis est soumise à des contraintes de compression et de torsion. La contrainte de compression est l'image du couple utile à la tenue de la vis tandis que la contrainte de torsion est induite par les frottements dans le filetage. Le couple total, nécessaire pour le vissage, est égal à la somme du couple utile et du couple qui sert à vaincre les frottements. A la limite élastique du matériau, le couple total correspond au couple d'endommagement de la vis. Si les frottements diminuent, le couple total sera majoritairement constitué du couple utile. Le couple d'endommagement sera donc atteint pour une plus faible valeur de couple car la part de couple dédiée aux frottements diminue.

2.3.2 Observations du profil du filetage des têtes de vis au projecteur de profil

Pour chaque vis, le profil du filetage de la tête après les tests de serrage a été superposé au profil préalablement acquis sur les mêmes vis neuves. Les vis n'ayant subi qu'un seul cycle de serrage / desserrage ne présentent que des altérations mineures ou aucune altération (Figure 64), exceptée une vis du groupe de serrage à 3 Nm. A tous les couples étudiés, des dépôts de l'ordre de 40 μm d'épaisseur ont été

détectés sur environ un filet de vis par couple. La vis numéro 3 du groupe serré à 3 Nm a présenté un dépôt plus important de 900 μm par 200 μm , associé à un comblement du filet sur le côté opposé (Figure 64). Les vis serrées à 4,5 Nm et 5 Nm ont montré un aplatissement de certains filets d'environ 20 μm . Pour toutes les vis, l'insertion dans le trou de plaque a conduit à une altération légère de la régularité du filetage des têtes de vis.

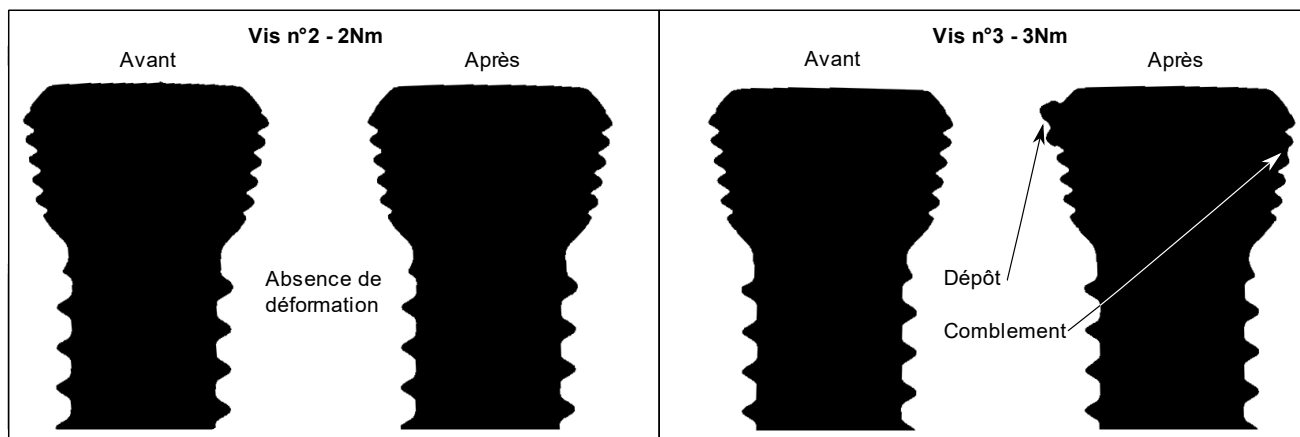


Figure 64 : Comparaison des profils de filetages des têtes de vis avant et après serrage. La vis n°2 après un serrage à 2 Nm (à gauche) ne présentait pas de déformation du filetage ; la vis n°3 après un serrage à 3 Nm (à droite) présentait un dépôt de matière et un comblement d'un filet sur le côté opposé du filetage de la tête de la vis.

Les vis serrées et desserrées 10 fois de suite présentaient un plus grand nombre de déformations illustrées sur la Figure 65. Une déviation des filets était visible pour les vis serrées à 1,5 Nm, 2 Nm, 2,5 Nm et 3 Nm, dont l'intensité augmente avec le couple. De même, un aplatissement des filets est apparu dès le serrage à 2 Nm, provoquant d'abord une légère déformation qui s'accroît avec l'augmentation du couple, jusqu'à effacer en partie le filetage lors du serrage à 3 Nm et à 5 Nm.

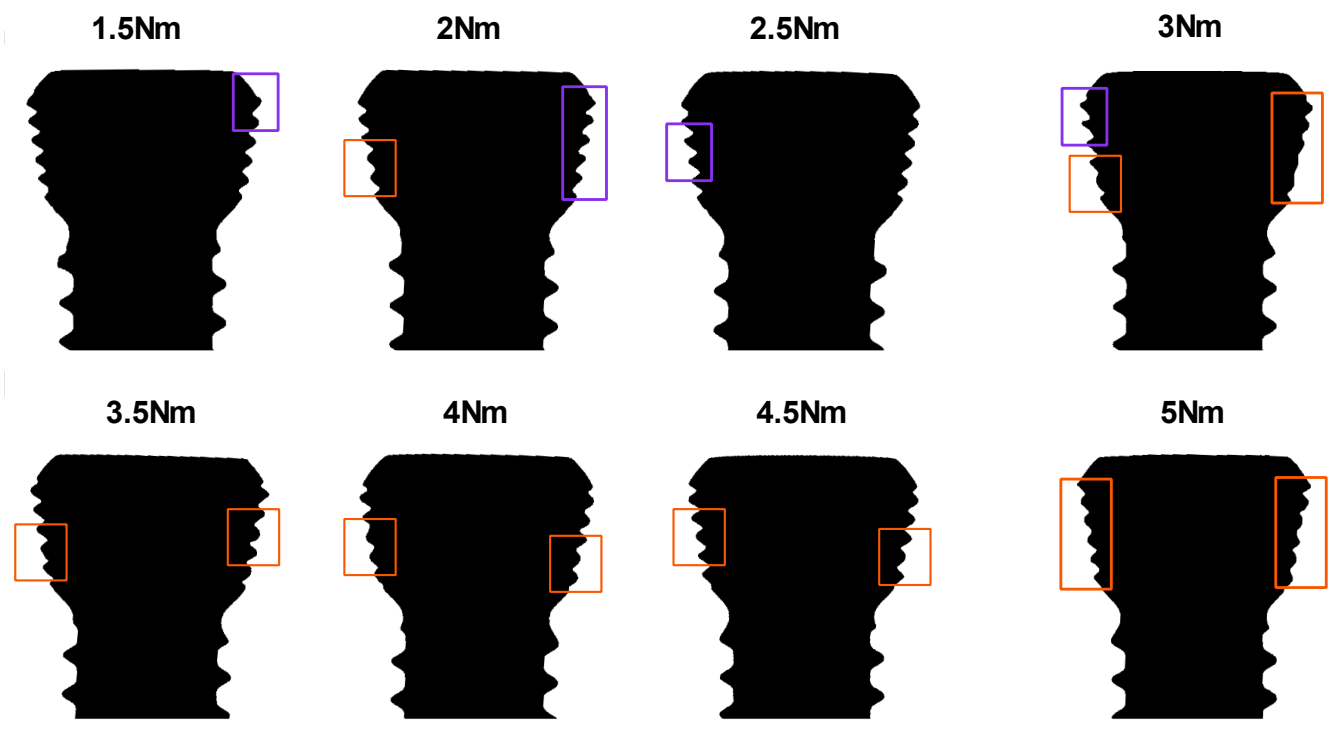


Figure 65 : Déformation du profil de filetage des têtes de vis ayant subi 10 cycles de serrage et desserrage aux différents couples cibles. Cadres violets : déviation du filet, cadres orange : aplatissement des filets.

2.3.3 Observation au microscope électronique à balayage

Afin de mieux identifier qualitativement les microdéformations du filetage des têtes de vis, des observations au microscope électronique à balayage (MEB) ont été réalisées. La caractérisation des échantillons avant tout serrage montre que les vis neuves présentent des surfaces lisses malgré de petits défauts inhérent au processus d'usinage (aspérités et microfissures) (Figure 66). Les vis des images B et D ne présentent pas d'anomalie autres que les micro-aspérités déjà présentes sur la vis neuve. La vis de l'image C présente un grand nombre de microfissures, un aplatissement marqué du filetage ainsi que la disparition totale d'un filet. Ces déformations peuvent être attribuées soit à la répétition des cycles de serrage / desserrage, soit à une déviation de l'axe d'insertion de la vis lors du vissage qui pourrait aplatir le filetage.

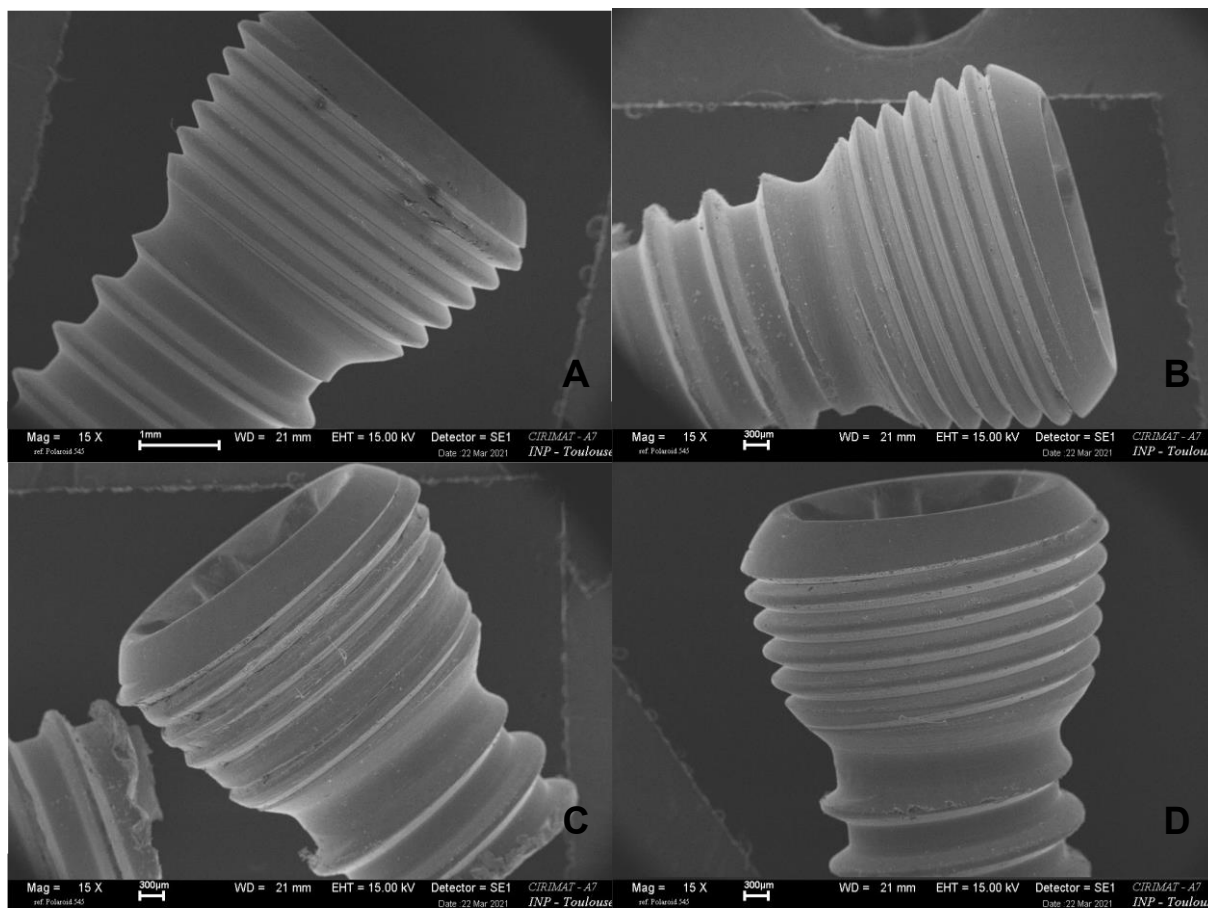


Figure 66 : Observation au microscope électronique à balayage des filetages des têtes de vis, grossissement x15. A : vis neuve, B : Vis serrée une fois à 4 Nm, C : Vis serrée et desserrée 10 fois à 4 Nm, D : Vis serrée une fois à 5 Nm.

3 Discussion

3.1 Discussion du protocole

L'objectif de cette étude était d'évaluer la relation entre le couple de serrage et le couple de desserrage de vis verrouillées. Le but était aussi d'estimer l'éventuelle influence de l'augmentation du couple de serrage sur le couple de desserrage, sur la déformation de l'empreinte et/ou du filetage de la tête de vis. L'impact d'une répétition de 10 cycles de serrage / desserrage consécutifs pour chaque couple de serrage cible a été évalué afin de rechercher d'autres facteurs de déformation éventuels de la tête de vis que le couple de serrage.

Le choix des implants s'est porté sur des vis verrouillées de 3,5 mm de diamètre. Ce choix repose d'une part, sur le fait que cette taille de vis est couramment utilisée en pratique vétérinaire et d'autre part parce qu'elle a été la principale taille utilisée dans des études précédentes, ce qui permettait de confronter les résultats obtenus à ceux de la littérature. Cette taille de vis est en outre associée

à un plus grand nombre de complications rapportées, bien que ces données ne concernent que des empreintes hexagonales (Maehara et al. 2013; Bae et al. 2009).

