UNIVERSITE DE LILLE

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année de soutenance : 2024

THESE POUR LE

DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le 28 MARS 2024

Par **Zakaria KADDOURI**

Né(e) le 25/02/1997 à Lomme - France

Effet de l'implantoplastie sur les caractéristiques intrinsèques implantaires : Revue de cadrage.

JURY

Président : Monsieur le Professeur Thomas COLARD

Assesseurs : Monsieur le Docteur François BOSCHIN
Monsieur le Docteur HUON Christopher
Madame le Dr Marie DUBAR

Président de l'Université	:	Pr. R. BORDET
Directrice Générale des Services de l'Université	:	M-D. SAVINA
Doyen UFR3S	:	Pr. D. LACROIX
Directrice des Services d'Appui UFR3S	:	G. PIERSON
Doyen de la faculté d'Odontologie UFR3S	:	Pr. C. DELFOSSE
Responsables des Services	:	N. RICHARD
Responsables de la Scolarité	:	G. DUPONT

PERSONNEL ENSEIGNANT DE LA FACULTE

PROFESSEURS DES UNIVERSITES :

K. AGOSSA	Parodontologie
P. BOITELLE	Responsable du département de prothèse
T. COLARD	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
C. DELFOSSE	**Doyen de la faculté d'Odontologie – UFR3S** - Odontologie Pédiatrique
E. DEVEAUX	**Responsable du Département de Dentisterie Restauratrice Endodontie**

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

T. BECAVIN	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
M. BEDEZ	Chirurgie Orale, Parodontologie, Biologie Orale
A. BLAIZOT	Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale.
F. BOSCHIN	Responsable du Département de **Parodontologie**
C. CATTEAU	Responsable du Département de **Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale.**
X. COUTEL	Biologie Orale
A. de BROUCKER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
M. DEHURTEVENT	Prothèses
T. DELCAMBRE	Prothèses
C. DENIS	Prothèses
F. DESCAMP	Prothèses
M. DUBAR	Parodontologie
A. GAMBIEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
F.GRAUX	Prothèses
M. LINEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
T. MARQUILLIER	Odontologie Pédiatrique
G. MAYER	Prothèses
L. NAWROCKI	Responsable du Département de **Chirurgie Orale** Chef du Service d'Odontologie A. Caumartin - CHRU Lille
C. OLEJNIK	Responsable du Département de **Biologie Orale**
P. ROCHER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
L. ROBBERECHT	Dentisterie Restauratrice Endodontie
M. SAVIGNAT	Responsable du Département des **Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux**
T. TRENTESAUX	Responsable du Département d'**Odontologie Pédiatrique**
J. VANDOMME	Prothèses
R.WAKAM KOUAM	Prothèses

Règlementation de présentation du mémoire de Thèse

Par délibération en date du 29 octobre 1998, le Conseil de la Faculté de Chirurgie Dentaire de l'Université de Lille a décidé que les opinions émises dans le contenu et les dédicaces des mémoires soutenus devant jury doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, et qu'ainsi aucune approbation, ni improbation ne leur est donnée.

LISTE DES ABREVIATIONS

PI	**:**	Péri-implantite
IP	**:**	Implantoplastie
BL	**:**	*Bone level* (niveau osseux)
TL	**:**	*Tissue level* (niveau gingivale)
Fmax	**:**	Force de compression maximale
DS	**:**	Pierre d'arkansas
SS	**:**	Carbure de silicone
BOP	**:**	*Bleeding on Probing* (Saignement au sondage)
PS	**:**	Profondeur de sondage
EFP	**:**	Fédération Européenne de Parodontologie
TiZr	**:**	Titane Zirconium
EC	**:**	connexion hexagonale externe
IC	**:**	connexion hexagonale interne
CC	**:**	connexion conique
TM	**:**	Test de chargement cyclique
TiTL	**:**	Implant en titane *tissue level*

Table des matières

1 INTRODUCTION 8

1.1 LA PERI-IMPLANTITE 9

1.2 LE TRAITEMENT DES PERI-IMPLANTITES 14

1.3 L'IMPLANTOPLASTIE 17

1.3.1 DEFINITION 17

1.3.2 PROCEDURE CHIRURGICALE 17

1.3.3 EFFETS DE L'IMPLANTOPLASTIE DANS LE CADRE DE LA PRISE EN CHARGE DES PERI-IMPLANTITES 19

2 OBJECTIF DU TRAVAIL DE THESE : 20

3 MATERIEL ET METHODES 22

3.1 METHODOLOGIE DE RECHERCHE 22

3.1.1 COLLECTE DES DONNEES 22

3.1.2 DIAGRAMME DE FLUX 23

3.1.3 LES CRITERES D'INCLUSION 23

3.1.4 LES CRITERES DE NON-INCLUSION 24

4 RESULTATS 24

4.1 TABLEAU 1 – EXTRACTION SYNTHETIQUE DES DONNEES DES ETUDES ANALYSEES 25

4.2 RESISTANCE A LA FRACTURE, A LA FATIGUE ET LIMITE ELASTIQUE DES IMPLANTS TRAITES IN VITRO PAR UNE IMPLANTOPLASTIE 34

4.2.1 RESISTANCE A LA FRACTURE 34

4.2.2 RESISTANCE A LA FATIGUE ET LIMITE ELASTIQUE : 36

4.3 RESISTANCE A LA CORROSION 37

4.4 DOMMAGES AUX DENTS ADJACENTES APRES IMPLANTOPLASTIE 37

4.5 SYNTHESE DES RESULTATS 38

5 DISCUSSION 41

5.1 RESISTANCE A LA FRACTURE, A LA FATIGUE ET LIMITE ELASTIQUE DES IMPLANTS TRAITES AVEC UNE IMPLANTOPLASTIE 41

5.2 RESISTANCE A LA CORROSION DES IMPLANTS TRAITES AVEC UNE IMPLANTOPLASTIE 44

5.3 DOMMAGES AUX DENTS VOISINES SUITE A UNE IMPLANTOPLASTIE 45

6 CONCLUSION 46

7 REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES 49

8 ANNEXE 54

1 Introduction

L’implantologie s’impose aujourd’hui comme la technique de référence dans la restauration des édentements partiels ou totaux. Cependant, compte tenu du nombre d’implants posés ces vingt-cinq dernières années, les péri-implantites font maintenant partie des complications à gérer au quotidien puisqu’elles touchent près d’un patient sur 5 dans les dix ans après la mise en place des implants. (1) Le traitement non chirurgical péri-implantaire, dans le cas des péri-implantites, est souvent limité même s’il reste nécessaire pour assainir les tissus et initier une diminution de l’inflammation par un débridement de la lésion implantaire associée à une gestion des facteurs de risque et un enseignement au contrôle de la plaque dentaire. Ainsi un traitement chirurgical complémentaire est bien souvent nécessaire et l'implantoplastie a émergé en tant que procédure pouvant décontaminer efficacement la surface implantaire. L’implantoplastie, au-delà d’une simple décontamination, permet de transformer la partie exposée de l’implant en éliminant les spires/microspires qui pourraient favoriser le développement de nouveaux biofilms. Elle s’impose progressivement comme une option de traitement de la péri-implantite extrêmement intéressante puisque réalisée sans biomatériau ni membrane. (2)

L'objectif principal de ce travail de thèse est de procéder à une compilation de la littérature existante pour évaluer les impacts de l'implantoplastie sur les caractéristiques intrinsèques des implants dentaires. La première partie de ce travail se concentre sur la définition de la péri-implantite et de l'implantoplastie, afin d’établir les bases conceptuelles nécessaires à la compréhension des parties suivantes. Puis les objectifs de la thèse qui sont au cœur du travail de recherche ainsi que la méthodologie et les résultats de la revue de cadrage sont détaillés. Finalement les résultats sont discutés et une conclusion résume les principales découvertes de la revue de cadrage et évoque les potentielles implications pratiques pour les professionnels chirurgiens-dentistes.

1.1 La péri-implantite

La péri-implantite (PI) fait partie des maladies péri-implantaires et est définie comme un état pathologique associé aux biofilms péri-implantaires caractérisée par une inflammation de la muqueuse péri-implantaire et une perte progressive de l'os péri-implantaire de soutien. (1)

En l'absence de données initiales, les symptômes cliniques de la PI sont :

- la présence d'un saignement au sondage (BOP) et/ou d'une suppuration ;
- une profondeur de sondage (PS) ≥ 6 mm ;
- un niveau osseux situé à 3 mm ou plus apicalement de la partie la plus coronaire de la partie intra-osseuse de l'implant.

En présence de données initiales, le diagnostic de PI est basé sur une évolution de la PS associée à des signes cliniques de saignement et/ou suppuration ainsi que la présence d'une perte osseuse au-delà du remodelage osseux initial après la pose de l'implant. (1,2)

La figure 1 est une radiographie rétro-alvéolaire sur laquelle une lyse osseuse alvéolaire autour des implants en 35 et 36 est observable, atteignant respectivement la moitié des spires implantaires et les 4 premières spires implantaires. Cette lyse osseuse constitue le signe caractéristique radiographique d'une PI.

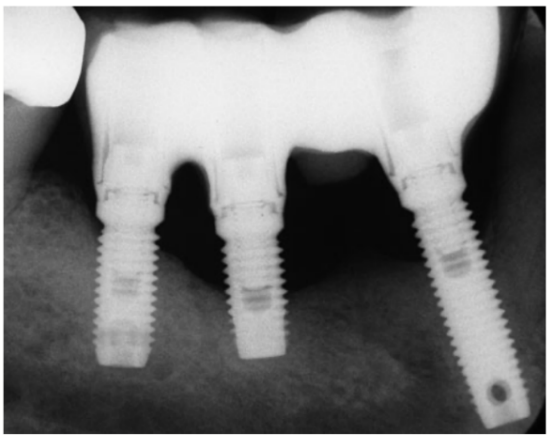
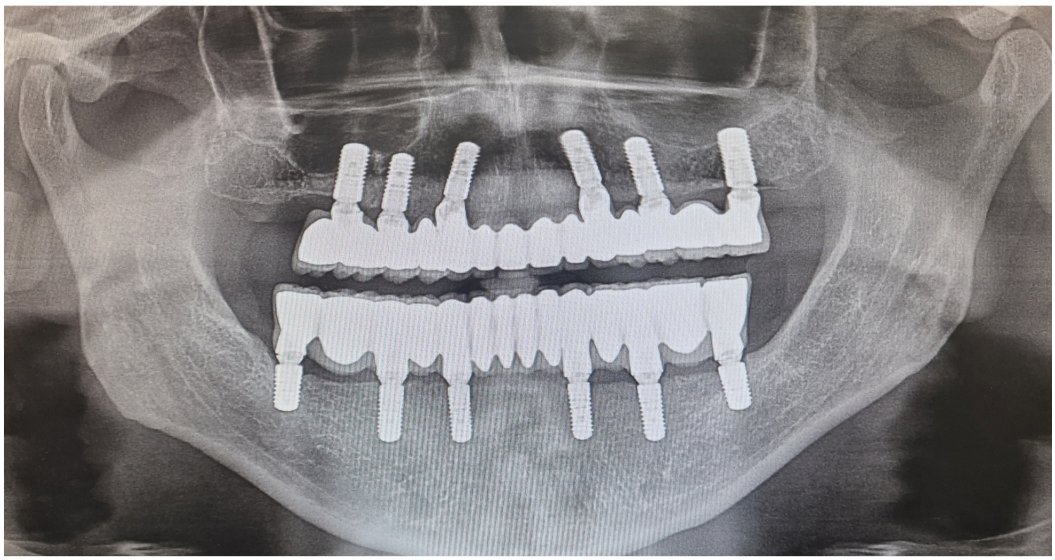


Figure 1. Radiographie rétro-alvéolaire montrant une lyse osseuse autour des implants (3)

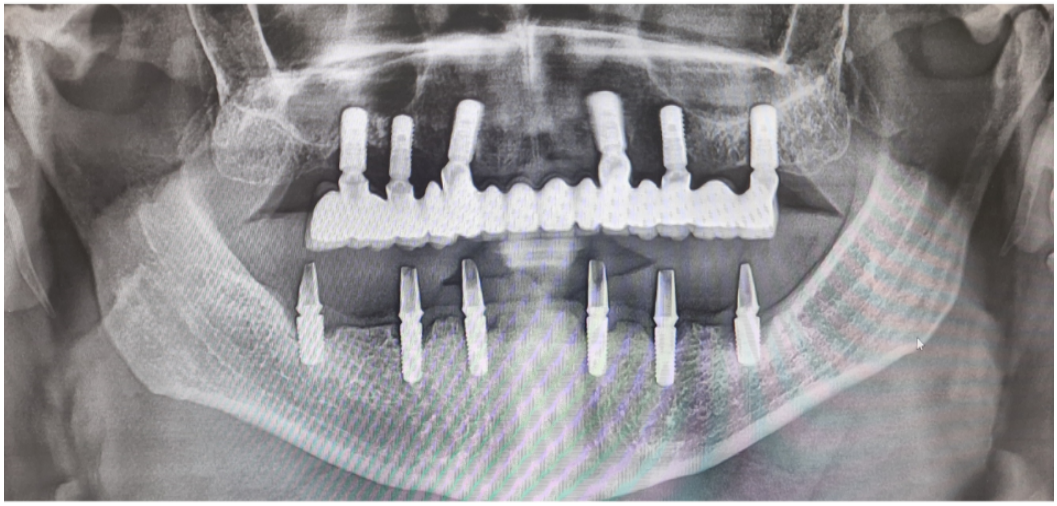
La Figure 2 est constituée des photographies et radiographies d'un patient édenté total et réhabilité par des bridges sur implants maxillaire et mandibulaire (« *all-on-six* »). La PI peut toucher à la fois des implants présents chez des patients réhabilités localement comme des implants posés chez des patients totalement édentés.

