

AVERTISSEMENT

Cette thèse d'exercice est le fruit d'un travail approuvé par le jury de soutenance et réalisé dans le but d'obtenir le diplôme d'État de docteur en chirurgie dentaire. Ce document est mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

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

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

Code de la Propriété Intellectuelle. Articles L 122.4

Code de la Propriété Intellectuelle. Articles L 335.2 - L 335.10

UNIVERSITÉ DE PARIS

UFR D'ODONTOLOGIE - MONTROUGE

Année 2020 **N° M012**

THÈSE

POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le : 02 mars 2020

Par

Émile ATALLAH

Fracture implantaire : étiologies, biomécanique et gestion chirurgicale

Dirigée par M. le Docteur Gaël Millot

JURY

M. le Professeur Philippe Pirnay	Président
M. le Docteur Frédérick Gaultier	Assesseur
M. le Docteur François Ferré	Assesseur
M. le Docteur Gaël Millot	Assesseur
M. le Docteur Stéphane Milliez	Invité

CC BY NC ND

Tableau des enseignants de l'UFR

DÉPARTEMENTS	DISCIPLINES	PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS	MAÎTRES DE CONFÉRENCES
1. DÉVELOPPEMENT, CROISSANCE ET PRÉVENTION	ODONTOLOGIE PÉDIATRIQUE	Mme DAVIT-BÉAL Mme DURSUN Mme VITAL	M. COURSON Mme JEGAT Mme SMAIL-FAUGERON Mme VANDERZWALM
	ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE		Mme BENAHMED M. DUNGLAS Mme KAMOUN Mme LE NORCY
	PRÉVENTION, ÉPIDEMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ ET ODONTOLOGIE LÉGALE	Mme FOLLIGUET M. PIRNAY	Mme GERMA M. TAVERNIER
2. CHIRURGIE ORALE, PARODONTOLOGIE, BIOLOGIE ORALE	PARODONTOLOGIE	Mme COLOMBIER Mme GOSSET	M. BIOSSE DUPLAN M. GUEZ
	CHIRURGIE ORALE	M. MAMAN Mme RADOI	Mme EJEIL M. GAULTIER M. HADIDA M. MOREAU M. NGUYEN Mme TAÏHI
	BIOLOGIE ORALE	Mme CHAUSSAIN M. GOGLY Mme SÉGUIER Mme POLIARD	M. ARRETO Mme BARDET (MCF) Mme CHARDIN M. FERRE M. LE MAY
3. RÉHABILITATION ORALE	DENTISTERIE RESTAURATRICE ENDODONTIE	Mme BOUKPESSI Mme CHEMLA	Mme BERÈS Mme BESNAULT M. BONTE Mme COLLIGNON M. DECUP Mme GAUCHER
	PROTHÈSES	Mme WULFMAN	M. CHEYLAN M. DAAS M. DOT M. EID Mme FOUILLOUX-PATEY Mme GORIN M. RENAULT M. RIGNON-BRET M. TRAMBA
	FONCTION-DYSFONCTION, IMAGERIE, BIOMATÉRIAUX	M. SALMON	M. ATTAL Mme BENBELAID Mme BENOÎT A LA GUILLAUME (MCF) M. BOUTER M. CHARRIER M. CHERRUAU M. FLEITER Mme FRON CHABOUIS Mme MANGIONE Mme TILOTTA
	PROFESSEURS ÉMÉRITES	M. BÉRENHOLC Mme BRION M. LASFARGUES M. LAUTROU M. LEVY	M. PELLAT M. PIERRISNARD M. SAFFAR Mme WOLIKOW

Mise à jour le 04 novembre 2019

Remerciements

À M. le Professeur Philippe Pirnay

Docteur en Chirurgie dentaire

Spécialiste qualifié en Médecine Bucco-Dentaire

Docteur de l'Université Paris Descartes

Habilité à Diriger des Recherches

Professeur des Universités, UFR d'Odontologie – Montrouge

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Chef de service de l'hôpital Henri Mondor

Officier de l'ordre des palmes académiques

Lauréat de l'Académie Nationale de Chirurgie dentaire

Lauréat de l'Académie Nationale de Médecine

Lauréat de l'Académie Nationale de Chirurgie

Qui me fait l'honneur de présider ce Jury. Je tiens à vous remercier pour votre disponibilité, vos conseils ainsi que votre aide qui m'a été précieuse. Veuillez trouver ici le témoignage de mon profond respect et de ma gratitude.

À M. le Docteur Frédérick Gaultier

Docteur en Chirurgie dentaire

Docteur de l'Université Paris Descartes

Maître de Conférences des Universités, UFR d'Odontologie – Montrouge

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Vice-Doyen de la Faculté de Chirurgie dentaire de Montrouge

Qui me fait l'honneur de siéger dans mon jury de thèse d'exercice. Merci pour vos conseils et vos enseignements. Veuillez trouver dans ce travail le témoignage de mon profond respect et de mes sincères remerciements.

À M. le Docteur François Ferré

Docteur en Chirurgie dentaire

Spécialiste qualifié en Chirurgie orale

Docteur de l'Université Paris Descartes

Maitre de Conférences des Universités, UFR d'Odontologie – Montrouge

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Qui me fait l'honneur de siéger dans mon jury. Je vous remercie pour votre disponibilité et votre gentillesse. Veuillez trouver dans ce travail l'expression de ma sincère reconnaissance.

À M. le Docteur Gaël Millot

Docteur en Chirurgie dentaire

Spécialiste qualifié en Chirurgie orale

Ancien Interne des Hôpitaux

Assistant Hospitalo-Universitaire, UFR d'Odontologie – Montrouge

Vous m'avez fait l'honneur et la confiance d'accepter de diriger ce travail. Je vous remercie profondément pour tous vos enseignements et pour votre gentillesse. J'ai beaucoup appris grâce à vous. Veuillez trouver ici le témoignage de ma plus grande gratitude et de mes respectueux remerciements.

À M. le Docteur Stéphane Milliez

Docteur en Chirurgie dentaire

Spécialiste qualifié en Chirurgie orale

Vous me faites l'honneur de participer à ma soutenance. Je vous remercie pour la gentillesse et la confiance dont vous avez fait preuve tout au long des mes études. Veuillez trouver ici le témoignage de ma profonde reconnaissance et de mon plus grand respect.

A mes parents, merci pour tout ce que vous avez fait et tout ce que vous faites encore pour moi. Vous m'avez toujours soutenu dans tous mes projets. Je vous aime.

A Marie-Anne, ma petite sœur. Je te remercie pour tous les bons moments qu'on a partagé, tu m'as toujours soutenu dans mes études (malgré toi) et je suis très fier de ce que tu es devenue.

A Alric et Alexis, mes amis de toujours. Merci pour tout.

A Jérôme, Clémy, Romane, merci pour tous les bons moments que j'ai passé.

Aux QLC, vous êtes les personnes les plus drôles et les plus folles que j'ai rencontré. Je suis très heureux d'avoir des amis comme vous.

A Alexis, Rafael, Jakub, Fabien, Félix, Marc, Nazib, Victor, pour votre amitié tout au long de ces études.

A Marie, la boulette, merci pour tous les bons plats et pour toute ton amitié (surtout).

A Chloé, Victor et Rafael, merci d'être de si bons amis.

A Jerry, Marina, Nina, j'accepterai peut-être un jour de faire un escape game avec vous.

A tous mes amis de la fac Théo, Paul, Muriel, Couti, Hadrien, Lise, Julie, Fred, Alexandre, Floriane, Joana, Lucie, Léonie, Eugénie.

A tous mes amis de l'hôpital, Anissa (à nos belles aventures de binomage), Yohann, Maxime, Thomas B, Thomas G, PM, Camille, Iris, Anne, Marc.

A Célia, merci pour tout l'amour que tu me donnes chaque jour et pour ton soutien sans faille. Je suis fier de tout ce qu'on a construit ensemble et je suis heureux d'être à tes cotés dans notre petit chez nous. Je t'aime et moi aussi j'ai hâte de passer ces prochaines années avec toi.

Table des matières

INTRODUCTION **3**

1 : ETIOLOGIES DES FRACTURES IMPLANTAIRES **4**

1.1 METHODOLOGIE 4

1.1.1. Équation de recherche *4*

1.1.2. Flow Chart *5*

1.2 ANALYSE DES ETUDES 5

1.2.1 Analyse *5*

1.2.2 Incidence des fractures *7*

1.2.3 Temps moyen avant fracture *7*

1.3. FACTEURS LIES AUX PATIENTS 9

1.3.1 Alvéolyse marginale *9*

1.3.2 Bruxisme *10*

1.3.3 Greffe osseuse *10*

1.3.4 Traumatique *11*

1.4. FACTEURS LIES A LA PROTHESE 11

1.4.1 Occlusion *11*

1.4.2 Type de prothèse *19*

1.4.3 Cantilever *21*

1.4.4 Scellé vs Vissé *22*

1.4.5 Desserrage de vis *22*

1.4.6 Matériaux *23*

1.5. FACTEURS LIES A L'IMPLANT 24

1.5.1 Position *24*

1.5.2 Forme *28*

1.5.3 Composition *34*

2 : COMPORTEMENT BIOMECANIQUE DES IMPLANTS **37**

2.1. GENERALITES 37

2.2. MECANISME DE FRACTURE IMPLANTAIRE : FATIGUE IMPLANTAIRE 37

2.3. COMPORTEMENT BIOMECANIQUE SELON LES CARACTERISTIQUES DES IMPLANTS 39

2.3.1 Morphologique *40*

2.3.2 Composition *47*

2.3.3 Péri-implantite *53*

2.4. FACTEURS DE RISQUE ET CHECK-LIST 57

3 : GESTION DES IMPLANTS FRACTURES 59

3.1. DEPOSE 59

3.1.1. Tourne à gauche (Implant Removal Tool : IRT) 59

3.1.2. Trépan 60

3.1.3. Piézochirurgie 61

3.2. AUTRE ALTERNATIVE 62

4 : RESPONSABILITE LEGALE 64

4.1. OBLIGATION DE MOYEN EN IMPLANTOLOGIE 64

4.1.1. Première consultation 64

4.1.2. Suivi 65

4.2. JURISPRUDENCE 67

4.2.1. Faits et procédure 67

4.2.2. Motifs de la décision 68

4.2.3. Analyse 68

CONCLUSION 69

BIBLIOGRAPHIE 70

TABLE DES FIGURES 76

TABLE DES TABLEAUX 78

Introduction

La réhabilitation implantaire est une thérapeutique prévisible et répandue. En dépit de son taux de réussite élevé, le traitement par implant dentaire n'est pas exempt de complications et bien que les complications précoces soient principalement dues à un défaut d'ostéointégration, il existe deux raisons principales à la perte tardive d'un implant : les complications infectieuses entrainant une perte des tissus de soutien de l'implant et les complications mécaniques responsables de fractures des restaurations prothétiques, des piliers, des vis ou même du corps de l'implant. Pour autant, les fractures du corps de l'implant restent une complication exceptionnelle et la compréhension des facteurs de risques liés au patient, à la restauration prothétique et à l'implant sont essentiels afin d'assurer la pérennité de ce traitement. De plus, en cas de fracture d'implant, la réintervention a pour objectif d'être la plus conservatrice possible en volume osseux afin de permettre une réimplantation.
Dans un premier temps, nous verrons à travers une revue de littérature, quels sont les facteurs de risque des fractures du corps de l'implant. Dans un second temps, nous étudierons le comportement biomécanique des implants et leur fatigue à travers des études *in vivo* et *in vitro* sous des normes spécifiques. Puis, la gestion de cette complication sera détaillée en décrivant les différentes techniques de dépose de l'implant dans un souci de préservation osseuse afin de permettre une ré-implantation. Enfin, la responsabilité médicale liée à cet échec sera étudiée pour déterminer les responsabilités de chaque intervenant.

1 : Etiologies des fractures implantaires

1.1 Méthodologie

Cette revue de littérature a été menée à partir du moteur de recherche MEDLINE via Pub Med, sans restriction de temps avec pour objectif de définir de manière approfondie les étiologies de la fracture implantaire.

Une sélection des articles a été réalisée selon le type d'étude et le protocole clinique : seules les études prospectives ou rétrospectives ont été conservées, avec au moins 1000 implants et le détail des étiologies de fracture.

Enfin, deux méta-analyses seront conservées pour comparer les résultats des recherches.

1.1.1. Équation de recherche

Les mots clefs suivant sont utilisés pour la recherche :

- Dental implants
- Oral implants
- Implants fracture
- Fractured implants

L'équation de recherche est la suivante :

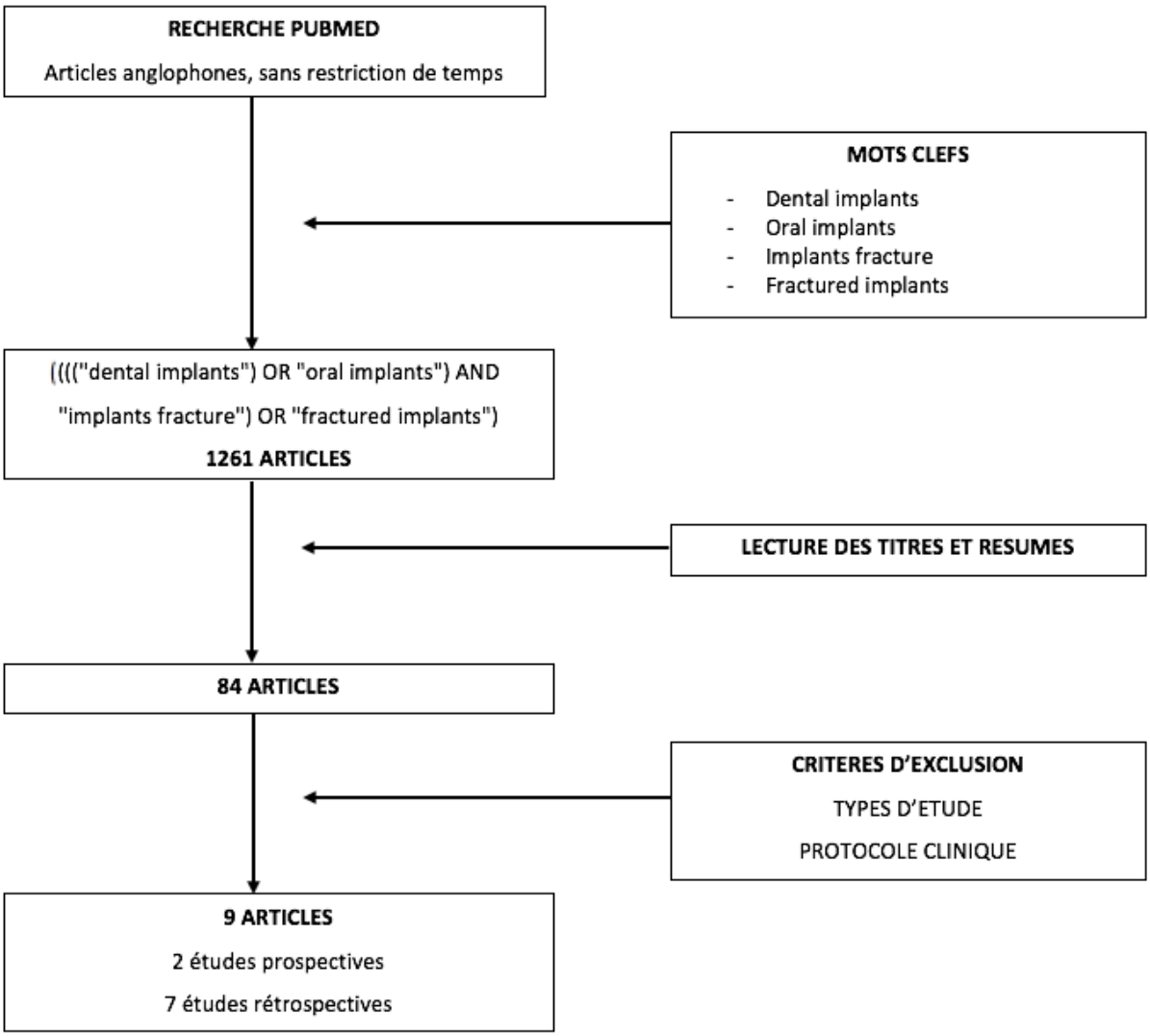
((((("dental implants") OR "oral implants") AND "implants fracture") OR "fractured implants")

Cette équation a permis de sélectionner 1261 articles dont 84 après lecture du résumé.