Toutes les valeurs de couple cibles réglées sur le tournevis dynamométrique ont été contrôlées par une mesure sur le couplemètre avant le début des expériences. L'étalonnage du tournevis était satisfaisant pour obtenir les couples cibles lors de ces tests préliminaires. Pourtant, bien qu'il ait conservé une précision acceptable du couple délivré, avec un coefficient de variation de 1,5 %, il a manqué de justesse pour beaucoup de couples cibles, lors des tests de serrage (Figure 45, Figure 47). Le couple délivré était alors légèrement supérieur au couple cible. Deux hypothèses peuvent expliquer ces résultats. Premièrement, le tournevis n'a pas été réétalonné entre chaque phases de test de serrage ce qui pourrait expliquer ce léger décalage. Deuxièmement, l'opérateur exerce une force axiale en plus du mouvement de rotation lors du vissage qui peut légèrement fausser le déclenchement du tournevis dynamométrique. De plus, l'opérateur vissait horizontalement la vis dans ce dispositif expérimental, alors que les vis sont insérées le plus souvent verticalement lors de leur usage chirurgical. Or la position horizontale autorise une plus grande force axiale sur la vis lors du vissage par rapport à un vissage vertical classique. Toutefois, l'effet de ce biais a été limité par l'utilisation du ratio entre le couple de serrage et le couple de desserrage lors de l'analyse des résultats.

Dans le cas d'un montage verrouillé, le couple utile est celui qui sert à visser la tête de vis dans la plaque. Le couple qui sert à vaincre les frottements des filets du corps de vis dans l'os est peu documenté mais semble inférieur au couple utile (Yi et al. 2015). Le tube synthétique utilisé dans ce protocole expérimental a donc été foré et élargi à un diamètre de 3,5 mm préalablement aux essais, afin que les filets du corps de la vis n'interagissent quasiment pas avec le tube synthétique. Les mesures de couple reflètent donc le couple utile au verrouillage et s'affranchissent des interférences liées aux frottements os / métal. Cependant, une étude du couple de serrage et desserrage d'une vis verrouillée en fonction de la densité de l'os qui la reçoit, permettrait de confirmer l'hypothèse que le couple nécessaire pour vaincre ces frottements à l'interface os / métal est négligeable devant celui nécessaire au verrouillage de la vis dans la plaque.

Une vis neuve associée à un trou de plaque n'ayant jamais servi ont été utilisés pour chaque mesure, sauf pour les vis serrées et desserrées dix fois en répétition. Plusieurs utilisations consécutives auraient pu endommager le matériel et risquer de

fausser les mesures. Etant donné que les vis étaient serrées à des couples dépassant le couple recommandé par le fabricant, il était préférable d'utiliser du matériel neuf pour chaque mesure. Aucune vis n'est restée grippée ou bloquée par une destruction de son empreinte de tête.

L'endommagement de la tête de vis peut survenir soit par grippage au niveau des filets soit par déformation de l'empreinte. Le protocole d'observation des têtes de vis après les tests de serrage / desserrage s'est donc attaché à vérifier ces deux zones des têtes de vis. L'empreinte et le filetage de chaque tête de vis testée ont été observés, ce qui a permis de comparer les résultats individuels des couples de serrage et desserrage, aux éventuelles déformations associées soit au grippage soit à une déformation de l'empreinte de la tête de vis.

La standardisation de l'observation de l'empreinte des têtes de vis a été assurée par le positionnement des vis sur un support qui garantissait la même hauteur et le même angle d'observation pour toutes les vis. Cependant, la position de l'étau sous l'objectif du microscope 3D et la position de la vis dans le support pouvaient très légèrement varier même si très peu de degrés de liberté étaient conservés (Figure 39). Par ailleurs, la position au centre de la branche de l'empreinte de la tête de vis, suivant le plan longitudinal (Figure 40) permettait de fournir un point de repère indépendant des éventuelles déformations. De la même façon, le contour de l'empreinte dans le plan transversal, a été défini grâce à l'intersection entre la face supérieure de la tête de vis et la paroi interne de l'empreinte.

Ces légères incertitudes de positionnement des vis sous le microscope et l'absence de point de repère caractéristique sur les empreintes ont conduit à l'utilisation de la méthode des moindres carrés pour réaligner les courbes. Les tests sur vis neuves ont montré une bonne répétabilité des résultats, mais en cas de déformations importantes, l'alignement n'est plus interprétable car les déformations ne sont pas réparties uniformément le long des profils. Afin de réduire l'influence de ces biais sur l'analyse des résultats, les contours des empreintes ont été alignés selon des zones subissant peu ou pas de déformations. L'identification visuelle de ces zones à partir des acquisitions en trois dimensions et l'absence de mesures statistiquement différenciables constituent les limites de cette correction. Dans le cas des profils de la branche de l'empreinte selon le plan longitudinal, la mesure de la pente de la courbe représentative du profil a permis de s'affranchir de ce problème. Concernant ces observations des empreintes, une autre limite concernait l'impossibilité de comparer les profils en trois dimensions entre eux. Si une

déformation apparaît hors des plans choisis pour l'analyse, elle n'était pas détectée par ce protocole.

Par ailleurs, l'acier inoxydable et la géométrie de la vis ont constitué un obstacle lors de l'acquisition des profils de la branche de l'empreinte selon le plan longitudinal. En effet, la surface lisse et brillante de la paroi de l'empreinte a entraîné une mauvaise reconstruction par le logiciel, rendant inexploitable les portions de courbe situées dans l'intervalle $y \in [200-600]$ μm pour un nombre important de vis (Figure 42).

Concernant l'étude des filetages des têtes de vis, la création d'un groupe témoin est rendue impossible par la variation de la position de départ du filetage entre les têtes de vis. Ce décalage est dû au positionnement des vis qui bien que standardisé, ne prenait pas en compte ce paramètre. Ainsi, la superposition des profils de vis neuves n'était pas possible dans les conditions de l'expérience. Les têtes de vis ont donc toutes été observées à l'état neuf puis dans la même position après les tests de serrage. Les profils avant et après test d'une même vis étaient comparables. Cependant, bien que la résolution du projecteur de profil soit de 2 μm , les déformations de l'ordre de 10 μm étaient difficilement visibles sur les images enregistrées.

3.2 Discussion des résultats

3.2.1 Corrélation couple de serrage couple de desserrage

L'objectif principal de cette étude était d'éprouver l'hypothèse de l'existence d'une corrélation entre le couple de serrage et le couple de desserrage puis de la caractériser. Les modèles théoriques ont montré que le couple de serrage dépend principalement de la géométrie de la vis, de la force exercée pour l'insérer et du coefficient de frottement. Le couple de desserrage dépend des mêmes paramètres. L'hypothèse initiale était donc que le couple de desserrage immédiat serait égal au couple de serrage. Les résultats présentés dans la Figure 46 sont en faveur de cette hypothèse. Ces résultats sont renforcés par ceux présentés dans la Figure 51. Le couple de desserrage est en effet égal au couple de serrage lors des quatre premiers cycles. Cette égalité mise en évidence est en accord avec une partie de la littérature scientifique (Lenz et al. 2016; Sandriesser et al. 2018; Ko et al. 2019) pour des couples de serrage de 0,8 Nm sur des vis verrouillées en acier inoxydable et de 1,5 Nm sur des vis verrouillées en titane. Cependant, d'autres auteurs ont montré que le couple de desserrage immédiat était inférieur au couple de serrage, avec une diminution de 39% sur des vis verrouillées en acier inoxydable serrées à 4 Nm

(Freeman et al. 2010), ou encore de 15% dans les mêmes conditions (Grzeskowiak, Freeman, et al. 2021). Enfin, d'autres articles rapportent un couple de desserrage immédiat supérieur de 38% au couple de serrage pour des vis verrouillées en titane vissées à 2,25 Nm (Sandriesser et al. 2018).

En somme, la présente étude apporte des éléments en faveur d'une égalité du couple de serrage et de desserrage, bien que certains groupes aient des résultats limites (Tableau 2). En effet, le groupe vissé à 3 Nm présente un couple de desserrage inférieur de 10% au couple de serrage moyen. L'intervalle de confiance à 99% est en faveur de l'égalité des couples de serrage et de desserrage pour les groupes de serrage à 1,5 Nm et 4,5 Nm, mais il reste très imprécis à cause du faible nombre d'échantillons. Lorsque l'on considère l'intervalle de confiance à 95%, les moyennes des couples de desserrage de ces deux groupes sont inférieures de 6,5% et 4% aux couples de serrage moyens, respectivement.

Les valeurs des couples de desserrage présentaient une grande dispersion, autant lors du desserrage immédiat (Figure 45) avec un coefficient de variation moyen de 7,2%, que lors des cycles en répétition (Figure 47) avec un coefficient de variation moyen de 10,8%. Dans la littérature, les coefficients de variation des couples de desserrage varient de 0 à 29%, et 12% en moyenne (Freeman et al. 2010; Lenz et al. 2016; Sandriesser et al. 2018; Grzeskowiak, Freeman, et al. 2021; Ko et al. 2019). La variation des résultats est faible mais non négligeable, ce qui est expliqué à la fois par le grippage et le tassement selon les différents auteurs. Dans le cas du grippage, les adhérences locales augmentent le coefficient de frottement conduisant à une augmentation du couple de desserrage (Sandriesser et al. 2018; Lesage 2019; Garg et al. 2011; Ehlinger et al. 2009; Qin et al. 2018). Le phénomène de tassement entraîne une diminution de couple de desserrage par la diminution du coefficient de frottement à la suite de l'abrasion des micro-aspérités (Siamos et al. 2002). En fonction de la dureté du matériau et plus les surfaces sont rugueuses, plus les phénomènes de grippage et de tassement sont conséquents. L'acier inoxydable est plus résistant à l'abrasion de surface mais aussi plus lisse que les implants en titane qui sont micro-rugueux. Malgré la couche d'oxydes de surface plus épaisse du titane (Lesage 2019; J. S. Hayes, Richards 2010; Dogan et al. 2002) qui permet de diminuer le grippage, le titane est plus sensible à l'abrasion de surface qui libère des microparticules responsables d'une hausse du coefficient de frottement. Une fois l'alliage métallique exposé, le grippage intervient à l'interface des pièces en titane. Ces deux éléments expliquent la hausse du couple de desserrage observée par

(Sandriesser et al. 2018). A l'inverse, l'acier inoxydable est moins sensible au grippage, le tassement est donc le phénomène majoritaire, ce qui est cohérent avec les réductions des couples de desserrage observées dans cette étude et par (Grzeskowiak, Freeman, et al. 2021; Freeman et al. 2010).

Le tassement est donc responsable d'une diminution du couple de desserrage, ce qui explique que certains auteurs recommandent d'augmenter le couple de serrage afin de limiter les dévissages d'implants (Boero Baroncelli et al. 2013). Le principal risque de cette augmentation par rapport aux recommandations des fabricants est le grippage qui pourrait avoir des conséquences néfastes lors du retrait des vis. Le grippage dépend notamment de l'axe d'insertion des vis verrouillées et du couple de serrage (Lesage 2019). Le serrage optimal des vis verrouillées est donc un compromis entre plusieurs phénomènes aux effets inverses.

Dans le but d'éviter un biais de mesure lié à l'usure des vis et des trous de plaque, le choix d'utiliser une vis neuve associée à un trou de plaque neuf pour chaque mesure a été fait dans cette étude. La répétition de dix cycles de serrage / desserrage sur une même vis à tous les couples testés a permis de montrer l'existence d'une usure des implants indépendamment du simple couple de serrage. Les résultats obtenus ont montré que pendant les quatre premiers cycles, le couple de desserrage restait en moyenne égal au couple de serrage (Tableau 4). De plus, les observations des empreintes (Figure 55, Figure 60) et des filetages des têtes (Figure 65) de ces vis, ont mis en évidence des déformations marquées des têtes de vis, ce qui confirme le choix de changer de matériel entre chaque test. L'observation des têtes de vis entre chaque cycle aurait permis de préciser le moment d'apparition et l'intensification des déformations au cours des cycles.

Les résultats de l'étude par cycles ont montré une diminution du couple de desserrage à partir du cinquième cycle de serrage / desserrage, qui pouvait se stabiliser par paliers ou décroître progressivement. L'augmentation du nombre de cycles réalisés pour chaque vis aurait pu permettre de mieux caractériser le mode de décroissance du couple de desserrage. D'autres auteurs ont obtenu des résultats similaires concernant l'évolution du couple de desserrage sur des implants dentaires (Weiss et al. 2000; Guzaitis et al. 2011; Vilar 2018; Lee 2021). La décroissance par palier n'est cependant pas confirmée par les études précédentes, comme illustré dans les travaux de (Weiss et al. 2000) sur la Figure 33.

Une analyse plus fine des couples de desserrage mesurés au cours des premiers cycles montre que le couple de desserrage est supérieur au couple de serrage pour les groupes vissés à 2,5 Nm, 3 Nm, 4 Nm, 4,5 Nm et 5 Nm (Figure 49). De plus, l'observation du filetage d'une vis neuve au microscope électronique à balayage sur la Figure 66 révèle que la surface n'est pas lisse mais présente des micro-aspérités, ce qui est en accord avec les résultats de (Guzaitis et al. 2011; Chevrot 2016). Ainsi, selon la qualité de l'usinage des vis, il est possible qu'un grippage partiel intervienne pour les couples les plus élevés, entraînant une augmentation légère du couple de desserrage. Le tassement intervient tout au long des cycles et devient majoritaire lorsque toutes les micro-aspérités sont lissées, empêchant le grippage. La déformation progressive des filetages visible sur la Figure 65 est à l'origine d'un mauvais ajustement entre la vis et le trou de plaque ce qui augmente le risque de jeu rotationnel (Vilar 2018). Le tassement associé à la déformation des filetages est sans doute responsable de la diminution du couple de desserrage et en partie du risque d'instabilité des implants et de desserrage *in vivo*.

L'analyse des cycles de serrage / desserrage en répétition dans cette étude présente des limites. Premièrement, elle repose sur un total de 8 vis vissées à des couples différents. Les 80 valeurs obtenues sont donc dépendantes à la fois du couple de serrage et du nombre de cycles. Outre la faible taille de l'échantillon, l'analyse des données prend comme hypothèse que le couple de serrage n'a pas ou très peu d'influence sur le ratio entre le couple de serrage et le couple de desserrage. Cette hypothèse repose principalement sur les premiers résultats de cette étude (Figure 50) mais elle ne peut pas être confirmée ni infirmée par la littérature qui manque d'études sur cette question. Une étude plus rigoureuse des cycles avec plusieurs vis testées pour chaque couple de serrage permettrait d'apporter des éléments pour éprouver cette hypothèse et pour mieux caractériser les conséquences des cycles de serrage / desserrage successifs. Toutefois, les conclusions de l'étude des cycles sont cohérentes avec les résultats sur ce sujet des différents auteurs cités précédemment.