A

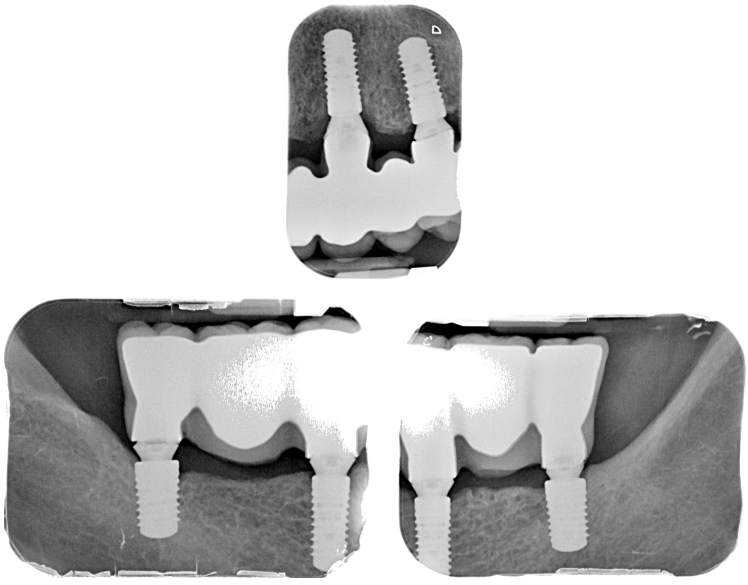
B



C



D



E

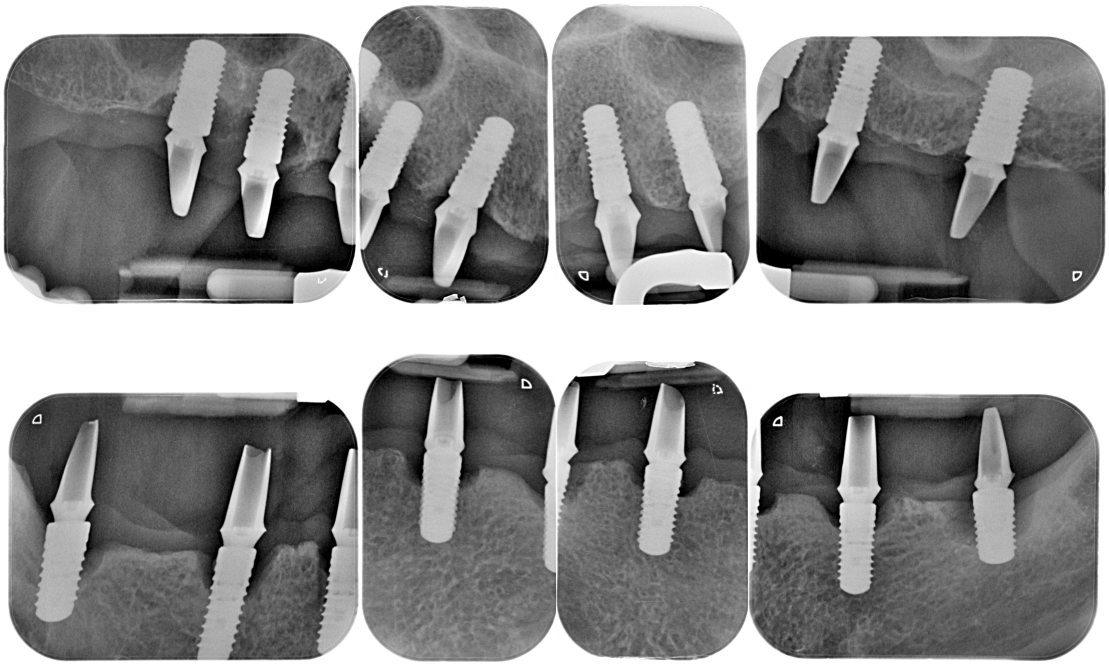


*Figure 2. Photographies et radiographies panoramiques et rétro-alvéolaires d'un patient réhabilité par des bridges sur implants et présentant, sur tous ses implants, une PI. **A**-photographies en vue de face avec et sans les prothèses implantaires (2023) ; **B**-Radiographie panoramique datant de 2016 ; **C**-Radiographie panoramique datant de 2022 ; **D**-Radiographies rétro-alvéolaires datant de 2016 ; **E**-Radiographies rétro-alvéolaires datant de 2023*

Des facteurs/indicateurs de risque ont été identifiés exacerbant la réponse inflammatoire à la présence des biofilms autour des implants (facteur étiologique) comme (i) des antécédents de parodontite sévère, (ii) un mauvais contrôle de la plaque dentaire par le patient et (iii) l'absence de maintenances péri-implantaires régulières après le traitement implantaire. Des preuves moins fortes ont été trouvées pour le tabagisme et le diabète, ou des facteurs locaux tels que la présence de ciment sous-muqueux après la restauration prothétique de l'implant, ou le positionnement des implants limitant l'accès au contrôle de plaque et à l'entretien lors des maintenances pour le chirurgien-dentiste. D'autres facteurs tels que l'absence de muqueuse kératinisée péri-implantaire, la présence d'une surcharge occlusale ou la présence de particules de titane dans les tissus péri-implantaires, la nécrose par compression osseuse et la surchauffe de l'os lors de la pose implantaire ont été proposés comme facteurs de risque pour l'apparition

et/ou la progression des maladies péri-implantaires, mais des recherches supplémentaires sont nécessaires pour clarifier leurs véritables rôles.

La PI peut progresser selon un modèle dit d'accélération non linéaire et à un rythme plus rapide que pour les lésions observées dans la parodontite. (1,5)

Sans traitement, sa progression conduira à la perte de l'implant. Les maladies péri-implantaires, et notamment la PI, représentent un problème de santé publique croissant du fait de leur prévalence élevée, de leurs conséquences pour les patients et des coûts de santé substantielles qu'elles engendrent.

1.2 Le traitement des péri-implantites

La PI est une maladie fréquente qui affecte un grand nombre de patients ayant des implants dentaires. Cette complication entraîne une perte progressive de l'os péri-implantaire, conditionnant des défauts de formes et de tailles différentes (Figure 3).

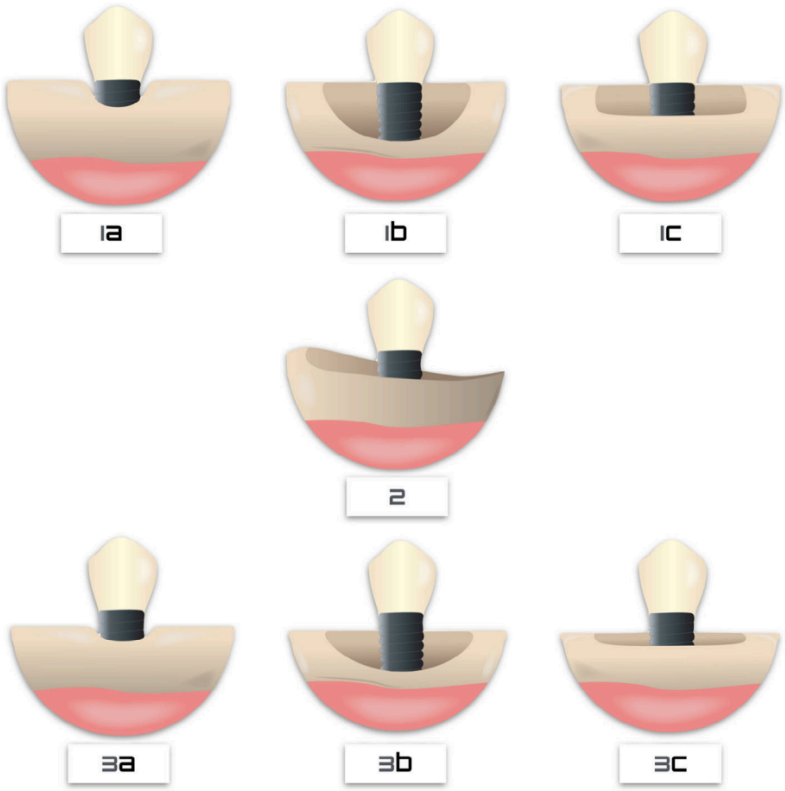


Figure 2. Illustration de la classification du défaut morphologique de la péri-implantite. d'après
I : Défaut vertical infra-osseux, II : défaut horizontal supra-osseux, III : défaut combiné. a : déhiscence, b : défaut osseux à 3 ou 3 parois, c : défaut osseux circonférentiel (8)

Diverses approches ont été proposées pour traiter la PI, allant des options non chirurgicales aux options chirurgicales. Selon le rapport consensus du World Workshop sur la Classification des conditions et maladies parodontales et péri-implantaires (2017), les stratégies de traitement anti-infectieux de la PI parviennent à réduire l'inflammation des tissus mous et à supprimer la progression de la maladie. (1,9)

Le traitement doit se concentrer sur la décontamination des surfaces implantaires et la création d'un environnement favorable à la réduction de l'inflammation. (10)Par conséquent, une décontamination incomplète de la surface de l'implant sera à l'origine de la progression de la pathologie. (11,12)

Les lignes directrices, récemment proposées par l'EFP (Fédération Européenne de Parodontologie) et publiées en 2023 sur le traitement des PI, indiquent la nécessité d'un traitement non chirurgical systématique suivi d'une réévaluation amenant soit à la mise en place d'un traitement chirurgical soit à une maintenance péri-implantaire. (6) Elles indiquent que les interventions suivantes sont indispensables lors du traitement non chirurgical péri-implantaire : (i) instruction et motivation au contrôle de plaque, (ii) contrôle des facteurs de risque généraux et locaux modifiables du patient, (iii) nettoyage/retrait/modification de la prothèse implantaire (iv) instrumentation supra-marginale et sous-marginale et (v) traitement parodontal concomitant selon les besoins. Les objectifs visés, après une évaluation entre 6 et 12 semaines post-traitement sont : des PS résiduelles ≤5mm sans saignement au sondage (maximum 1 site toléré par implant) et sans suppuration. Si ces points ne sont pas atteints, un traitement complémentaire s'avère alors nécessaire. Plusieurs protocoles ont été rapportés pour l'instrumentation péri-implantaire : un débridement mécanique à l'aide de curettes, d'appareils à ultrasons, d'air-abrasifs, de lasers, ainsi que la thérapie photodynamique et l'utilisation complémentaire d'adjuvants antimicrobiens (antibiotiques ou d'antiseptiques). (13) Les lignes directrices ne suggèrent pas l'emploi du laser, de la photothérapie dynamique, de l'aéropolissage, d'antimicrobiens à libération prolongée ou de probiotiques en adjuvants lors du traitement des PI. L'utilisation des curettes et/ou instruments ultrasoniques dans des matériaux adaptés aux implants (titane, carbone, plastique) est recommandée et considérée comme le traitement de base des PI même si certains auteurs avancent des effets limités. Par exemple, Figuero et al. ont observé que les procédures non chirurgicales péri-implantaires ont des effets mesurables sur le saignement au sondage à court terme, mais ont des effets limités sur la réduction de la PS lorsque les sondages initiaux sont profonds. Ces conclusions sont avancées également par Renvert et Polyzois. qui trouvent que le traitement non chirurgical péri-implantaire a une efficacité limitée, en particulier dans les cas avancés. (14–16)Cela semble associé à un accès limité à la surface de l'implant (spires), ce qui rend difficile le nettoyage efficace de la surface contaminée par les micro-organismes. Par conséquent, des interventions chirurgicales complémentaires sont souvent nécessaires.

Les spires, présentes sur la surface implantaire, souvent rugueuses, sont à l'origine de rétention microbienne et rendent difficile la décontamination de la surface implantaire. Depuis plusieurs années, l'implantoplastie a été présentée comme une procédure complémentaire chirurgicale péri-implantaire intéressante dans le traitement des PI. (18) Pour l'EFP, les preuves actuelles sont encore insuffisantes pour élaborer des recommandations en ce qui concerne l'implantoplastie dans le traitement des PI. Elles indiquent seulement qu'aucune preuve ne démontre la supériorité d'une technique chirurgicale par rapport à une autre (lambeau d'assainissement +/- reconstruction péri-implantaire [greffe osseuse avec ou sans membrane] ou chirurgie résectrice). (6)

1.3 L'implantoplastie

1.3.1 Définition

L'implantoplastie est une procédure mécanique clinique réalisée dans le cadre de la prise en charge thérapeutique des PI consistant à supprimer les spires apparentes et à lisser la surface de l'implant afin d'établir une zone transmuqueuse plus favorable à la cicatrisation des tissus péri-implantaires. (19)

1.3.2 Procédure chirurgicale

L'implantoplastie, consiste à lisser la surface implantaire avec l'utilisation d'instruments rotatifs. Les fraises utilisées sont en carbure de tungstène ou diamantées, disponibles en formes allongées ou biconvexes. Le col allongé de ces fraises permet un accès à la zone à traiter. Un premier passage se fait avec une fraise à bague rouge (figure 4) afin d'obtenir une élimination efficace des spires exposées de l'implant. Un second passage s'effectue avec une fraise bague blanche (figure 5) pour finir l'état de surface. Le polissage peut être réalisé par la suite avec des polissoires en silicone ou des pierres Arkansas. (14,20)

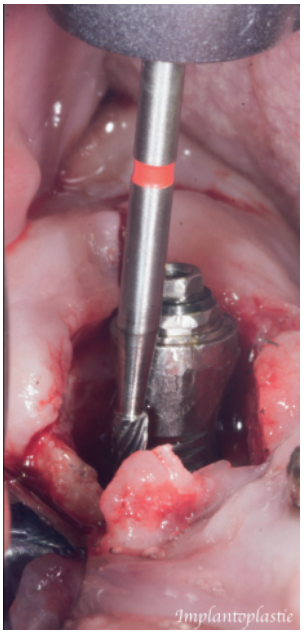


Figure 4. Passage d'une fraise bague rouge pour lisser les spires de l'implant (20)

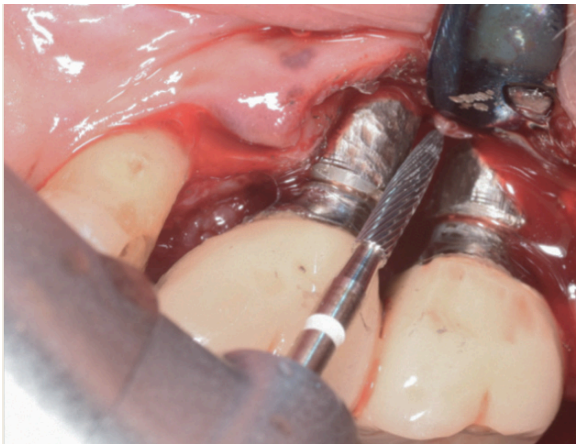


Figure 5. Passage d'une fraise bague blanche lors de l'implantoplastie (20)

1.3.3 Effets de l'implantoplastie dans le cadre de la prise en charge des péri-implantites

L'implantoplastie semble permettre la réduction de l'inflammation péri-implantaire à court terme et à long terme. En effet les modifications de la surface de l'implant suite à l'implantoplastie montrent une diminution du saignement au sondage, de la suppuration ainsi qu'une diminution de la profondeur de sondage péri-implantaires.(21) L'amélioration des paramètres radiographiques et cliniques est constatée comme stable dans la littérature avec des résultats similaires entre chirurgie péri-implantaire avec implantoplastie et chirurgie péri-implantaire sans implantoplastie. . Ces résultats sont expliqués par le fait que l'implantoplastie élimine efficacement les biofilms présents à la surface implantaire, créant une surface d'implant relativement lisse, moins sujette à la réinfection et plus facile à décontaminer ultérieurement dans le cadre de la thérapeutique de soutien péri-implantaire. (25,29) En effet cette procédure modifiant mécaniquement la surface de l'implant est avancée comme favorisant la réduction de l'adhérence bactérienne et l'adaptation des tissus mous pendant le processus de cicatrisation. (22,26) Des études ont démontré une corrélation négative entre la forte rugosité des surfaces dentaire et l'adhésion des biofilms matures, confirmée aussi sur des surfaces artificielles comme le titane avec les implants rugueux (2µm ou plus) hébergeant 25 fois plus de micro-organismes, dont des bactéries mobiles, que les implants moins rugueux. (24,32) Les résultats d'études *in situ* et cliniques suggèrent que les zones implantaires les plus colonisées par les biofilms sont les dépressions entre les spires implantaires mais l'impact de l'implantoplastie sur ces zones spécifiques reste à clarifier dans la littérature scientifique. (26,29)

Cependant, plusieurs problèmes potentiels ont été avancés par les praticiens employant l'implantoplastie. Par exemple, l'utilisation d'instruments rotatifs à grande vitesse pourrait provoquer une augmentation de la température autour de l'implant et affecter les tissus environnants, bien que cela puisse être résolu en utilisant une irrigation adéquate. Un autre problème potentiel est la dispersion des particules de titane dans les tissus adjacents. L'implantoplastie réduisant à la fois le diamètre de l'implant et l'épaisseur de ses parois pourrait diminuer la capacité de l'implant à résister à la fracture sous l'effet de charges fonctionnelles comme lors de la mastication. Associé à une augmentation du rapport couronne-implant due à la perte osseuse, cela pourrait accroître l'effet de

levier, ce qui, en présence de forces de mastication élevées ou d'habitudes para-fonctionnelles, pourrait entraîner des complications telles que la fracture ou des déformations de l'implant ou le dévissage fréquent de la vis prothétique. (3,11,31)

2 Objectif du travail de thèse :

Les maladies péri-implantaire sont considérées comme les complications à long terme les plus fréquentes associées aux implants dentaire. Les maladies péri-implantaires regroupent la mucosite péri-implantaire ainsi que la PI. Alors que la mucosite péri-implantaire est une réaction inflammatoire réversible qui se produit dans les tissus mous qui entourent un implant dentaire en usage, la PI correspond à une réaction inflammatoire irréversible associée à la perte de l'os de soutien autour d'un implant dentaire en usage. (32,33) Les traitements non-chirurgicaux semblent avoir une réponse limitée dans le traitement de la PI même si cette étape est recommandée avant la mise en œuvre de tout autre traitement pour cette pathologie. En effet, lorsque le biofilm est formé il semble difficile de le désorganiser efficacement sans procédure chirurgicale notamment dans les cas de défauts péri-implantaires sévères.