Une sélection approfondie des articles selon le type d'étude et les protocoles cliniques a permis de sélectionner 9 articles, les autres seront conservés pour les parties suivantes.

1.1.2. Flow Chart

Figure 1 : Méthode de recherche bibliographique



Source : Auteur, 2020.

1.2 Analyse des études

1.2.1 Analyse

Parmi les 9 études sélectionnées :

- 2 sont des études prospectives étudiant l'ensemble des complications sur les implants, avec un suivi annuel.
- 7 sont des études rétrospectives analysant les différentes étiologies de la fracture implantaire.

Tableau 1 : Caractéristiques des études sélectionnées

Type d'étude	Auteurs	Date	Nombre d'implants	Durée du suivi et fréquence
Prospective	Adell et al.[1]	1981	1 997	15 ans Suivi tous les ans
Prospective	Adell et al.[2]	1990	4 636	24 ans Suivi tous les ans
Rétrospective	Rangert et al.[3]	1995	10 000	NC
Rétrospective	Balshi et al.[4]	1996	4 045	1989-1994
Rétrospective	Eckert el al.[5]	2000	4 937	1983-1998
Rétrospective	Gargallo et al.[6]	2008	1 500	1985-2003
Rétrospective	Tabrizi et al.[7]	2017	18 700	2000-2016
Rétrospective	Chrcanovic et al.[8]	2018	10 099	1980-2014
Rétrospective	Lee et al.[9]	2019	19 006	2006-2015

Source : Auteur, 2020.

La difficulté de comparaison de ces différentes études résulte dans l'hétérogénéité des implants que ce soit en termes de composition (grade de titane), de connectique, de marque, etc.

Ainsi, l'analyse de ces différentes études ne pourra pas prendre en compte tous les facteurs.

L'analyse des différentes études permet de distinguer trois facteurs principaux dans l'étiologie de la fracture : les facteurs liés au patient, à la restauration prothétique et à l'implant.

Chaque facteur sera analysé en détail afin de déterminer s'il s'agit d'un facteur de risque avéré dans la fracture implantaire.

[1] Adell et al., « A 15 year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw ».
[2] Adell et al., « Long term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws ».
[3] Rangert et al., « Bending overload and implant fracture : a retrospective clinical analysis ».
[4] Balshi, « An analysis and management of fractured implants ».
[5] Eckert et al., « Analysis of incidence and associated factors with fractured implants ».
[6] Gargallo Albiol et al., « Endosseous dental implant fractures ».
[7] Tabrizi et al., « What are the incidence and factors associated with implant fracture ? »
[8] Chrcanovic et al., « Factors influencing the fracture of dental implants ».
[9] Lee et al., « Implant fracture failure rate and potential associated risk indicators : An up to 12-year retrospective study of implants in 5,124 patients ».

1.2.2 Incidence des fractures

Bien que considérée comme peu fréquente, les différentes études ont montré une incidence de fracture comprise entre 0,2 % et 5 % suivant leur durée : plus la durée est longue, plus l'incidence augmente.

Tableau 2 : Incidence des fractures implantaires

Auteurs	Nombre d'implants	Nombre d'implants fracturés	Incidence
Adell et al.	1 997	69	3,5 %
Adell et al.	4 636	230	5 %
Rangert et al.	10 000	39	0,39 %
Balshi et al.	4 045	8	0,2 %
Eckert el al.	4 937	28	0,6 %
Gargallo et al.	1 500	21	1,4 %
Chrcanovic et al.	10 099	44	0,44 %
Tabrizi et al.	18 700	37	0,2 %
Lee et al.	19 006	174	0,92 %
Total	79 920	650	0,81 %

Source : Auteur, 2020.

L'incidence moyenne de ces différentes études est de 0,81 % : elle est inférieure à celle retrouvée dans la méta-analyse de Pommer et al.[10] regroupant l'analyse de 827 fractures sur 44 521 implants (soit une incidence de 1,6 %) et à la revue systématique de Berglundh et al.[11] comparant 51 études (l'incidence est inférieure à 1 %).

Cependant, une différence notable est rapportée entre les études prospectives (2,1 % de fracture) et les études rétrospectives (1,0 %).

Enfin, l'incidence de fracture n'est pas corrélée à la taille de l'échantillon des études.

1.2.3 Temps moyen avant fracture

En moyenne, le temps de survie de l'implant avant sa fracture est de 4,5 ans. Cette valeur est calculée à partir de la mise en charge prothétique.

[10] Pommer et al., « Meta-analysis of oral implant fracture incidence and related determinants ».

[11] Berglundh, Persson, et Klinge, « A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years ».

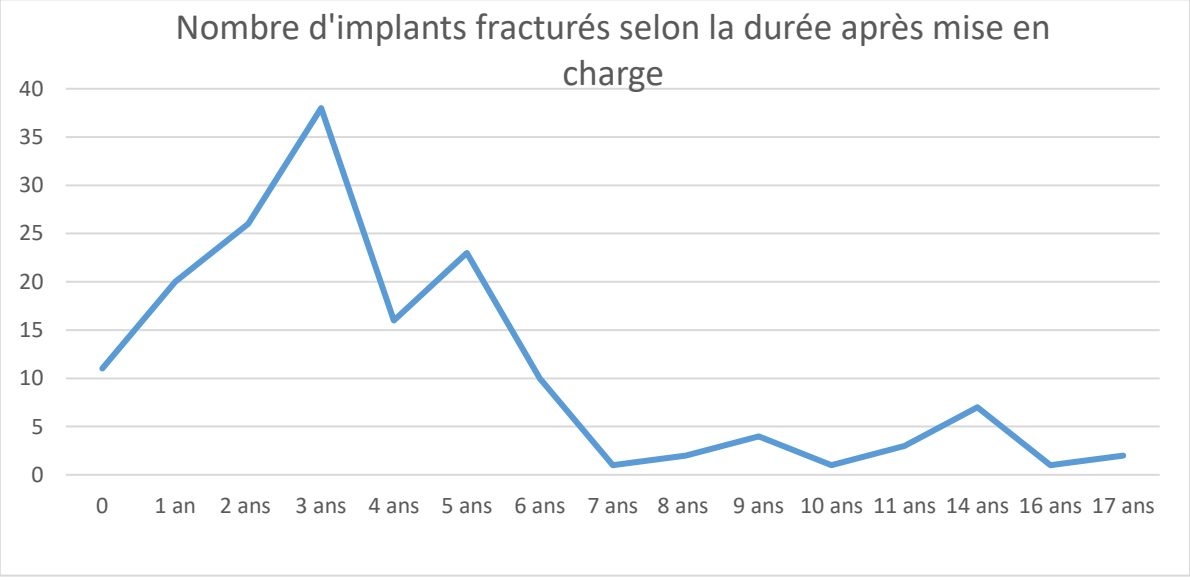
Tableau 3 : Temps moyen et intervalle avant fracture implantaire

Auteurs	Temps moyen avant fracture	Intervalle
Adell et al.	5 ans	1 – 7 ans
Adell et al.	NC	NC
Rangert et al.	2,6 ans	7 mois – 6,6 ans
Balshi et al.	NC	7 mois – 5 ans
Eckert el al.	4,24 ans	1,57 – 9 ans
Gargallo et al.	76 % entre 3 et 4 ans,	2 – 9 ans
Chrcanovic et al.	7,9 ans	± 4,8 ans
Tabrizi et al.	3,8 ans	± 2,6 ans
Lee et al.	4,95 ans	± 2,14 ans
Total	4,5 ans	

Source : Auteur, 2020.

Selon la méta-analyse de Pommer et al.[12] le temps moyen avant fracture est de 4,1 ans ± 3,5 ans. Des informations détaillées sur le temps avant fracture étaient disponibles pour 165 implants sur les 827 inclus (20,2 %) (Fig. 2).

Figure 2 : Répartition des fractures dans le temps



Source : Auteur, 2020.

[12] Pommer et al., « Meta-analysis of oral implant fracture incidence and related determinants ».

1.3. Facteurs liés aux patients

1.3.1 Alvéolyse marginale

L'alvéolyse marginale correspond à une perte osseuse autour de l'implant objectivable :

- Radiographiquement par l'observation d'une image radio-claire autour de l'implant
- Cliniquement par un sondage supérieur à 6mm. [13]

Il existe deux facteurs responsables d'une alvéolyse marginale :

- La péri-implantite qui est une maladie inflammatoire chronique d'origine infectieuse caractérisée par une inflammation chronique des tissus mous péri-implantaires et associée à une perte osseuse péri-implantaire. [14]
- Une surcharge occlusale qui induira de façon répétée des forces de flexion responsables de l'apparition de micro fêlures au niveau de l'implant. Ces micro fêlures augmentent en taille et en nombre avec la répétition des cycles masticatoires et sont responsables d'une infiltration bactérienne entrainant une alvéolyse en forme de cupule. [15]

Peu d'études donnent des résultats précis sur l'effet de l'alvéolyse marginale : la plupart étant rétrospectives, il est difficile de savoir si l'alvéolyse est une cause ou un effet de la fracture de l'implant. Cependant, toute alvéolyse augmente la longueur coronaire non supportée de l'implant, augmentant ainsi le rapport couronne/implant, ce qui exposerait d'avantage le dispositif à des forces de flexion. [16]

Tableau 4 : Influence de l'alvéolyse marginale sur la fracture implantaire

Auteurs	Résultats
Adell et al., 1981	NC
Rangert et al., 1995	36 % des implants fracturés présentent une alvéolyse marginale avant la fracture 92 % des implants fracturés présentent une alvéolyse marginale après la fracture
Balshi et al., 1996	100 % des implants fracturés présentent une alvéolyse marginale après la fracture
Eckert et al., 2000	NC

Source : Auteur, 2020.

La difficulté du suivi prospectif des implants ne permet pas d'affirmer avec certitude que l'alvéolyse est un facteur étiologique des fractures implantaires.

[13] Berglundh et al., « Peri-implant diseases and conditions ».
[14] Berglundh et al.
[15] Rangert et al., « Bending overload and implant fracture : a retrospective clinical analysis ».
[16] Chrcanovic et al., « Factors influencing the fracture of dental implants ».

1.3.2 Bruxisme

Le bruxisme est une activité répétitive des muscles de la mâchoire caractérisée par le grincement et le serrage des dents, pendant le sommeil ainsi que pendant l'éveil. [17] Il est rapporté selon Glaros[18] que sa prévalence pourrait atteindre 20 % chez la population adulte.

De plus, il est suggéré que le bruxisme provoque une surcharge excessive des réhabilitations sur implants pouvant entrainer une alvéolyse péri-implantaire voire une fracture de l'implant.

Par conséquent, en présence de bruxisme, la plupart des auteurs recommandent de placer un implant par dent remplacée afin de répartir les charges occlusales ainsi que de réaliser une gouttière de protection.

Le bruxisme est considéré comme un facteur de risque avéré de la fracture dans 4 études sur les 9 étudiées.

Tableau 5 : Influence du bruxisme sur la fracture implantaire

Auteurs	Résultats
Rangert et al., 1995	56 % des implants fracturés sur des patients diagnostiqués bruxistes
Balshi et al., 1996	100 % des implants fracturés sur des patients diagnostiqués bruxistes
Gargallo et al., 2008	83 % des implants fracturés sur des patients diagnostiqués bruxistes
Chrcanovic et al., 2018	Chez les non-bruxeurs : 0,3 % de fracture Chez les bruxeurs : 3,6 % de fracture (augmentation de 1819,5 % du risque de fracture)

Source : Auteur, 2020.

Les autres études ne mentionnent pas le bruxisme dans leurs recherches.

Selon Pommer et al[19], la présence d'habitudes parafonctionnelles est décrite pour 48 des 827 implants fracturés (5,8 %), dont 43 implants (89,6 %) fracturés chez des patients diagnostiqués bruxeurs.

1.3.3 Greffe osseuse

Les greffes osseuses sont des chirurgies pré-implantaire permettant d'augmenter le volume osseux disponible afin de placer les implants dans de bonnes conditions. Il existe plusieurs types de greffes utilisant de l'os d'origine autogène, humaine, animale et synthétique.

D'après Lee et al.[20], diverses revues systématiques ont démontré que la réalisation de greffes osseuses n'était pas liée au taux de succès des implants.

[17] Lobbezoo et al., « Dental implants in patients with bruxing habits ».
[18] Glaros, « Incidence of diurnal and nocturnal bruxism ».
[19] Pommer et al., « Meta-analysis of oral implant fracture incidence and related determinants ».
[20] Lee et al., « Implant fracture failure rate and potential associated risk indicators : An up to 12-year retrospective study of implants in 5,124 patients ».

La comparaison selon le type de greffe n'est réalisée dans aucune étude.

Tableau 6 : Influence de la greffe osseuse sur la fracture implantaire

Auteurs	Résultats
Chrcanovic et al., 2018	Pas de différences significatives
Lee et al., 2019	Risque de fracture multiplié par 1,6 chez les patients sans antécédent de greffe, comparé aux patients greffés.

Source : Auteur, 2020.

Cependant, la greffe osseuse n'est pas indispensable : elle est directement liée au diamètre des implants utilisés et au volume osseux disponible (un implant de diamètre approprié sera plus favorable biomécaniquement).