3.2.2 Déformations des têtes de vis

La déformation des empreintes des têtes de vis a été évaluée par deux paramètres.

Tout d'abord, une réduction significative de la pente du profil de la branche de l'empreinte suivant le plan longitudinal peut être interprétée comme un creusement de l'empreinte par le tournevis. En effet, les vis ont été insérées et retirées sans utiliser de guide pour le tournevis afin de représenter une situation clinique classique. Le tournevis a pu dévier de l'axe de rotation au cours du vissage et augmenter le jeu axial avec l'empreinte. Plus le couple de serrage est important, plus la déformation engendrée est importante (Figure 53).

Le second paramètre utilisé pour évaluer la déformation est la modification du contour de la branche de l'empreinte suivant le plan transversal. Lorsque le contour d'une empreinte ne correspondait pas au contour de référence établi à partir de dix vis neuves, il était considéré comme déformé. L'analyse des contours après une et dix insertions a permis de mettre en évidence une évolution des déformations. La première phase correspond au creusement de l'empreinte décelé par l'analyse des pentes précédemment décrite, qui se retrouve sur les contours dès le serrage à 2,5 Nm (Figure 53, Figure 59). La seconde phase, visible sur les contours des vis ayant subi dix cycles de serrage / desserrage répétés, correspond à un élargissement des flancs de l'empreinte (Figure 60). La déformation engendrée est d'autant plus importante que le couple de serrage est élevé. Elle est nettement visible à partir des groupes vissés à 4 Nm. Cette déformation est localisée sur l'aire d'application du couple utile au vissage et fait apparaître une concentration des contraintes dans cette zone. Le calcul du couple théorique d'endommagement de l'empreinte prenait initialement une aire d'application correspondant à toute la surface de contact du tournevis avec l'empreinte, avec une répartition homogène de la contrainte. L'observation des vis déformées permet de mesurer la taille réelle de la zone de concentration de contraintes, et de calculer plus précisément les aires a_i expérimentales (Figure 31). Les aires a_i mesurées à partir des déformations sont égales à environ 0,6 mm². Le couple maximal théorique avant déformation des empreintes est alors de 3,4 Nm d'après l'équation (10). La déformation des flancs de l'empreinte est visible dès 3 Nm sur la Figure 60 bien que le contour soit inclus dans l'intervalle de référence. Par ailleurs, elle n'est visible que sur les vis ayant subi les dix cycles de serrage / desserrage. Ainsi, bien qu'elle intervienne pour des couples peu élevés, elle est d'amplitude modeste pour un seul cycle et s'amplifie avec la

répétition des vissages, en accord avec les résultats de Arshad (Arshad et al. 2018). Cette déformation est responsable des empreintes hexagonales faussées des vis insérées plusieurs fois à forts couples de serrage, comme cela est visible sur la Figure 7 (Behring et al. 2002). La géométrie des empreintes Torx permet de limiter son impact sur la fonctionnalité de la tête de vis en cas de couple de serrage excessif notamment (Dahlberg et al. 2018).

Le couple de serrage a une influence sur l'intégrité de l'empreinte, mais il joue également un rôle dans la déformation des filetages des têtes de vis. Cette partie des vis verrouillées concentre en effet toute la contrainte transmise par le couple utile au verrouillage de la vis. L'observation au microscope électronique à balayage des vis neuves a montré de nombreuses irrégularités du filetage (Figure 66). L'analyse au projecteur de profil des vis testées a révélé de nombreux dépôts de l'ordre de la dizaine de micromètres, à l'image de ceux présents sur la Figure 10. Ces observations peuvent être reliées au phénomène de grippage précédemment décrit (Boero Baroncelli et al. 2013). Une analyse de la rugosité des vis neuves et usées aurait permis d'estimer le rôle des phénomènes de grippage et de tassement dans la variation du couple de desserrage (Vilar 2018). D'autre part, l'aplatissement des crêtes décrit pour les vis serrées à 4,5 Nm et 5 Nm et les déformations majeures observées pour toutes les vis issues des dix cycles de serrage / desserrage sont cohérentes avec une déformation plastique des filetages, dépendante du couple de serrage et du nombre de cycles (Arshad et al. 2018; Behring et al. 2002; Ehlinger et al. 2009; Chevrot 2016).

L'estimation théorique du couple d'endommagement des filets de la tête de vis dépend du coefficient de frottement (Guillot 2007). Cependant, celui-ci est difficile à estimer et varie au cours du vissage (Lesage 2019; Qin et al. 2018; Hagiwara et al. 1994) et de la mise en fonction de l'implant (Sandriesser et al. 2018). Le coefficient de frottement acier inoxydable sur acier inoxydable utilisé dans les calculs théoriques se situe généralement entre 0,1 et 0,2 (Guillot 2007). La présence de revêtements et de lubrifiants permet de diminuer le coefficient de frottement. Ainsi, le couple théorique d'endommagement des filetages pour un coefficient de frottement de 0,1 est de 4,7 Nm (Figure 63). Lors des observations au projecteur de profil, les déformations de l'intégrité des filetages sont apparues pour les groupes serrés à 4,5 Nm et 5 Nm en répétition (Figure 65), ce qui est cohérent avec les estimations théoriques.

Le couple total est composé du couple utile au serrage (zone violette, Figure 67) et du couple nécessaire pour vaincre les frottements (zone verte, Figure 67), qui dépend du coefficient de frottement. Dans leur étude sur des vis standards, (Hagiwara et al. 1994) ont conclu qu'après le deuxième cycle de serrage / desserrage, le coefficient de frottement est stable et permet une bonne estimation du couple de desserrage. Le coefficient de frottement varie en fonction des phénomènes de grippage et de tassement, comme expliqué précédemment. Le tassement induit notamment une diminution du couple de desserrage par lissage des surfaces en contact ce qui réduit les frottements. La stabilisation du couple de desserrage au bout de cinq cycles de serrage / desserrage peut être reliée à une stabilisation du coefficient de frottement une fois la majorité des aspérités lissées par tassement. La part du couple utilisée pour vaincre les frottements se trouverait réduite (zone verte, Figure 67), ce qui expliquerait que le couple de desserrage total soit diminué.

Dans cette étude, la valeur du couple de serrage est imposée et constante pour chaque cycle. Le couple utile est relativement constant (zone violette) tandis que le couple dédié aux frottements (zone verte) qui diminue au cours des cycles (flèche rouge). L'exemple représenté en rouge sur la Figure 67 se place dans le cas d'un coefficient de frottement de 0,125 lors d'un premier serrage à 4,5 Nm. Ce couple permet d'obtenir un bon verrouillage sans déformer la vis puisque la courbe d'iso-contrainte à 0,2% n'est pas dépassée. Au cours des cycles suivants, le coefficient de frottement diminue jusqu'à se stabiliser à 0,06 dans cet exemple. Le couple de serrage de 4,5 Nm imposé dans cet exemple est alors constitué du couple utile, du couple de frottement et d'un couple qui dépasse la limite d'élasticité du matériau ce qui va induire une déformation. Pour ne pas déformer la vis, il faudrait donc serrer de moins en moins fort au fur et à mesure des cycles car le couple total nécessaire au verrouillage de la vis diminue. Comme le serrage était constant dans ces expériences, le couple total de serrage risque de dépasser la courbe d'iso-contrainte à 0,2% (Figure 67) à chaque serrage supplémentaire et induit donc une déformation à chaque cycle. Une fois le coefficient de frottement stabilisé, la déformation induite est constante à chaque cycle et s'ajoute aux précédentes. Il faut donc serrer les vis à un couple total qui ne dépasse pas la courbe d'iso-contrainte pour éviter de déformer la vis, et à l'inverse, plus le couple de serrage est élevé, plus les déformations induites sont importantes.

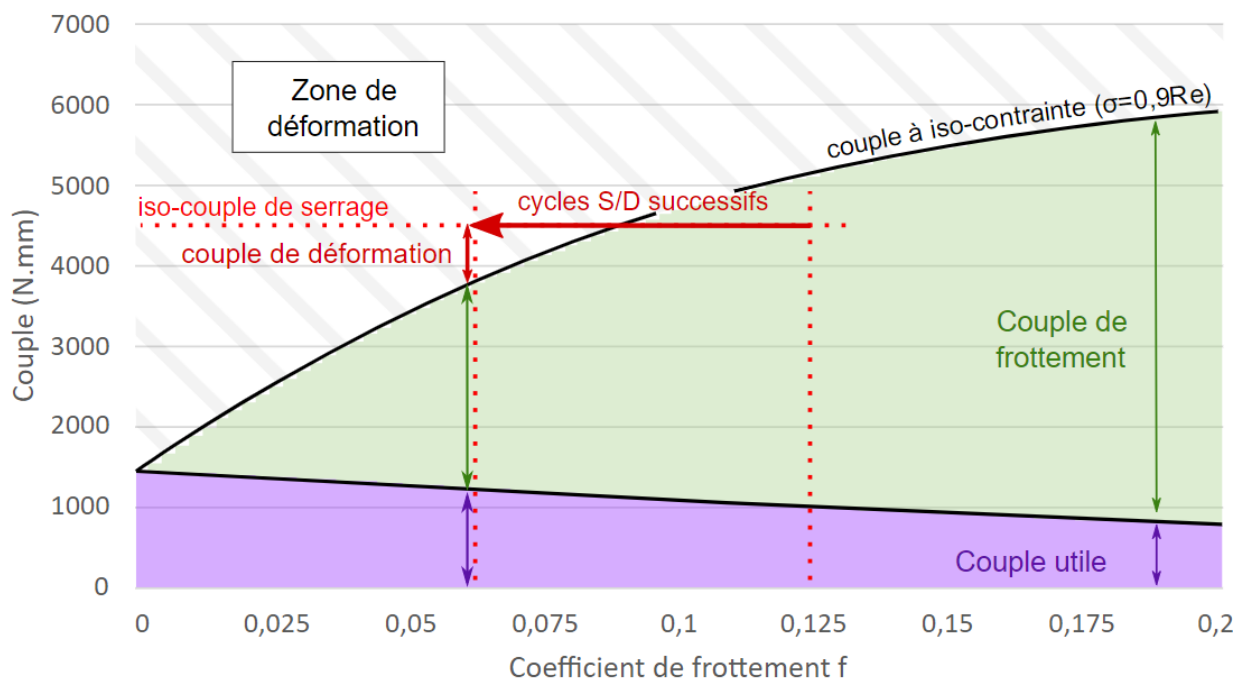


Figure 67 : Couple à la limite élastique du matériau, à l'interface vis/plaque et illustration de la diminution du coefficient de frottement au cours des cycles de serrage et de desserrage répétés (S/D).

3.2.3 Cas particuliers

Un évènement de ripage du tournevis hors de l'empreinte lors du serrage de la vis n°1 à 1,5 Nm a été identifié. Il était associé à un couple de desserrage 13% inférieur au couple de serrage, mais la vis ne présentait pas d'autre déformation détectable autre que celle visible sur le contour de l'empreinte sur la Figure 61. Le ripage du tournevis sur une vis corticale standard à empreinte hexagonale a provoqué une baisse de 50% du couple de serrage et de desserrage lors d'un second cycle de vissage / desserrage (Behring et al. 2002). Dans cette étude, la vis a été desserrée sans difficulté, mais n'a pas été vissée de nouveau. Pour autant, la faible déformation locale, le couple de desserrage mesuré et le fait que les empreintes Torx soient plus résistantes que les empreintes hexagonales (Behring et al. 2002; Ehlinger et al. 2009; Lin et al. 2018; Dahlberg et al. 2018; Bel 2019) semblent indiquer que le ripage du tournevis aurait eu moins de conséquences sur le couple de serrage lors d'un second cycle de serrage / desserrage pour cette vis verrouillée comparé à une vis standard. Cette lésion de la vis par glissement du tournevis souligne toutefois l'importance du bon positionnement du tournevis dans l'empreinte de la tête de vis. Il serait intéressant d'évaluer les conséquences d'une erreur de placement du tournevis (axe, enfoncement, mouvements parasites lors du

vissage) sur la valeur du couple de serrage, de desserrage et sur les lésions occasionnées sur les empreintes de tête de vis.

Un cas de forte déformation du filetage a été détecté lors de l'observation du filetage de la vis n°3 du groupe serré à 3 Nm (Figure 64). Cette vis présentait un dépôt de matière métallique de grande taille qui comblait une partie du filetage de la tête. Il pourrait y avoir eu un transfert de matière entre le trou de plaque et la vis. Ce type de déformation s'apparente à un phénomène de grippage provoqué par un défaut d'alignement de la vis, associé ou non à un couple de serrage élevé (3 Nm dans ce cas) et peut être à l'origine d'un transfert de matière comme décrit précédemment (Ehlinger et al. 2009; Griffon et al. 2016; Sandriesser et al. 2018; Bel 2019). Par ailleurs, l'empreinte de cette vis ne présentait pas de déformation détectable par la mesure de la pente du profil de la branche de l'empreinte suivant le plan longitudinal ou du contour de la branche suivant le plan transversal. Toutefois, le couple de desserrage mesuré pour cette vis était 20% inférieur au couple de serrage moyen de ce groupe. Le ratio couple de serrage sur couple de desserrage du groupe serré à 3 Nm était significativement différent des autres groupes (Figure 46). L'analyse individuelle des mesures de ce groupe révèle un couple de desserrage inférieur de 12 à 20% au couple de serrage pour quatre vis ayant été testées sur une même plaque. Les filetages de ces quatre vis présentent des déformations plus marquées que les autres vis du groupe. Les trous de cette plaque et les vis étant neuves avant le test, il est particulièrement étonnant de relever ces résultats incohérents avec le reste du groupe. Il aurait été opportun d'analyser les trous de la plaque correspondant à ces 4 vis, pour y trouver des éléments pouvant expliquer les déformations observées ainsi que les valeurs basses du couple de desserrage de ces vis. Ces résultats confirment qu'une déformation du filetage a pour conséquence une diminution du couple de desserrage.