Différentes études révèlent des résultats plutôt positifs concernant l'implantoplastie comme procédure complémentaire chirurgicale pour le traitement des PI. En effet sur différentes valeurs objectives, le saignement au sondage, la profondeur de sondage de l'implant et la suppuration au sondage, l'implantoplastie se dresse comme un traitement prometteur dans la prise en charge de la PI. (34,35) Cependant, cette procédure chirurgicale, qui consiste à lisser les spires exposées de l'implant, semble également modifier les caractéristiques intrinsèques de l'implant initialement conçu par le fabricant et pourraient entrainer des conséquences sur le maintien de l'implant sur l'arcade comme des déformations voire des fractures de l'implant (Figure 6).

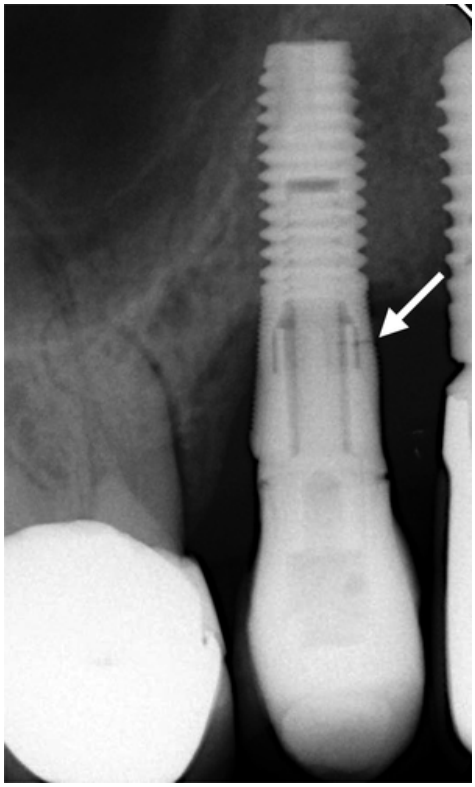


Figure 6 Fracture du col de l'implant après implantoplastie (35)

Ainsi cette thèse a pour objectif de répondre aux questions de recherche suivante :

- L'implantoplastie impacte-t-elle les caractéristiques intrinsèques de l'implant ?

- L'implantoplastie fragilise-t-elle l'implant et donc sa survie sur le long terme ?

Pour ce faire, une revue de cadrage a été effectuée.

3 Matériel et méthodes

3.1 Méthodologie de recherche

3.1.1 Collecte des données

Les bases de données Medline (Pubmed), ScienceDirect, Web of Science ont été consultées entre le 1er avril 2023 et le 30 avril 2023. Plusieurs combinaisons de termes de recherche ont été utilisées dans les bases de données électroniques : « implantoplasty + dental implant »; « implantoplasty + dental implant + elastic limit »; « implantoplasty + dental implant + roughness »; « implantoplasty + dental implant + diameter »; « implantoplasty + dental implant + chemical surface composition » ; « implantoplasty + dental implant + implant failure » ; « implantoplasty + dental implant + fracture resistance ».

Une recherche complémentaire dans la littérature grise également en français et dans la bibliographie des articles sélectionnés par la stratégie de recherche a également été effectuée.

Les recherches ont été menées sur les articles qui portent leur date de parution après le 1er janvier 2019. Les articles en doublon ont été éliminés (N=200). Ensuite, une lecture des titres et des résumés de chaque article a été effectuée, puis une recherche spécifique des termes « implantoplasty » a été réalisée dans le document complet afin d'éliminer tous les articles ne traitant pas du sujet. Les articles portant sur l'effet bénéfique de l'implantoplastie ainsi que les articles portant exclusivement sur l'impact de l'implantoplastie sur les tissus parodontaux ont été écartés (N=83). Puis chaque article a été examiné dans son intégralité.

9 articles ont été sélectionnés et inclus dans la revue (Figure 7). La recherche complémentaire dans la littérature grise ou à partir de la bibliographie des études incluses initialement dans la revue n'a pas apporté d'article supplémentaire. Ainsi au total 9 articles ont été inclus et analysés dans cette revue de cadrage.

3.1.2 Diagramme de flux

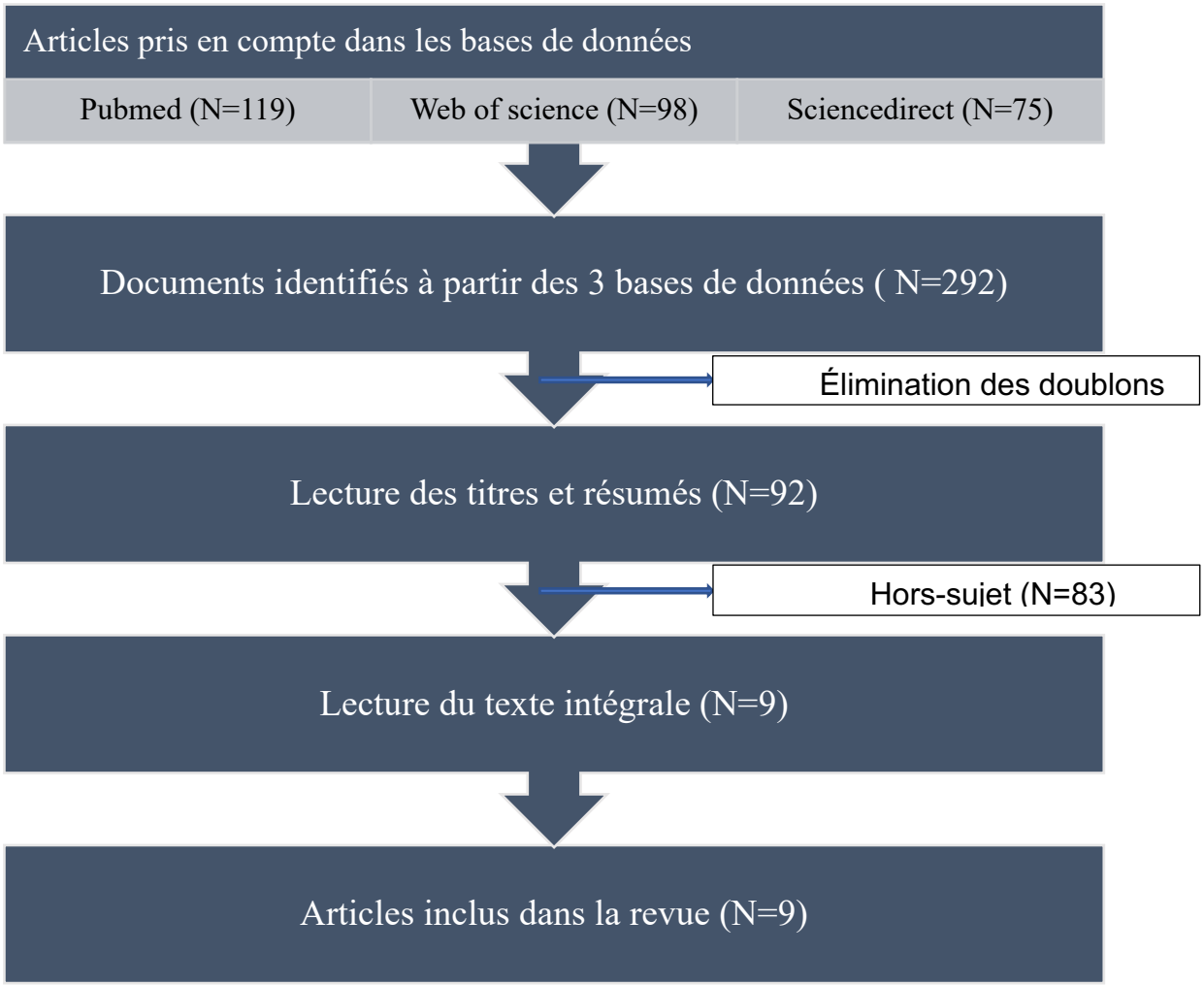


Figure 7. Diagramme de flux

3.1.3 Les critères d'inclusion

Les critères d'inclusion qui ont été utilisés dans le processus de sélection des études étaient :

– Date de parution : parution après le 1er janvier 2019
– Publications en français ou en anglais

Aucune restriction concernant le type d'article, ni le pays de l'étude n'a été opérée, afin d'élargir au maximum le nombre d'articles sélectionnés.

3.1.4 Les critères de non-inclusion

Les critères de non-inclusion utilisés dans le processus de sélection des études pour la revue étaient :

– Articles ne traitant pas de l'impact de l'implantoplastie sur l'implant

4 Résultats

Une synthèse du recueil des données est présenté dans le tableau 1. Les tableaux complets initiaux se trouvent en annexe 1.

4.1 Tableau 1 – Extraction synthétique des données des études analysées

	Objectifs de l'étude	Matériaux	Méthodologie	Résultats
Sweety D Shah et Al. Strength of titanium-zirconium alloy implants with a conical connection after implantoplasty. (10) J Prosthet Dent 2022	Déterminer l'effet de l'implantoplastie (IP) sur la résistance à la rupture	- 28 implants en alliage titane-zirconium (TiZr) ; Roxolid Bone Level Implant Regular CrossFit SLA ;Institut Straumann AG ; diamètre de plate-forme de 4,1 mm ; longueur de 10 mm. - Les implants ont été fixés dans des tubes en fibre de verre avec une résine composite double polymérisée, avec une exposition de 5 mm de la face coronale du corps de l'implant soit 50%. - 4 groupes différents selon qu'ils aient subi une implantoplastie ou non en utilisant différents instruments rotatifs diamantés	- IP manuelle avec une pièce à main à grande vitesse sous irrigation – contrôle visuel de l'aspect lisse ; - test de compression : Machine d'essai mécanique universelle servo-hydraulique, résistance maximale à la rupture par compression à 250N = résistance à la fracture avant la rupture	- Les implants ayant bénéficié de l'IP et subi une force cyclique de 250N présentent une résistance à la fracture plus faible (1480.7±64.1N versus 1252.1±85.7N, $p < 0,05$). L'IP peut être contre-indiquée chez les patients ayant des forces élevées masticatoires

Octavi Camps-Font et al. Effect of Implantoplasty on Roughness, Fatigue and Corrosion Behavior of Narrow Diameter Dental Implants (33) J Funct Biomater 2023	Déterminer l'effet de l'IP sur la résistance à la fatigue des implants dentaires Ti6Al4V étroits, avec une connexion interne et une surface modérément rugueuse et sur la résistance à la corrosion des implants traités.	- Vingt implants dentaires commerciaux Ti6Al4V (titane grade 5), coniques et en forme de vis - Perte osseuse simulée de 50 %. - Dix implants ont subi une IP et 10 ont servi de contrôle.	- IP manuelle a été réalisée selon le protocole simplifié à trois fraises décrit par Costa- Berenguer et al. jusqu'à ce que la partie coronaire de 5 mm de l'implant présente une surface uniformément lisse et brillante - Dix-neuf implants ont subi des tests de fatigue : 10 implants dans le groupe IP et 9 implants dans le groupe témoin - Résistance à la corrosion : La surface d'essai pour chaque échantillon était de 15,2 mm2. L'électrolyte utilisé pour tous les essais était la solution de Hank (ThermoFisher, Madrid, Espagne). La corrosion sera localisée sur les implants traités à l'interface de la rugosité et de la pièce usinée puisque c'est dans cette zone que les différences de contraintes résiduelles et de topographie vont produire des potentiels de corrosion.	- L'IP produit une diminution de résistance à la corrosion par rapport aux échantillons sans IP notamment dans les zones d'interface lisse-rugueux (0,069µA/cm2 après IP dans la zone d'interface versus 0,019µA/cm2 pour les implants avant IP) L'IP a un impact faible sur la résistance à la fatigue même dans des situations défavorables où des implants à connexion hexagonale interne de diamètre étroit sont impliqués (529N après IP versus 551N pour les implants contrôles)

Kristina Bertl et al. Does implantoplasty affect the failure strength of narrow and regular diameter implants? A laboratory study. (36) Clin Oral Investig 2021	Évaluer si l'impact de la procédure d'IP sur la résistance de l'implant dépend du type ou de la conception de l'implant, de son diamètre et/ou de son matériau.	- Les implants inclus dans cette étude étaient fournis par une seule entreprise (Institut Straumann AG, Bâle, CH) ; implants à connexion interne de 10 mm de longueur. 14 types/conceptions différentes : 7 implants par groupe - étroits (3,3 mm de diamètre) et réguliers (4,1 mm de diamètre), et matériau : titane grade IV (Ti) et alliage titane-zirconium - La moitié des implants ont été soumis à l'IP	- L'IP a été réalisée par ordinateur. - Le test mécanique du matériau de l'implant a été effectué selon la norme DIN ISO (essai de fatigue pour les implants endo-osseux) - Avant d'être soumis à un chargement jusqu'à la rupture, les implants ont subi un chargement dynamique préalable dans un dispositif de précharge afin de simuler les forces de mastications.	- Aucun des implants de diamètre régulier ni des implants BL (*Bone Level)* de diamètre étroit n'a subi de fracture lors de la mise en charge dynamique. En revanche, six implants TL (*Tissue Level*) de petit diamètre ont été fracturés lors de cette étape (résistance à la fracture diminuée de 16 à 23% passant de 500N environ à 350N environ) - L'IP a réduit de manière significative la résistance maximale à la rupture de l'implant, quel que soit le type/conception, le diamètre ou le matériau de l'implant ($p<0,001$), mais la résistance maximale à la rupture des implants de diamètre réguliers (non étroits) et des implants BL étroits est restée élevée. - meilleure résistance pour les implants avec IP en TiZr et diamètre étroit par rapport aux implants en Ti (diminution de la résistance de 16% et 23% respectivement)

Markel Diéguez-Pereira et al. Effect of implantoplasty on the elastic limit of dental implants of different diameters (11) Int J Implant Dent 2021	Déterminer les limites élastiques de connexion interne, des implants dentaires de différents modèles et diamètres après une IP	- 315 implants auto-taraudants, "tissue level" et "bone level" présentant diverses dimensions de col, de corps et de plate-forme prothétique. - Les groupes IMP1 et IMP2 ont fixé les implants de 7 mm dans un bloc de résine, avec 4,5 mm à l'extérieur pour l'implant tissulaire/*tissue level* (col usiné de 1,5 mm) et 3 mm pour l'implant osseux/*bone level* (col usiné de 3 mm), simulant une perte osseuse de 3 mm. - Groupes établis : IMP1 avec IP standardisée *n* = 105 ; IMP2 avec IP manuelle *n* = 105 ; Contrôles les 105 implants restants	- L'IP a été effectuée avec une fraiseuse industrielle pour une standardisation (IMP1) - ou *avec* l'approche conventionnelle manuellement, à l'aide de fraises à grande vitesse (IMP2) - Tests de chargement : Tous les implants ont été soumis à des tests de chargement conformément aux directives ISO - Évaluation des surfaces d'implants : Après l'IP pour les deux groupes, une surface aléatoire de chaque implant a été examinée à l'aide d'un microscope électronique à balayage.	- IMP1 : la réduction de la limite élastique des implants *tissue level* de diamètres 3,5 mm et 4 mm était respectivement de 5,17 % (76,8N) et 3,18 % (108,9 N). - IMP2, ces réductions étaient plus importantes, atteignant respectivement 23,74 % (11,6 N) et 20,98 % (48,8 N). L'étude a montré que les implants *tissue level* et *bone level* des groupes IMP1 et IMP2 ont présenté une réduction de leur limite élastique par rapport au groupe contrôle surtout lorsque l'IP était manuelle et sur les diamètres étroits ($p<0,05$). implants osseux : déformation dans la zone coronaire proche de la connexion du pilier ; implants tissulaires : déformation dans la zone apicale de la surface sur laquelle l'IP a été réalisée