1.3.4 Traumatique

Dans la littérature, trois *cases reports* de traumatisme sur des couronnes implanto-portées unitaires dans le secteur antérieur ont été publiés[21] [22] [23].

Dans ces études, les traumatismes ont entrainé soit une déformation de la vis prothétique, soit une perte de la vis associée à une fracture de la céramique de la couronne soit un déplacement palatin de l'ensemble couronne-implant, mais pas de fractures implantaires.

Selon Stuebinger et al.[24] la question est de savoir si lors d'un traumatisme sur un implant, les tissus environnants ou l'implant réagissent en premier. L'os humain est mécaniquement moins résistant que le titane : une force exercée sur un implant sera donc d'abord transmise à l'os mais il n'existe à ce jour pas d'études sur ce sujet.

1.4. Facteurs liés à la prothèse

1.4.1 Occlusion

Contrairement aux dents qui possèdent un ligament parodontal et une mobilité physiologique, les implants sont intégrés à l'os et se comportent comme un système ankylotique, ils réagissent donc différemment aux forces occlusales. Un certain nombre d'échec implantaire est lié à des surcharges occlusales, entrainant parfois des complications biomécaniques allant jusqu'à la fracture de l'implant.[25]

[21] Carvalho et al., « Mouthguard biomechanics for protecting dental implants from impact ».
[22] Allen et Allen, « Trauma to an osseointegrated anterior dental implant ».
[23] Stuebinger, Hodel, et Filippi, « Trauma to anterior implants ».
[24] Stuebinger, Hodel, et Filippi.
[25] Mariani, Margossian, et Laborde, « Choix d'un concept occlusal en implantologie 1e partie : données fondamentales ».

1.4.1.1. Distribution occlusale des dents vs implants

Les dents sont liées à l'os par un ligament parodontal, composé de fibres de Sharpey orientées fonctionnellement pour amortir les forces occlusales, il protège le tissu osseux environnant en répartissant les forces tout le long de l'alvéole. Ce système permet une grande adaptabilité de la dent caractérisée par des mobilités de plus grande amplitude qu'un implant qui lui est intégré à l'os et n'a pas de système amortisseur (ostéointégration selon Branemark[26] ou ankylose fonctionnelle selon Schroeder[27]).

Mariani et al. proposent dans la revue Stratégie prothétique[28] de 2008, un article comparant les mobilités axiale, latérale et le centre de rotation de la dent et d'un implant.

Tableau 7 : Comparaison de la mobilité d'une dent vs un implant

	Mobilité axiale	Mobilité latérale	Centre de rotation
Dent	Entre 25 et 100 µm (moyenne : 60 µm)	Entre 60 µm pour les molaires et 120 µm pour les incisives.	1/3 apical
Implant (en relation avec la densité osseuse)	Entre 3 et 5 µm	Entre 3 et 30 µm	1/3 cervical

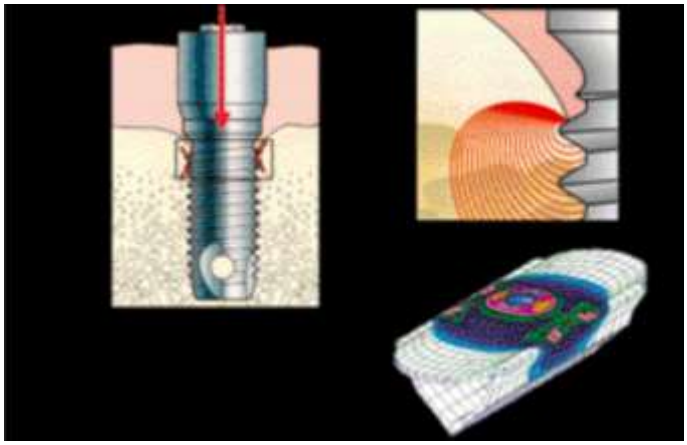
Source : Auteur, 2020.

Lors de sollicitations horizontales ou obliques, la dent connaît une première phase visco-élastique si la force est faible (inférieure à 100g), elle entrainera la déformation du ligament et la répartition des contraintes le long de la racine et du parodonte. Si la force est plus importante, la déformation deviendra linéaire et impliquera le tissu osseux. Une force trop importante ou répétée pourra déformer, voire léser le tissu osseux.

Le déplacement latéral d'un implant est linéaire et ne permet pas une adaptabilité aux contraintes occlusales. La concentration des forces occlusales se fait donc au niveau crestal de l'implant (Fig.3).

[26] Brånemark et al., « Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. experience from a 10-year period ».
[27] Schroeder, Pohler, et Sutter, « Tissue reaction to an implant of a titanium hollow cylinder with a titanium surface spray layer ».
[28] Mariani, Margossian, et Laborde, « Choix d'un concept occlusal en implantologie 1e partie : données fondamentales ».

Figure 3 : Répartition des contraintes d'un implant



Source : Mariani et al., « Choix d'un concept occlusal en implantologie 1ère partie », 2008.

De même, le ligament parodontal permet la proprioception dentaire, une discrimination infime des épaisseurs renseignant sur les pressions subies par les dents et la régulation musculaire des mouvements mandibulaires contrairement à l'implant qui est soumis à l'ostéoperception permettant une information sensorielle qui reste moins précise qu'une dent (un implant est 8 fois moins sensible aux contraintes occlusales qu'une dent).

Tableau 8 : Perception des épaisseurs et des pressions des dents vs implant

	Perception des épaisseurs	Perception des pressions
Dent	15 à 20 µm	11,5 gr
Implant	40 µm	100 gr

Source : Auteur, 2020.

Tableau 9 : Comparaison des caractéristiques de la dent vs implant

	Dent	Implant
Connexion à l'os	Ligament parodontal	Ostéointégration ou ankylose fonctionnelle
Proprioception	Mécanorécepteurs parodontaux	Ostéoperception
Sensibilité tactile	Haute	Faible
Mobilité axiale	25-100 µm	3-5 µm
Phases de mouvement	Deux phases : - Primaire : non linéaire et complexe	Une phase : linéaire et élastique

	- Secondaire : linéaire et élastique	
Motifs de mouvement	- Primaire : mouvement immédiat - Secondaire : mouvement progressif	Mouvement progressif
Zone de pression sous une force latérale	1/3 apical de la racine	Os crestal
Caractéristique des charges	Distribution du stress Absorption des charges	Concentration du stress au niveau de l'os crestal
Signes de surcharge	Mobilité, facette d'usure, fremitus, douleur, élargissement du ligament parodontal	Dévissage ou fracture de vis, fracture de piliers ou de prothèses, perte osseuse, fracture de l'implant

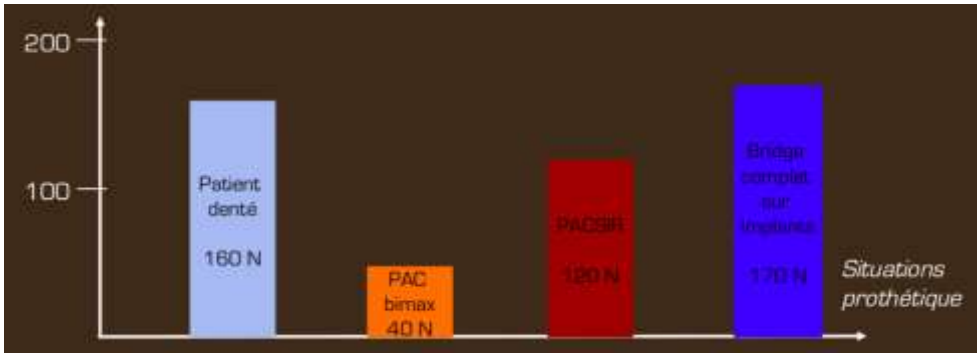
Source : Kim et al., « Occlusal considerations in implant therapy : clinical guidelines with biomechanical rationale », 2004.

1.4.1.2. Force occlusale maximum (FOM)

La force occlusale maximum (Newton) correspond à l'intensité de la force développée et sa durée d'application lors de la mastication d'un aliment. Cette force varie selon que le patient soit denté, édenté total porteur d'une prothèse fixée ou édenté total porteur d'une prothèse amovible.
Comme montré dans les figures ci-dessous (Fig. 4 et Fig. 5), chez un sujet denté, la répartition entre l'intensité des forces occlusales et le temps d'action est plus équilibré avec un pic autour de 160N.
Chez un sujet édenté total avec une prothèse amovible, l'intensité maximale est atteinte plus doucement avec un pic à 40N. Enfin, chez un sujet édenté total avec une prothèse fixée, l'intensité est plus importante et plus rapide avec un pic à 170N, soit plus que chez le denté, et cela à cause de l'absence de proprioception remplacée par l'ostéoperception au contrôle moins efficace[29].

[29] Mariani, Margossian, et Laborde.

Figure 4 : Force occlusale maximum selon la situation prothétique



Source : Mariani et al., « Choix d'un concept occlusal en implantologie 1ère partie », 2008.

Figure 5 : Comparaison qualitative du temps et de l'intensité d'action d'une force occlusale dans différentes situations



Source : Mariani et al., « Choix d'un concept occlusal en implantologie 1ère partie », 2008.

Cependant, ces valeurs semblent réduites par rapport à d'autres études correspondant à des valeurs de forces lors d'une alimentation classique de l'homme : les forces peuvent être nettement plus importantes lorsqu'il s'agit de contacts dent-dent comme le montrent plusieurs études dont celle de Gibbs et al.[30] qui indique que la force occlusale moyenne chez un patient denté est de 262N, et que la force occlusale maximale est de 725N. L'étude de Kumagai et al.[31] montre des valeurs de 880N en cas de bruxisme. Enfin Huang et al.[32] trouve une valeur moyenne de 710N en secteur postérieur et 200N en antérieur.

[30] Gibbs et al., « Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission ».
[31] Kumagai et al., « Occlusal force distribution on the dental arch during various levels of clenching ».
[32] Huang et al., « Evaluation of loading conditions on fatigue-failed implants by fracture surface analysis ».

1.4.1.3. Facteurs de surcharge occlusale

Dans sa revue de 2004, Kim et al.[33] définit les facteurs possibles de surcharge occlusale. Il regroupe dans cette revue, grâce aux différentes études réalisées sur l'animal et sur l'homme, les facteurs responsables de surcharge occlusale et leurs conséquences.
Ainsi, l'auteur conclut qu'il existe 7 facteurs ayant une incidence sur les surcharges augmentant ainsi la prévalence d'échec implantaire, notamment les fractures :

- Un cantilever trop important :
    - Supérieur à 15 mm à la mandibule
    - Supérieur à 10-12 mm au maxillaire
- Les parafonctions et les charges occlusales importantes
- Les contacts prématurés excessifs :
    - Supérieurs à 180 µm chez le singe
    - Supérieurs à 100 µm chez l'humain
- Les larges tables occlusales
- Les fortes inclinaisons de cuspides (anatomie occlusale marquée)
- Une densité et qualité de l'os médiocre (Type IV)
- Un nombre d'implants inadéquat

C'est souvent la combinaison de deux ou plusieurs facteurs qui est responsable de la surcharge occlusale sur l'implant.
L'analyse des différents facteurs prothétiques et occlusaux est donc très importante afin de limiter ces facteurs de risque. Il convient au praticien de régler soigneusement l'occlusion des prothèses sur implant et d'augmenter le nombre d'implants si nécessaire.
Pour pallier aux problèmes de densité et de qualité osseuse, il sera également important d'augmenter le temps d'ostéo-intégration avant mise en fonction.

1.4.1.4. Conséquences d'une surcharge occlusale

Une surcharge occlusale induit de façon répétée des forces de flexion responsables de l'apparition de micro-fêlures au niveau de l'implant. Ces micro-fêlures augmentent en taille et en nombre avec la répétition des cycles masticatoires.

[33] Kim et al., « Occlusal considerations in implant therapy ».

En 1995, Rangert et al.[34] se réfèrent à des études cliniques sur des hommes et sur des animaux et montrent qu'une surcharge occlusale entraine une résorption osseuse marginale de l'implant. Ainsi, une résorption osseuse dépassant les trois spires coronaires de l'implant expose la partie la plus fragile de l'implant (zone de plus faible épaisseur de l'implant).

Dans cette étude, 14 implants sur les 39 fracturés présentaient une résorption osseuse marginale documentée avant la fracture (soit 36 %) (Fig. 6). Cependant, les patients de cette étude n'ayant pas été suivis de manière prospective, il n'a pas toujours été possible de déterminer si la résorption s'était développée avant ou après les fractures et cette valeur est certainement sous-estimée puisque 36 implants sur 39 (92 %) présentaient une résorption osseuse marginale après la fracture (Fig. 7).

Cette valeur peut nous orienter sur le fait que la fracture serait responsable de la perte osseuse péri-implantaire.

D'autres études citées par Kim et al.[35] en 2004 vont dans ce sens et précisent qu'une surcharge occlusale créée par un large cantilever est à l'origine de perte osseuse péri-implantaire et de défaillance prothétique.

Figure 6 : Radiographie prise 5 mois avant la fracture de l'implant, montrant la résorption osseuse

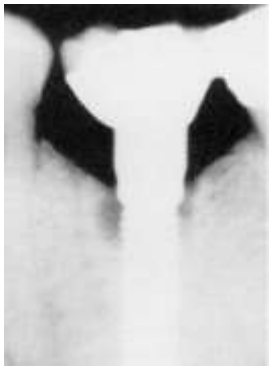


Source : Rangert et al., « Bending overload and implant fracture a retrospective clinical analysis », 1995.

Chez un nombre significatif de patients présentant une fracture implantaire, une résorption osseuse caractéristique en forme de cupule a été observée avec une forme arrondie qui diffère des alvéolyses horizontales et verticales. Cette résorption peut donc être le résultat de la progression des micro fêlures au niveau de l'implant entrainant une percolation d'infiltrat inflammatoire.

[34] Rangert et al - Mariani, Margossian, et Laborde, « Choix d'un concept occlusal en implantologie 1e partie ».
[35] Kim et al., « Occlusal considerations in implant therapy ».

Figure 7 : Radiographie après une fracture montrant la forme en cupule de la résorption osseuse



Source : Rangert et al., « Bending overload and implant fracture a retrospective clinical analysis », 1995.

La grande majorité des fractures d'implants est survenue sur des prothèses postérieures, supportées par un ou deux implants, associées à des cantilevers et au bruxisme ou à des forces occlusales importantes, entraînant une surcharge en flexion.

Par conséquent, il est important de prévenir les échecs mécaniques et la perte osseuse marginale péri-implantaire par une réponse appropriée : réduire les cantilevers, respecter la largeur bucco-linguale et mésio-distale des dents, aplatir l'inclinaison de la cuspide, centrer le contact occlusal, envisager un implant par dent en présence de parafonctions ou d'occlusion défavorable, et réaliser une nouvelle restauration prothétique si elle est inadaptée. Cependant, il n'existe pas de consensus à ce sujet.