3.2.4 Conclusions, recommandations et perspectives

Le couple de serrage des vis verrouillées est au cœur des problématiques liées à l'efficacité de la liaison entre l'os et l'implant. S'il est trop faible, la stabilité peut être compromise et entraîner des dévissages ou des ruptures d'implant (Griffon et al. 2016; Johnston et al. 2018; Siamos et al. 2002; Grzeskowiak, Rifkin, et al. 2021). A l'inverse, un couple de serrage excessif pourrait risquer de provoquer des complications lors du retrait de l'implant (Griffon et al. 2016).

L'estimation du couple de serrage optimal dépend donc de nombreux facteurs. Les fabricants émettent des recommandations selon le modèle ou la taille des vis qui sont souvent extrapolées des implants en titane. Il semble pourtant que le titane soit plus sensible que l'acier inoxydable aux phénomènes de grippage et d'abrasion des surfaces (Guzaitis et al. 2011; Chevrot 2016). Synthes conseille de serrer les vis verrouillées d'un diamètre de 3,5 mm utilisées dans cette étude à 1,5 Nm. Cependant, certains auteurs ont évoqué la possibilité d'augmenter ce couple de serrage optimal pour notamment réduire les dévissages pour les vis verrouillées en acier inoxydable. Les avantages à augmenter le couple de serrage de ces vis verrouillées en acier inoxydables comprennent, i) l'augmentation de la résistance à l'arrachement (Boero Baroncelli et al. 2013), ii) l'augmentation de la résistance à la rupture en charge, qui a déjà été montré pour des couples de serrage allant jusqu'à 2,5 Nm (Boudreau et al. 2013), iii) la réduction de la diminution du couple de desserrage en particulier lors de charges cycliques (Grzeskowiak, Freeman, et al. 2021; White et al. 2016; Lenz et al. 2016; Freeman et al. 2010).

L'augmentation de couple proposée doit toutefois prendre en compte les complications au retrait de l'implant qui peuvent être majorées. Le risque de grippage après la mise en charge peut être augmenté (Sandriesser et al. 2018) et l'empreinte peut être déformée ou difficilement accessible (Garg et al. 2011; Bae et al. 2009). Le couple de serrage optimal est donc un compromis entre tous ces enjeux.

Cette étude s'est intéressée aux conséquences d'une augmentation du couple de serrage sur le couple de desserrage et sur les déformations des têtes de vis, dont la synthèse est présentée dans le Tableau 5.

Couples (Nm)		1,5	2	2,5	3	3,5	4	4,5	5
Couple de desserrage par rapport au couple de serrage (premier cycle)		< 6,5%	=	=	< 11%	=	=	< 4%	=
Déformation du profil longitudinal de l'empreinte	1 cycle							+	+
	10 cycles								+
Déformation du contour de l'empreinte	1 cycle			+	+	+	+	+	+
	10 cycles			+	+	+	+	+	+
Déformation du filetage	1 cycle							+	+
	10 cycles	+	+	+	++	++	++	++	+++

Tableau 5 : Synthèse des résultats. (+)(++)(+++): degrés croissants de déformation.

Au couple de 1,5 Nm recommandé par le fabricant, aucune déformation majeure n'est observée. C'est aussi le cas pour un couple de serrage de 2 Nm même après dix cycles de serrage / desserrage successifs. Dans la littérature, il semble que serrer à plus de 2,5 Nm n'apporte pas d'avantage significatif mais risque au contraire d'engendrer plus de complications au retrait des vis (Boudreau et al. 2013; Boero Baroncelli et al. 2013). Ces résultats sont en faveur d'une augmentation du couple de serrage optimal à 2 Nm. En effet, l'augmentation du couple de serrage n'a pas entraîné de difficulté de retrait des vis verrouillées. Les résultats de cette étude ont montré qu'il était probablement possible de serrer les vis verrouillées à un couple supérieur à 2 Nm sans majorer les risques de léser l'empreinte ou le filetage de la tête de vis, ni majorer les difficultés de retrait des vis. Il semble toutefois prudent de ne pas dépasser un couple de serrage de 4 Nm.

Par ailleurs, l'étude en fonction des cycles de serrage / desserrage suggère que la vis utilisée doit être remplacée par une vis neuve au-delà de quatre insertions successives, ce qui est plus strict que ce que rapporte la littérature qui conseille de changer de matériel après dix cycles (Lee 2021). Cette situation n'existe pas en pratique puisque seuls des implants neufs sont utilisés, en revanche cette donnée pourrait avoir un intérêt expérimental, dans la conception de protocoles d'études sur les vis. En effet, la corrélation entre le couple de serrage et de desserrage suggère que le coefficient de frottement ne varie quasiment pas pendant les quatre premiers cycles. Bien que les frottements plus importants imposent un couple de serrage plus

élevé pour réussir à verrouiller la vis, ils permettent ensuite de lutter contre le dévissage et d'assurer la stabilité de la fixation (Guzaitis et al. 2011). En pratique, les vis sont rarement vissées et dévissées plusieurs fois lors de leur mise en place. Enfin, les déformations majeures provoquées par le ripage du tournevis ou l'insertion désaxée d'une vis incitent fortement à préconiser le remplacement par une vis neuve.

Les recommandations suggérées sont malgré tout tirées de résultats obtenus *in vitro* et mériteraient d'être confirmées par une étude *in vivo*. Lors de la mise en charge par le patient, l'implant est soumis à de nombreuses forces difficiles à modéliser précisément et l'environnement biologique peut lui aussi interférer avec la tenue des vis, notamment par la présence de lubrifiants naturels. Enfin, il serait nécessaire de vérifier que l'augmentation du couple de serrage réduit effectivement les dévissages post-implantation et ne détériore pas l'interface entre la vis et l'os.

Par ailleurs, ces diverses perspectives pourraient être étendues et vérifiées pour l'ensemble des tailles de vis utilisées sur les différents montages verrouillés en acier inoxydable pour améliorer leur performance. Aujourd'hui, il n'existe en effet aucune donnée sur les couples de serrage optimaux et la corrélation couple de serrage / couple de desserrage pour les vis verrouillées de taille inférieure à 3,5 mm de diamètre, malgré une utilisation courante de ces implants en pratiques humaine et vétérinaire.

La nature du revêtement des vis peut également avoir un effet sur le couple de desserrage comme le montrent (Chevrot 2016 et Byrne et al. 2006) sur des vis en titane pour les implants dentaires.

Conclusion

Cette étude avait pour objectif d'étudier l'influence du couple de serrage sur le couple de desserrage de vis verrouillées et l'apparition de déformations des têtes de vis. Ces problématiques sont en lien avec les complications rencontrées lors de la prise en charge des fractures, de la pose du montage à son retrait, en passant par sa mise en charge par l'animal et sont à confronter avec les recommandations d'usage des fabricants.

Les résultats *in vitro* de cette étude montrent que le couple de desserrage des vis verrouillées en acier inoxydable est en moyenne égal au couple de serrage pendant les quatre premières insertions successives d'une même vis. Le couple de desserrage est cependant variable d'une vis à l'autre quel que soit le couple d'insertion. Cette corrélation entre le couple de serrage et le couple de desserrage n'est cependant pas stable au cours des insertions répétées et au cours du temps (Freeman et al. 2010; Lenz et al. 2016; White et al. 2016; Grzeskowiak, Freeman, et al. 2021). Le couple de desserrage diminue au cours des cycles ce qui peut affecter le verrouillage des vis et la stabilité de l'implant. En effet, le succès clinique à long terme repose non seulement sur la stabilité initiale des montages mais aussi sur la stabilité de leurs performances mécaniques dans le temps et dans les conditions biologiques. La stabilité primaire assurée par le vissage initial influence la stabilité secondaire obtenue lors de la mise en charge des implants et après une éventuelle ostéointégration des vis (Grzeskowiak, Freeman, et al. 2021).

Les résultats de cette étude sont en faveur de l'utilisation d'un couple de serrage optimal supérieur à celui préconisé par le fabricant. Pour les vis verrouillées de 3,5 mm de diamètre en acier inoxydable Synthes, il a été montré qu'un serrage allant jusqu'à 5 Nm ne provoquait pas d'obstacle au retrait des implants, avec 100 % des vis retirées sans difficulté. Les données sur les vis en titane ne semblent pas extrapolables aux vis en acier inoxydable qui paraissent moins sensibles au phénomène de grippage. Les complications liées au grippage total des vis verrouillées en titane sont fréquentes mais la littérature manque de données concernant les vis en acier inoxydable. De plus, la forme Torx des empreintes est associée à une résistance accrue de l'empreinte (Dahlberg et al. 2018) qui peut donc supporter un couple de serrage plus important sans déformation considérable.

L'observation des déformations des têtes de vis suggère qu'une vis neuve doit être utilisée après toute insertion déviée, ripage du tournevis, couple de serrage

excessif ou encore après plus de quatre insertions successives sous peine d'altérer le verrouillage et la stabilité du montage. L'absence de déformations importantes de l'empreinte et du filetage des têtes de vis après une seule insertion et la corrélation entre la valeur du couple de serrage et de desserrage immédiat, permettent d'envisager un serrage des vis à un couple supérieur à 2 Nm en restant toutefois inférieur ou égal à 4 Nm.

Des études supplémentaires seront nécessaires pour confirmer d'une part, l'effet protecteur d'une augmentation du couple de serrage sur le dévissage, lors de la mise en charge des implants et d'autre part, vérifier la facilité du retrait des vis verrouillées en acier inoxydable, serrées à des couples supérieurs au couple de serrage recommandé.

Par ailleurs, les problématiques de ce travail pourraient être étendues à d'autres taille d'implants et de vis et à d'autres systèmes de verrouillage notamment ceux autorisant une angulation.

Références

- ADAMS, Julie E., JAFFE, Kenneth A., LEMONS, Jack E. et SIEGAL, Gene P., 2003. Prosthetic implant associated sarcomas: A case report emphasizing surface evaluation and spectroscopic trace metal analysis. *Annals of Diagnostic Pathology*. 1 février 2003. Vol. 7, n° 1, pp. 35-46. DOI 10.1053/adpa.2003.50006.
- AHMAD, M., NANDA, R., BAJWA, A. S., CANDAL-COUTO, J., GREEN, S. et HUI, A. C., 2007. Biomechanical testing of the locking compression plate: when does the distance between bone and implant significantly reduce construct stability? *Injury*. mars 2007. Vol. 38, n° 3, pp. 358-364. DOI 10.1016/j.injury.2006.08.058.
- ALBAYRAK, Haydar, GUMUS, Hasan Onder, TURSUN, Funda, KOCAAGAOGLU, Hasan Huseyin et KILINC, Halil Ibrahim, 2017. Accuracy of torque-limiting devices: A comparative evaluation. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1 janvier 2017. Vol. 117, n° 1, pp. 81-86. DOI 10.1016/j.prosdent.2016.07.005.
- ARSHAD, Mahnaz, MAHGOLI, Hosseinali et PAYAMINIA, Leila, 2018. 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. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. février 2018. Vol. 33, n° 1, pp. 31-40. DOI 10.11607/jomi.5476.
- ARTHUR, Elizabeth G., ARTHUR, Gerald L., KEELER, Matthew R. et BRYAN, Jeffrey N., 2016. Risk of Osteosarcoma in Dogs After Open Fracture Fixation. *Veterinary surgery: VS*. janvier 2016. Vol. 45, n° 1, pp. 30-35. DOI 10.1111/vsu.12416.
- AUBLIN, Michel, BONCOMPAIN, René, BOULATON, Michel, CARON, Daniel, JEAY, Emile, LACAGE, Bernard et RÉA, Jacky, 2005. *Systèmes mécaniques - Théorie et dimensionnement*. Dunod. Sciences Sup. ISBN 978-2-10-081587-6.
- AZIZ, Mina SR, TSUJI, Matthew RS, NICAYENZI, Bruce, CROOKSHANK, Meghan C, BOUGHERARA, Habiba, SCHEMITSCH, Emil H et ZDERO, Radovan, 2014. Biomechanical measurements of stopping and stripping torques during screw insertion in five types of human and artificial humeri. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 1 mai 2014. Vol. 228, n° 5, pp. 446-455. DOI 10.1177/0954411914529946.
- BAE, Ji-Hoon, OH, Jong-Keon, OH, Chang-Wug et HUR, Chang-Ryong, 2009. Technical difficulties of removal of locking screw after locking compression plating. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. janvier 2009. Vol. 129, n° 1, pp. 91-95. DOI 10.1007/s00402-008-0769-5.
- BARDET, Jean-François, 2008. La chirurgie vétérinaire de l'animal de compagnie : passé, présent et futur. *Bulletin de l'Académie Vétérinaire de France*. 2008. Vol. 161, n° 4, pp. 307-312. DOI 10.4267/2042/47956.
- BARNHART, Matthew D., RIDES, Cristobal F., KENNEDY, Shawn C., AIKEN, Sean W., WALLS, Charles M., HORSTMAN, Christopher L., MASON, David, CHANDLER, Jonathon C., BROURMAN, Jeff D., MURPHY, Sean M., PIKE, Frederick et NABER, Steven J., 2013. Fracture repair using a polyaxial locking plate system (PAX). *Veterinary surgery: VS*. janvier 2013. Vol. 42, n° 1, pp. 60-66. DOI 10.1111/j.1532-950X.2012.01063.x.