B Leitão-Almeida et al. Effect of bone loss on the fracture resistance of narrow dental implants after implantoplasty. An *in vitro* study (37) Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2021	Déterminer si le degré de perte osseuse influence la résistance à la fracture des implants avec ou sans IP.	- 32 implants dentaires en titane de grade V, de 3,5 mm de diamètre et 15 mm de longueur. Ces implants avaient une surface rugueuse et une connexion externe hexagonale. - Les implants IP et témoins ont été divisés en deux sous-groupes en fonction de l'importance de la perte osseuse (3 mm ou 7,5 mm). - Seize de ces implants ont été désignés comme groupe de contrôle, tandis que les 16 autres ont été soumis à une IP. De plus, deux sous-groupes de 8 implants chacun ont été formés en fonction de la simulation d'une perte osseuse de 3 mm ou 7,5 mm.	- L'IP a été réalisée par un chirurgien expérimenté selon la technique décrite par Costa-Berenguer et al. à l'aide d'une fraise en carbure de tungstène de forme ovale et deux polissoirs en carbure de silicium - Les changements de largeur de l'implant ont été évalués par des radiographies simples - Des tests de résistance à la fracture ont été effectués dans chaque groupe pour déterminer la force de compression maximale (Fmax) atteinte avant la fracture de l'implant	- Résistance à la fracture diminue considérablement lorsque la perte osseuse est plus importante (7,5 mm), que les implants aient subi une IP ou non. Cependant, il semble que l'IP n'ait pas un impact significatif sur la résistance à la fracture des implants à plate-forme étroite avec une connexion hexagonale externe. Au lieu de cela, la quantité de perte osseuse semble être un facteur critique, car la force maximale nécessaire pour fracturer les implants était sensiblement plus faible dans les sous-groupes avec une perte osseuse de 7,5 mm par rapport à ceux avec une perte de 3 mm (3 mm: 803.25N ± 191.61; 7.5 mm: 570.85N ± 96.45; $p<0.001$)

Philipp Sahrmann et al. Titanium Implant Characteristics After Implantoplasty: An In Vitro Study on Two Different Kinds of Instrumentation (38) Int J Oral Maxillofac Implants 2019	Comparer deux modalités courantes d'IP, à savoir fraises diamantées + des pointes à polir abrasives en pierres d'Arkansas (DS) ou une pointe à polir en pierre d'Arkansas + polissoirs en carbure de silicone (SS).	- Quinze modèles de maxillaire ont été fabriqués à partir de pierre de laboratoire dentaire blanche avec des premières molaires manquantes dans les deux quadrants. - Des implants en titane (Camlog screw line, 4,3/13 mm, Camlog Biotechnologies) ont été placés au niveau des deux premières molaires maxillaires dans des modèles exposant 6 mm de leur surface. L'IP a été effectuée sur des têtes fantômes, avec une instrumentation des surfaces exposées à l'aide de diamants, de pierres de l'Arkansas, de pierres abrasives et de polisseurs en silicone.	- IP manuelle - Évaluation tridimensionnelle : Des images radiographiques standardisées ont été prises pour évaluer l'épaisseur résiduelle de la paroi de l'implant au niveau de son épaulement après le traitement. Les implants ont été évalués en trois dimensions (3D) pour caractériser la perte de matériau résultant du traitement. - Limite élastique - Dommage aux dents voisines : Un investigateur indépendant a examiné les modèles en plâtre après l'IP pour évaluer les dommages éventuels aux surfaces approximatives des dents voisines. - Perte de poids : Après le traitement, le poids de chaque implant a été mesuré à l'aide d'une balance de précision pour évaluer toute perte de poids éventuelle.	- Dommage aux dents voisines : Après l'IP, des lésions superficielles ont été observées sur fréquemment (73 à 80%) des surfaces dentaires adjacentes en plâtre. - Perte de poids : Après l'instrumentation, il n'y a pas eu de différence de perte de poids significative entre les groupes - La rugosité moyenne de la surface était plus faible pour le groupe utilisant les polissoirs en silicone que pour le groupe utilisant des diamants (0,4 ± 0,2 µm versus 0,8 ± 0,1 µm, $p<0,001$). - Le groupe polisseur à pierre et silicone a montré moins d'abrasion (4,6 ± 2,2) et des valeurs de brillance plus élevées (8,1 ± 1,4) que le groupe diamant et Arkansas (3,1 ± 1,3 et 4,1 ± 2,1, respectivement). - Absence de différence dans les moments de flexion maximal entre IP et contrôles

Isabelle C Jorio et al. Reduced fracture load of dental implants after implantoplasty with different instrumentation sequences. An in vitro study (39) Clin Oral Implants Res 2021	Évaluer la stabilité mécanique des implants après IP et mise en charge thermocyclique, évaluer l'épaisseur résiduelle des zones instrumentées et les lésions dentaires voisines dues à l'IP.	- 30 implants en titane grade V de 4,1 mm de diamètre et 11 mm de longueur - Les implants ont été insérés dans un modèle avec une perte osseuse de 6 mm exposée, simulant une perte osseuse horizontale et circonférentielle. - Les implants ont été mis sur un simulateur de tête fantôme - Trois groupes d'instrumentation : A avec des fraises diamantées et une pierre Arkansas, B avec une IP utilisant des polissoirs en carbure de silicium et une pierre Arkansas, et C avec IP utilisant des fraises diamantées, des polissoirs en pierre Arkansas et en carbure de silicium. Un groupe de contrôle sans IP a également été mis en place.	- IP réalisé par ordinateur - Après l'instrumentation, les dommages aux dents adjacentes ont été évalués. Ensuite, les implants instrumentés et les implants témoins non instrumentés ont été soumis à 1,2 million de cycles de chargement thermomécanique dans une machine à mâcher (49N par cycle). Enfin, la charge maximale de rupture a été testée pour tous les implants, y compris cinq implants contrôles supplémentaires.	- Dommages aux surfaces dentaires voisines : Les dommages étaient fréquents, touchant en moyenne un tiers des dents voisines (33 ± 56%). Le groupe C (séquence de diamants ovoïdes, pierre Arkansas et polissoirs en silicone) avait le taux le plus élevé de dommages, qu'il y ait eu succès ou non IP (8 sur 10). - Chargement cyclique : Aucun implant n'a présenté de changements visibles tels que des fractures ou des dommages lors de l'examen sous grossissement x 2,7. - Les implants non instrumentés avaient une résistance à la fracture plus élevée que les implants avec IP (2724 ± 70 versus 1737 ± 165 N). - Une IP prudente sur des implants en titane de grade 5 de 4,1 mm de diamètre avec un pilier angulé à 20° a réduit la résistance à la flexion par rapport aux implants non instrumentés quel que soit la méthode d'IP (A : 1642± 51 ; B : 1792 ± 47 ; C : 1777± 49 et contrôle : 2299 ± 127)

O Camps-Font et al. Fracture resistance after implantoplasty in three implant-abutment connection designs (40) Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2020	Évaluer comment l'IP et la conception de l'implant-pilier affectent la résistance à la fracture des implants dentaires étroits en titane avec une surface rugueuse, en présence d'un défaut péri-implantaire horizontal. Les objectifs secondaires comprenaient la mesure de la durée de l'IP et l'évaluation des modifications morphologiques dans les zones traitées.	- 48 implants dentaires coniques en titane grade 5 (Biomimetic Ocean®, Avinent® Implant System, Santpedor, Espagne) diamètre 3,5mm et longueur 10mm - Les implants ont tous été placés dans la même position dans des moulages en résine époxy, de telle manière que 5 mm de surface rugueuse soient exposés. Cela simulait un défaut péri-implantaire supracrestal horizontal de 5 mm - Trois groupes, chacun ayant une conception de connexion différente entre l'implant et le pilier : connexion hexagonale externe (EC), connexion hexagonale interne (IC), et connexion conique (CC).	- L'IP a été effectuée manuellement par un clinicien expérimenté, utilisant une pièce à main à haute vitesse avec refroidissement par eau et des loupes d'agrandissement de 2,8x équipées d'une lumière LED. - 8 implants par groupe ont subi une IP sur la moitié coronaire, tandis que huit autres sont restés intacts pour les tests de résistance à la fracture. Ensuite, les 48 implants ont été soumis à un test de résistance statique, suivi d'une évaluation de surface et d'une analyse par microscopie électronique à balayage. - Test de résistance statique : Sur tous les implants l'application d'un couple de 32 N/cm (1mm/min), des vis prothétiques a été utilisée pour retenir les piliers. - Évaluation de surface : les échantillons ont été évalués par microscopie électronique à balayage	- Modifications macroscopiques des implants : Dans tous les groupes avec IP, la procédure a été associée à une réduction statistiquement significative de l'épaisseur ($p<0,05$) avec un changement similaire pour tous les implants concernés ($p>0,05$) - Test de résistance statique : Les tests de compression ont révélé que l'IP produisait une réduction significative de la résistance à la fracture (correlation positive entre l'épaisseur de l'implant et la Fmax et réduction de 27.96% (EC), 28.00% (IC) et 29.41% (CC)), la Fmax était également influencé par la conception de la connexion de l'implant (EC plus résistants que IC ou CC pour contrôles ou IP, $p<0,001$ – après IP, résistance comparable entre CC et IC) - L'analyse SEM des implants de contrôle a montré une finition de surface de bonne qualité, exempte de fissures et/ou de défauts du processus d'usinage.

Fei Zhang et al. Fracture analysis of one/two-piece clinically failed zirconia dental implants (41) Dent Mater 2022	Analyse des facteurs ayant pu conduire à la fracture des implants en zircone par macro/micro-fractographie	- Six implants monobloc et dix implants en zircone tout céramique de deux fabricants, Z-Systems et CeraRoot - 4 implants monobloc Z-Systems de première génération (Z5m). Dix implants Z-systems étaient des implants en deux parties. Neuf sur dix étaient des implants tissulaires autotaraudants avec pilier cimenté et un était un implant osseux entièrement en céramique Z-Systems en deux parties avec connexion pilier-implant vissé. Les implants CeraRoot étaient tous deux des implants monobloc.	- Les implants fracturés ont été nettoyés, puis leurs surfaces de fracture ont été revêtues de carbone ou de platine très mince (5 nm). Une analyse a été effectuée en deux étapes : d'abord, un microscope numérique a été utilisé pour examiner les motifs de fracture et déterminer la direction de la fissure et la zone de départ de la défaillance. Ensuite, une microscopie électronique à balayage a permis une analyse détaillée de la zone près de l'origine de la fracture pour caractériser les propriétés microstructurales responsables de la défaillance.	Les fractures des implants étaient dues à une surcharge en flexion. Pour les implants monoblocs, la fracture commençait dans la région de constriction entre les spires, dans la partie endo-osseuse. Pour les implants en deux parties, le col du pilier, les connexions internes pilier-implant et les spires internes étaient les principaux points de départ des fractures. Dans le cas de l'implant CeraRoot 1p-3 m en zircone, une IP a été tentée, mais elle a causé des dommages par écaillage. Cette procédure, courante pour les implants en titane, doit être réévaluée pour les implants en zircone car elle peut affaiblir la surface en zircone et affecter leur résistance à la rupture

4.2 Résistance à la fracture, à la fatigue et limite élastique des implants traités in vitro par une implantoplastie

La résistance à la fracture d'un matériau est la contrainte maximale qu'il peut supporter avant de se rompre. Elle se mesure dans différentes orientations, notamment en flexion, en traction, en compression, et en cisaillement. En d'autres termes, c'est la force maximale que le matériau peut supporter avant que sa structure ne subisse une défaillance irréversible (fracture). Elle se différencie avec la résistance à la fatigue. En effet la résistance à la fatigue se caractérise par sa capacité à résister aux dommages causés par des chargements cycliques répétés, sans subir de défaillance majeure. La limite élastique représente la contrainte à partir de laquelle il commence à se déformer de manière permanente, marquant le point où la déformation devient irréversible. (42)

4.2.1 Résistance à la fracture

Parmi les 9 études incluses, 7 études se sont intéressées à la résistance à la fracture des implants soumis à une implantoplastie. (10,33,36,37,39–41)

Dans les études de O. Camps Font et Al.(2020), Isabelle C Jorio et al. (2021), Kristina Bertl et al. (2021) et Sweet D Shah et al. (2022) les résultats indiquent que l'implantoplastie semble diminuer la résistance à la fracture de l'implant. Par exemple dans l'étude de Sweety D. Shah et Al. (2022) les implants en alliage Ti-Zr avec implantoplastie sur 5mm de hauteur, soumis à une force de 250N simulant la mastication, ont montré une résistance à la fracture plus faible que les implants sans implantoplastie ($p>0,05$). Ces résultats sont en discordance avec les études de B. Leitao Almeida et al. (2021) et O. Camps-Font et al. (2023) qui indiquent que l'implantoplastie ne diminue pas la résistance à la fatigue/rupture de l'implant par rapport à des implants contrôles sans implantoplastie. (10,33,36,37,39,40)

Dans l'étude de Kristina Bertl et al. (2021), les implants *bone-level* (BL) présentent une meilleure résistance à la fracture suite à une implantoplastie que les implants *tissue-level* (TL). Les résultats de cette étude indique également que l'implantoplastie diminue la résistance à la rupture de l'implant quel que soit le diamètre de l'implant mais reste plus élevée pour les implants de diamètre régulier/standard (4-4,1 mm) par rapport aux implants de diamètre étroit (3,3 – 3,5 mm). En effet la force maximale de rupture pour les implants BL et TL de diamètre standard fluctuait entre 775,0 et 1 029,5 N, et pour les implants de diamètre étroit, elle demeurait inférieure à 650 N. Ces résultats sont en discordance avec l'étude de O Camps-Font et al. (2023) où l'implantoplastie présente un effet limité sur la résistance à la fracture, même dans des contextes défavorables impliquant des implants à connexion hexagonale interne de diamètre étroit. (33,36)

Dans les études de Fei Zhang et al. (2022) les implants en zircone montrent une fragilité suite à l'implantoplastie. En effet dans le cas de l'implant Cera-root, l'implantoplastie a causé des dégâts par écaillage de la céramique. (40) Cependant dans l'étude de Kristina bertl et al. (2021), les résultats indiquent une résistance significativement supérieure pour les implant de diamètre étroit en alliage titane-zirconium après implantoplastie que pour les implants de diamètre étroit en titane de grade IV. (36)

Concernant l'étude de B Leitão-Almeida et al. (2021) dans laquelle les résultats ne sont pas significatifs entre les implants contrôles et les implants avec implantoplastie, les résultats indiquent tout de même que la résistance à la fracture diminue considérablement lorsque la perte osseuse créée est plus importante, que les implants aient été soumis ou non à une implantoplastie. En effet, dans cette étude, la quantité de perte osseuse émerge comme un facteur critique, car la force maximale nécessaire pour entrainer une fracture des implants était significativement plus faible dans les sous-groupes présentant une perte osseuse simulée de 7,5 mm par rapport à ceux avec une perte osseuse simulée de 3 mm. (37)

4.2.2 Résistance à la fatigue et limite élastique :

3 études se sont intéressées à la résistance à la fatigue des implants soumis à l'implantoplastie et 3 études à la limite élastique

2 des 3 études ont constaté une absence de différence significative entre les implants contrôles et les implants soumis à l'implantoplastie concernant la résistance à la fatigue. (11,33) Octavi Camps-Font et al. (2023) ont observé un impact très faible sur la résistance à la fatigue des implants de diamètres étroits après l'implantoplastie. Leur constatation révèle que la limite de résistance à la fatigue pour le groupe témoin est de 551N, tandis que pour le groupe ayant subi l'implantoplastie, elle est de 529N, de valeurs soulignées par les auteurs comme étant bien supérieures aux forces masticatoires habituelles. Contrairement aux résultats de ces études, Markel Diéguez-Pereira et al. (2021) ont observé des déformations des implants BL ou TL sur tous leurs implants que l'implantoplastie ait été réalisée manuellement ou par usinage industriel et quel que soit le diamètre de l'implant (3mm, 3,5mm, 4mm). Les déformations constatées pour les implants BL se situaient dans la zone coronaire proche de la connexion du pilier et pour les implants TL dans la zone apicale de la surface sur laquelle l'implantoplastie a été réalisée. (11) Par contre dans cette étude la limite élastique était plus faible pour les implants soumis à une implantoplastie manuelle (fraise à grande vitesse) avec des déformations plus importantes à la fin du test et d'autant plus faible lorsque les implants étaient de diamètres étroits. La limite élastique analysée dans l'étude de O. Camps-Font et al. (2020) était aussi diminuée entre les groupes tests et contrôles avec une limite plus faible pour des implants à connexion conique et internes après l'implantoplastie. (40) Contrairement aux résultats de ces études, celle de P. Sahrmann et al. (2019) n'a pas constaté de différence significative dans la limite élastique entre les implants contrôles et ceux soumis à une implantoplastie. (38)

4.3 Résistance à la corrosion

En ce qui concerne la résistance à la corrosion, seule l'étude de O. Camps-Font et al. (2023) s'y est intéressée. L'implantoplastie a été associée à une diminution de la résistance à la corrosion des implants dentaires par rapport aux implants non traités, en particulier dans les zones d'interface lisse-rugueux. L'observation au microscope électronique à balayage a révélé dans cette étude des points de corrosion à la fois dans la zone rugueuse et dans la zone plus lisse de l'implant dentaire. Cela semble entraîner des variations de contraintes internes du matériau entre la pièce brute et celle usinée, générant ainsi une différence de potentiel à la surface, connue pour être sensible à la corrosion. (33)

4.4 Dommages aux dents adjacentes après implantoplastie

2 études incluses se sont intéressées aux potentiels dommages causés aux dents adjacentes lors d'une procédure d'implantoplastie. Pour ce faire, les auteurs P. Sahrmann et al. (2019) et I. C Jorio et al. (2021) ont utilisé des modèles placés dans des simulateurs de tête fantôme. (38,39)

Dans l'étude d'I. C Jorio et al. les implant en titane de grade V BL de diamètre 4,1mm et 11mm de longueur ont été insérés dans un modèle avec 6mm exposé de surface implantaire afin de simuler une perte osseuse horizontale et circonférentielle. (39)

Dans l'étude de P. Sahrmann et al. quinze modèles de maxillaire avec des molaires manquantes ont été utilisés. Des implants en titane ont été placés dans les positions des molaires manquantes. Les sites d'implantation présentaient des défauts horizontaux standardisés avec une exposition de la surface rugueuse sur 6 mm également. (38)

L’implantoplastie a été associée à des dommages superficiels au niveau des dents adjacentes en plâtre jusqu’à 80% des surfaces exposées pour l’étude de P. Sahrmann et al. (2019) et sur au moins 33% des dents adjacentes pour l’étude de Isabelle C Jorio et al.