1.4.1.5. Mise en œuvre pratique

Les principes de base concernant l'occlusion pour les prothèses sur implant sont largement inspirés des concepts occlusaux de prothèses dento-portées. Il existe cependant quelques particularités aux prothèses sur implants qui permettent de réduire les forces occlusales sur les implants afin de les protéger.

Les prothèses sur implants doivent donc respecter 6 grands principes [36] :

- Stabilité bilatérale en occlusion centrée
- Contacts et forces occlusales uniformément répartis
- Pas d'interférences lors des différents mouvements
- Large liberté en relation centrée
- Guidage antérieur en propulsion (quand c'est possible)
- Pas d'interférences du coté travaillant ou non travaillant en diduction

[36] Kim et al.

1.4.2 Type de prothèse

Il existe quatre grands types de prothèses pour les couronnes sur implant :

- Les couronnes implanto-portées unitaires
- Les bridges implanto-portés
- Les prothèses amovibles complètes implanto-retenues (PACSI)
- Les bridges complets implanto-portés

Chaque type de restauration prothétique crée des contraintes sur les implants pouvant induire leur fracture.

Tableau 10 : Influence du type de prothèse sur la fracture implantaire

Auteurs	Résultats
Rangert et al., 1995	23 % : Couronne unitaire (100 % mandibule, remplacement d'une molaire) 46 % : bridge implanto-porté (100 % postérieur) 18 % : bridge connecté à des dents naturelles (35 % maxillaire, 4,5 % mandibule) 2,5 % : PACSI (100 % maxillaire) 10 % : Bridge complet (100 % maxillaire)
Balshi et al., 1996	12,5 % : Couronne unitaire 87,5 % : Bridge implanto-porté
Eckert et al., 2000	64,5 % : Bridge implanto-porté **(1,5 %)** 35,5 % : Bridge complet **(0,2 %)**
Gargallo et al., 2008	90 % : Bridge implanto-porté (dont 76 % cantilever) 9,5 % : PACSI
Tabrizi et al., 2017	60 % : Couronne unitaire 40 % : Bridge implanto-porté
Chrcanovic et al., 2018	13,5 % : Couronne unitaire **(0,35 %)** 27 % : Bridge implanto-porté (2 à 6 éléments) **(0,46 %)** 2 % : Bridge implanto-porté (7 à 10 éléments) **(0,27 %)** 52 % : Bridge complet **(0,45 %)** 4,5 % : PACSI **(0,68 %)** 1,4 % des bridges connectés avec des dents naturelles présentent une fracture, contre 0,46 % lorsqu'il s'agit de bridge uniquement implanto-porté.

Source : Auteur, 2020.

En analysant les résultats, on observe qu'il n'existe pas de différences significatives. Les valeurs élevées de fracture pour les bridges implanto-portés peuvent s'expliquer par une sollicitation mécanique plus

importante de ce type de restauration, qui peut comprendre également des cantilevers. Cependant, les pourcentages en gras nous indiquent le taux de fracture sur l'ensemble des implants restaurés par ce type de prothèse, et ces valeurs sont en accord avec l'incidence globale de fracture.

En outre, les bridges implanto-dento-portés présentent un pourcentage de fracture plus important. Cela est certainement lié à la différence de mobilité entre les dents et les implants, créant des surcharges susceptibles de fracturer les implants. [37]

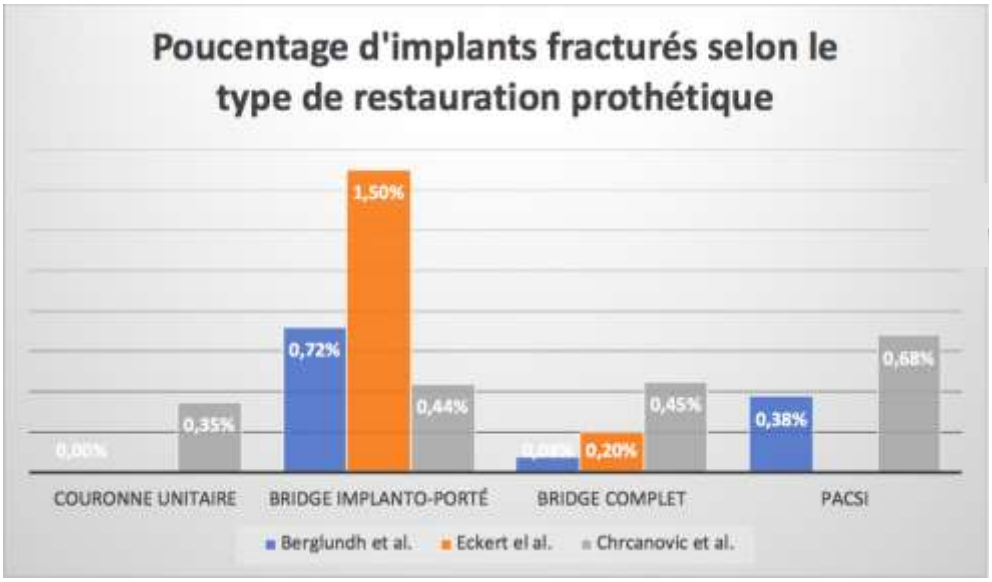
Selon Pommer et al.[38] des indications concernant le type de restauration prothétique ont pu être rassemblées pour 300 implants :

- Couronne unitaire sur implant : 23 fractures (7,7 %)
- Bridge implanto-porté : 140 fractures (46,7 %) dont 36 avec un cantilever (12 %)
- Prothèse amovible télescopique : 12 fractures (4 %)
- PACSI : 125 fractures (41,7 %)

Selon Berglundh[39] :

- Couronne unitaire sur implant : 8 études entre 1996 et 2001 ; sur 387 implants : 0 fracture
- Bridge implanto-porté : 14 études entre 1988 et 2001 ; sur 2364 implants : 17 fractures (0,7 %)
- PACSI : 15 études entre 1994 et 2001 ; sur 2347 implants : 9 fractures (0,38 %)
- Bridge complet : 14 études entre 1994 et 2001 ; sur 3490 implants : 3 fractures (0,08 %)

Figure 8 : Pourcentage d'implants fracturés selon le type de restauration prothétique



Source : Auteur, 2020.

[37] Chrcanovic et al., « Factors influencing the fracture of dental implants ».
[38] Pommer et al., « Meta-analysis of oral implant fracture incidence and related determinants ».
[39] Berglundh, Persson, et Klinge, « A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years ».

1.4.3 Cantilever

Le cantilever correspond à un bridge avec un ou plusieurs éléments en extension. Cette configuration présente un risque biomécanique lié aux mouvements de bascule lors de l'application d'une force.
Six études analysent l'influence du cantilever dans la fracture implantaire.

Tableau 11 : Influence du cantilever sur la fracture implantaire

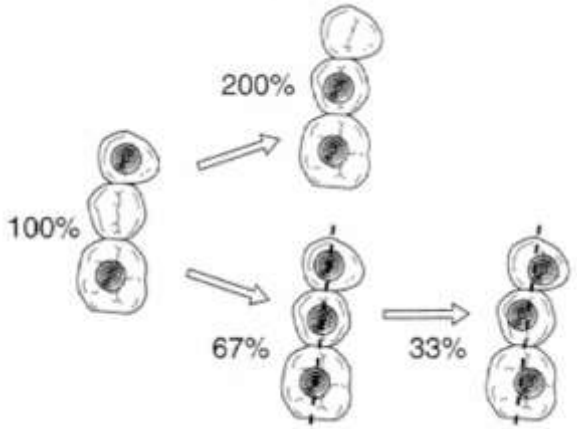
Auteurs	Résultats
Adell et al., 1981	70,3 % des implants fracturés supportaient un bridge avec cantilever
Rangert et al., 1995	49 % des implants fracturés supportaient un bridge avec cantilever
Eckert et al., 2000	17,85 % des implants fracturés supportaient un bridge avec cantilever
Gargallo et al., 2008	76 % des implants fracturés supportaient un bridge avec des cantilevers de différentes longueurs
Tabrizi et al., 2017	32,5 % des implants fracturés supportaient un bridge avec cantilever
Chrcanovic et al., 2018	Augmentation de 247,6 % du risque de fracture pour l'implant postérieur du cantilever comparé à un implant sans cantilever.

Source : Auteur, 2020.

Parmi toutes les fractures implantaires référencées, de nombreux implants supportaient des bridges cantilevers. Cette configuration prothétique semble donc augmenter le risque de fracture de l'implant. La longueur du cantilever est également un facteur à prendre en compte : un cantilever de deux dents est plus susceptible de se fracturer qu'un cantilever d'une dent[40].
Une augmentation significative du risque de fracture pour les implants supportant des bridges cantilevers est ainsi décrite dans ces études, en particulier l'étude de Chrcanovic et al.[41] qui décrit une augmentation de 247,6 %.

[40] Chrcanovic et al., « Factors influencing the fracture of dental implants ».
[41] Chrcanovic et al.

Figure 9 : Estimation de l'augmentation ou de la réduction de la charge pour des bridges à 3 éléments soutenus par deux ou trois implants.



Source : Rangert et al., « Bending overload and implant fracture a retrospective clinical analysis », 1995.

1.4.4 Scellé vs Vissé

Les prothèses fixées sur implant peuvent être solidarisées au pilier grâce à un scellement ou directement transvissées avec l'implant : ces deux systèmes ont chacun leurs avantages et inconvénients, ils seront choisis selon les situations cliniques.

Une étude seulement compare le risque de fracture entre les couronnes scellées et vissées.

Tableau 12 : Influence du scellé et du vissé dans la fracture implantaire

Auteurs	Résultats
Tabrizi et al., 2017	Ratio du risque de fracture pour les couronnes vissées supérieur à celui des couronnes scellées

Source : Auteur, 2020.

Selon les auteurs, cette valeur peut être liée au transfert de contraintes dans les implants : la contrainte produite par la fixation des vis de prothèses avec un ajustement non passif peut exercer une tension constante sur les implants, les prédisposant à la fracture. De plus, la durée avant la fracture de l'implant était significativement plus courte pour les couronnes vissées que scellées.

1.4.5 Desserrage de vis

Le desserrage de vis est une complication mécanique mineure, dont la prise en charge est rapide. Mais, cette complication est souvent un signe annonciateur d'un mauvais ajustement occlusal de la prothèse.

Tableau 13 : Influence du desserrage de vis sur la fracture implantaire

Auteurs	Résultats
Rangert et al., 1995	59 % des implants qui se sont fracturés ont subi un desserrage de la vis du pilier ou de la prothèse avant la fracture.
Blashi et al., 1996	NC
Eckert et al., 2000	96 % des implants qui se sont fracturés ont subi un desserrage de la vis du pilier ou de la prothèse avant la fracture.
Tabrizi et al., 2017	NC

Source : Auteur, 2020.

Le desserrage et la fracture de la vis peuvent être causés par un mauvais ajustement ou une mauvaise conception de la prothèse, une force occlusale excessive, un effet de levier défavorable ou des activités parafonctionnelles. [42]

Pour les couronnes scellées, un stress occlusal excessif peut conduire à un descellement de la couronne, du pilier ou un desserrage de la vis, mais sans contrainte excessive sur les implants. Cependant, le desserrage de la vis provoque une fatigue du métal pouvant entraîner la fracture de l'implant. [43]

Le desserrage de la vis précède souvent la fracture de l'implant et peut être considéré comme un signe d'avertissement. Même si le desserrage constitue une complication mineure, il convient donc d'analyser la situation afin de corriger les éventuelles surcharges.

Selon Pommer et al.[44] des informations concernant le desserrage de vis sont retrouvées pour 59 implants sur 827 implants analysés : des cas simples ou multiples de desserrage sont retrouvés dans 55,9 % des implants fracturés.

1.4.6 Matériaux

Les matériaux utilisés pour la réalisation des prothèses et notamment des bridges pourraient avoir une influence sur le taux de fracture. En effet, Adell et al.[45] remarquent une diminution du taux de fracture implantaire après changement de matériau d'infrastructure initialement en or, par un matériau moins rigide, mais non précisé dans l'étude.

[42] Eckert et al., « Analysis of incidence and associated factors with fractured implants ».
[43] Tabrizi et al., « What are the incidence and factors associated with implant fracture ? »
[44] Pommer et al., « Meta-analysis of oral implant fracture incidence and related determinants ».
[45] Adell et al., « A 15 year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw ».

Tableau 14 : Influence du matériau prothétique sur la fracture implantaire

Auteurs	Résultats
Adell et al., 1981	Diminution marquée du nombre de fractures d'implant après utilisation de matériaux moins rigides.

Source : Auteur, 2020.

1.5. Facteurs liés à l'implant

1.5.1 Position

1.5.1.1. Alignement

L'alignement rectiligne des implants, dans le cadre de bridge par exemple, est susceptible d'augmenter le risque de fracture car cette configuration augmente le potentiel de flexion des implants.

Tableau 15 : Influence de l'alignement des implants sur la fracture implantaire

Auteurs	Résultats
Rangert et al., 1995	82 % des implants fracturés avaient un alignement rectiligne
Blashi et al., 1996	100 % des implants fracturés avaient un alignement rectiligne

Source : Auteur, 2020.

Balshi et al.[46] recommandent donc d'échelonner les implants pour éviter une position rectiligne car cet alignement, lorsqu'il est associé à des facteurs de surcharge semble augmenter le risque de fracture. Ainsi, la mise en place d'un troisième implant dans le cas de bridge diminue le risque de fracture lorsqu'il n'est pas placé dans l'alignement des deux autres, bien qu'il doit rester dans les limites anatomiques de la restauration prothétique (Fig.9).

1.5.1.2. Maxillaire vs Mandibule

Le maxillaire et la mandibule sont composés d'os cortical et d'os spongieux, dans des proportions souvent différentes. Ces deux types d'os ont des propriétés mécaniques différentes[47] :

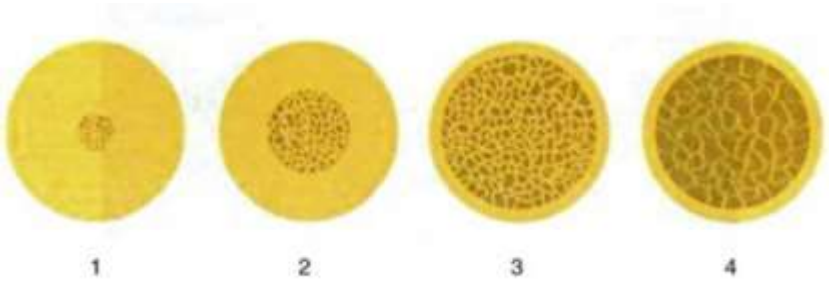
- L'os cortical : avec des pores de 1 à 10 µm de diamètre, il assure la majeure partie du soutien mécanique et de la fonction protectrice du squelette. Sa contrainte à la rupture en compression est de 150 MPa et son module d'élasticité (Young) est de 18 000 à 20 000 MPa.
- L'os spongieux : de structure macroporeuse, avec des pores de 200 à 400 µm de diamètre. Sa contrainte à la rupture en compression est de 1 à 7 MPa et son module d'élasticité (Young) est de 70 à 80 MPa.