- BARON, Michel, 2010. Ostéosynthèse chez les petits animaux, évolution des concepts. *Bulletin de l'Académie Vétérinaire de France*. 2010. Vol. 163, n° 4, pp. 351-354. DOI 10.4267/2042/48185.
- BEHRING, Jon K., GJERDET, Nils R. et MØLSTER, Anders, 2002. Slippage between screwdriver and bone screw. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. novembre 2002. N° 404, pp. 368-372. DOI 10.1097/00003086-200211000-00054.
- BEL, Jean-Christophe, 2019. Pitfalls and limits of locking plates. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. 1 février 2019. Vol. 105, n° 1, Supplement, pp. S103-S109. DOI 10.1016/j.otsr.2018.04.031.
- BEOSIER, Y. M., DAEMS, R. et JANSSENS, L. a. A., 2010. Screw loosening six weeks after triple pelvic osteotomy. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*. 2010. Vol. 23, n° 1, pp. 14-18. DOI 10.3415/VCOT-09-02-0013.
- BICKFORD, John, 2018. *An Introduction to the Design and Behavior of Bolted Joints, Revised and Expanded*. 3ème. Routledge. ISBN 978-1-351-46685-1.
- BILMONT, A., PALIERNE, S., VERSET, M., SWIDER, P. et AUTEFAGE, A., 2015. Biomechanical comparison of two locking plate constructs under cyclic torsional loading in a fracture gap model. Two screws versus three screws per fragment. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology: V.C.O.T.* 2015. Vol. 28, n° 5, pp. 323-330. DOI 10.3415/VCOT-14-12-0181.
- BOERO BARONCELLI, Alessandro, REIF, Ulrich, BIGNARDI, Cristina et PEIRONE, Bruno, 2013. Effect of screw insertion torque on push-out and cantilever bending properties of five different angle-stable systems. *Veterinary surgery: VS*. avril 2013. Vol. 42, n° 3, pp. 308-315. DOI 10.1111/j.1532-950X.2013.01088.x.
- BOUDREAU, Bianca, BENAMOU, Jérôme, PFEIL, Dirsko J. F. von, GUILLOU, Reunan P., BECKETT, Clifford et DÉJARDIN, Loïc M., 2013. Effect of Screw Insertion Torque on Mechanical Properties of Four Locking Systems. *Veterinary Surgery*. 2013. Vol. 42, n° 5, pp. 535-543. DOI <https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2013.12023.x>.
- BRADY, Rebecca A., LEID, Jeff G., CALHOUN, Jason H., COSTERTON, J. William et SHIRTLIFF, Mark E., 2008. Osteomyelitis and the role of biofilms in chronic infection. *FEMS immunology and medical microbiology*. janvier 2008. Vol. 52, n° 1, pp. 13-22. DOI 10.1111/j.1574-695X.2007.00357.x.
- BROWNER, Bruce, JUPITER, Jesse, KRETTEK, Christian et ANDERSON, Paul, 2015. *Skeletal Trauma: Basic Science, Management, and Reconstruction*. 5th. Elsevier. ISBN 978-1-4557-7628-3.
- BURSTEIN, Albert H., CURREY, John, FRANKEL, Victor H., HEIPLE, Kingsbury G., LUNSETH, Paul et VESSELY, Jon C., 1972. Bone Strength: the effect of screw holes. *JBJS*. septembre 1972. Vol. 54, n° 6, pp. 1143-1156.
- BURTON, Andrew G., JOHNSON, Eric G., VERNAU, William et MURPHY, Brian G., 2015. Implant-associated neoplasia in dogs: 16 cases (1983-2013). *Journal of the American Veterinary Medical Association*. 1 octobre 2015. Vol. 247, n° 7, pp. 778-785. DOI 10.2460/javma.247.7.778.

BUTKEVICA, Alena, NATHANSON, Dan, POBER, Richard et STRATING, Herman, 2018. Measurements of Repeated Tightening and Loosening Torque of Seven Different Implant/Abutment Connection Designs and Their Modifications: An In Vitro Study. *Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists*. février 2018. Vol. 27, n° 2, pp. 153-161. DOI 10.1111/jopr.12467.

BYRNE, Declan, JACOBS, Stuart, O'CONNELL, Brian, HOUSTON, Frank et CLAFFEY, Noel, 2006. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists*. juin 2006. Vol. 15, n° 3, pp. 164-171. DOI 10.1111/j.1532-849X.2006.00096.x.

CASE, Joseph Brad, DEAN, Casey, WILSON, David M., KNUDSEN, John M., JAMES, Susan P. et PALMER, Ross H., 2012. Comparison of the Mechanical Behaviors of Locked and Nonlocked Plate/Screw Fixation Applied to Experimentally Induced Rotational Osteotomies in Canine Iliac. *Veterinary Surgery*. 2012. Vol. 41, n° 1, pp. 103-113. DOI <https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2011.00913.x>.

ÇELİK, Talip, 2021. Biomechanical evaluation of the screw preload values used in the plate placement for bone fractures. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine*. février 2021. Vol. 235, n° 2, pp. 141-147. DOI 10.1177/0954411920964628.

CHAN, Lester W. M., GARDNER, Antony W., WONG, Merng Koon, CHUA, Kenon, KWEK, Ernest B. K., KAGDA, Fareed, MURPHY, Diarmuid, KEIN BOON, Poon, et ON BEHALF OF THE SINGAPORE ORTHOPAEDIC RESEARCH COLLABORATIVE (SORCE), 2018. Non-prosthetic peri-implant fractures: classification, management and outcomes. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. 1 juin 2018. Vol. 138, n° 6, pp. 791-802. DOI 10.1007/s00402-018-2905-1.

CHARRON, Clémentine, 2008. *CARACTERISTIQUES MECANIQUES D'ECHANTILLONS D'OS CORTICAL DU FEMUR DU CHIEN : Etude sur quatre groupes morphologiques représentatifs de l'espèce canine*. [en ligne]. Thèse d'exercice DOCTEUR VETERINAIRE. Toulouse : Paul Sabatier Toulouse. Disponible à l'adresse : chrome-extension://efaidnbnmnnibpcajpcgkclefindmkaj/https://oatao.univ-toulouse.fr/2749/1/sautier_2749.pdf

CHEVROT, David, 2016. *Etude des cycles vissage/dévisage en prothèse implantaire au niveau des connexions internes*. DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE. UNIVERSITE DE LORRAINE FACULTE D'ODONTOLOGIE. hal-01932035: Sciences du Vivant [q-bio]

CLEEK, Tammy M., REYNOLDS, Karen J. et HEARN, Trevor C., 2007. Effect of screw torque level on cortical bone pullout strength. *Journal of Orthopaedic Trauma*. février 2007. Vol. 21, n° 2, pp. 117-123. DOI 10.1097/BOT.0b013e318030261e.

COLE, Peter A., ZLOWODZKI, Michael et KREGOR, Philip J., 2004. Treatment of Proximal Tibia Fractures Using the Less Invasive Stabilization System: Surgical Experience and Early Clinical Results in 77 Fractures. *Journal of Orthopaedic Trauma*. septembre 2004. Vol. 18, n° 8, pp. 528-535.

CONCIA, Ercole, PRANDINI, Napoleone, MASSARI, Leo, GHISELLINI, Franco, CONSOLI, Vincenzo, MENICHETTI, Francesco et LAZZERI, Elena, 2006. Osteomyelitis: clinical update for practical guidelines. *Nuclear Medicine Communications*. août 2006. Vol. 27, n° 8, pp. 645-660. DOI 10.1097/00006231-200608000-00007.

COOK, Gillian E., MARKEL, David C., REN, Weiping, WEBB, Lawrence X., MCKEE, Michael D. et SCHEMITSCH, Emil H., 2015. Infection in Orthopaedics. *Journal of Orthopaedic Trauma*. décembre 2015. Vol. 29 Suppl 12, pp. S19-23. DOI 10.1097/BOT.0000000000000461.

DAHLBERG, Jessica A. et BRUECKER, Kenneth A., 2018. The Synthes Locking Compression Plate (LCP) System. In : *Locking Plates in Veterinary Orthopedics* [en ligne]. John Wiley & Sons, Ltd. pp. 97-102. [Consulté le 27 juillet 2022]. ISBN 978-1-119-38013-9. Disponible à l'adresse : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/9781119380139.ch12>

DALSTROM, Dj, DB, Nelles, V, Patel, T, Goswami, RJ, Markert et MJ, Prayson, 2012. The protective effect of locking screw placement on nonlocking screw extraction torque in an osteoporotic supracondylar femur fracture model. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 1 septembre 2012. Vol. 26, n° 9, pp. 523-527. DOI 10.1097/bot.0b013e318238c086.

DAROUICHE, Rabih O., 2004. Treatment of infections associated with surgical implants. *The New England Journal of Medicine*. 1 avril 2004. Vol. 350, n° 14, pp. 1422-1429. DOI 10.1056/NEJMra035415.

DEPUY SYNTHES, 2016. *LC- DCP® SYSTEM Dynamic compression plates with limited bone contact* [en ligne]. 2016. Disponible à l'adresse : http://synthes.vo.llnwd.net/o16/LLNWMB8/INT%20Mobile/Synthes%20International/Produit%20Support%20Material/legacy_Synthes_PDF/DSEM-TRM-0517-0842_LR.pdf

DEPUY SYNTHES, 2018. *Plaque de compression à verrouillage LCP Technique chirurgicale* [en ligne]. 2018. Disponible à l'adresse : http://synthes.vo.llnwd.net/o16/LLNWMB8/INT%20Mobile/Synthes%20International/Produit%20Support%20Material/legacy_Synthes_PDF/DSEM-TRM-0115-0278-4b_LR.pdf

DHAKAR, Ajeet, ANNAPPA, Rajendra, GUPTA, Mahesh, HARSHWARDHAN, Hemeshwar, KOTIAN, Prem et SURESH, Pooja K., 2016. Minimally Invasive Plate Osteosynthesis with Locking Plates for Distal Tibia Fractures. *Journal of Clinical and Diagnostic Research : JCDR*. mars 2016. Vol. 10, n° 3, pp. RC01-RC04. DOI 10.7860/JCDR/2016/15367.7332.

DISEGI, J. A. et ESCHBACH, L., 2000. Stainless steel in bone surgery. *Injury*. décembre 2000. Vol. 31 Suppl 4, pp. 2-6. DOI 10.1016/s0020-1383(00)80015-7.

DOGAN, Halit, FINDIK, Fehim et MORGUL, Omer, 2002. Friction and wear behaviour of implanted AISI 316L SS and comparison with a substrate. *Materials & Design*. 1 octobre 2002. Vol. 23, n° 7, pp. 605-610. DOI 10.1016/S0261-3069(02)00066-3.

- DONLAN, R. M., 2001. Biofilms and device-associated infections. *Emerging Infectious Diseases*. avril 2001. Vol. 7, n° 2, pp. 277-281. DOI 10.3201/eid0702.010226.
- EHLINGER, M., ADAM, P., SIMON, P. et BONNOMET, F., 2009. Difficultés techniques à l'ablation des plaques à vis verrouillées. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique*. 1 septembre 2009. Vol. 95, n° 5, pp. 458-461. DOI 10.1016/j.rcot.2009.03.020.
- EL FATAYRI, Bachar, BULAÏD, Yassine, DJEBARA, Az-Eddine, HAVET, Eric, MERTL, Patrice et DEHL, Massinissa, 2019. A comparison of bone union and complication rates between locking and non-locking plates in distal fibular fracture: Retrospective study of 106 cases. *Injury*. décembre 2019. Vol. 50, n° 12, pp. 2324-2331. DOI 10.1016/j.injury.2019.10.001.
- FANCHON, Jean Louis, 1996. *Guide de mécanique, Sciences et technologies industrielles*. Nathan. ISBN 2.09.176570.8.
- FELLAH, Mamoun, AISSANI, Linda, IOST, Alain, ZAÏRI, Amel, MONTAGNE, Alex et MEJIAS, Alberto, 2018. Comportement à l'usure et au frottement de deux biomatériaux AISI 316L et Ti-6Al-7Nb pour prothèse totale de hanche. *Matériaux & Techniques*. 2018. Vol. 106, n° 4, pp. 402. DOI 10.1051/mattech/2018051.
- FIELD, J. R., 2004. Torque recoil following screw insertion. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*. 2004. Vol. 17, n° 3, pp. 156-158. DOI 10.1055/s-0038-1632805.
- FIELD, J. R., HEARN, T. C. et CALDWELL, C. B., 1998. The influence of screw torque, object radius of curvature, mode of bone plate application and bone plate design on bone-plate interface mechanics. *Injury*. avril 1998. Vol. 29, n° 3, pp. 233-241. DOI 10.1016/s0020-1383(98)00001-1.
- FIELD, Matthew R., BUTLER, Ryan, WILLS, Robert W. et MAXWELL, Wilburn M., 2018. Retrospective evaluation of perioperative and short term clinical outcomes in appendicular long bone skeleton fractures repaired via the string of pearls (SOP) locking plate system. *BMC Veterinary Research*. 5 décembre 2018. Vol. 14, n° 1, pp. 386. DOI 10.1186/s12917-018-1707-6.
- FLETCHER, James W. A., EHRHARDT, Beate, MACLEOD, Alisdair, WHITEHOUSE, Michael R., GILL, Harinderjit et PREATONI, Ezio, 2019. Non-locking screw insertion: No benefit seen if tightness exceeds 80% of the maximum torque. *Clinical Biomechanics*. 1 décembre 2019. Vol. 70, pp. 40-45. DOI 10.1016/j.clinbiomech.2019.07.009.
- FLETCHER, James W. A., WENZEL, Lisa, NEUMANN, Verena, RICHARDS, R. Geoff, GUEORGUIEV, Boyko, GILL, Harinderjit S., PREATONI, Ezio et WHITEHOUSE, Michael R., 2020. Surgical performance when inserting non-locking screws: a systematic review. *EFORT open reviews*. janvier 2020. Vol. 5, n° 1, pp. 26-36. DOI 10.1302/2058-5241.5.180066.
- FOSSUM, Theresa, DEWEY, Curtis, HORN, Caroline, JOHNSON, Ann, MACPHAIL, Catriona, RADLINSKY, MaryAnn, SCHULZ, Kurt et WILLARD, Michael, 2013. *Small Animal Surgery*. 4e. Elsevier. ISBN 978-0-323-10079-3.