4.5 Synthèse des résultats

Une synthèse des éléments présentés ci-dessus est proposée dans le tableau 2 ci-dessous :

Tableau 2. Synthèse des résultats

Étude	Résistance à la fracture	Résistance à la fatigue	Limite élastique	Résistance à la corrosion	Dommages aux dents voisines
Sweety D Shah et al. (2022) (10)	Diminuée (250N) IP				
Octavi Camps-Font et al. (2023) (33)	Absence de différence IP/contrôles	Absence de différence IP/contrôles		Diminuée IP Zone interface lisse/rugueux	
Kristina Bertl et al. (2021) (36)	Diminuée (300N à 1100N) IP ++ implants *tissue level* de diamètres étroits en Ti versus diamètre régulier et TiZr (350N)				
Markel Diéguez-Pereira et al. (2021) (11)		Diminuée IP Déformations sur tous les implants	Diminuée (0 à 800N) IP ++ IP manuelle implants de diamètres étroits (200-300N)		

B Leitao-Almeida et al. (2021) (37)	Absence de différence IP Diminuée quand perte osseuse simulée 7,5mm (570N) versus 3mm (800N)				
Philipp Sahrmann et al. (2019) (38)			Absence de différence IP/contrôles		73-80% des surfaces dentaires adjacentes
Isabelle C Jorio et al. (2021) (39)	Diminuée (>1000N) ++ implants en Ti de diamètre 4,1mm avec pilier angulé	Absence de différence IP/contrôles			33% en moyenne dents voisines
Octavi Camps-Font et al. (2020) (40)	Diminuée (600-900N) IP Implants de faibles diamètres Tout type de connexion		Diminuée (300-1000N) IP ++ Connexions coniques et connexions hexagonales internes (300-500N)		
Fei Zhang et al. (2022) (41)	Fracture lorsque surcharge en flexion - mastication ++ Écaillage de la céramique lors tentative IP				

5 Discussion

5.1 Résistance à la fracture, à la fatigue et limite élastique des implants traités avec une implantoplastie

Les tests de résistance à la fracture, de résistance élastique sont des mesures essentielles pour l'ingénierie et la conception de matériaux, car ils permettent de garantir que les matériaux utilisés dans diverses applications sont suffisamment solides pour résister aux forces auxquelles ils seront soumis. (42) Au sein de la cavité buccale un biomatériau sera amené à subir de nombreuses agressions lors des fonctions orales (mastication, déglutition, respiration et phonation). Le biomatériau est alors amené à subir des contraintes physiques et mécaniques pouvant influer sa résistance à la flexion, ou encore son élasticité. De même l'eau contenue dans la salive est également un facteur apte à favoriser les phénomènes de fatigue et de corrosion du matériau. Pour pouvoir utiliser raisonnablement les matériaux en clinique chez les patients, il est essentiel de déterminer les conditions de déformation et de rupture de ceux-ci. Les fabricants d'implants doivent respecter des normes ISO qui indiquent des méthodes d'essais dynamiques pour les implants dentaires endo-osseux comme les normes ISO/TC106 et ISO 14801:2016. A noter que la norme n'est pas applicable pour prévoir le comportement *in vivo* de l'implant mais elle garantit un minimum de standardisation entre les fabricants sur leurs caractéristiques intrinsèques. (43,44) Cependant ces caractéristiques intrinsèques peuvent être modifiées lors des traitements par le chirurgiens-dentistes comme c'est le cas avec l'implantoplastie.

Les résultats de notre revue de cadrage indiquent que la majorité des études incluses identifient que l'implantoplastie peut compromettre la solidité des implants, les rendant plus susceptibles de se fracturer sous une contrainte donnée. Les résultats révèlent également que l'implantoplastie semble avoir des effets variables en fonction du type d'implant utilisé, de leur diamètre ainsi que

de la quantité d'os résiduelle autour de l'implant en ce qui concerne sa résistance à la fracture ou sa résistance élastique à la déformation. Les implants de diamètres non étroits/standards et les implants *bone-level* même de faibles diamètres ont généralement montré une résistance élevée à la mise en charge dynamique, ce qui signifie qu'ils sont moins susceptibles de se fracturer sous des contraintes mécaniques élevées. En revanche, les implants *tissue level,* d'autant plus lorsqu'ils sont de faibles diamètres (≤3,5mm) et lorsque la perte osseuse résiduelle simulée est importante (7,5mm), ont été plus vulnérables à la fracture ou à la déformation, après l'implantoplastie. (45,46) Cette constatation *in vitro* concernant le type d'implant peut s'expliquer partiellement par le fait qu'à perte osseuse équivalente, le bras de levier des implants *tissue level* est plus long que celui des implants *bone level* de par leur conception. En effet, les implants *tissue level* présentent un col standard de 1,8 mm au-dessus de leur partie endo-osseuse et dépassent donc davantage de l'os/support par rapport aux implants *bone level* et présentent donc un rapport couronne-implant plus défavorable pour résister aux fractures. (47) Surtout qu'un rapport de 2021 précisait qu'en ce qui concerne la configuration des défauts osseux péri-implantaires de 193 implants avec péri-implantite, 17% des cas présentait une perte osseuse horizontale avancée (≥ 6 mm). (48)

Il peut tout de même être noté que la plupart des études incluses dans notre revue ont utilisé des forces très supérieures à celles rapportées dans la littérature pour la dentition naturelle au cours d'une mastication régulière chez l'Homme c'est-à-dire très supérieures à 300N. (49) Pour être plus précis, les forces masticatoires de morsure maximales dans la région des incisives et des prémolaires, où des implants étroits sont indiqués, sont d'environ 180-300 N pour les femmes et 260-370 N pour les hommes, alors que des forces de morsure maximales beaucoup plus élevées ont été rapportées dans les régions molaires chez les adultes. (50,51) Cependant une des études incluses a observé ces résultats avec des forces similaires à 300 N rejoint par une étude de laboratoire de 2023 de la même équipe. (50,52)

Mais la différence observée entre les implants *tissue level* et *bone level* dépend *a priori* fortement de l'épaisseur restante de la paroi de l'implant après implantoplastie se retrouvant minimale pour les implants de diamètres étroits

mais aussi probablement d'autres facteurs tels que le matériau de l'implant comme certains auteurs incluent dans notre revue de cadrage l'ont observé.(41) Ce qui semble ressortir est que les implants de faible diamètre *tissue level* en titane de grade IV sont plus fragiles que ceux en alliage titane-zirconium alors que pour les implants *bone level,* ces derniers ne semblent pas affectés par le matériau quel que soit l'étendu de la perte osseuse simulée. (47) De plus l'implantoplastie semble être à reconsidérée pour les implants en zircone, car elle semble déstabiliser les grains de surface en zircone et influencer la résistance à la rupture de l'implant en zircone comme dans l'étude de Fei Zhang et Al. (2022).(41) Cependant, des études supplémentaires sur les effets de l'implantoplastie au niveau des implants en zircone sont nécessaires pour une meilleure compréhension.

Dans l'étude menée par Markel Dieguez Pereira, une diminution statistiquement significative de la résistance à la déformation élastique a été constatée majoritairement pour les implants soumis à une implantoplastie manuelle en comparaison de celles effectuées par ordinateurs dans la plupart des tests mécaniques *in vitro*. (11) La conception de l'implant pourrait jouer un rôle dans ces résultats car les implants divergents avec un col usiné étaient difficilement accessibles lors de l'implantoplastie manuelle pouvant contribuer à cette réduction plus prononcée de la limite élastique. Appuyant ces faits, Stavropoulos et al. (2023) avancent que l'implantoplastie effectuée à main levée, telle qu'elle est pratiquée en pratique chez les patients, entraine une réduction non uniforme de l'épaisseur de la paroi de l'implant voire parfois des microfissures sur la surface préparée de l'implant, qui peuvent conduire à une fissure de fatigue plus rapide. (47) Ainsi une implantoplastie effectuée dans des conditions difficiles d'accès ne pourrait qu'accentuer ce phénomène. De plus la réduction de la limite élastique était particulièrement notable pour les implants de diamètre étroit (≤3,5mm) rejoignant les résultats pour la résistance à la fracture et une étude a noté une diminution de cette limite élastique après implantoplastie lorsque la connexion implantaire était conique interne (cône-morse – connexion par friction active) ou hexagonal interne (connexion statique) en comparaison avec des implants à connexion hexagonale externe (connexion statique). (40) Mais 3 études dans notre revue n'ont pas constaté de différence significative

dans la résistance à la fatigue ou la limite élastique entre les implants tests et contrôles traduisant la nécessité d'autres études pour statuer sur ces points.

Cependant ces différents résultats peuvent interroger car la plupart des revues de la littérature sur des études cliniques voire des essais cliniques récents n'ont pas identifié de risque augmenté de fracture, impliquant une centaine d'implants soumis à l'implantoplastie au cours d'un suivi de 3 à 126 mois. (52,53) Néanmoins, d'après les informations fournies, les implants inclus étaient principalement de diamètres standards

En conclusion les implants *tissue level* de diamètres étroits associés à une perte osseuse de plus de 3 mm sont plus à risque de se fracturer ou de se déformer lors de la mastication. Ces résultats ont été retrouvés dans une étude de laboratoire récente non incluse dans notre revue car publiée après la sélection des études. (47) Cette constatation souligne l'importance de bien évaluer les risques et les avantages de la procédure avant de l'utiliser chez les patients ainsi que de les en informer avant la mise en place de cette thérapeutique.

5.2 Résistance à la corrosion des implants traités avec une implantoplastie

La résistance à la corrosion d'un matériau est sa capacité à résister à la détérioration due aux réactions chimiques ou électrochimiques qui se produisent lorsque le matériau est exposé à des environnements corrosifs, tels que l'eau, l'humidité, les produits chimiques ou l'air. Un matériau résistant à la corrosion conserve ses propriétés physiques et chimiques, notamment son intégrité structurale, lorsqu'il est en contact avec ces agents corrosifs. (54)

L'implantoplastie est une procédure visant à éliminer les biofilms de la surface en titane afin de prévenir la péri-implantite et de maintenir la stabilité des implants dentaires ostéointégrés. Cependant, cette technique semble diminuer, dans la seule étude incluse l'analysant, la résistance à la corrosion. Notamment,

la zone d'interface lisse-rugueux, où les contraintes de corrosion potentielles sont les plus élevées, se révèle être particulièrement sensible à ce phénomène. (33)

Le titane est le matériau le plus couramment utilisé dans la fabrication d'implants dentaires, en raison de sa biocompatibilité élevée due à la formation instantanée d'une couche d'oxyde de titane inerte permettant de réduire la réactivité chimique du matériau. Néanmoins, les implants en titane peuvent être confrontés à des environnements favorisant la corrosion dans la cavité buccale puisque la salive est un milieu aqueux c'est-à-dire contenant de l'eau. (55) L'accélération de la corrosion du titane peut résulter d'une consommation d'aliments à forte teneur en électrolytes, de la baisse du pH due aux aliments et boissons acides et/ou d'une mauvaise hygiène bucco-dentaire entrainant une augmentation des produits bactériens tels que les lipopolysaccharides.(56,57)

Lorsque la corrosion se produit, elle peut causer des dommages à la structure de l'implant pouvant affaiblir sa durabilité à long terme. En effet, la détérioration de la surface de l'implant peut prendre différentes formes, telles que la formation de piqûres ou de crevasses à la surface de ce dernier et augmenter le risque de fissure de fatigue qui est possiblement déjà augmenté avec l'implantoplastie elle-même comme présenté dans le paragraphe 5.1.(58) En outre, les matériaux qui se détachent de la surface de l'implant peuvent avoir un impact négatif sur les tissus environnants, notamment la gencive et l'os alvéolaire mais aussi de l'aluminium se retrouver au niveau sanguin comme constaté dans l'étude de Altay et Coban (2024). (58,59) Ces impacts négatifs peuvent se traduire localement par la libération de médiateurs pro-inflammatoires et la réduction des marqueurs ostéogéniques parodontaux. (60)

5.3 Dommages aux dents voisines suite à une implantoplastie

Les études de Philippe Sahrmann et d'Isabelle C Jorio soulignent les effets négatifs collatéraux de l'implantoplastie manuelle sur les éléments dentaires adjacents ayant constaté des dommages réguliers aux dents adjacentes aux implants traités par les instruments utilisés. Ces résultats sont d'autant plus

préoccupants que sur des modèles l'accessibilité aux surfaces implantaires semblent plus aisée qu'en bouche des patients (zones postérieures par exemple). Leurs résultats soulignent donc l'importance de prendre en considération les conséquences potentielles de l'implantoplastie sur les dents environnantes. Les praticiens devraient être attentifs aux techniques et aux outils utilisés. Une approche plus précise et individualisée dans la planification et l'évaluation des risques avant l'implantoplastie pourrait contribuer à minimiser ces dommages et à améliorer les résultats cliniques, de même qu'une formation préalable du praticien semble indispensable (38,39)

6 CONCLUSION

En résumé, l'implantoplastie peut avoir des effets variables sur les propriétés des implants dentaires en fonction de leur type, de leur diamètre et de leur matériau. Elle peut entraîner une diminution de la résistance à la fracture, à la fatigue, de la limite élastique et de la résistance à la corrosion. Les implants de diamètre étroit et les implants *tissue-level* semblent plus sensibles aux effets de l'implantoplastie, notamment en présence de pertes osseuses importantes péri-implantaire, tandis que les implants de diamètre régulier et les implants *bone level* étroits conservent généralement une résistance élevée. De même les implants en titane de grade IV semblent moins résistants que les implants en alliage Titane-Zirconium après implantoplastie. Il est donc essentiel de prendre en compte ces résultats lors de la prise de décisions cliniques concernant l'utilisation de l'implantoplastie dans le traitement des maladies péri-implantaires. Des précautions doivent être également prises pour éviter les dommages aux dents adjacentes et leurs complications potentielles. De plus, les valeurs du potentiel de corrosion après implantoplastie peuvent être atteintes sur des implants en titane et produire des débris corrodés qui pourraient être cytotoxiques et provoquer des tatouages dans les tissus mous environnants.