[46] Balshi, « An analysis and management of fractured implants ».
[47] Gutermann, Roy, et Bégué, « Substituts osseux synthétiques ».

Une classification des qualités osseuses est proposée par Lekholm et Zarb (1985) qui distinguent les os en 4 types[48] :

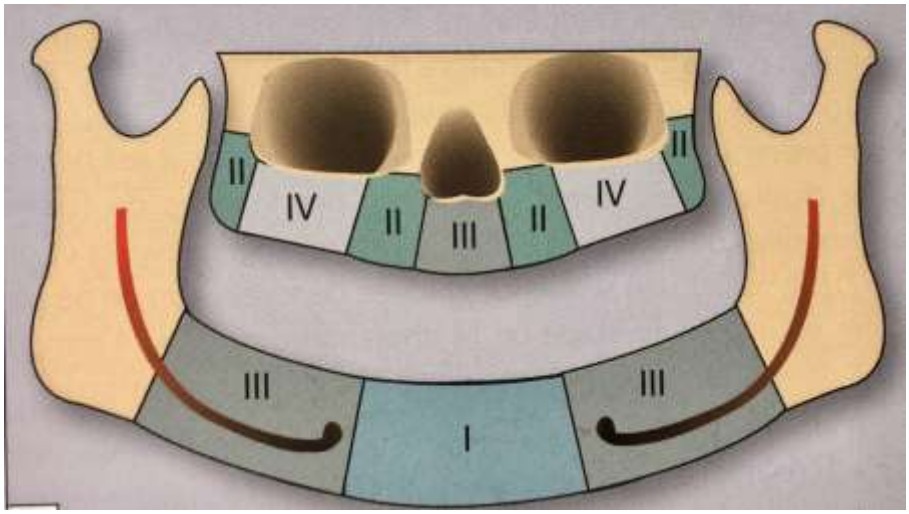
- Type I : os compact homogène
- Type II : os compact qui entoure un noyau d'os spongieux dense
- Type III : fine couche d'os compact qui entoure un noyau d'os spongieux dense
- Type IV : fine couche d'os cortical qui entoure un noyau d'os spongieux de faible densité

Figure 10 : Les quatre groupes de qualité osseuse



Source : Lekholm & Zarb, Bone classification, 1985.

Figure 11 : Distribution de l'os selon les régions



Source : Davarpanah et al., *Manuel d'implantologie clinique*, 2012.

[48] Davarpanah et al., *Manuel d'implantologie clinique*.

Tableau 16 : Influence des os maxillaire et mandibulaire sur la fracture implantaire

Auteurs	Résultats
Adell et al., 1981	78 % au maxillaire : 54 fractures sur 981 implants, soit **5,5 %** 22 % à la mandibule : 15 fractures sur 1016 implants, soit **1,48 %**
Adell et al., 1990	Au maxillaire (à 15 ans) : - Entre 6 % et 16 % de fracture A la mandibule (à 15 ans) : - Entre 3 % et 4 % de fracture
Balshi et al., 1996	Pas de différences significatives
Eckert et al., 2000	Pas de différences significatives (0,6 % maxillaire et mandibule)
Gargallo et al., 2008	Pas de différences significatives
Chrcanovic et al., 2018	Pas de différences significatives (0,5 % au maxillaire et 0,4 % à la mandibule)
Lee et al., 2019	Pas de différences significatives (51 % Maxillaire et 49 % Mandibule)

Source : Auteur, 2020.

Les deux études prospectives sont en faveur d'une différence de fracture implantaire entre le maxillaire et la mandibule tandis que pour les cinq études rétrospectives, il n'y a pas de différences significatives.

D'après la méta-analyse de Pommer et al.[49], la position des implants a été étudiée pour 656 implants. Parmi eux, 426 implants se sont fracturés dans la mâchoire supérieure (64,9 %) contre 230 dans la mâchoire inférieure (35,1 %).

Malgré tout, ces résultats ne permettent pas de conclure significativement sur une augmentation du risque de fracture au maxillaire comparé à la mandibule.

1.5.1.3. Antérieur vs Postérieur

Selon la position antérieure ou postérieure de l'implant, les forces exercées ne sont pas les mêmes.

Dans les régions molaire et prémolaire, les forces de mastication et les mouvements latéraux produisent des forces indésirables. Les charges occlusales en fonction sont 3 fois plus fortes dans la région postérieure que dans la région antérieure. [50]

Sept études se sont intéressées au pourcentage de fracture d'implant selon leur position postérieure ou antérieure. La position postérieure comprend les prémolaires et les molaires tandis que la position antérieure comprend les incisives et les canines.

[49] Pommer et al., « Meta-analysis of oral implant fracture incidence and related determinants ».
[50] Tabrizi et al., « What are the incidence and factors associated with implant fracture ? »

Selon Eckert et al.[51], il est prudent de considérer le système d'implant unique en position molaire à un risque plus élevé de fracture. En effet, la proximité de la molaire à l'articulation temporo-mandibulaire crée une situation mécaniquement défavorable en raison de la grande amplitude de la transmission des forces. Dans le même sens, la molaire a une table occlusale plus grande que les prémolaires ou les dents antérieures. Une surface occlusale plus large, soutenue par un seul implant, créera des forces qui ne sont pas alignées avec le grand axe de l'implant. Ces forces de bascule peuvent conduire à des structures de forces complexes chroniquement élevées qui contribuent à la fracture de l'implant.

Tableau 17 : Influence de la position antérieure et postérieure sur la fracture implantaire

Auteurs	Résultats
Rangert et al., 1995	90 % d'implants postérieurs
Balshi et al., 1996	75 % d'implants postérieurs
Eckert et al., 2000	Les couronnes unitaires sur implant se fracturent à 100 % en région molaire.
Gargallo et al., 2008	81 % d'implants postérieurs : - 38 % : molaire - 42 % : prémolaire 19 % d'implants en position canine
Tabrizi et al., 2017	94,6 % d'implants postérieurs : - 54,05 % : molaire - 40,54 % : prémolaire 5,4 % d'implants antérieurs : - 2,7 % : incisive - 2,7 % canine
Chrcanovic et al., 2018	Pas de différences significatives (**0,5 %** en postérieur et **0,4 %** en antérieur)
Lee et al., 2019	92,5 % d'implants postérieurs : 161 fractures sur 17 118 implants, soit **0,94 %** - 66,09 % : molaire (115 fractures sur 11 931 implants, soit 0,96 %) - 26,43 % : prémolaire (46 fractures sur 5187 implants, soit 0,88 %) 7,5 % d'implants antérieurs : 13 fractures sur 1 888 implants, soit **0,6 %**

Source : Auteur, 2020.

Pour six études sur sept, les fractures d'implants concernent en grande majorité les implants postérieurs. Cependant, il est difficile de conclure d'une différence significative entre prémolaire et molaire. Il est important de noter que seulement 2 études présentent le nombre de fractures selon le nombre d'implants posés dans la position indiquée.

Il s'agit des études de Chrcanovic et al.[52] et Lee et al.[53]. La première étude conclut qu'il n'existe pas de différences significatives entre la position postérieure et antérieure : 6067 implants sont positionnés

[51] Eckert et al., « Analysis of incidence and associated factors with fractured implants ».
[52] Chrcanovic et al., « Factors influencing the fracture of dental implants ».
[53] Lee et al., « Implant fracture failure rate and potential associated risk indicators : An up to 12-year retrospective study of implants in 5,124 patients ».

en antérieur pour 25 fractures (0,4 %) tandis que 3988 implants sont positionnés en position postérieure pour 19 fractures (0,5 %).

Pour la seconde étude, 0,94 % des implants postérieurs se fracturent contre 0,6 % en antérieur mais il est difficile de conclure qu'il existe une différence significative car le nombre d'implants antérieurs posés est nettement inférieur à celui des implants postérieurs.

Le facteur lié au temps semble également important à prendre en compte :

- Avant 90 mois : il existe nettement moins de fractures pour les implants placés dans la mandibule antérieure comparé aux autres positions (différence non significative en raison du faible nombre d'implants posés dans cette position).
- Après 90 mois : il existe moins de fractures pour les implants placés en prémolaire mandibulaire (les 20 fractures dans cette position sont survenues dans les 90 mois).

Le nombre d'implants fracturés est plus important en postérieur qu'en antérieur, cela semble directement lié au nombre plus important d'implants posés en postérieur qu'en antérieur. La gestion de l'occlusion est donc primordiale afin de réduire le risque de fracture sur des dents soumises à des forces importantes et à des sollicitations mécaniques obliques.

D'après Pommer et al.[54] 84,5 % des fractures d'implant se sont produites dans la région postérieure.

L'emplacement exact de l'implant a pu être relevé pour 110 implants fracturés :

- Maxillaire antérieur : 11,8 %
- Maxillaire postérieur : 30,9 %
- Mandibule antérieure : 3,64 %
- Mandibule postérieure : 53,6 %

Des analyses ultérieures ont montré qu'il n'existe pas de différences significatives entre les taux de fracture des prémolaires (43,8 %) et des molaires (40,7 %).

1.5.2 Forme

1.5.2.1. Longueur

Dans l'étude de Koyano et al.[55], le ratio couronne/implant est défini comme étant un facteur de risque de surcharge implantaire. Ce ratio dépend de la longueur de l'implant et de la conception prothétique. On peut classer les implants en trois catégories :

- Implants courts : < 10mm
- Implants standards : 10 à < 13mm

[54] Pommer et al., « Meta-analysis of oral implant fracture incidence and related determinants ».
[55] Koyano et Esaki, « Occlusion on oral implants ».

- Implants longs : ≥ 13mm

Tableau 18 : Influence de la longueur sur la fracture implantaire

Auteurs	Résultats
Gargallo et al., 2008	Moyenne des implants fracturés : entre 10 et 15mm
Tabrizi et al., 2017	Longueur moyenne des implants fracturés : 10,86 ± 0,34mm Pas de différences significatives
Chrcanovic et al., 2018	Chaque augmentation de 1mm de la longueur de l'implant augmente le risque de fracture de 22,3 %
Lee et al., 2019	Implants courts : 3 fractures sur 941 implants, soit **0,32 %** Implants standards : 146 fractures sur 16 287 implants, soit **0,90 %** Implants longs : 25 fractures sur 1 778 implants, soit **1,4 %** Pas de différences significatives

Source : Auteur, 2020.

Selon Chrcanovic et al[56], la probabilité plus élevée de fracture avec des implants plus longs peut être liée au fait que les implants longs fracturés ont un diamètre étroit ou standard (un diamètre plus large présente une plus faible probabilité de fracture implantaire).

Selon Lee et al.[57], de précédentes études ont indiqué que la longueur des implants n'affecte pas la survie des implants, mais peu d'études ont été menées sur la relation entre la longueur de l'implant et les fractures. Plusieurs études ont montré que les implants plus longs présentent une distribution de stress moins favorable, semblable aux résultats de la présente étude.

Selon Pommer et al.[58] la longueur a pu être déterminée pour 83 implants fracturés :

- Implants courts : 2,4 %
- Implants standards : 51,8 %
- Implants longs : 45,8 %

La longueur de l'implant n'a pas pu être associée à une augmentation du risque d'échec dans cette méta-analyse par le manque d'informations sur le ratio d'échecs selon le nombre d'implants posés.

1.5.2.2. Diamètre

Les implants de petit diamètre (< 3,75 mm) peuvent être utilisés sur certains patients avec une crête alvéolaire fine pour éviter la réalisation de greffes osseuses qui sont des techniques chirurgicales coûteuses et contraignantes pour le patient. Ils sont également utilisés lorsque l'espace prothétique

[56] Chrcanovic et al., « Factors influencing the fracture of dental implants ».
[57] Lee et al., « Implant fracture failure rate and potential associated risk indicators : An up to 12-year retrospective study of implants in 5,124 patients ».
[58] Pommer et al., « Meta-analysis of oral implant fracture incidence and related determinants ».

mésio-distal est réduit et pour le remplacement de dents présentant un petit diamètre cervical (comme pour les incisives latérales maxillaires ou les incisives mandibulaires). [59]

Cependant, on peut suspecter une diminution de la résistance mécanique des implants de petits diamètres pouvant entrainer leur fracture, notamment lorsqu'ils sont positionnés dans une zone postérieure où les forces occlusales sont importantes. En effet, lorsqu'ils sont comparés à des implants de diamètre standard, les implants de petit diamètre présentent une résistance structurelle inférieure. [60]

La plupart des études font état d'un taux de survie élevé (supérieur à 89 %) des implants de diamètre étroit. [61]

On peut diviser les diamètres des implants en 3 catégories :

- Implants étroits : < 3,75mm
- Implants standards : 3,75 à < 5mm
- Implants larges : ≥ 5mm

Tableau 19 : Influence du diamètre sur la fracture implantaire

Auteurs	Résultats
Balshi et al., 1996	100 % des implants fracturés avaient un diamètre de 3,75mm
Eckert et al., 2000	100 % des implants fracturés avaient un diamètre de 3,75mm
Gargallo et al., 2008	95 % des implants fracturés avaient un diamètre de 3,75mm 5 % des implants fracturés avaient un diamètre de 4mm
Tabrizi et al., 2017	Diamètre moyen des implants fracturés : 3,86 ± 1,34mm Pas de corrélation entre le diamètre de l'implant et le temps avant la fracture
Chrcanovic et al., 2018	Implants étroits : 14 fractures sur 1038 implants, soit **1,35 %** Implants standards : 30 fractures sur 8873 implants, soit **0,34 %** Implants larges : 0 fracture sur 186 implants, soit **0 %** Chaque augmentation de 1mm du diamètre de l'implant réduit le risque de fracture de 96,9 %
Lee et al., 2019	Implants étroits : 24,71 % (43 fractures sur 2 513 implants, soit **1,7 %**) Implants standards : 67,24 % (117 fractures sur 13 410 implants, soit **0,87 %**) Implants larges : 8,05 % (14 fractures sur 3 083 implants, soit **0,45 %**)

Source : Auteur, 2020.