- FREEMAN, Andrew L., TORNETTA, Paul III, SCHMIDT, Andrew, BECHTOLD, Joan, RICCI, William et FLEMING, Mark, 2010. How Much Do Locked Screws Add to the Fixation of “Hybrid” Plate Constructs in Osteoporotic Bone? *Journal of Orthopaedic Trauma*. mars 2010. Vol. 24, n° 3, pp. 163-169. DOI 10.1097/BOT.0b013e3181d35c29.
- GALLAGHER, Bethany, SILVA, Matthew J. et RICCI, William M., 2014. Effect of off-axis screw insertion, insertion torque, and plate contouring on locked screw strength. *Journal of Orthopaedic Trauma*. juillet 2014. Vol. 28, n° 7, pp. 427-432. DOI 10.1097/BOT.0000000000000042.
- GARCÉS, Gerardo L., YÁNEZ, Alejandro, CUADRADO, Alberto et MARTEL, Oscar, 2017. Influence of the number and position of stripped screws on plate-screw construct biomechanical properties. *Injury*. novembre 2017. Vol. 48 Suppl 6, pp. S54-S59. DOI 10.1016/S0020-1383(17)30795-7.
- GARCÍA, Javier, YEADON, Russell et SOLANO, Miguel A., 2020. Bilateral locking compression plate and transcondylar screw fixation for stabilization of canine bicondylar humeral fractures. *Veterinary surgery: VS*. août 2020. Vol. 49, n° 6, pp. 1183-1194. DOI 10.1111/vsu.13429.
- GARG, Bhavuk, GOYAL, Tarun, KUMAR, Vijay, MALHOTRA, Rajesh et KOTWAL, Prakash P., 2011. Removal of locking plates: new implant, new challenges and new solutions. *Surgical Techniques Development*. 3 novembre 2011. Vol. 1, n° 2, pp. e25-e25. DOI 10.4081/std.2011.e25.
- GAUTIER, Emanuel et SOMMER, Christoph, 2003. Guidelines for the clinical application of the LCP. *Injury*. novembre 2003. Vol. 34 Suppl 2, pp. B63-76. DOI 10.1016/j.injury.2003.09.026.
- GIELING, Fabian, PETERS, Sarah, ERICHSEN, Christoph, RICHARDS, R. Geoff, ZEITER, Stephan et MORIARTY, T. Fintan, 2019. Bacterial osteomyelitis in veterinary orthopaedics: Pathophysiology, clinical presentation and advances in treatment across multiple species. *The Veterinary Journal*. 1 août 2019. Vol. 250, pp. 44-54. DOI 10.1016/j.tvjl.2019.06.003.
- GILLEY, Robert S., HIEBERT, Elizabeth, CLAPP, Kemba, BARTL-WILSON, Lara, NAPPIER, Michael, WERRE, Stephen et BARNES, Katherine, 2017. Long-term Formation of Aggressive Bony Lesions in Dogs with Mid-Diaphyseal Fractures Stabilized with Metallic Plates: Incidence in a Tertiary Referral Hospital Population. *Frontiers in Veterinary Science* [en ligne]. 2017. Vol. 4. [Consulté le 5 avril 2022]. Disponible à l'adresse : <https://www.frontiersin.org/article/10.3389/fvets.2017.00003>
- GOH, Clara S. S., SANTONI, Brandon G., PUTTLITZ, Christian M. et PALMER, Ross H., 2009. Comparison of the mechanical behaviors of semicontoured, locking plate–rod fixation and anatomically contoured, conventional plate–rod fixation applied to experimentally induced gap fractures in canine femora. *American Journal of Veterinary Research*. 1 janvier 2009. Vol. 70, n° 1, pp. 23-29. DOI 10.2460/ajvr.70.1.23.
- GRIFFON, Dominique et JOHNSON, Ann, 2016. *Complications in Small Animal Surgery*. Wiley Blackwell, Dominique Griffon, Annick Hamaide. ISBN 978-1-119-42134-4.

- GRZESKOWIAK, Remigiusz M., FREEMAN, Laura R., HARPER, David P., ANDERSON, David E. et MULON, Pierre-Yves, 2021. Effect of cyclic loading on the stability of screws placed in the locking plates used to bridge segmental bone defects. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*. mars 2021. Vol. 39, n° 3, pp. 516-524. DOI 10.1002/jor.24838.
- GRZESKOWIAK, Remigiusz M., RIFKIN, Rebecca E., CROY, Elizabeth G., STEINER, Richard C., SEDDIGHI, Reza, MULON, Pierre-Yves, ADAIR, Henry S. et ANDERSON, David E., 2021. Temporal Changes in Reverse Torque of Locking-Head Screws Used in the Locking Plate in Segmental Tibial Defect in Goat Model. *Frontiers in Surgery* [en ligne]. 2021. Vol. 8:637268. [Consulté le 27 juillet 2022]. DOI 10.3389/fsurg.2021.637268. Disponible à l'adresse : <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fsurg.2021.637268>
- GRZESKOWIAK, Remigiusz M., WHEELER, Carrie, TAYLOR, Elizabeth, LILLICH, James, ROUSH, James, BIRIS, Alexandru S. et ANDERSON, David E., 2019. Biomechanical evaluation of peak reverse torque (PRT) in a dynamic compression plate-screw construct used in a goat tibia segmental defect model. *BMC Veterinary Research*. 5 septembre 2019. Vol. 15, n° 1, pp. 321. DOI 10.1186/s12917-019-2058-7.
- GUERRERO, Tomás G., KALCHOFNER, Karin, SCHERRER, Nicole et KIRCHER, Patrick, 2014. The Advanced Locking Plate System (ALPS): a retrospective evaluation in 71 small animal patients. *Veterinary surgery: VS*. février 2014. Vol. 43, n° 2, pp. 127-135. DOI 10.1111/j.1532-950X.2014.12097.x.
- GUILLOT, Jean, 2007. Modélisation et calcul des assemblages vissés. Généralités. *Techniques de l'ingénieur Fonctions et composants mécaniques* [en ligne]. 10 juillet 2007. Vol. TIP152WEB, n° BM5560 V1. DOI 10.51257/a-v1-bm5560. Disponible à l'adresse : <https://www.techniques-ingenieur.fr/base-documentaire/mecanique-th7/assemblages-et-fixations-mecaniques-42177210/modelisation-et-calcul-des-assemblages-visses-generalites-bm5560/2007>
- GUZAITIS, Keith L., KNOERNSCHILD, Kent L. et VIANA, Marlos A. G., 2011. Effect of repeated screw joint closing and opening cycles on implant prosthetic screw reverse torque and implant and screw thread morphology. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. septembre 2011. Vol. 106, n° 3, pp. 159-169. DOI 10.1016/S0022-3913(11)60115-7.
- HAALAND, P. J., SJÖSTRÖM, L., DEVOR, M. et HAUG, A., 2009. Appendicular fracture repair in dogs using the locking compression plate system: 47 cases. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology: V.C.O.T.* 2009. Vol. 22, n° 4, pp. 309-315. DOI 10.3415/VCOT08-05-0044.
- HAGIWARA, M. et OHASHI, N., 1994. A New Tightening Technique for Threaded Fasteners. *Journal of Offshore Mechanics and Arctic Engineering*. 1 mai 1994. Vol. 116, n° 2, pp. 64-69. DOI 10.1115/1.2920134.
- HAK, David J. et MCELVANY, Matthew, 2008. Removal of Broken Hardware. *JAAOS - Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. février 2008. Vol. 16, n° 2, pp. 113-120.

- HAMMEL, Scott P., ELIZABETH PLUHAR, G., NOVO, Roberto E., BOURGEOULT, Craig A. et WALLACE, Larry J., 2006. Fatigue Analysis of Plates Used for Fracture Stabilization in Small Dogs and Cats. *Veterinary Surgery*. 2006. Vol. 35, n° 6, pp. 573-578. DOI 10.1111/j.1532-950X.2006.00191.x.
- HAYES, J. S. et RICHARDS, R. G., 2010. The use of titanium and stainless steel in fracture fixation. *Expert Review of Medical Devices*. novembre 2010. Vol. 7, n° 6, pp. 843-853. DOI 10.1586/erd.10.53.
- HAYES, J. S., SEIDENGLANZ, U., PEARCE, A. I., PEARCE, S. G., ARCHER, C. W. et RICHARDS, R. G., 2010. Surface polishing positively influences ease of plate and screw removal. *European Cells & Materials*. 26 février 2010. Vol. 19, pp. 117-126. DOI 10.22203/ecm.v019a12.
- HAYES, Jessica S. et RICHARDS, R. Geoff, 2010. Surfaces to control tissue adhesion for osteosynthesis with metal implants: in vitro and in vivo studies to bring solutions to the patient. *Expert Review of Medical Devices*. janvier 2010. Vol. 7, n° 1, pp. 131-142. DOI 10.1586/erd.09.55.
- HOERDEMANN, Mona, GÉDET, Philippe, FERGUSON, Steven J., SAUTER-LOUIS, Carola et NUSS, Karl, 2012. In-vitro comparison of LC-DCP- and LCP-constructs in the femur of newborn calves - a pilot study. *BMC veterinary research*. 21 août 2012. Vol. 8, pp. 139. DOI 10.1186/1746-6148-8-139.
- HOFSTEE, Marloes I., MUTHUKRISHNAN, Gowrishankar, ATKINS, Gerald J., RIOOL, Martijn, THOMPSON, Keith, MORGENSTERN, Mario, STODDART, Martin J., RICHARDS, Robert G., ZAAT, Sebastian A. J. et MORIARTY, Thomas F., 2020. Current Concepts of Osteomyelitis: From Pathologic Mechanisms to Advanced Research Methods. *The American Journal of Pathology*. 1 juin 2020. Vol. 190, n° 6, pp. 1151-1163. DOI 10.1016/j.ajpath.2020.02.007.
- HOON, QiCai Jason, WANG, Tian, HALL, Evelyn, WALSH, William R. et JOHNSON, Kenneth A., 2022. Influence of Screw-Hole Defect Size on the Biomechanical Properties of Feline Femora in an Ex Vivo Model. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology: V.C.O.T.* janvier 2022. Vol. 35, n° 1, pp. 33-46. DOI 10.1055/s-0041-1735551.
- JANES, Gc, COLLOPY, Dm, PRICE, R et SIKORSKI, Jm, 1993. Bone density after rigid plate fixation of tibial fractures. A dual-energy X-ray absorptiometry study. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*. novembre 1993. Vol. 75-B, n° 6, pp. 914-917. DOI 10.1302/0301-620X.75B6.8245081.
- JOERIS, Alexander, GOLDHAHN, Sabine, ROMETSCH, Elke et HÖNTZSCH, Dankward, 2017. Titan oder Stahl als Osteosynthesematerial. *Der Unfallchirurg*. 1 février 2017. Vol. 120, n° 2, pp. 96-102. DOI 10.1007/s00113-016-0299-5.
- JOHNSON, B. A. et FALLAT, L. M., 1997. The effect of screw holes on bone strength. *The Journal of Foot and Ankle Surgery: Official Publication of the American College of Foot and Ankle Surgeons*. décembre 1997. Vol. 36, n° 6, pp. 446-451. DOI 10.1016/s1067-2516(97)80097-x.

JOHNSTON, Spencer A. et TOBIAS, Karen M. (éd.), 2018. *Veterinary surgery small animal* [en ligne]. 2ème édition. Elsevier. ISBN 978-0-323-32065-8. Disponible à l'adresse : <https://evolve.elsevier.com/cs/product/9780323320658?role=student>

KÄÄB, M. J., FRENK, A., SCHMELING, A., SCHASER, K., SCHÜTZ, M. et HAAS, N. P., 2004. Locked internal fixator: sensitivity of screw/plate stability to the correct insertion angle of the screw. *Journal of Orthopaedic Trauma*. septembre 2004. Vol. 18, n° 8, pp. 483-487. DOI 10.1097/00005131-200409000-00002.

KEEGAN, G. M., LEARMONTH, I. D. et CASE, C. P., 2007. Orthopaedic metals and their potential toxicity in the arthroplasty patient. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*. mai 2007. Vol. 89-B, n° 5, pp. 567-573. DOI 10.1302/0301-620X.89B5.18903.

KIRKPATRICK, C. James, ALVES, Antonio, KÖHLER, Holger, KRIEGSMANN, Jörg, BITTINGER, Fernando, OTTO, Mike, WILLIAMS, David F. et ELOY, Rosy, 2000. Biomaterial-Induced Sarcoma: A Novel Model to Study Preneoplastic Change. *The American Journal of Pathology*. 1 avril 2000. Vol. 156, n° 4, pp. 1455-1467. DOI 10.1016/S0002-9440(10)65014-6.

KO, Byeong-Dae, SON, KeunBaDa, KANG, Seok Hyon et LEE, Kyu-Bok, 2019. Accuracy of different electronic torque drivers: A comparative evaluation. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 18 décembre 2019. Vol. 11, n° 6, pp. 350-357. DOI 10.4047/jap.2019.11.6.350.

KWONG, Francois N. K. et HARRIS, Mitchel B., 2008. Recent developments in the biology of fracture repair. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. novembre 2008. Vol. 16, n° 11, pp. 619-625. DOI 10.5435/00124635-200811000-00001.

LABAÏZ, Mohamed, 2015. Etude Tribologique Comparative de Biomatériaux AISI 316L et Ti-6Al-4V. In : HAL OPEN SCIENCE (éd.), *CFM 2015 - 22ème Congrès Français de Mécanique* [en ligne]. Lyon, France. 2015. [Consulté le 11 juillet 2022]. Congrès français de mécanique. Disponible à l'adresse : <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-03444832>

LACKOWSKI, William M., VASILYEVA, Yulia B., CROOKS, Richard M., KERWIN, Sharon C. et HULSE, Donald A., 2007. Microchemical and surface evaluation of canine tibial plateau leveling osteotomy plates. *American Journal of Veterinary Research*. 1 août 2007. Vol. 68, n° 8, pp. 908-916. DOI 10.2460/ajvr.68.8.908.