Ainsi, avant de réaliser une implantoplastie, les praticiens doivent considérer plusieurs aspects pour assurer le succès de la procédure tout en minimisant les risques pour le patient. Ils doivent (i) effectuer une évaluation

minutieuse du patient et de ses implants (matériau, diamètre, pourcentage d'os résiduel péri-implantaire, longueur de l'exposition qui nécessiterait une élimination des spires implantaires, position de l'implant, accessibilité), (ii) informer le patient sur les avantages et les risques de l'implantoplastie pour recueillir son consentement éclairé, (iii) planifier précisément la procédure après y avoir été formé et tout en se tenant informé des dernières avancées techniques, (iv) retirer le matériau avec prudence tout en protégeant les dents voisines, et (v) assurer un suivi post-opératoire. En suivant ces conseils, les praticiens peuvent contribuer à assurer la sécurité et le succès des procédures d'implantoplastie malgré les risques potentiels de cette procédure sur le long terme (déformation jusqu'à la fracture, corrosion).

Cependant, il est crucial de noter que ces constatations découlent d'études *in vitro* et que l'environnement *in vivo*, caractérisé entre autres par une humidité constante et la présence de micro-organismes, pourrait aboutir à des résultats différents. Par conséquent, bien que l'implantoplastie puisse offrir des avantages significatifs en termes de gestion de la péri-implantite, ces résultats soulignent la nécessité de mener des études pré-cliniques et cliniques standardisées pour mieux comprendre les effets de l'implantoplastie sur les implants et les tissus parodontaux sur le long terme.

7 Références bibliographiques

1. Sanz-Martín I, Cha JK, Sanz-Sánchez I, Figuero E, Herrera D, Sanz M. Changes in peri-implant soft tissue levels following surgical treatment of peri-implantitis: A systematic review and meta-analysis. Clin Oral Implants Res. 2021;32 Suppl 21:230-44.

2. Martins O, Sahrmann P, Ramos J, Caramelo F, Matos S, Baptista IP. Implantoplasty Improves Clinical Parameters over a 2-Year Follow-Up: A Case Series. Medicina (Kaunas). 12 2022;58(1):113.

3. Matthieu, Jérémy, Sampiero Assalit. Intérêt de l'implantoplastie dans le traitement de la périimplantite : revue systématique de la littérature. Sciences du Vivant [Thèse d'exercice - q-bio]. 2021

4. Trullenque-Eriksson A, Guisado Moya B. Retrospective long-term evaluation of dental implants in totally and partially edentulous patients: part II: periimplant disease. Implant Dent. 2015;24(2):217-21.

5. Schwarz F, Derks J, Monje A, Wang HL. Peri-implantitis. Journal of Periodontology. 2018;89(S1):S267-90.

6. Herrera D, Berglundh T, Schwarz F, Chapple I, Jepsen S, Sculean A, et al. Prevention and treatment of peri-implant diseases-The EFP S3 level clinical practice guideline. J Clin Periodontol. 2023;50 Suppl 26:4-76.

7. Karlsson K, Derks J, Wennström JL, Petzold M, Berglundh T. Health economic aspects of implant-supported restorative therapy. Clin Oral Implants Res. 2022;33(2):221-30.

8. Monje A, Pons R, Insua A, Nart J, Wang HL, Schwarz F. Morphology and severity of peri-implantitis bone defects. Clin Implant Dent Relat Res. 2019;21(4):635-43.

9. G Heller, A Bonafe, P Gibert, V Orti. Classification des maladies et des affections parodontales et péri-implantaires. Encyclopédie Médico-Chirurgicale EMC,Elsevier SAS, Paris, 2021

10. Shah S.D., Zheng F., Seghi R.R., Lee D.J. Strength of titanium-zirconium alloy implants with a conical connection after implantoplasty. J. Prosthet. Dent. 2022;128(3)227-546.

11. Diéguez-Pereira M, Chávarri-Prado D, Viteri-Agustín I, Montalban-Vadillo O, Pérez-Pevida E, Brizuela-Velasco A. Effect of implantoplasty on the elastic limit of dental implants of different diameters. International Journal of Implant

Dentistry. 2021;7(1):88.
12. Bürgers R, Gerlach T, Hahnel S, Schwarz F, Handel G, Gosau M. In vivo and in vitro biofilm formation on two different titanium implant surfaces. Clin Oral Implants Res. 2010;21(2):156-64.
13. Wada M, Mameno T, Onodera Y, Matsuda H, Daimon K, Ikebe K. Prevalence of peri-implant disease and risk indicators in a Japanese population with at least 3 years in function-A multicentre retrospective study. Clin Oral Implants Res. 2019;30(2):111-20.
14. Lasserre JF, Brecx MC, Toma S. Implantoplasty Versus Glycine Air Abrasion for the Surgical Treatment of Peri-implantitis: A Randomized Clinical Trial. Int J Oral Maxillofac Implants. 2020;35(35):197-206.
15. Renvert S, Polyzois IN. Clinical approaches to treat peri-implant mucositis and peri-implantitis. Periodontol 2000. 2015;68(1):369-404.
16. Figuero E, Graziani F, Sanz I, Herrera D, Sanz M. Management of peri-implant mucositis and peri-implantitis. Periodontol 2000. 2014;66(1):255-73.
17. Schwarz F, Jepsen S, Obreja K, Galarraga-Vinueza ME, Ramanauskaite A. Surgical therapy of peri-implantitis. Periodontol 2000. 2022;88(1):145-81.
18. Ramel CF, Lüssi A, Özcan M, Jung RE, Hämmerle CHF, Thoma DS. Surface roughness of dental implants and treatment time using six different implantoplasty procedures. Clin Oral Implants Res. 2016; 27(7): 776-81
19. Romeo E, Ghisolfi M, Murgolo N, Chiapasco M, Lops D, Vogel G. Therapy of peri-implantitis with resective surgery. A 3-year clinical trial on rough screw-shaped oral implants. Part I: clinical outcome. Clin Oral Implants Res. 2005;16(1):9-18.
20. Brincat A, Ohanessian R, Toma S, Monnet-Corti V. L'Information Dentaire. 2021. L'implantoplastie pour le traitement des péri-implantites : revue systématique de la littérature. Partie 1. Parodontologie Implantologie Orale. 2021;1:40-55
21. Schwarz F, John G, Becker J. The influence of implantoplasty on the diameter, chemical surface composition, and biocompatibility of titanium implants. Clin Oral Investig. sept 2017;21(7):2355-61.
22. Esteves Lima RP, Abreu LG, Belém FV, Pereira GH de M, Brant RA, Costa FO. Is Implantoplasty Efficacious at Treating Peri-Implantitis? A Systematic Review and Meta-Analysis. J Oral Maxillofac Surg. 2021;79(11):2270-9.
23. Khoury F, Keeve PL, Ramanauskaite A, Schwarz F, Koo KT, Sculean A,

et al. Surgical treatment of peri-implantitis – Consensus report of working group 4. Int Dent J. 21 2020;69(Suppl 2):18-22.

24. Azzola F, Ionescu AC, Ottobelli M, Cavalli N, Brambilla E, Corbella S, et al. Biofilm Formation on Dental Implant Surface Treated by Implantoplasty: An In Situ Study. Dentistry Journal. 2020;8(2):40.

25. Beheshti Maal M, Verket A. Implantoplasty- provoking or reducing inflammation? - a systematic scoping review. Acta Odontol Scand. 2022;80(2):105-16.

26. Bertl K and Stavropoulos A. A Mini Review on Non-augmentative Surgical Therapy of Peri-Implantitis—What Is Known and What Are the Future Challenges? Front Dent Med. 2021;2:659361

27. Esteves Lima RP, Abreu LG, Belém FV, Pereira GH de M, Brant RA, Costa FO. Is Implantoplasty Efficacious at Treating Peri-Implantitis? A Systematic Review and Meta-Analysis. J Oral Maxillofac Surg. 2021;79(11):2270-9.

28. Beheshti Maal M, Verket A. Implantoplasty- provoking or reducing inflammation? - a systematic scoping review. Acta Odontol Scand. 2022;80(2):105-16.

29. Schwarz F, Mihatovic I, Golubovic V, Eick S, Iglhaut T, Becker J. Experimental peri-implant mucositis at different implant surfaces. J Clin Periodontol. 2014;41(5):513-20.

30. Esteves Lima RP, Abreu LG, Belém FV, Pereira GH de M, Brant RA, Costa FO. Is Implantoplasty Efficacious at Treating Peri-Implantitis? A Systematic Review and Meta-Analysis. J Oral Maxillofac Surg. 2021;79(11):2270-9.

31. Bianchini MA, Galarraga-Vinueza ME, Apaza-Bedoya K, De Souza JM, Magini R, Schwarz F. Two to six-year disease resolution and marginal bone stability rates of a modified resective-implantoplasty therapy in 32 peri-implantitis cases. Clin Implant Dent Relat Res. 2019;21(4):758-65.

32. Cafiero C, Aglietta M, Iorio-Siciliano V, Salvi GE, Blasi A, Matarasso S. Implant surface roughness alterations induced by different prophylactic procedures: an in vitro study. Clin Oral Implants Res. 2017; 28(7): 16-20

33. Camps-Font O, Toledano-Serrabona J, Juiz-Camps A, Gil J, Sánchez-Garcés MA, Figueiredo R, et al. Effect of Implantoplasty on Roughness, Fatigue and Corrosion Behavior of Narrow Diameter Dental Implants. J Funct Biomater. 2023;14(2):61.

34. Lee CT, Huang YW, Zhu L, Weltman R. Prevalences of peri-implantitis and

peri-implant mucositis: systematic review and meta-analysis. Journal of Dentistry. 2017;62:1-12.

35. Bianchini MA, Galarraga-Vinueza ME, Bedoya KA, Correa BB, de Souza Magini R, Schwarz F. Implantoplasty Enhancing Peri-implant Bone Stability Over a 3-Year Follow-up: A Case Series. Int J Periodontics Restorative Dent. 2020;40(1):e1-8.

36. Bertl K, Isidor F, Von Steyern PV, Stavropoulos A. Does implantoplasty affect the failure strength of narrow and regular diameter implants? A laboratory study. Clin Oral Invest. 2021;25(4):2203-11.

37. Leitão-Almeida B, Camps-Font O, Correia A, Mir-Mari J, Figueiredo R, Valmaseda-Castellón E. Effect of bone loss on the fracture resistance of narrow dental implants after implantoplasty. An in vitro study. Med Oral. 2021;e611-8.

38. Sahrmann P, Luso S, Mueller C, Ender A, Attin T, Stawarczyk B, et al. Titanium Implant Characteristics After Implantoplasty: An In Vitro Study on Two Different Kinds of Instrumentation. Int J Oral Maxillofac Implants. 2019;34(6):1299-305.

39. Jorio IC, Stawarczyk B, Attin T, Schmidlin PR, Sahrmann P. Reduced fracture load of dental implants after implantoplasty with different instrumentation sequences. An in vitro study. Clin Oral Implants Res. 2021;32(8):881-92.

40. Camps-Font O, González-Barnadas A, Mir-Mari J, Figueiredo R, Gay-Escoda C, Valmaseda-Castellón E. Fracture resistance after implantoplasty in three implant-abutment connection designs. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2020;25(5):e691-9.

41. Zhang F, Monzavi M, Li M, Čokić S, Manesh A, Nowzari H, et al. Fracture analysis of one/two-piece clinically failed zirconia dental implants. Dent Mater. 2022;38(10):1633-47.

42. Rouxel T. Mécanique & matériaux Introduction au comportement mécanique des matériaux - Cours et exercices corrigés. ELLIPSES. 2022. 336p

43. FDI General Assembly. Les implants dentaires [Internet]. [cité 25 janv 2024]. Disponible sur: https://www.fdiworlddental.org/fr/les-implants-dentaires

44. ISO 14801:2016. - Médecine bucco-dentaire. Essai de charge dynamique pour implants dentaires. 2016. [internet] [cité le 25 janv 2024] Disponible sur https://www.iso.org/fr/standard/61997.html

45. Gehrke SA, Souza Dos Santos Vianna M, Dedavid BA. Influence of bone insertion level of the implant on the fracture strength of different connection

designs: an in vitro study. Clin Oral Investig. 2014;18(3):715-20.
46. Suzuki H, Hata Y, Watanabe F. Implant fracture under dynamic fatigue loading: influence of embedded angle and depth of implant. Odontology. 2016;104(3):357-62.
47. Stavropoulos A, Bertl K, Isidor F, Vult von Steyern P. Implantoplasty and the risk of fracture of narrow implants with advanced bone loss: A laboratory study. Clin Oral Implants Res. 2023;34(10):1038-46.
48. Wehner C, Bertl K, Durstberger G, Arnhart C, Rausch-Fan X, Stavropoulos A. Characteristics and frequency distribution of bone defect configurations in peri-implantitis lesions-A series of 193 cases. Clin Implant Dent Relat Res. 2021;23(2):178-88.
49. Vallittu, P. K., & Könönen, M. Biomechanical aspects and material properties. In S. Karlsson, K. Nilner, & B. L. Dahl (Eds.), A textbook of fixed prosthodontics: The Scandinavian approach 2013. 116–130p
50. Umesh S, Padma S, Asokan S, Srinivas T. Fiber Bragg Grating based bite force measurement. J Biomech. 2016;49(13):2877-81.
51. Waltimo A, Könönen M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. Scand J Dent Res. 1993;101(3):171-5.
52. Stavropoulos A, Bertl K, Eren S, Gotfredsen K. Mechanical and biological complications after implantoplasty-A systematic review. Clin Oral Implants Res. 2019;30(9):833-48.
53. Monje A, Pons R, Amerio E, Wang HL, Nart J. Resolution of peri-implantitis by means of implantoplasty as adjunct to surgical therapy: A retrospective study. J Periodontol. janv 2022;93(1):110-22.
54. Manivasagan G, Dinesekaran D, Rajamanickam A. Biomedical Implants: Corrosion and its Prevention - A Review. 2010;2:40-54
55. Toledano-Serrabona J, Sánchez-Garcés MA, Gay-Escoda C, Valmaseda-Castellon, E, Camps-Font O, Verdeguer P, Molméneu M, Gil FJ. Propriétés mécaniques et comportement à la corrosion des particules Ti6Al4V obtenues par Implatoplastie. Une étude in vivo. *Matériaux* 2021 , *14* , 6519.
56. Mathew MT, Barão VA, Yuan JCC, Assunção WG, Sukotjo C, Wimmer MA. What is the role of lipopolysaccharide on the tribocorrosive behavior of titanium? J Mech Behav Biomed Mater. 2012;8:71-85.
57. Barão VAR, Mathew MT, Assunção WG, Yuan JCC, Wimmer MA, Sukotjo C. Stability of cp-Ti and Ti-6Al-4V alloy for dental implants as a function of saliva

pH - an electrochemical study. Clin Oral Implants Res. 2012;23(9):1055-62.
58. Rodrigues DC, Valderrama P, Wilson TG, Palmer K, Thomas A, Sridhar S, et al. Titanium Corrosion Mechanisms in the Oral Environment: A Retrieval Study. Materials (Basel). 2013;6(11):5258-74.
59. Altay B, Çoban E. Dental Implant Corrosion Products May Accumulate in the Human Body. J Oral Maxillofac Surg. 2024;82(1):56-64.
60. Toledano-Serrabona J, Bosch BM, Diez-Tercero L, Gil FJ, Camps-Font O, Valmaseda-Castellon E, Escoda CG. Et al. Evaluation of the inflammatory and osteogenic response induced by titanium particles released during implantoplasty of dental implants. Sci Rep. 2022;12(1):15790