[59] Davarpanah et al., « Small-diameter implants ».
[60] Yaltirik et al., « Clinical evaluation of small diameter straumann implants in partially edentulous patients ».
[61] Sohrabi et al., « How successful are small-diameter implants? »

Des analyses microscopiques des éléments fracturés n'ont pas révélé de porosité ni de défauts du titane : une erreur lors du processus de fabrication n'est donc pas un argument valable. [62]

Les implants de petit diamètre ont tendance à plus se fracturer en particulier lorsqu'ils sont placés en région postérieure, il convient donc de respecter un diamètre suffisant pour les réhabilitations postérieures. Un diamètre d'implant étroit peut être utilisé pour des sites osseux réduits (incisives latérales). Un implant de 5mm est trois fois plus résistant qu'un implant de 3,75mm et un implant de 6mm est six fois plus résistant qu'un implant de 3,75mm. [63]

Ces études montrent donc qu'il existe bien une différence significative entre les implants étroits/standards et les implants larges.

Selon Pommer et al. [64], le diamètre a pu être déterminé pour 167 implants fracturés :

- Implants étroits : 14,4 %
- Implants standards : 85,6 %
- Implants larges : 0 %

Le diamètre de l'implant n'a pas pu être associé à une augmentation du risque d'échec dans cette méta-analyse en raison du manque d'informations sur le ratio d'échecs selon le nombre d'implants posés.

1.5.2.3. Connectique

La connectique permet de connecter le pilier prothétique au corps implantaire par un système d'emboitement. Il existe deux types de connectiques pour les implants : les connexions externes et les connexions internes.

Historiquement, c'est la connexion externe la plus ancienne, celle de l'implant « Branemark »[65], mais elle présente certaines limites car elle transmet des forces de flexion importantes à la vis de pilier, entrainant dans certains cas sa fracture ou son dévissage.

La connexion interne est apparue plus tardivement : il a fallu attendre le développement du titane de grade 4 ou 5 car l'épaisseur des murs du titane grade 1 ou 2 n'était pas suffisante. Elle est aujourd'hui plus utilisée que la connexion externe. [66]

La connexion interne présente de nombreux avantages :

- Meilleure résistance aux forces latérales de flexion
- Protection de la vis de fixation contre les forces de flexion

[62] Balshi, « An analysis and management of fractured implants ».
[63] Chrcanovic et al., « Factors influencing the fracture of dental implants ».
[64] Pommer et al., « Meta-analysis of oral implant fracture incidence and related determinants ».
[65] Davarpanah et al., *Manuel d'implantologie clinique*.
[66] Davarpanah et al.

- Diminution des micromouvements entre pilier et implant sous l'effet des forces de flexion
- Augmentation de l'herméticité antibactérienne

Selon Lee et al.[67], des études *in vitro* ont montré que les implants à connexion interne présentent une meilleure stabilité du joint par rapport aux implants à connexion externe, ce qui diminuerait l'alvéolyse marginale des implants. Cependant, d'autres études n'ont pas démontré de différences significatives entre les deux types de connectiques.

Certaines études n'utilisent qu'un seul type de connectique : les connectiques externes étaient préférées à l'époque tandis que les connexions internes sont plus utilisées actuellement, ce qui complique la comparaison sur le risque de fracture.

Tableau 20 : Connectique utilisée selon l'étude

Auteurs	Connectique
Adell et al.	Externe
Adell et al.	Externe
Rangert et al.	NC
Balshi et al.	Externe
Eckert et al.	Externe
Gargallo et al.	NC
Chrcanovic et al.	Interne
Tabrizi et al.	Interne
Lee et al.	Interne

Source : Auteur, 2020.

Il existe divers types de connexions internes : les cônes morses, les hexagones internes (risque de fracture du col augmenté pour les implants de grade 1 ou 2), les polygones internes et les connexions internes trilobées. Parmi toutes les études sélectionnées, seules les trois dernières études s'intéressent au risque de fracture selon la connectique de l'implant.

L'étude de Tabrizi et al.[68] présente 4 types de connexions internes : les connexions internes coniques courtes avec hexagone (avec 14 implants fracturés), les connexions internes coniques avec octogone (avec 6 implants fracturés), les connexions internes coniques avec hexagone (avec 11 implants fracturés) et les connexions internes profondes avec hexagone (avec 6 implants fracturés).

L'étude de Lee et al.[69] présente 2 types de connexions internes : hexagonal et conique.

[67] Lee et al., « Implant fracture failure rate and potential associated risk indicators : An up to 12-year retrospective study of implants in 5,124 patients ».
[68] Tabrizi et al., « What are the incidence and factors associated with implant fracture ? »
[69] Lee et al., « Implant fracture failure rate and potential associated risk indicators : An up to 12-year retrospective study of implants in 5,124 patients ».

Les études *in vitro* montrent une transmission des forces plus favorable et une résistance accrue aux forces horizontales et obliques avec le type conique. Cependant, nous n'avons trouvé aucune différence significative entre les 2 types de connectiques, résultats similaires à des résultats expérimentaux précédents.

Tableau 21 : Influence de la connectique sur la fracture implantaire

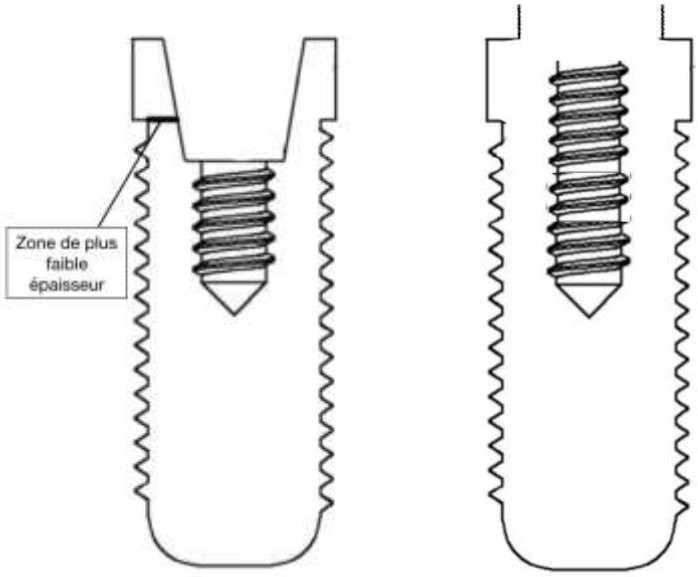
Auteurs	Résultats
Tabrizi et al., 2017	Pas de différences significatives entre les 4 connexions
Chrcanovic et al., 2018	NC
Lee et al., 2019	Pas de différences significatives entre les connexions hexagonales internes et coniques

Source : Auteur, 2020.

Selon Chrcanovic et al. [70] et Shemtov Yona et al.[71], les implants avec une connexion interne présentent un risque de fracture plus important au niveau de la zone de plus faible épaisseur. Par conséquent, les implants avec une connexion externe pourraient être avantageux de ce point de vue (Fig. 12).

Selon Lee et al.[72], peu d'études cliniques comparant les fractures liées aux connectiques ont été menées à ce jour.

Figure 12 : Schéma d'un implant à connexion interne (gauche) et à connexion externe (droite)



Source : Auteur, 2020.

[70] Chrcanovic et al., « Factors influencing the fracture of dental implants ».
[71] Shemtov-Yona et Rittel, « Fatigue of dental implants ».
[72] Lee et al., « Implant fracture failure rate and potential associated risk indicators : An up to 12-year retrospective study of implants in 5,124 patients ».

1.5.2.4. Col

Le col est la partie de l'implant qui réalise la connexion avec le pilier, il s'agit de la portion la plus coronaire de l'implant. Il existe différents types de col : les cols droits, évasés, larges du type XP, à conicité inversée, platform-shifting, avec microspires et transgingivaux[73].
Parmi ces différents types de cols, une seule étude compare les cols avec et sans microspires.
Les autres types de cols ne sont pas étudiés.

Tableau 22 : Influence du col sur la fracture implantaire

Auteurs	Résultats
Lee et al., 2019	Les implants sans microspires sur la partie coronale sont 1,5 fois plus susceptibles de se fracturer que ceux avec microspires pendant toute la période d'observation.

Source : Auteur, 2020.

Des études précédentes ont montré que la présence de microspires permet de réduire la perte osseuse marginale en réduisant les forces de cisaillement au niveau de l'os cortical.
Selon une étude de Hansson 1999 et 2003, les microspires permettent une meilleure répartition des contraintes au niveau de la crête[74].

1.5.3 Composition

1.5.3.1. Grade de titane

Il existe du titane commercialement pur et des alliages de titane : le titane commercialement pur est constitué d'au moins 99 % de titane élémentaire, avec 1 % de mélange d'autres éléments n'ayant pas été éliminés lors du traitement de la matière et de la fabrication de l'implant dentaire.
Parmi le titane commercialement pur, on différencie quatre grades, ayant chacun des propriétés mécaniques différentes. La présence d'impuretés augmente les propriétés mécaniques du titane. Ainsi, la résistance à la rupture du titane de grade 2 est inférieure à celle du titane de grade 3, etc.

[73] Davarpanah et al., *Manuel d'implantologie clinique*.
[74] Davarpanah et al.

Tableau 23 : Influence du grade de titane sur la fracture implantaire

Auteurs	Résultats
Chrcanovic et al., 2018	Les implants modernes de grade 3-4 de titane présentent une probabilité de fracture réduite de 72,9 % par rapport aux implants de grade 1. Grade 1 : 30 fractures sur 5718 implants, soit **0,5 %** Grade 3-4 : 14 fractures sur 4337 implants, soit **0,3 %**
Lee et al., 2019	Pas de différences significatives

Source : Auteur, 2020.

La plupart des anciennes études utilisent des implants de grade 1, c'est-à-dire commercialement purs, pouvant expliquer certaines valeurs importantes de fracture que l'on retrouve dans la littérature. Le module d'élasticité de ce titane est supérieur à celui de l'os, ce qui peut être une explication à l'étiologie mécanique de la fracture. [75]

La limite d'élasticité du titane commercialement pur varie entre 170 et 480 MPa, avec un module d'élasticité proche de 114 GPa ; plus le grade de titane est faible, plus le module d'élasticité et la résistance à la rupture est faible.

La limite d'élasticité d'un matériau correspond à la force à partir de laquelle le matériau se déforme de manière irréversible. La résistance à la rupture correspond à la force maximale qu'un matériau peut supporter avant sa rupture.

Tableau 24 : Limite d'élasticité et résistance à la rupture selon le matériau

Matériaux	Limite d'élasticité (MPa)	Résistance à la rupture (MPa)
Titane de grade 1 commercialement pur	172	241
Titane de grade 2 commercialement pur	276	345
Titane de grade 3commercialement pur	379	448
Titane de grade 4 commercialement pur	483	552
Ti-6Al-4V	828	897

Source : Eckert et al., « Implant fractures : etiology, prevention, and treatment », 2015.

Les implants de grade 3-4 sont composés à 0,3 % de fer contre 0,15 % pour les implants de grade 1 or la teneur en fer est connue pour augmenter considérablement la résistance du titane.

[75] Eckert, Salinas, et Akça, « Implant fractures : etiology, prevention, and treatment ».

Cependant, il ne faut pas exclure le fait que les traitements de surface sur les implants de grade 3 et 4 aient pu augmenter la résistance mécanique de ces implants. De même, les implants de grade 1 ont été suivi pendant une période plus longue que les implants de grade 3-4. [76]

De nouveaux alliages d'implants ont vu le jour récemment, dont les alliages de titane Ti-6Al-4V, composés à 90 % de titane, 6 % d'aluminium et 4 % de vanadium. [77]

Les études de fatigue *in vitro* ont prouvé que ces implants ont une durée de vie moyenne en fatigue plus longue et présentent une résistance aux contraintes alternées plus élevée (capacité de supporter de nombreuses charges répétées) par rapport au titane commercialement pur.

Néanmoins, contrairement à certaines études précédentes, aucune différence significative n'est observée sur le taux de fracture selon la composition de l'implant.

[76] Chrcanovic et al., « Factors influencing the fracture of dental implants ».

[77] Lee et al., « Implant fracture failure rate and potential associated risk indicators : An up to 12-year retrospective study of implants in 5,124 patients ».

2 : Comportement biomécanique des implants

2.1. Généralités[78]

La biomécanique d'un implant est liée au comportement de celui-ci au sein de l'os suite à une pression axiale ou latérale mais également en lui-même, liée à son matériau qui peut être ductile (titane) ou à rupture fragile (l'alumine, la zircone).

Le déplacement d'un implant dans l'os peut varier de quelques micromètres et dépend de la densité de l'os : le mouvement sera plus important dans un os de type IV que dans un os de type I.

La ductilité du matériau permet également une certaine absorption des contraintes qui est plus importante pour le titane mais négligeable pour la zircone. Un implant est très sensible aux contraintes latérales ce qui peut entrainer des fractures s'ils ne sont pas régulés par des récepteurs desmodontaux.

La ductilité d'un matériau est sa capacité à se déformer plastiquement sans se rompre tandis qu'un matériau est à rupture fragile s'il présente une faible déformation plastique et une propagation rapide des fissures avec une faible consommation d'énergie.

2.2. Mécanisme de fracture implantaire : fatigue implantaire

La fatigue implantaire est définie comme un état affaibli du titane suite à des contraintes et des charges répétées aboutissant finalement à une rupture sous une contrainte beaucoup plus faible que celle nécessaire à provoquer une rupture en une seule application. [79]

La notion de fracture implantaire par fatigue et non par surcharge est amenée par l'étude de Morgan et al.[80] qui compare la surface de 5 implants fracturés *in vivo* à des implants fracturés en laboratoire sous des charges monotones et cycliques contrôlées. La comparaison au microscope électronique à balayage (MEB) des caractéristiques de surface de ces implants fracturés *in vivo* et *in vitro* montre leur similarité. Ainsi, les implants fracturés expérimentalement l'ont été par fatigue et non par surcharge. [81]

On distingue deux types de fracture :

- La fracture immédiate, liée à l'application d'une charge engendrant une contrainte locale plus importante que la résistance à la rupture du matériau.

[78] Bert, Leclercq, et Martinez, « Comportement biomécanique des implants ».
[79] Shemtov-Yona et Rittel, « Fatigue of dental implants ».
[80] Morgan, James, et Pilliar, « Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant ».
[81] Morgan, James, et Pilliar.

- La fracture liée au temps : le facteur primordial dans ce type de fracture est le temps. Certains dommages s'accumulent dans le temps jusqu'à atteindre un niveau critique et il convient de citer deux mécanismes qui sont liés : la corrosion et la fatigue. C'est le type de fracture que l'on retrouve pour les implants.