LEE, Hung-Wen, 2021. The Effect of Contamination of Implant Screws on Reverse Torque. [en ligne]. 23 mars 2021. [Consulté le 23 mars 2021]. Disponible à l'adresse : http://quintpub.com/journals/omi/abstract.php?iss2_id=1330&article_id=15652&artic#.YFnAxK9KjIU

LEHMEN, Jeff A., DELLA ROCCA, Gregory J., MURTHA, Yvonne M. et CRIST, Brett D., 2011. Removal technique for cold-welded titanium locking screws. *Injury*. novembre 2011. Vol. 42, n° 11, pp. 1377-1379. DOI 10.1016/j.injury.2010.12.025.

LEITNER, Lukas, MALAJ, Isabella, SADOGLI, Patrick, AMERSTORFER, Florian, GLEHR, Mathias, VANDER, Klaus, LEITHNER, Andreas et RADL, Roman, 2018. Pedicle screw loosening is correlated to chronic subclinical deep implant infection: a

retrospective database analysis. *European Spine Journal*. 1 octobre 2018. Vol. 27, n° 10, pp. 2529-2535. DOI 10.1007/s00586-018-5592-2.

LENZ, Mark, WAHL, Dieter, ZDERIC, Ivan, GUEORGUIEV, Boyko, JUPITER, Jesse B. et PERREN, Stephan M., 2016. Head-locking durability of fixed and variable angle locking screws under repetitive loading. *Journal of Orthopaedic Research*. 2016. Vol. 34, n° 6, pp. 949-952. DOI 10.1002/jor.23108.

LESAGE, Thibault, 2019. *Grippage des aciers inoxydables : influence de la nature des matériaux, de la microstructure et des traitements thermochimiques de surface* [en ligne]. These de doctorat en Mécanique et Matériaux. Compiègne : École doctorale 71, Sciences pour l'ingénieur. [Consulté le 8 juillet 2022]. Disponible à l'adresse : <http://www.theses.fr/2019COMP2486>

LIN, Chen-Huei, CHAO, Ching-Kong, TANG, Yi-Hsuan et LIN, Jinn, 2018. Improving socket design to prevent difficult removal of locking screws. *Injury*. mars 2018. Vol. 49, n° 3, pp. 585-592. DOI 10.1016/j.injury.2018.01.036.

LIN, Tzu-Hsiang, HU, Hsin-Tai, WANG, Hsueh-Chun, WU, Meng-Chian, WU, Shu-Wei et YEH, Ming-Long, 2017. Evaluation of osseous integration of titanium orthopedic screws with novel SLA treatment in porcine model. *PloS One*. 2017. Vol. 12, n° 11, pp. e0188364. DOI 10.1371/journal.pone.0188364.

LÓPEZ-CAMPOS, J. A., SEGADE, A., CASAREJOS, E., FERNÁNDEZ, J. R., VILÁN, J. A. et IZQUIERDO, P., 2018. Finite Element Study of a Threaded Fastening: The Case of Surgical Screws in Bone. *Symmetry*. août 2018. Vol. 10, n° 8, pp. 335. DOI 10.3390/sym10080335.

LOSERTOVA, Monika, ŠTAMBORSKÁ, Michaela, LAPIN, J. et MAREŠ, Vratislav, 2016. Comparison of deformation behavior of 316L stainless steel and Ti6Al4V alloy applied in traumatology. *Metalurgija -Sisak then Zagreb-*. 1 janvier 2016. Vol. 55, pp. 667-670.

MAEHARA, Takashi, MORITANI, Shirou, IKUMA, Hisanori, SHINOHARA, Kensuke et YOKOYAMA, Yoshiki, 2013. Difficulties in removal of the titanium locking plate in Japan. *Injury*. août 2013. Vol. 44, n° 8, pp. 1122-1126. DOI 10.1016/j.injury.2013.01.042.

MATLAB, 2018. . Natick, Massachusetts : The MathWorks Inc.

MAURIN FIXATION, 2021. *Mémento technique de la fixation* [en ligne]. 2021. Meilleures impressions. Disponible à l'adresse : https://fixation.emile-maurin.fr/custom/images/rtf/memento-technique-mau_fix_1-lnew1.pdf

MAY, Jose, GABOARDI, Matheus, OLIVEIRA, Bruno, BUENO, Samantha, NASCIMENTO, Rafael et RIBEIRO, Celso, 2014. Correlation between rupture and yield torques in orthopedic screws. *Revista Eletrônica de Materiais e Processos*. 7 juillet 2014. Vol. 9, pp. ISSN 1809-8797.

MÉCASTYLE, BE méca, 2022. Loi comportementale déformation-contrainte. *MÉCASTYLE BUREAU D'ÉTUDES EN INGÉNIERIE MÉCANIQUE* [en ligne]. 2022. [Consulté le 2 décembre 2022]. Disponible à l'adresse : <https://www.mecastyle.com/calcul-de-structure-loi-comportementale>

MEMOLI, Vincent A., URBAN, Robert M., ALROY, Joseph et GALANTE, Jorge O., 1986. Malignant neoplasms associated with orthopedic implant materials in rats. *Journal of Orthopaedic Research*. 1986. Vol. 4, n° 3, pp. 346-355. DOI 10.1002/jor.1100040311.

METSEMAKERS, W. J., MORGENSTERN, M., MCNALLY, M. A., MORIARTY, T. F., MCFADYEN, I., SCARBOROUGH, M., ATHANASOU, N. A., OCHSNER, P. E., KUEHL, R., RASCHKE, M., BORENS, O., XIE, Z., VELKES, S., HUNGERER, S., KATES, S. L., ZALAVRAS, C., GIANNOUDIS, P. V., RICHARDS, R. G. et VERHOFSTAD, M. H. J., 2018. Fracture-related infection: A consensus on definition from an international expert group. *Injury*. mars 2018. Vol. 49, n° 3, pp. 505-510. DOI 10.1016/j.injury.2017.08.040.

MORIARTY, A., ELLANTI, P., MOHAN, K., FHOGHLU, C. Ni, FENELON, C. et MCKENNA, J., 2018. A comparison of complication rates between locking and non-locking plates in distal fibular fractures. *Orthopaedics & traumatology, surgery & research: OTSR*. juin 2018. Vol. 104, n° 4, pp. 503-506. DOI 10.1016/j.otsr.2018.03.001.

MUIR, P. et JOHNSON, K. A., 1992. Anaerobic bacteria isolated from osteomyelitis in dogs and cats. *Veterinary surgery: VS*. décembre 1992. Vol. 21, n° 6, pp. 463-466. DOI 10.1111/j.1532-950x.1992.tb00082.x.

MUIR, P., JOHNSON, K. A. et MARKEL, M. D., 1995. Area Moment of Inertia for Comparison of Implant Cross-Sectional Geometry and Bending Stiffness. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*. 1995. Vol. 08, n° 3, pp. 146-152. DOI 10.1055/s-0038-1632446.

NEUMANN, Hanjo, STADLER, Anne, HEUER, Hinrich, AUERSWALD, Marc, GILLE, Justus, SCHULZ, Arndt Peter et KIENAST, Benjamin, 2017. Complications during removal of conventional versus locked compression plates: is there a difference? *International Orthopaedics*. 1 août 2017. Vol. 41, n° 8, pp. 1513-1519. DOI 10.1007/s00264-016-3352-7.

NICOLL, Catherine, SINGH, Ameet et WEESE, J. Scott, 2014. Economic impact of tibial plateau leveling osteotomy surgical site infection in dogs. *Veterinary surgery: VS*. novembre 2014. Vol. 43, n° 8, pp. 899-902. DOI 10.1111/j.1532-950X.2014.12175.x.

NORTON, M. R., 1999. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. février 1999. Vol. 81, n° 2, pp. 159-166. DOI 10.1016/s0022-3913(99)70243-x.

O'BYRNE, K. J. et DALGLEISH, A. G., 2001. Chronic immune activation and inflammation as the cause of malignancy. *British Journal of Cancer*. août 2001. Vol. 85, n° 4, pp. 473-483. DOI 10.1054/bjoc.2001.1943.

PAEPOEMSIN, T., REICHART, P. A., CHAIJAREENONT, P., STRIETZEL, F. P. et KHONGKHUNTHIAN, P., 2016. Removal torque evaluation of three different abutment screws for single implant restorations after mechanical cyclic loading. *Oral & Implantology*. 16 novembre 2016. Vol. 9, n° 4, pp. 213-221. DOI 10.11138/orl/2016.9.4.213.

- PALIERNE, Sophie, FROIDEFOND, Baptiste, SWIDER, Pascal et AUTEFAGE, André, 2019. Biomechanical comparison of two locking plate constructs under cyclic loading in four-point bending in a fracture gap model: two screws versus three screws per fragment. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*. janvier 2019. Vol. 32, n° 01, pp. 059-066. DOI 10.1055/s-0038-1676335.
- PARK, Jin et JEONG, Seong Yup, 2014. Complications and Outcomes of Minimally Invasive Percutaneous Plating for Proximal Humeral Fractures. *Clinics in Orthopedic Surgery*. 16 mai 2014. Vol. 6, n° 2, pp. 146-152. DOI 10.4055/cios.2014.6.2.146.
- PARK, Won Ro et JANG, Jae Hoon, 2019. An inexpensive and rapid method for removal of multiple stripped locking screws following locking plating: A case report. *International Journal of Surgery Case Reports*. 2019. Vol. 57, pp. 134-137. DOI 10.1016/j.ijscr.2019.03.046.
- PERREN, S. M., 2002. Evolution of the internal fixation of long bone fractures. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*. novembre 2002. Vol. 84-B, n° 8, pp. 1093-1110. DOI 10.1302/0301-620X.84B8.0841093.
- PERREN, S.M., FERNANDEZ, A et REGAZZONI, P, 2015. Understanding Fracture Healing Biomechanics Based on the “Strain” Concept and its Clinical Applications. . 2015. Vol. 82, pp. 253-260.
- PIANA, Francesco, SOLANO, Miguel, KALFF, Stephen et YEADON, Russell, 2020. Locking Plate Fixation for Canine Acetabular Fractures. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology: V.C.O.T.* juillet 2020. Vol. 33, n° 4, pp. 294-300. DOI 10.1055/s-0040-1708522.
- PIERMATTEI, Donald L., FLO, Gretchen L. et DECAMP, Charles E., 2009. *Manuel d'orthopédie et traitement des fractures des animaux de compagnie* [en ligne]. 4ème édition. Med'Com. Brinker, Piermattei et Flo. ISBN 978-2-35403-039-1. Disponible à l'adresse : <https://medcom.fr/produit/manuel-dorthopedie-et-traitement-des-fractures-des-animaux-de-compagnie/>
- PRINZ, Vincent, BAYERL, Simon, RENZ, Nora, TRAMPUZ, Andrej, CZABANKA, Marcus, WOITZIK, Johannes, VAJKOCZY, Peter et FINGER, Tobias, 2019. High frequency of low-virulent microorganisms detected by sonication of pedicle screws: a potential cause for implant failure. *Journal of Neurosurgery: Spine*. 28 mai 2019. Vol. 31, n° 3, pp. 424-429. DOI 10.3171/2019.1.SPINE181025.
- QIN, Wenbo, KANG, Jiajie, LI, Jiansheng, YUE, Wen, LIU, Yaoyao, SHE, Dingshun, MAO, Qingzhong et LI, Yusheng, 2018. Tribological Behavior of the 316L Stainless Steel with Heterogeneous Lamella Structure. *Materials*. 27 septembre 2018. Vol. 11, n° 10, pp. 1839. DOI 10.3390/ma11101839.
- R CORE TEAM, 2022. *R* [en ligne]. 2022. Vienna, Austria : R Foundation for Statistical Computing. Disponible à l'adresse : <https://www.R-project.org/>
- REMIGER, A. R., MICLAU, T. et LINDSEY, R. W., 1997. The torsional strength of bones with residual screw holes from plates with unicortical and bicortical purchase. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*. janvier 1997. Vol. 12, n° 1, pp. 71-73. DOI 10.1016/s0268-0033(96)00062-9.

RICCI, William M., TORNETTA, Paul, PETTEYS, Timothy, GERLACH, Darin, CARTNER, Jacob, WALKER, Zakiyyah et RUSSELL, Thomas A., 2010. A comparison of screw insertion torque and pullout strength. *Journal of Orthopaedic Trauma*. juin 2010. Vol. 24, n° 6, pp. 374-378. DOI 10.1097/BOT.0b013e3181c4a655.

ROCCA, M., FINI, M., GIAVARESI, G., NICOLI ALDINI, N. et GIARDIN, R., 2001. Tibial implants: biomechanical and histomorphometric studies of hydroxyapatite-coated and uncoated stainless steel and titanium screws in long-term ovariectomized sheep. *The International Journal of Artificial Organs*. septembre 2001. Vol. 24, n° 9, pp. 649-654.

ROSSON, J., EGAN, J., SHEARER, J. et MONRO, P., 1991. Bone weakness after the removal of plates and screws. Cortical atrophy or screw holes? *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*. mars 1991. Vol. 73, n° 2, pp. 283-286. DOI 10.1302/0301-620X.73B2.2005156.

SABATÉ BRESCÓ, M., O'MAHONY, L., ZEITER, S., KLUGE, K., ZIEGLER, M., BERSET, C., NEHRBASS, D., RICHARDS, R. G. et MORIARTY, T. F., 2017. Influence of fracture stability on Staphylococcus epidermidis and Staphylococcus aureus infection in a murine femoral fracture model. *European Cells & Materials*. 21 novembre 2017. Vol. 34, pp. 321-340. DOI 10.22203/eCM.v034a20.

SALIBA, Felipe Miguel, CARDOSO, Mayra, TORRES, Marcelo Ferreira, TEIXEIRA, Alexandre Carvalho, LOURENÇO, Eduardo José Veras et TELLES, Daniel de Moraes, 2011. A rationale method for evaluating unscrewing torque values of prosthetic screws in dental implants. *Journal of Applied Oral Science*. février 2011. Vol. 19, pp. 63-67. DOI 10.1590/S1678-77572011000100013.