8 Annexe

Auteur Nom de l'étude Date de publication	Objectifs de l'étude et type d'étude	Échantillon	Méthodologie	Résultats	Limites de l'étude avancées par les auteurs
Sweety D. Shah Strength of titanium-zirconium alloy implants with a conical connection after implantoplasty (10) 2022	Déterminer l'effet de l'implantoplastie sur la résistance à la rupture et la charge requise pour la déformation plastique après fatigue cyclique sur les implants dentaires.	- 28 implants en alliage titane-zirconium (TiZr) (Roxolid Bone Level Implant Regular CrossFit SLA ; Institut Straumann AG) avec un diamètre de plate-forme de 4,1 mm et une longueur de 10 mm (14 tests – implantoplastie dont 7 avec application de forces cycliques et 7 sans – 14 contrôles dont 7 avec application de forces cycliques et 7 sans)	- Implantoplastie manuelle avec une pièce à main à grande vitesse sous irrigation puis polissage avec des fraises diamantées de grains moyen, fin et extra-fin puis avec un polissoir en silicone – contrôle visuel de l'aspect lisse - 5mm de spires retirées et lissées - Analyse du diamètre de l'implant initial = pied à coulisse électroniques - application d'une charge cyclique = 2 000 000 cycles à une fréquence de 2 Hz avec une charge de compression de 250 N par une bille en plastique	Les implants ayant bénéficié de l'implantoplastie et subi une force cyclique de 250N présentent une résistance à la fracture plus faible (1480.7±64.1 N versus 1252.1±85.7 N, $p < 0,05$). L'implantoplastie peut être contre-indiquée chez les patients ayant des forces élevées masticatoires L'alliage titane-zirconium (TiZr) est un matériau alternatif pour les implants dentaires , avec une meilleure biocompatibilité , une meilleure résistance à la	- Pression utilisée différente de la pression lors de la mastication - Absence de processus d'usinage uniforme (nombre de coups, pression utilisée et temps d'instrumentation pouvant différé d'un implant à un autre) - 1 seul matériau a été testée - 1 seule conception d'implant a été testée - implants unitaires seulement testés

Auteur Nom de l'étude Date de publication	Objectifs de l'étude et type d'étude	Échantillon	Méthodologie	Résultats	Limites de l'étude avancées par les auteurs
		85 % de titane et 15 % de zirconium avec une surface modérément rugueuse (SLA)	- test de compression : Machine d'essai mécanique universelle servohydraulique (4204 tensile tester ; Instron) résistance maximale à la rupture par compression = résistance à la fracture avant la rupture	corrosion et une meilleure résistance mécanique.	
Octavi Camps-Font Effect of Implantoplasty on Roughness, Fatigue and Corrosion Behavior of Narrow	Déterminer l'effet de l'IP sur la résistance à la fatigue des implants dentaires Ti6Al4V en forme de vis étroite, avec une connexion interne et une	- Vingt implants dentaires commerciaux Ti6Al4V (titane grade 5), coniques et en forme de vis 10 avec IP et 10 sans IP	- Implantoplastie a été réalisée selon le protocole simplifié à trois fraises décrit par Costa-Berenguer et al. jusqu'à ce que la partie coronale de 5 mm de l'implant présente une surface uniformément lisse et brillante - Avec une pièce à main pneumatique à grande vitesse sous irrigation à	- L'implantoplastie a un impact faible sur la résistance à la fatigue même dans des situations défavorables où des implants à connexion hexagonale interne de diamètre étroit sont impliqués. (Groupe Témoins limite à 551N et groupe IP limite à 529 N – cela reste supérieur aux forces de mastication)	- Étude in vitro - Tests de charge statique, sans facteur tels que l'environnement et le temps - Faible échantillon - la conception de l'implant dentaire ainsi que le matériau à partir duquel l'implant dentaire a été

Auteur Nom de l'étude Date de publication	Objectifs de l'étude et type d'étude	Échantillon	Méthodologie	Résultats	Limites de l'étude avancées par les auteurs
Diameter Dental Implants (33) 2023	surface modérément rugueuse et sur la résistance à la corrosion des implants traités.		l'eau et la surface a été poli avec deux polissoirs en carbure de silicium et la même pièce à main - Des essais de fatigue à l'air ambiant et à température ambiante à l'aide d'une machine d'essai mécanique servo-hydraulique ont été réalisés	- L'implantoplastie produit une diminution de résistance à la corrosion par rapport aux échantillons sans implantoplastie notamment dans les zones d'interface lisse-rugueux (0,019 µA/cm2 pour l'implant tel qu'il a été reçu à 0,069 µA/cm après implantoplastie)	fabriqué, dans cette étude Ti6Al4V - Même en respectant scrupuleusement un protocole, le clinicien réalisant une implantoplastie doit faire face à des aspects qui échappent à son contrôle, tels que la pression sur le métal lors de l'utilisation des fraises et leur orientation. Toutes ces variations peuvent entraîner des altérations des résultats observés.
Kristina Bertl, Flemming Isidor	Évaluer si l'impact de la procédure d''implantoplas	- Tous les implants inclus dans cette étude étaient fournis par une seule	- La moitié des implants ont été soumis à l'implantoplastie	- Aucun des implants de diamètre régulier ni des implants BL (Bone Level) de diamètre étroit n'a subi de	- Pression utilisée différente de la pression lors de la mastication

Auteur Nom de l'étude Date de publication	Objectifs de l'étude et type d'étude	Échantillon	Méthodologie	Résultats	Limites de l'étude avancées par les auteurs
Does implantoplasty affect the failure strength of narrow and regular diameter implants? A laboratory study (36) 2021	tie sur la résistance de l''implant dépend du type ou de la conception de l''implant, de son diamètre et/ou de son matériau.	entreprise (Institut Straumann AG, Bâle, CH). - implants à connexion interne de 10 mm de longueur. quatorze types/conceptions différentes : 7 implants par groupe - étroits (3,3 mm de diamètre) et réguliers (4,1 mm de diamètre), et matériau : titane grade IV (Ti) et alliage titane-zirconium (TiZr)` - En fonction du type/conception et du diamètre de l'implant, le diamètre du noyau a	- Pour garantir un retrait complet et standardisé des spires et de la surface intégrée de l'implant, l'implantoplastie a été réalisée par ordinateur. - Le test mécanique du matériau de l'implant a été effectué selon la norme DIN ISO 14801 (essai de fatigue dentaire pour les implants endo-osseux) - Les implants ont été insérés sur 7 mm dans un bloc de poly-méthacrylate de méthyle, ce qui a donné une surface d'implant rugueuse exposée de 3 mm. Les implants ont été fixés avec un époxy transparent à	fracture lors de la mise en charge dynamique. En revanche, six implants TL (Tissue Level) de petit diamètre ont été fracturés lors de cette étape. Plus précisément, le taux d'échec le plus élevé a été observé parmi les implants Ti TL de diamètre étroit soumis à l'implantoplastie, où quatre des sept implants ont subi une fracture. Les implants restants qui se sont fracturés comprenaient un implant Ti TL de diamètre étroit sans implantoplastie et un implant TiZr TL de diamètre étroit soumis à l'implantoplastie.	- Faible échantillons - Les variations dans le mécanisme de chargement ont été constatées, notamment entre les forces verticales appliquées en laboratoire et la combinaison de forces verticales et horizontales présentes dans la bouche. - Des différences ont été constatées dans la géométrie de la superstructure, avec l'utilisation de piliers de forme

Auteur Nom de l'étude Date de publication	Objectifs de l'étude et type d'étude	Échantillon	Méthodologie	Résultats	Limites de l'étude avancées par les auteurs
		été réduit jusqu'à un maximum de 0,13 à 0,16 mm (c'est-à-dire, BL étroit : 0,13 mm ; TL étroit : 0,15 mm ; BL régulier : 0,14 mm ; TL régulier : 0,16 mm)	durcissement lent (EpoFix ; Struers, Willich, Allemagne) ressemblant à un environnement ressemblant à un os avec un module d'élasticité ≥ 3 GPa. - Avant d'être soumis à un chargement jusqu'à la rupture, les implants ont subi un chargement dynamique préalable dans un dispositif de précharge afin de simuler les forces de mastication. Les implants ont été soumis à 2 000 000 cycles de charge à une fréquence de 2 Hz, avec des charges allant de 23 à 226 N, dans un environnement	- L'IP a réduit de manière significative la résistance maximale à la rupture de l'implant, quel que soit le type/conception, le diamètre ou le matériau de l'implant, mais la résistance maximale à la rupture des implants de diamètre réguliers (non étroits) et des implants BL étroits est restée élevée. La résistance maximale à l'échec des implants BL et TL de diamètre régulier variait respectivement de 775,0 à 1 029,5 N et de 678,9 à 806,2 N, tandis que la résistance maximale à l'échec des implants de diamètre étroit restait inférieure à 650 N	hémisphérique normalisée effectuée en laboratoire, par rapport aux couronnes de forme anatomique utilisées dans la bouche.

Auteur Nom de l'étude Date de publication	Objectifs de l'étude et type d'étude	Échantillon	Méthodologie	Résultats	Limites de l'étude avancées par les auteurs
			humide à température ambiante.		
Markel Dieguez-Pereira, David Chavarri-Prado Effect of implantoplasty on the elastic limit of dental implants of different diameters (11)	Déterminer les limites élastiques de connexion interne, des implants dentaires de différents modèles et diamètres après une implantoplastie.	- 315 implants dentaires coniques en titane à connexion interne - l'IP a été effectuée avec une fraiseuse industrielle pour une standardisation (IMP1 ; n = 105) - ou *avec* l'approche conventionnelle - manuellement, à l'aide de fraises à grande vitesse (IMP2 ; *n* = 105)	- L'étude a inclus 315 implants auto-taraudants soit à connexion interne « tissue level » avec un col usiné de 1,5 mm de long, un diamètre de corps de 3,5 mm ou 4 mm de large et une plate-forme prothétique d'un diamètre de 4,5 mm soit à connexion interne "bone level" avec un diamètre de 3 mm, 3,5 mm ou 4 mm de large et une plateforme prothétique d'un diamètre de 2,7 mm, 3,2 mm ou 3,4 mm (Klockner Vega, Escaldes Engordany, Andorre).	- Dans le groupe IMP1, la réduction de la limite élastique des implants tissue level de diamètres 3,5 mm et 4 mm était respectivement de 5,17 % et 3,18 %. Dans le groupe IMP2, ces réductions étaient plus importantes, atteignant respectivement 23,74 % et 20,98 %. Dans tous les cas, les différences entre les groupes expérimentaux et le groupe témoin étaient statistiquement significatives ($p < 0,05$). Les implants du groupe IMP1 ont montré des valeurs de résistance plus élevées, avec une différence moyenne de	- La même séquence de fraisage n'a pas été suivie pour les groupes usinés et manuels. Par conséquent, les résultats pour le fraisage et le polissage ne sont pas strictement comparables.

Auteur Nom de l'étude Date de publication	Objectifs de l'étude et type d'étude	Échantillon	Méthodologie	Résultats	Limites de l'étude avancées par les auteurs
2021			- Soixante-trois implants de chaque conception et diamètre ont été divisés au hasard en un groupe d'implants usinés industriellement (IMP1) (*n* = 21), un groupe d'implants polis manuellement (IMP2) (*n* = 21) et un groupe d'implants témoins (*n* = 21) - Dans les groupes IMP1 et IMP2, des expériences ont été obtenues en utilisant des implants définis dans un bloc de résine. Les implants tissue level avaient 4,5 mm d'implant laissé à l'extérieur, avec 1,5 mm de col usiné, tandis que les implants osseux (bone level) avaient	76,80 N et 108,90 N pour les implants de 3,5 mm et 4 mm de diamètre respectivement. Ces deux différences étaient également statistiquement significatives ($p < 0,05$). - Les implants bone-level des groupes IMP1 et IMP2 ont montré une réduction de la limite élastique par rapport au groupe témoin. Pour les implants de 3 mm de diamètre, cette réduction était de 16,43 % pour le groupe IMP1 et de 11,68 % pour le groupe IMP2. Pour les implants de 3,5 mm de diamètre, la réduction était de 11,03 % pour le groupe IMP1 et de 13,17 % pour le groupe IMP2. Pour les implants de 4	

Auteur Nom de l'étude Date de publication	Objectifs de l'étude et type d'étude	Échantillon	Méthodologie	Résultats	Limites de l'étude avancées par les auteurs
			3 mm d'implant laissé à l'extérieur. Une surface traitée de 3 mm a été utilisée pour simuler une perte osseuse marginale de 3 mm. Le bloc de résine avait un module d'élasticité similaire à celui de l'os. Dans le groupe IMP2, l'implantoplastie a été réalisée de manière cliniquement réaliste à l'aide d'une turbine Panamax 2 avec irrigation et une loupe grossissante. Les procédures d'implantoplastie manuelle dans le groupe IMP1 ont été réalisées par le même	mm de diamètre, la réduction était de 17,72 % pour le groupe IMP1 et de 8,27 % pour le groupe IMP2. Des valeurs de résistance plus élevées ont été constatées pour les implants bone-level de diamètre 3 mm et 4 mm dans le groupe IMP2, avec des différences moyennes respectives de 11,60 N et 48,80 N. En revanche, des valeurs de résistance plus élevées ont été constatées pour les implants de diamètre 3,5 mm dans le groupe IMP1. - l'implantoplastie diminue significativement la limite élastique des implants dentaires en titane à connexion interne ;	

Auteur Nom de l'étude Date de publication	Objectifs de l'étude et type d'étude	Échantillon	Méthodologie	Résultats	Limites de l'étude avancées par les auteurs
			opérateur et utilisant une machine industrielle.	- la limite élastique des implants en titane à connexion interne plus étroits (3 mm et 3,5 mm) est significativement inférieure à celle d'un diamètre standard (4 mm)	
Bruno Leitão-Almeida, Octavi Camps-Font Effect of bone loss on the	Cette étude a été réalisée pour déterminer si le degré de perte osseuse influence la résistance à la fracture des implants avec ou sans IP.	- 32 implants dentaires en titane de grade V à plateforme étroite (3,5 mm de diamètre) mesurant 15 mm de long, avec une surface rugueuse et une connexion externe hexagonale. Seize implants ont été choisis au hasard	- L'implantoplastie a été réalisée selon la technique décrite par Costa-Berenguer et al. à l'aide d'une fraise en carbure de tungstène de forme ovale et deux polissoirs en carbure de silicium - Les changements de largeur de l'implant ont été évalués par des	- Il n'y avait pas de diminution significative de la résistance à la fracture lors de la comparaison entre les échantillons de contrôle (sans IP) et avec IP dans le même sous-groupe de perte osseuse ` - Résistance à la fracture fortement diminuée lorsque la perte osseuse environnante est la plus élevée (7,5mm) que ce	- Cette étude in vitro présente quelques limites dans sa conception. Tout d'abord, les procédures d'implantoplastie n'étaient pas entièrement normalisées.