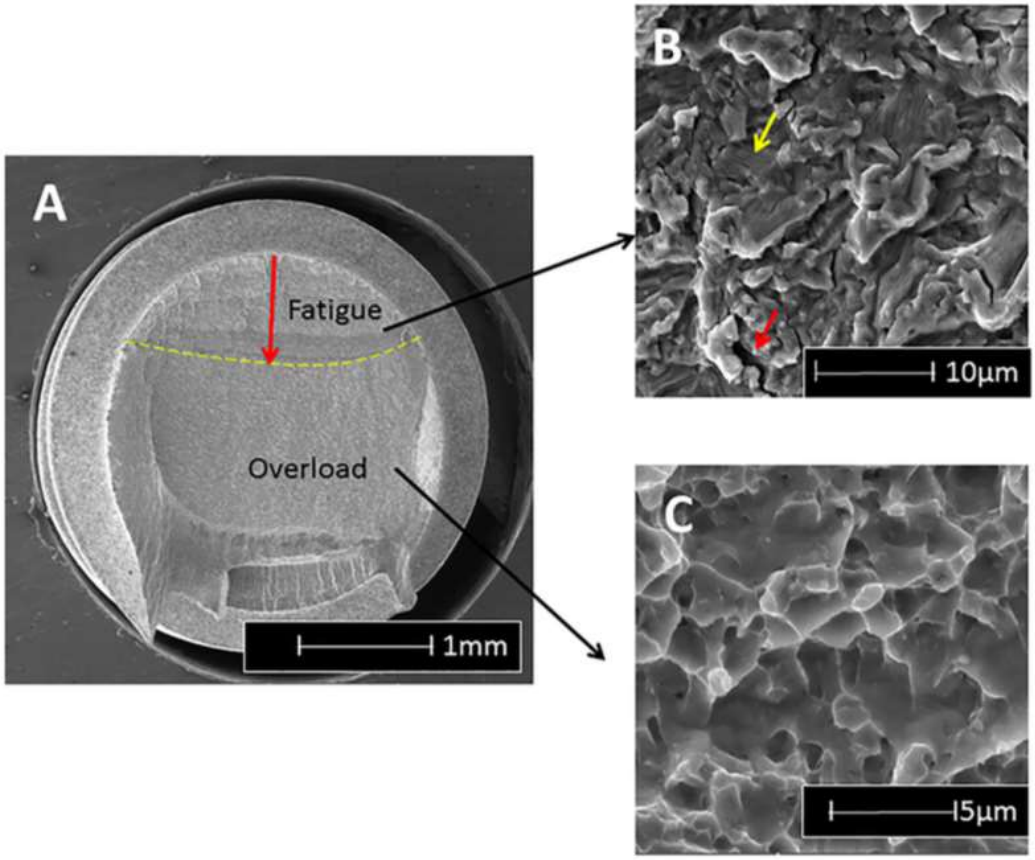
L'analyse de la surface des implants fracturés au MEB permet de distinguer un contraste entre la région de croissance de la fissure (correspondant à la fatigue) et celle liée à la surcharge critique (Fig. 13).

Figure 13 : Caractéristique observable au MEB d'une surface de fracture d'un implant Ti6Al4V

A : Surface de fracture avec deux zones distinctes

B : Dans la zone de fatigue, on observe des stries parallèles à la ligne de fracture (flèche jaune) et des fissures secondaires (flèche rouge)

C : Dans la zone de rupture, on observe des alvéoles lisses également appelées fossettes



Source : Shemtov-Yona et Rittel, « Fatigue of dental implants : facts and fallacies », 2016.

L'étude de Lee et al.[82] précise ce qui a été précédemment décrit en distinguant 3 étapes lors d'une fracture par fatigue :

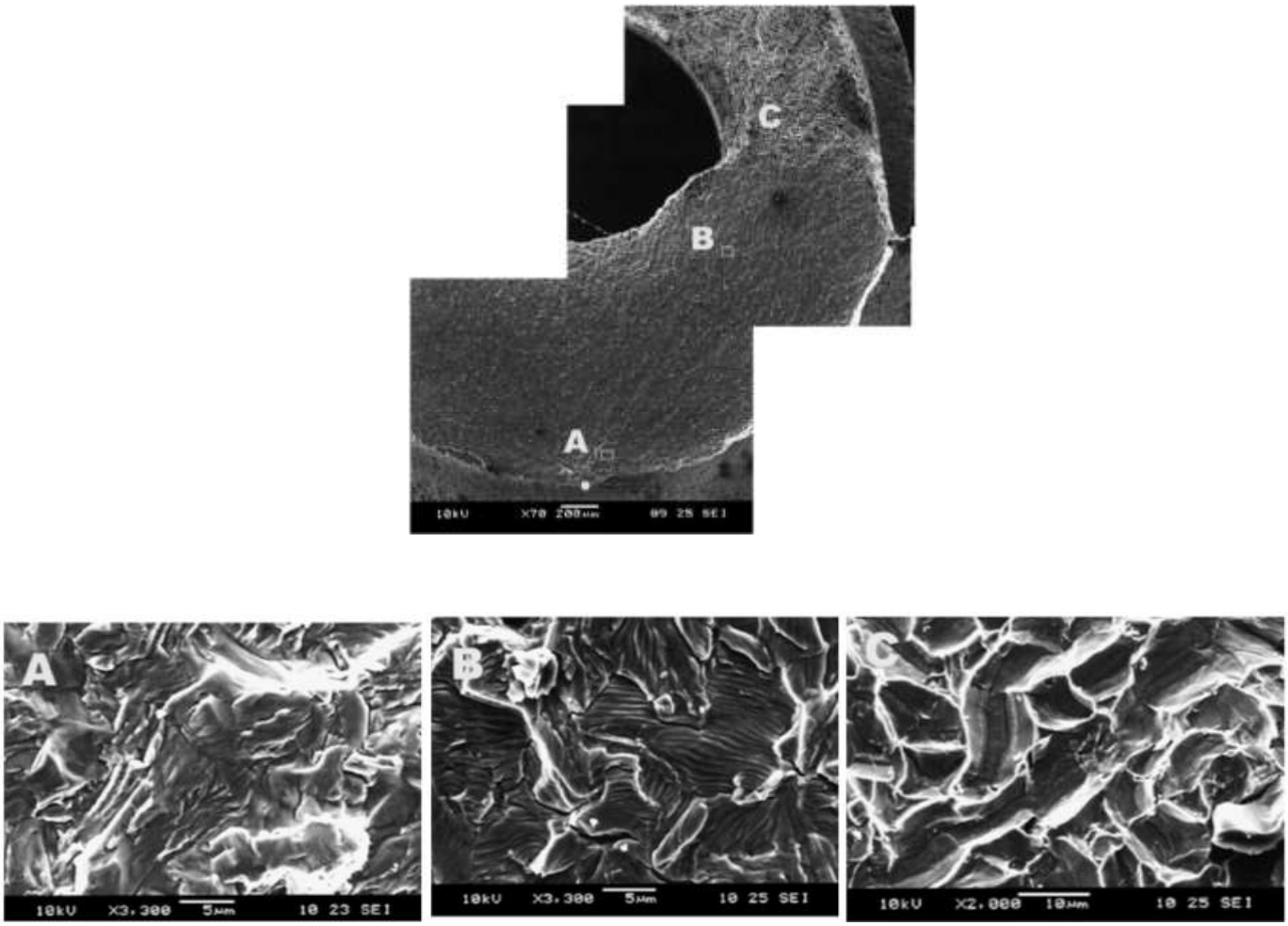
- Apparition et arrêt des fissures

[82] Lee, Karl, et Kelly, « Evaluation of test protocol variables for dental implant fatigue research ».

- Croissance des fissures de fatigue (stries de fatigue)
- Défaillance ductile

Ces 3 étapes forment trois interfaces visibles au MEB :

Figure 14 : Image au MEB d'un implant fracturé et grossissement de la surface de fracture



A : Zone d'apparition des fissures

B : Zone de croissance des fissures de fatigue

C : Zone de défaillance ductile

Source : Lee, Karl, et Kelly, « Evaluation of test protocol variables for dental implant fatigue research », 2009.

2.3. Comportement biomécanique selon les caractéristiques des implants

Les études du comportement mécanique des implants sont soumises à un protocole très précis : la norme 14 801.

Il s'agit d'une norme internationale présentant une méthode d'essai clinique d'implants dentaires permettant la comparaison d'implants de tailles et de conceptions différentes en simulant la mise en charge fonctionnelle dans des conditions défavorables. Premièrement, l'implant est mis en place en

simulant une perte osseuse de 3mm dans une résine présentant un module d'élasticité similaire à de l'os cortical. Puis, la force est exercée sur l'implant avec un angle de 30° jusqu'à la fracture de l'implant (Fig. 15). Cependant, cette normalisation ne permet pas de reproduire le comportement *in vivo* de l'implant. [83]

Figure 15 : Schématisation de la norme ISO 14801

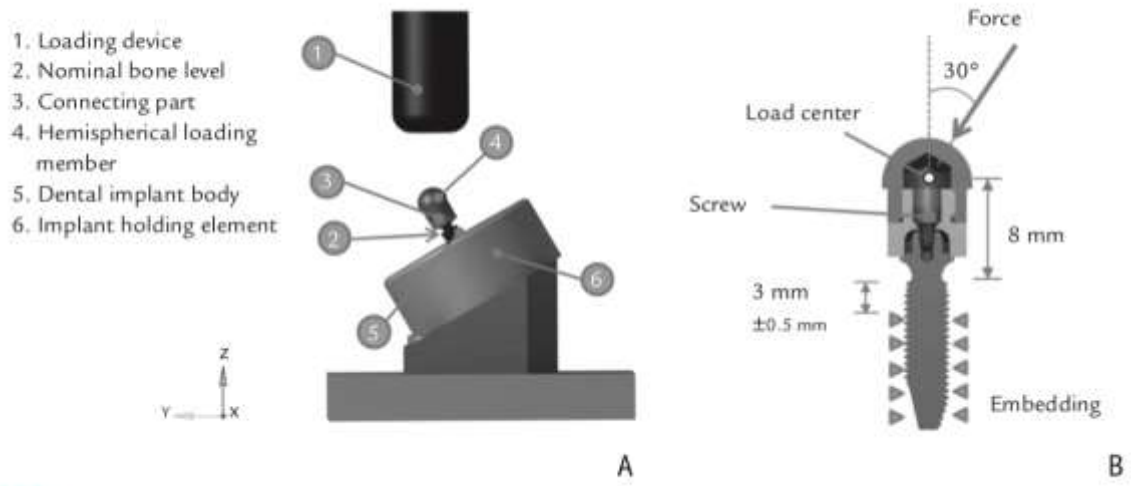


Figure 1. A, ISO 14801 loading system. B, Conditions for numerical simulation by finite element analysis.

Source : de la Rosa Castolo et al., « Mechanical strength and fracture point of a dental implant under certification conditions », 2018.

2.3.1 Morphologique

2.3.1.1. Diamètre

Comme vu précédemment, le diamètre de l'implant est un facteur de risque de la fracture implantaire. L'étude *in vitro* de Shemtov-Yona et al.[84] compare méthodiquement les performances en fatigue de 3 diamètres d'implants : 3,3mm, 3,75mm et 5mm lors de tests de compression statique (15 implants) et cyclique (112 implants). La machine cesse de fonctionner lorsque l'implant se fracture ou lorsque le nombre de cycle dépasse $5x10^6$ cycles sans défaillances apparentes (ce qui correspond à 25 ans d'utilisation[85]). La norme ISO 14801 est respectée dans cette étude et les implants sont inclinés avec un angle de 30°, la vitesse de la charge est de 0,4mm/minute.
Les implants sont en alliage titane (Ti6Al4V) et sont reliés à des piliers par une connexion interne.

[83] de la Rosa Castolo et al., « Mechanical strength and fracture point of a dental implant under certification conditions ».
[84] Shemtov-Yona et al., « Effect of dental implant diameter on fatigue performance. part i ».
[85] Huang et al., « Evaluation of loading conditions on fatigue-failed implants by fracture surface analysis ».

Pour le test statique, on observe que plus le diamètre de l'implant est important, plus la force nécessaire à la déformation de l'implant est importante (Fig. 16).

Figure 16 : Résultats lors du test statique selon les différents diamètres des implants

Implant Diameter (mm)	*n*	Load Range to Deformation	Mean Load + SD
5.00	5	1400–1700N	1584N ± 115N
3.75	5	840–1040N	952N ± 103N
3.30	5	600–720N	674N ± 57N

Source : Shemtov-Yona et al., « Effect of dental implant diameter on fatigue performance. part I », 2014

Pour le test cyclique : 28 implants sont testés avec un diamètre de 5mm ; 26 pour un diamètre de 3,75mm et 58 pour un diamètre de 3,3mm. Les implants subissent des charges normalisées (les implants sont testés à des charges fixes croissantes en rapport avec les charges moyennes trouvées dans le tableau précédent).

Trois courbes sont tracées et représentent les performances de fatigue des implants et sont divisées en trois zones :

- La zone de vie finie : tous les implants se fracturent avant le nombre limite de cycles.
- La zone de transition : certains implants échouent et d'autres atteignent les $5x10^6$ cycles sans déformation apparente.
- La zone de vie infinie : aucun implant ne se fracture dans la limite des cycles.

Pour les implants de 5mm : la région de vie finie est trouvée lorsque la charge dépasse 950N et la durée de vie infinie est trouvée pour une charge inférieure à 620N ; la zone de transition se situe entre 620 et 950N : plus la charge diminue, plus le nombre de cycles jusqu'à la fracture augmente.

A ce diamètre, aucune fracture ne concerne le corps de l'implant, mais uniquement le pilier.

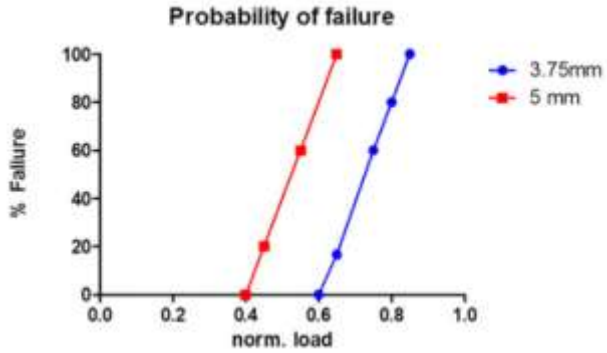
Pour les implants de 3,75mm : les trois zones sont également retrouvées, la zone de transition se situe entre 620N et 810N.

Pour les implants de 3,3mm, les trois zones ne sont pas clairement identifiées : la zone de vie finie et la zone de transition se coupent. La zone de vie finie est retrouvée pour des charges supérieures à 471N tandis que la zone de transition est située entre 400N et 500N. La zone de vie infinie ne peut donc pas être définie. Le comportement de fatigue de ces implants est incohérent car la probabilité de survie n'augmente pas avec la diminution de la charge normalisée.

Ces valeurs ont permis de réaliser un graphique représentant la probabilité de fracture selon la charge. Les implants de 3,3mm sont exclus car leur comportement de fatigue est atypique. On remarque que

pour les diamètres 3,75mm et 5mm le comportement de fatigue est similaire (les pentes sont identiques) (Fig. 17).