SANDRIESSER, Sabrina, RUPP, Markus, GREINWALD, Markus, HEISS, Christian, AUGAT, Peter et ALT, Volker, 2018. Locking design affects the jamming of screws in locking plates. *Injury*. 1 juin 2018. Vol. 49, pp. S61-S65. DOI 10.1016/S0020-1383(18)30306-1.

SAVIN, David D, LEE, Simon, BOHNENKAMP, Frank C, PASTOR, Andrew, GARAPATI, Rajeev et GOLDBERG, Benjamin A, 2016. Technical Errors May Affect Accuracy of Torque Limiter in Locking Plate Osteosynthesis. *The American Journal of Orthopedics*. 2016. N° E114, pp. 5.

SCHOENFELD, Andrew J., BATTULA, Suneel, SAHAI, Vivek, VRABEC, Gregory A., CORMAN, Steven, BURTON, Lyndsey et NJUS, Glen O., 2008. Pullout Strength and Load to Failure Properties of Self-Tapping Cortical Screws in Synthetic and Cadaveric Environments Representative of Healthy and Osteoporotic Bone. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*. mai 2008. Vol. 64, n° 5, pp. 1302-1307. DOI 10.1097/TA.0b013e318169cd71.

SIAMOS, Georgios, WINKLER, Sheldon et BOBERICK, Kenneth G., 2002. Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *The Journal of Oral Implantology*. 2002. Vol. 28, n° 2, pp. 67-73. DOI 10.1563/1548-1336(2002)028<0067:TRBIPA>2.3.CO;2.

SIQUEIRA, E. G. M., RAHAL, S. C., RIBEIRO, M. G., PAES, A. C., LISTONI, F. P. et VASSALO, F. G., 2014. Exogenous bacterial osteomyelitis in 52 dogs: a

retrospective study of etiology and in vitro antimicrobial susceptibility profile (2000-2013). *The Veterinary Quarterly*. 2014. Vol. 34, n° 4, pp. 201-204.
DOI 10.1080/01652176.2014.974000.

SNOW, Martyn, THOMPSON, Graham et TURNER, Phillip G., 2008. A mechanical comparison of the locking compression plate (LCP) and the low contact-dynamic compression plate (DCP) in an osteoporotic bone model. *Journal of Orthopaedic Trauma*. février 2008. Vol. 22, n° 2, pp. 121-125.
DOI 10.1097/BOT.0b013e318160c84c.

SOLANO, Miguel A., DANIELSKI, Alan, KOVACH, Karla, FITZPATRICK, Noel et FARRELL, Michael, 2015. Locking plate and screw fixation after tibial plateau leveling osteotomy reduces postoperative infection rate in dogs over 50 kg. *Veterinary surgery: VS*. janvier 2015. Vol. 44, n° 1, pp. 59-64. DOI 10.1111/j.1532-950X.2014.12212.x.

STEVENSON, Sharon, 1991. Fracture-associated Sarcomas. *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*. 1 juillet 1991. Vol. 21, n° 4, pp. 859-872.
DOI 10.1016/S0195-5616(91)50087-5.

STOFFEL, Karl, DIETER, Ulrich, STACHOWIAK, Gwidon, GÄCHTER, André et KUSTER, Markus S., 2003. Biomechanical testing of the LCP--how can stability in locked internal fixators be controlled? *Injury*. novembre 2003. Vol. 34 Suppl 2, pp. B11-19. DOI 10.1016/j.injury.2003.09.021.

SYKES, Jane E et KAPATKIN, Amy, 2013. Osteomyelitis, Discospondylitis, and Infectious Arthritis. In : *Canine and Feline Infectious Diseases* [en ligne]. Elsevier Inc. pp. 814-829. [Consulté le 4 avril 2022]. ISBN 978-1-4377-0795-3. Disponible à l'adresse :
<http://www.scopus.com/inward/record.url?scp=84903915377&partnerID=8YFLogxK>

SYLVESTRE, Anne M. (éd.), 2019. *Fracture Management for the small animal practitioner* [en ligne]. John Wiley&Sons, Inc. ISBN 978-1-119-21581-3. Disponible à l'adresse : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/book/10.1002/9781119215950>

TANKARD, Sara E., MEARS, Simon C., MARSLAND, Daniel, LANGDALE, Evan R. et BELKOFF, Stephen M., 2013. Does maximum torque mean optimal pullout strength of screws? *Journal of Orthopaedic Trauma*. avril 2013. Vol. 27, n° 4, pp. 232-235. DOI 10.1097/BOT.0b013e318279791f.

THOMPSON, A. M., BERGH, M. S., WANG, C. et WELLS, K., 2011. Tibial plateau levelling osteotomy implant removal: a retrospective analysis of 129 cases. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology: V.C.O.T.* 2011. Vol. 24, n° 6, pp. 450-456. DOI 10.3415/VCOT-10-12-0172.

TURK, Ryen, SINGH, Ameet et WEESE, J. Scott, 2015. Prospective surgical site infection surveillance in dogs. *Veterinary surgery: VS*. janvier 2015. Vol. 44, n° 1, pp. 2-8. DOI 10.1111/j.1532-950X.2014.12267.x.

VALLEFUOCO, Rosario, LE POMMELLET, Helene, SAVIN, Audrey, DECAMBRON, Adeline, MANASSERO, Mathieu, VIATEAU, Véronique, GAUTHIER, Olivier et FAYOLLE, Pascal, 2016. Complications of appendicular fracture repair in cats and small dogs using locking compression plates. *Veterinary and Comparative*

Orthopaedics and Traumatology: V.C.O.T. 2016. Vol. 29, n° 1, pp. 46-52.
DOI 10.3415/VCOT-14-09-0146.

VILAR, Alexis, 2018. *Les vis piliers en implantologie : protocole d'étude des conséquences de plusieurs vissages/dévisages sur la déformation et le couple de dévissage des vis de piliers implantaire*. DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE. Toulouse : UNIVERSITE TOULOUSE III – PAUL SABATIER FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE.

VISURI, Tuomo, 2006. Malignant Tumors at the Site of Total Hip Prosthesis. Analytic Review of 46 Cases. *The Journal of Arthroplasty*. 1 avril 2006. Vol. 21, n° 3, pp. 311-323. DOI 10.1016/j.arth.2005.03.046.

VOS, Dagmar, HANSON, Beate et VERHOFSTAD, Michiel, 2012. Implant removal of osteosynthesis: the Dutch practice. Results of a survey. *Journal of Trauma Management & Outcomes*. 3 août 2012. Vol. 6, n° 1, pp. 6. DOI 10.1186/1752-2897-6-6.

WEISS, Ervin I., KOZAK, Dan et GROSS, Martin D., 2000. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1 août 2000. Vol. 84, n° 2, pp. 194-199.
DOI 10.1067/mpr.2000.108069.

WHITE, Alexander A., KUBACKI, Meghan R., SAMONA, Jason, TELEHOWSKI, Paul et ATKINSON, Patrick J., 2016. Removal torque of nail interlocking screws is related to screw proximity to the fracture and screw breakage. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine*. juin 2016. Vol. 230, n° 6, pp. 599-603. DOI 10.1177/0954411916645133.

YI, Young-Ah, PARK, Young-Bum, CHOI, Hyunmin, LEE, Keun-Woo, KIM, Sun-Jai, KIM, Kwang-Mahn, OH, Seunghan et SHIM, June-Sung, 2015. The evaluation of osseointegration of dental implant surface with different size of TiO₂ nanotube in rats. *Journal of Nanomaterials*. 1 janvier 2015. Vol. 2015, pp. 2:2.
DOI 10.1155/2015/581713.

Annexes

A. Données brutes des couples de serrage et de desserrage immédiats.

Couple	1,5 Nm		2 Nm		2,5 Nm		3 Nm	
Vis	Serrage	Desserrage	Serrage	Desserrage	Serrage	Desserrage	Serrage	Desserrage
1	1,541	1,336	2,001	1,943	2,625	2,884	3,132	2,761
2	1,556	1,493	2,009	1,927	2,581	2,528	3,115	2,674
3	1,572	1,497	2,015	2,068	2,490	2,898	3,098	2,478
4	1,511	1,627	2,007	2,250	2,595	2,525	3,058	2,401
5	1,559	1,591	2,050	2,192	2,533	2,342	3,054	2,676
6	1,554	1,369	2,009	1,992	2,573	2,506	3,163	2,983
7	1,535	1,412	2,122	2,121	2,603	2,893	3,116	2,903
8	1,529	1,413	2,062	1,789	2,566	2,672	3,185	2,802
9	1,506	1,363	2,042	2,299	2,591	2,701	3,094	3,125
10	1,527	1,288	1,966	1,690	2,588	2,507	3,141	2,987

Couple	3,5 Nm		4 Nm		4,5 Nm		5 Nm	
Vis	Serrage	Desserrage	Serrage	Desserrage	Serrage	Desserrage	Serrage	Desserrage
1	3,747	3,750	4,250	4,351	4,664	4,644	5,520	5,648
2	3,763	3,947	4,207	4,310	4,545	4,784	5,422	5,412
3	3,698	4,252	4,280	4,252	4,616	4,345	5,540	6,346
4	3,693	4,204	4,241	4,307	4,611	4,266	5,459	4,974
5	3,733	3,252	4,184	4,603	4,549	4,633	5,385	5,779
6	3,777	3,564	4,233	4,565	4,592	4,390	5,549	5,781
7	3,704	3,795	4,299	4,273	4,546	4,391	5,476	5,504
8	3,718	3,744	4,233	4,561	4,548	4,148	5,437	5,265
9	3,724	3,574	4,295	4,276	4,561	4,077	5,461	5,689
10	3,763	3,735	4,180	3,918	4,570	4,305	5,440	5,747

B. Données brutes des couples de serrage et de desserrage au cours de dix répétitions successives.

Couple	1,5 Nm		2 Nm		2,5 Nm		3 Nm	
Répétitions	Serrage	Desserrage	Serrage	Desserrage	Serrage	Desserrage	Serrage	Desserrage
1	1,573	1,299	2,054	1,935	2,547	2,984	3,234	3,433
2	1,499	1,355	2,058	1,893	2,590	3,263	3,130	3,031
3	1,518	1,364	2,053	1,839	2,612	3,328	3,168	2,736
4	1,487	1,317	2,063	1,823	2,650	2,926	3,127	2,915
5	1,499	1,312	2,013	1,611	2,562	2,512	3,076	2,682
6	1,482	1,333	2,024	1,466	2,515	2,619	3,038	2,432
7	1,492	1,343	2,032	1,507	2,582	2,396	3,107	2,533
8	1,539	1,375	1,994	1,455	2,578	2,337	3,100	2,359
9	1,529	1,407	2,035	1,398	2,618	2,301	3,082	2,356
10	1,467	1,319	2,150	1,532	2,578	2,416	3,041	2,326

Couple	3,5 Nm		4 Nm		4,5 Nm		5 Nm	
Répétitions	Serrage	Desserrage	Serrage	Desserrage	Serrage	Desserrage	Serrage	Desserrage
1	3,738	3,542	4,243	4,378	4,549	4,690	5,488	5,772
2	3,712	3,600	4,177	4,248	4,507	4,841	5,403	5,753
3	3,683	3,404	4,234	4,264	4,478	4,891	5,418	5,125
4	3,589	3,348	4,251	4,469	4,482	4,802	5,417	5,067
5	3,632	3,226	4,165	3,760	4,501	4,824	5,391	4,924
6	3,654	3,215	4,173	3,647	4,465	4,521	5,349	4,203
7	3,670	3,248	4,219	3,677	4,471	4,249	5,401	3,899
8	3,714	3,389	4,203	3,689	4,499	4,010	5,352	3,645
9	3,679	3,283	4,179	3,211	4,462	4,226	5,396	3,939
10	3,675	3,074	4,146	3,267	4,491	4,041	5,369	3,326

Toulouse, 2022

NOM : **FOLLOPE**

PRENOM : **CLAIRE**

TITRE : Contribution à l'étude des couples de serrage et de desserrage d'une vis verrouillée, dans des plaques de compression à verrouillage (LCP) en acier inoxydable.

RESUME : Les montages verrouillés sont particulièrement adaptés aux techniques d'ostéosynthèse biologique. Le couple de serrage assure le verrouillage adéquat de la vis dans la plaque ce qui garantit l'efficacité de la fixation. Cependant, la stabilité des implants et l'endommagement des têtes de vis constitue des difficultés couramment rencontrées lors de la pose ou de l'ablation du matériel d'ostéosynthèse chez les animaux. Les objectifs de cette thèse sont d'établir une relation entre les couples de serrage et de desserrage d'une vis verrouillée en acier inoxydable et d'estimer une valeur de couple à partir de laquelle un endommagement de la tête est constaté. L'examen des connaissances actuelles met en lumière le manque de données disponibles en médecine vétérinaire concernant cette problématique récente. Dans cette étude, les couples de serrage et de desserrage ont été mesurés pour différentes valeurs de couples de serrage prédéfinies. Les déformations induites sur les têtes de vis ont été révélées et caractérisées par des comparaisons de profil et une observation microscopique.

MOTS-CLES : Vis ; Couple ; Serrage ; Desserrage ; Verrouillée ; Acier inoxydable

TITLE : Contribution to the study of tightening and loosening torques of a locked screw, in stainless steel locking compression plates (LCP).

ABSTRACT : Locking fixtures are particularly suitable for biological osteosynthesis techniques. The tightening torque ensures that the screw is properly locked into the plate, which guarantees effective fixation. However, implant stability and screw head damage are common difficulties encountered during the placement or removal of osteosynthesis material in animals. The objectives of this thesis are to establish a relationship between the tightening and loosening torques of a locked stainless steel screw and to estimate a torque value at which head damage is observed. A review of current knowledge highlights the lack of data available in veterinary medicine regarding this recent issue. In this study, tightening and loosening torques were measured for different predefined torque values. The deformations induced on the screw heads were revealed and characterized by profile comparisons and microscopic observation.

KEY WORDS: Screw; Torque; Tightening; Loosening; Locked ; Stainless Steel