Auteur Nom de l'étude Date de publication	Objectifs de l'étude et type d'étude	Échantillon	Méthodologie	Résultats	Limites de l'étude avancées par les auteurs
fracture resistance of narrow dental implants after implantoplasty. An in vitro study (37) 2021		comme groupe de contrôle, tandis que les 16 autres ont servi de groupe IP. Deux sous-groupes supplémentaires de 8 implants ont été constitués,en fonction de l'importance de la perte osseuse simulée (3mm ou 7,5 mm)	radiographies simples, qui ont ensuite été pivotées de 120º et 240º en utilisant des montages standardisés. - Des tests de résistance à la fracture ont été effectués dans chaque groupe pour déterminer la force de compression maximale (Fmax) atteinte avant la fracture de l'implant (variable de résultat principale). - Des piliers de charge hémisphériques métalliques de 7,5 mm de haut (n = 32) ont été placés sur chaque implant à l'aide de vis prothétiques à 32 N/cm. Tous les tests ont été	soit pour les implants avec ou sans IP. - La IP ne semble pas avoir d'impact significatif sur la résistance à la fracture des implants à plate-forme étroite à connexion hexagonale externe. En revanche, la quantité de perte osseuse semble être un facteur pertinent par rapport à la résistance à la fracture, puisque la Fmax nécessaire pour fracturer les implants dans les sous-groupes de 7,5 mm était significativement plus faible que dans les sous-groupes de 3 mm	- L'implantoplastie a été effectuée en maintenant l'implant avce la main . Cela ne permet pas de reproduire fidèlement le contexte clinique réel où l'accès peut influencer le résultat de la technique. - Les tests de charge de compression statique peuvent ne pas reproduire la fonction orale quotidienne complexe des patients

Auteur Nom de l'étude Date de publication	Objectifs de l'étude et type d'étude	Échantillon	Méthodologie	Résultats	Limites de l'étude avancées par les auteurs
			effectués conformément aux paramètres de la directive UNE-EN ISO 14801:2016 (troisième édition), à l'exception de l'exposition supracrestale du sous-groupe de 7,5 mm. Une machine d'essai mécanique universelle a appliqué une force de compression aux implants avec une cellule de charge MTS 661.19H-03 d'une capacité de 15 kN. Les forces de compression ont été appliquées à un angle constant de 30 degrés par rapport à l'axe vertical.		
Philippe Sahrmann,	Cette étude visait à	Quinze modèles de maxillaire ont été	- Quinze modèles de maxillaire avec des molaires	- Dommage de la surface de la dent adjacente : Après	- La présente étude est limitée par le

Auteur Nom de l'étude Date de publication	Objectifs de l'étude et type d'étude	Échantillon	Méthodologie	Résultats	Limites de l'étude avancées par les auteurs
Sandra Luso, Constance Muller Titanium Implant Characteristics After Implantoplasty: An In Vitro Study on Two Different Kinds of Instrumentation (38)	comparer deux modalités courantes d'implantoplastie, à savoir fraises diamantées+ des pointes à polir abrasives en pierres d'Arkansas (DS) ou une pointe à polir en pierre d'Arkansas + polissoirs en carbure de silicone (SS).	fabriqués à partir de pierre de laboratoire dentaire blanche avec des premières molaires manquantes dans les deux quadrants. Des implants en titane (Camlog screw line, 4,3/13 mm, Camlog Biotechnologies) ont été placés dans les positions des premières molaires maxillaires droite et gauche.	manquantes. Des implants en titane ont été placés dans les positions des molaires manquantes. Les sites d'implantation présentaient des défauts horizontaux standardisés avec une exposition de la surface rugueuse sur 6 mm. Les modèles ont été insérés dans des simulateurs de tête fantôme. L'implantoplastie a été réalisée en suivant deux séquences d'instrumentation différentes, déterminées de manière aléatoire. - Afin d'évaluer l'épaisseur résiduelle de la	l'implantoplastie, les lésions en termes de superficielles sur les surfaces des dents adjacentes en plâtre ont été généralement constatées dans 63 % des surfaces dentaires adjacentes - Perte de poids : il n'y a pas de perte de poids significative entre les groupes après l'instrumentation. De même, le poids était comparable pour les implants instrumentés et les implants vierges - Les résultats de la présente étude ont montré qu'une combinaison de pierres abrasives et de polissoirs en silicone permettait d'obtenir une meilleure brillance	fait que l'instrumentation a été réalisée in vitro ; ainsi, les opérateurs n'ont pas été dérangés par le sang ou la salive, la langue et le comportement des patients.

Auteur Nom de l'étude Date de publication	Objectifs de l'étude et type d'étude	Échantillon	Méthodologie	Résultats	Limites de l'étude avancées par les auteurs
2019			paroi de l'implant au niveau de l'épaulement de l'implant après le traitement, des images radiographiques standardisées de chaque implant ont été prises. - Dommages aux dents voisines. : Après avoir terminé toutes les procédures d'implantoplastie, les modèles en plâtre ont été examinés par un investigateur indépendant afin d'évaluer les surfaces approximatives des dents voisines. - Perte de poids : Le poids de chaque implant a été mesuré après le traitement à	- Les forces de flexion maximales n'ont pas été modifiées par l'implantoplastie et aucune différence significative entre les groupes n'a été constatée significatives entre les groupes.	

Auteur Nom de l'étude Date de publication	Objectifs de l'étude et type d'étude	Échantillon	Méthodologie	Résultats	Limites de l'étude avancées par les auteurs
			l'aide d'une balance de précision -Évaluation tridimensionnelle : Afin de caractériser la perte de matériau liée au traitement, les implants ont été évalués en trois dimensions (3D).		
Jorio, Isabelle C, Stawarczyk, Bogna, Sahrmann, Philipp	Évaluer la stabilité mécanique des implants après implantoplastie et mise en charge thermocyclique, évaluer l'épaisseur résiduelle des	Trente implants ont été assignés au hasard pour recevoir l'une des trois séquences d'instrumentation : A= avec fraises diamantées+pierre Arkansas ; B=IP avec polissoirs en carbure de silicium+pierre d'Arkansas ; C=IP	- À l'aide d'un simulateur de tête fantôme et d'implants modèles maxillaires ont été soumis à une procédure d'implantoplastie. - Après avoir procédé à l'instrumentation, = les dommages sur les dents adjacentes ont été évaluées. Nous avons ensuite soumis des implants	- Dommages aux surfaces dentaires voisines : Les dommages aux dents adjacentes étaient fréquents, avec un tiers des dents voisines subies. L'évaluation des différences entre les groupes a révélé une variation significative de la fréquence des dommages. Le groupe C (*Une séquence de deux diamants ovoïdes consécutifs*	- Un paramètre crucial pour le succès clinique après implantoplastie est la rugosité de surface après instrumentation qui n'a pas été étudié dans cette étude - La configuration expérimentale a été réalisée avec un type

Auteur Nom de l'étude Date de publication	Objectifs de l'étude et type d'étude	Échantillon	Méthodologie	Résultats	Limites de l'étude avancées par les auteurs
Reduced fracture load of dental implants after implantoplasty with different instrumentation sequences. An in vitro study (39) 2021	zones instrumentées et les lésions dentaires voisines dues à l'implantoplastie.	avec fraises diamantées+polissoirs en pierre d'Arkansas+en carbure de silicium + implants contrôles sans IP. - implant en titane de grade V (90%Ti, 6% Al, 4% Va) Bone level 4,1mm de diamètre et 11mm de longueur - insérés dans un modèle avec 6mm exposé (perte osseuse horizontale et circonférentielle)	qui ont été instrumentés ainsi que des implants témoins non instrumentés à 1,2 million de cycles de chargement thermomécanique dans une machine à mâcher. Enfin, nous avons testé la charge maximale de rupture pour tous les implants, ainsi que pour cinq implants de contrôle vierges supplémentaires.	*de rugosité décroissante suivis d'une pierre Arkansas et de polissoirs en silicone)* présentait de manière constante le taux le plus élevé de dommages aux dents voisines, que ce soit en termes d'implantoplasties réussies (8 sur 10) ou en payant le nombre de dents endommagées - Chargement cyclique : aucun des implants n'a présenté de changements visibles tels que des fractures, des dommages au pilier ou un descellement du pilier lors de l'examen effectué à l'aide de loupes de grossissement 2,7. - Les implants non instrumentés ont montré des	et une taille d'implant par un seul fournisseur d'implants. En conséquence, les résultats et conclusions ne sont, à proprement parler, valables que pour exactement les implants utilisés et ne peuvent pas nécessairement être généralisés sur des implants d'un autre diamètre, d'une autre morphologie et d'un autre matériau. - Tous les implants évalués étaient situés

Auteur Nom de l'étude Date de publication	Objectifs de l'étude et type d'étude	Échantillon	Méthodologie	Résultats	Limites de l'étude avancées par les auteurs
				valeurs de charge de fracture plus élevées. - Une implantoplastie prudente sur des implants de grade 5 d'un diamètre de 4,1 mm avec un pilier massif angulé à 20° a entraîné une réduction de la résistance à la flexion des implants par rapport aux implants non instrumentés	exactement dans la même position et présentaient les mêmes distances par rapport aux dents voisines, permettant soi-disant une adaptation rapide de l'opérateur. - Les facteurs perturbateurs pertinents tels que les saignements, l'interférence de la langue et les mouvements du patient n'ont pas pu être simulés - Plusieurs facteurs liés à l'implant

Auteur Nom de l'étude Date de publication	Objectifs de l'étude et type d'étude	Échantillon	Méthodologie	Résultats	Limites de l'étude avancées par les auteurs
					comme la composition de l'alliage de l'implant doivent être pris en considération. D'autres questions liées à l'implant telles que le diamètre de l'implant, l'épaisseur du matériau au niveau de l'enceinte cervicale, la connexion pilier-implant et, enfin et surtout, le degré d'exposition de l'implant n'ont pas été examinés dans la présente étude.
Camps-Font, Gonzalez-Barnadas, Mi	Évaluer si l'IP et la conception de	Une étude *in vitro* a été menée sur 48 implants dentaires	- À l'aide d'une séquence aléatoire générée par ordinateur, 8 implants	- Modifications macroscopiques des implants : Dans tous les	- Comme toute étude *in vitro* , une limitation possible du

Auteur Nom de l'étude Date de publication	Objectifs de l'étude et type d'étude	Échantillon	Méthodologie	Résultats	Limites de l'étude avancées par les auteurs
r- Mari, Figueiredo, Fracture resistance after implantoplasty in three implant-abutment connection designs (40) 2020	l'implant-pilier influencent la résistance à la fracture des implants dentaires en titane à diamètre étroit, en forme de vis et à surface rugueuse en conjonction avec un défaut péri-implantaire horizontal correspondant à la moitié de leur	coniques en titane de grade 5 avec des conceptions macroscopiques et microscopiques similaires. Trois conceptions différentes de connexion implant-pilier ont été utilisées pour un total de 16 attaches dans chaque groupe : connexion hexagonale externe (EC), connexion hexagonale interne (IC) et connexion conique (CC). Les diamètres de la plate-forme et du corps des	par groupe ont reçu une IP sur la moitié coronaire, et les 8 autres ont servi de témoins dans les tests de résistance à la fracture. - Les implants ont été intégrés et placés exactement dans la même position dans des moulages en résine époxy de 3x1,7, de telle manière que 5 mm de surface rugueuse ont été exposés. - L'IP a été réalisée manuellement par un clinicien expérimenté. À l'aide d'une pièce à main à haute vitesse portative avec abondante refroidissement par eau, sous des loupes	groupes, la procédure a été associée à une réduction statistiquement significative de l'épaisseur. Il y avait une corrélation positive entre l'épaisseur de la paroi de l'implant et Fmax (force de compression maximale) à T0 - Test de résistance statique : Les tests de compression ont révélé que l'IP produisait une réduction significative de la résistance à la fracture, la Fmax était également influencé par la conception de la connexion de l'implant (connexion externe plus résistant que connexion interne ou à cône morse)	présent rapport est que la PI a été réalisée dans des conditions idéales. Dans un environnement plus proche d'une situation clinique réelle, les résultats pourraient différer de ceux obtenus dans cette étude. - l'IP a été effectuée manuellement. Cela conduit à un manque de standardisation de variables importantes telles que la pression et le nombre de fois où les fraises ont été

Auteur Nom de l'étude Date de publication	Objectifs de l'étude et type d'étude	Échantillon	Méthodologie	Résultats	Limites de l'étude avancées par les auteurs
	longueur. Les objectifs secondaires étaient de chronométrer la procédure IP et d'évaluer les changements morphologiques survenus dans les zones traitées.	implants étaient de 3,5 mm et la longueur totale du corps était de 10 mm.	d'agrandissement de 2,8x avec une lumière LED - Test de résistance statique : Tous les implants (n = 48) ont été soumis à une force de compression statique. - Évaluation de surface et analyse fractographique : Tous les échantillons ont été évalués par microscopie électronique à balayage	- Évaluation de surface et analyse fractographique : L'analyse SEM des implants de contrôle a montré une finition de surface de bonne qualité, exempte de fissures et/ou de défauts du processus d'usinage. La surface était modérément rugueuse en raison des techniques de sablage, de gravure à l'acide et d'anodisation - Les cliniciens doivent être conscients que l'implantoplastie peut augmenter le risque de fracture, en particulier dans les implants à connexion interne de diamètre étroit (CC et IC).	appliquées sur la surface de l'implant - Le manque d'analyses supplémentaires pour évaluer la rugosité de surface des implants lissés

Auteur Nom de l'étude Date de publication	Objectifs de l'étude et type d'étude	Échantillon	Méthodologie	Résultats	Limites de l'étude avancées par les auteurs
Fei Zhang, Mona Monzavi, Maoyin Li, Stevan Čokić Fracture analysis of one/two-piece clinically failed zirconia dental implants (41) 2022	Analyse des facteurs ayant pu conduire à la fracture des implants en zircone par macro/micro-fractographie.	Six implants monobloc et dix implants en zircone tout céramique de deux fabricants, Z-Systems et CeraRoot	- Après que les implants fracturés ont été nettoyés dans un bain à ultrasons en utilisant l'hypochlorite de sodium, suivi d'éthanol pur, les surfaces de fracture ont été revêtues d'une fine couche de carbone ou de platine d'une épaisseur de 5 nm. Tout d'abord, un microscope numérique a été employé pour examiner les motifs généraux de la fracture, y compris une boucle de compression, afin de déterminer la direction de propagation de la fissure et d'identifier la zone approximative où la	- La cause principale de la fracture de tous les implants semblait être une surcharge en mode flexion, mais les points d'origine de la fracture variaient selon qu'il s'agissait d'implants en une ou deux pièces. Pour les implants monoblocs, la fracture était initiée dans la région de constriction située entre deux spires, dans la partie endo-osseuse de l'implant. En ce qui concerne les implants en deux parties, le col du pilier, les connexions internes pilier-implant et les spires internes se sont avérés être les principaux points d'origine de la fracture. - Dans le cas de l'implant CeraRoot 1p-3 m, une	- Échantillon - Deux fabricants seulement font partis de l'étude

Auteur Nom de l'étude Date de publication	Objectifs de l'étude et type d'étude	Échantillon	Méthodologie	Résultats	Limites de l'étude avancées par les auteurs
			défaillance a commencé. Ensuite, la microscopie électronique à balayage a été utilisée pour une analyse détaillée de la zone près de l'origine de la fracture et pour caractériser les propriétés microstructurales responsables de la défaillance.	implantoplastie a été réalisée pour tenter de nettoyer la surface et d'enlever les fils, une procédure largement recommandée pour les implants Ti. Cependant, des dommages par écaillage ont été identifiés au niveau des spires restants. Bien que l'implantoplastie puisse être une procédure courante pour traiter la péri-implantite autour des implants en titane , son application doit être reconsidérée pour les implants en zircone car elle peut déstabiliser les grains de surface en zircone et influencer la rupture de l'implant en zircone.	

Auteur Nom de l'étude Date de publication	Objectifs de l'étude et type d'étude	Échantillon	Méthodologie	Résultats	Limites de l'étude avancées par les auteurs
				Cependant, d'autres études sur les effets de l'implantoplastie des implants en zircone devraient être menées.	

Thèse d'exercice : Chir. Dent. : Lille : Année [2024] –

Effet de l'implantoplastie sur les caractéristiques intrinsèques implantaires : Revue de cadrage.

KADDOURI ZAKARIA p.[77] : ill.[7] ; réf.[60]

Domaines : Implantologie orale , parodontologie

Mots clés Libres : Implantoplastie , implant dentaire , résistance fracture , limite élastique

Résumé de la thèse en français

Dans le traitement des péri-implantites, la décontamination de la surface implantaire est primordiale. L'implantoplastie, consistant en l'élimination des spires implantaires et permettant cette décontamination efficace, a montré dans les revues systématiques récentes, améliorer les paramètres cliniques péri-implantaires telles que la diminution des profondeurs de sondage, du saignement au sondage et l'amélioration des paramètres radiologiques. Cependant quel impact l'implantoplastie peut-elle entrainer sur les caractéristiques implantaires et donc sur le maintien au long terme de l'implant ?

L'objectif de ce travail de thèse est, à travers une revue de cadrage, d'identifier l'impact de l'implantoplastie sur les caractéristiques implantaires à savoir : leur résistance à la fracture, leur résistance à la fatigue ou encore leur résistance à la corrosion.

JURY :

Président : Monsieur le Professeur Thomas COLARD

Assesseurs :

Madame le Docteur Marie DUBAR

Monsieur le Docteur François BOSCHIN

Monsieur le Docteur Christopher HUON

Adresse de l'auteur :