Figure 17 : Comparaison des comportements de fatigue d'un implant de 5mm et de 3,75mm selon le pourcentage de fracture



Source : Shemtov-Yona et al., « Effect of dental implant diameter on fatigue performance. part I », 2014.

Pour des forces inférieures à 620N, les implants de 3,75mm et 5mm sont donc des dispositifs dentaires sûrs au long terme en ce qui concerne le comportement de fatigue. Cependant, certains patients bruxistes développent des forces occlusales plus élevées et atteignant la zone de transition : la fracture de l'implant devient probable, avec une probabilité bien définie.
En revanche, les implants de 3,3mm présentent un comportement de fatigue imprévisible et le risque de fracture n'est pas prédictible.

Pour appuyer ces résultats, une analyse du mode de fracture est réalisée sur ces mêmes implants dans la suite de l'étude de Keren Shemtov-Yona[86] : les 80 implants fracturés précédemment sont analysés de façon macroscopique par des coupes métallographiques puis microscopiques avec le MEB. Parmi ces implants, 16 étaient de diamètre 5mm, 18 de diamètre 3,75mm et 46 de diamètre 3,3mm.
Quatre modes de fracture sont observés :

- Fracture du pilier (col et vis)
- Fracture du col de l'implant
- Fracture au niveau de la 2ème spire
- Fracture au niveau de la 3ème spire

Voici les résultats selon le diamètre de l'implant :

[86] Shemtov-Yona et al., « Effect of dental implant diameter on fatigue performance. part ii ».

Figure 18 : Pourcentage du mode de fracture selon le diamètre des implants fracturés

Fracture Mode	Implant Diameter		
	3.3 mm	3.75 mm	5 mm
Abutment neck and screw	–	–	100%
Implant body–neck	–	44.5%	–
Implant body–thread 2	52%	55.5%	–
Implant body–thread 3	48%	–	–

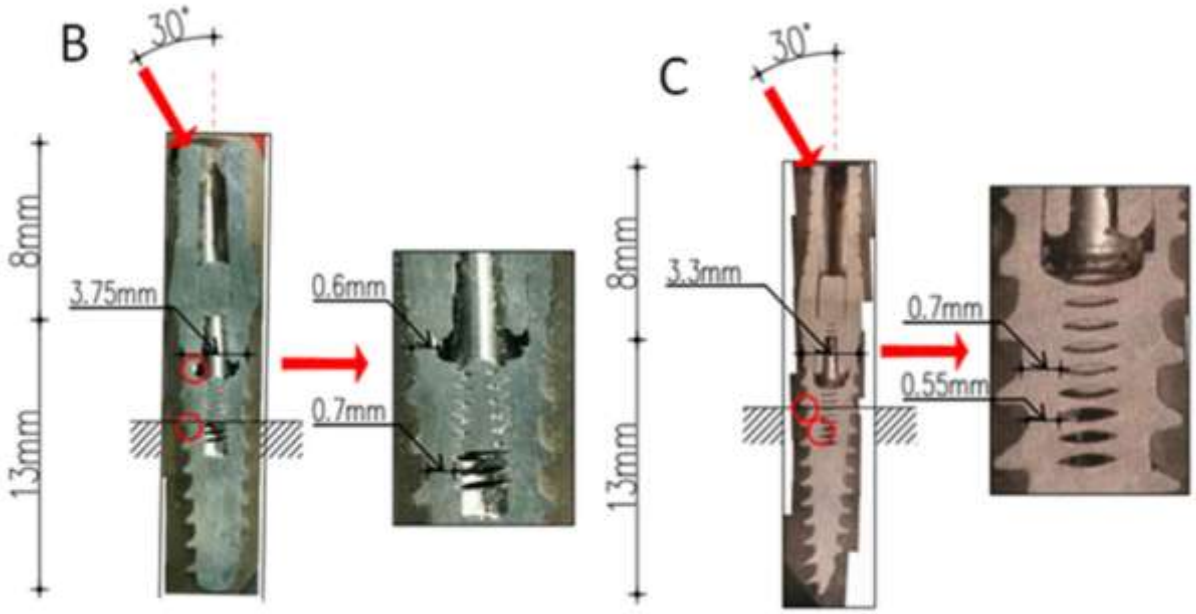
Source : Shemtov-Yona et al., « Effect of dental implant diameter on fatigue performance. Part II », 2014.

Pour les implants de 5mm, aucune fracture du corps de l'implant n'est à référencer, contrairement aux diamètres de 3,75 et 3,3mm où on observe des fractures du corps de l'implant.

Une analyse métallographique longitudinale des implants non fracturés est réalisée :

- 5 mm : 1 seul mode de fracture ; la région la plus mince (0,5mm) est située au niveau du col du pilier et est en rapport avec un bord tranchant de l'implant.
- 3,75 mm : 2 modes de fracture ; la largeur au niveau du col est de 0,6mm et au niveau de la 2ème spire de l'implant la largeur est de 0,7mm. Ici encore, la combinaison d'une largeur réduite et d'un bord tranchant correspond à la zone de fracture.
- 3,3mm : 2 modes de fracture ; situées au niveau des zones de plus faible largeur : entre 0,5 et 0,7mm.

Figure 19 : Section métallographique des implants de 3,75mm (B) et 3,3mm (C)



Source : Shemtov-Yona et al., « Effect of dental implant diameter on fatigue performance. Part II », 2014.

A l'analyse au MEB, les mêmes zones sont repérées que dans les fractures liées à la fatigue.
Ce test montre donc un effet négatif de la conception hexagonale interne sur des implants de diamètre étroit car le filetage interne crée des entailles profondes dans une section transversale qui est déjà mince, créant ainsi une zone de susceptibilité accrue à la rupture.

En conclusion, un diamètre réduit d'implant semble avoir une influence directe sur la survenue de fracture en raison de la faible résistance à la fatigue, en particulier lorsqu'ils sont placés dans la région postérieure[87].

2.3.1.2. Connectique

La revue de littérature n'a pas permis de conclure et de comparer les implants à connexion interne et externe. Afin de préciser cette comparaison et de comprendre un peu mieux le comportement biomécanique de ces implants, une étude rétrospective et une étude *in vitro* sont détaillées.
L'étude rétrospective[88] est menée sur 12 ans et analyse plus précisément l'incidence des fractures en comparant les implants à connexion externe et les implants à connexion interne. Au total, 1289 implants ont été posés sur 406 patients : 799 implants avaient une connexion externe (62 %) et 490 avaient une connexion interne (38 %). Pour les implants de type externe, 2 fractures du corps de l'implant ont été référencées (soit 0,3 %) et pour les implants de type interne, ce sont 5 fractures du corps qui ont été référencées (soit 1 %).
Les auteurs ont conclu qu'il n'y avait pas de différence significative entre ces deux types d'implants : lorsque les implants sont soumis à des forces, les types externes et internes présentent des distributions des forces différentes. Dans un implant à connexion externe, lorsqu'une force externe est appliquée, la contrainte est transmise à la vis de pilier qui est la partie la plus fragile et souvent la rupture de la vis précède celle du corps de l'implant tandis que dans un type interne, une force externe sera directement transmise au corps de l'implant.
L'étude *in vitro*[89] évalue la résistance à la fatigue statique d'implants présentant différentes connexions à des hauteurs de couronne différentes. A mesure que la hauteur de la prothèse augmente, le ratio couronne/implant devient disproportionné, entraînant une augmentation du risque de fracture des composants par augmentation du porte-à-faux par des forces externes non axiales. Dans cette étude, 60 implants coniques et 60 piliers ont été utilisés avec un diamètre de 3,5mm et une longueur de 13mm.

[87] Gealh et al., « Osseointegrated implant fracture ».
[88] Yi et al., « Comparison of implant component fractures in external and internal type ».
[89] Gehrke, « Importance of crown height ratios in dental implants on the fracture strength of different connection designs : an in vitro study ».

Trois groupes sont établis :

- Groupe 1 : Cône Morse (20 implants)
- Groupe 2 : Connexion externe (20 implants)
- Groupe 3 : Connexion interne (20 implants)

Pour chaque groupe, quatre hauteurs de couronne sont testées :

- h1 : 8mm
- h2 : 10mm
- h3 : 12mm
- h4 : 14mm.

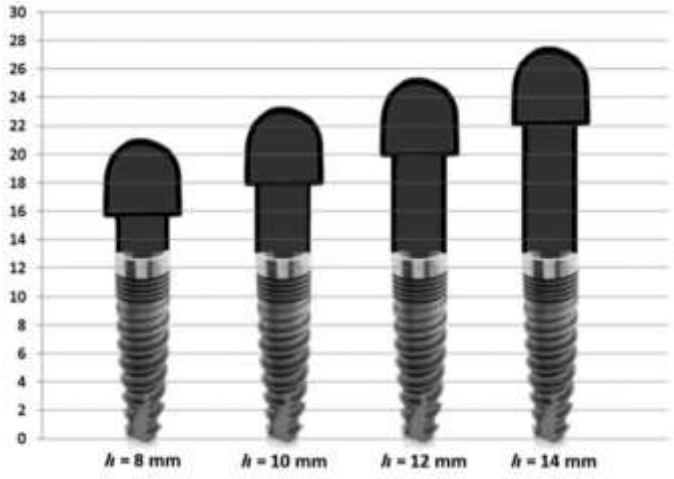
Figure 20 : Image des implants coniques (a) et des piliers (b) utilisés dans l'étude

Respectivement l'implant à cône Morse, hexagone externe, hexagone interne.



Source : Gehrke, « Importance of crown height ratios in dental implants on the fracture strength of different connection designs : an in vitro study », 2015.

Figure 21 : Implants montrant les différentes hauteurs de couronne utilisées lors de cette étude



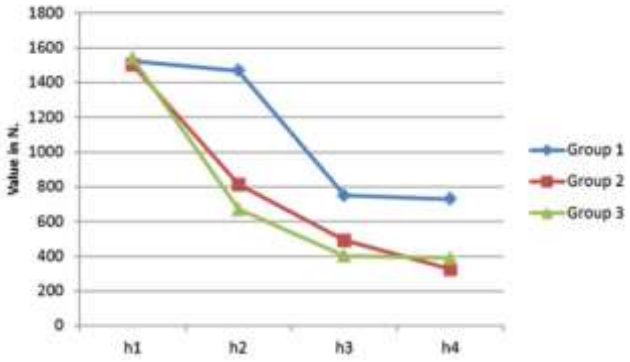
Source : Gehrke, « Importance of crown height ratios in dental implants on the fracture strength of different connection designs : an in vitro study », 2015.

Le test de compression réalisé est basé sur les recommandations ISO 14 801.

Les trois types d'implants présentaient une plus grande résistance à la hauteur h1 avec des valeurs similaires. Cependant, lorsque les hauteurs ont augmenté, les différents types de piliers ont eu des comportements différents :

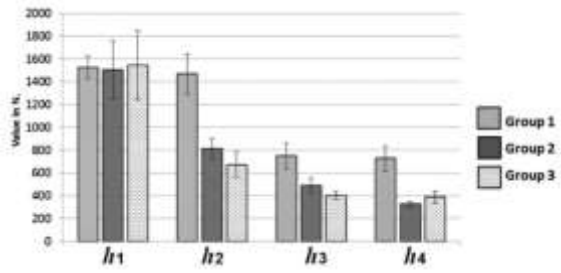
- Cône Morse : pour tous les échantillons, les piliers se sont courbés mais ne se sont pas fracturés complètement.
- Connexion externe : pour tous les échantillons, seules les vis se sont fracturées et le bord de la plateforme de l'implant s'est déformé.
- Connexion interne : pour tous les échantillons, une fracture du col de l'implant au niveau de l'hexagone interne et de la vis est observée.

Figure 22 : Force requise pour la rupture dans chaque groupe selon la hauteur de la couronne.



Source : Gehrke, « Importance of crown height ratios in dental implants on the fracture strength of different connection designs : an in vitro study », 2015.

Figure 23 : Force moyenne nécessaire pour dépasser la résistance à la fatigue statique selon la connexion et la hauteur de la couronne.



Source : Gehrke, « Importance of crown height ratios in dental implants on the fracture strength of different connection designs : an in vitro study », 2015.

Pour tous les groupes, la variation du ratio couronne/implant affecte de manière significative la résistance des implants, en particulier pour les groupes 2 et 3 où la diminution était plus prononcée.

Dans le groupe 1, une réduction significative des valeurs de résistance a été observée, mais cette réduction était inférieure à celle des deux autres groupes.
Les résultats de cette étude montrent donc que le ratio couronne/implant et le type de connexion affectent de manière significative le niveau de résistance aux forces non axiales.
Seuls les implants du groupe 1 présentent des valeurs de résistance égales ou supérieures à celles des forces de mastication.

D'après cette étude, il n'existe pas de différence entre les implants à connexion interne et externe même si chaque type de connexion produit une fracture spécifique. Cependant, les implants à cône morse sont plus résistants à la fracture et semblent être un meilleur choix dans le cas de ratio couronne/implant élevé.

2.3.2 Composition

Les implants dentaires sont fabriqués à partir de matériaux métalliques ou en céramique.
Parmi ces matériaux on distingue : le titane commercialement pur (cp), les alliages de titane, le nobium (Nb), le tantale (Ta), le zirconium (Zr), à ne pas confondre avec la zircone ou l'oxyde de zirconium[90].

Tableau 25 : Matériaux en usage en implantologie

Métalliques	Céramiques	
	Bio-inertes	Bioactives
Titane cp 1-4 Alliage de Ti (Ti-6Al-4V) Alliage de TiZr Zr Nb Ta	Al2O3 ZrO2	HA TCP Bioverres Brushite

Source : Davarpanah et al., *Manuel d'implantologie clinique*, 2012.

Bien que les implants en titane (Ti) restent la référence, de nouveaux implants en céramique ont vu le jour dans les années 1970.
En effet, le titane peut présenter certains inconvénients[91] :

- Inesthétique : couleur grisâtre visible à travers les tissus péri-implantaire affectant les résultats esthétiques, en particulier en présence d'un biotype parodontal fin.

[90] Davarpanah et al., *Manuel d'implantologie clinique*.
[91] Andreiotelli, Wenz, et Kohal, « Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? »

- Certains métaux, dont le titane, induisent une immunomodulation et une auto-immunité non spécifique avec une libération de particules de titane et de produits de corrosion.
- Allergie au titane (prévalence de 0,6 %)
- Refus de certains patients d'avoir du métal en bouche

Les céramiques présentent certains avantages dont la biocompatibilité, l'aspect esthétique, une ostéo-intégration comparable à celle du titane, et la possibilité d'être usinées[92] .

On distingue les céramiques bio-inertes et bioactives[93] :

- Les céramiques bio-inertes ont des propriétés insuffisantes pour en faire des implants, mais elles peuvent être utilisées comme revêtement de surface pour modifier la réactivité de surface des implants ou comme matériau de comblement.
- Les céramiques bio-actives sont constituées d'oxydes métalliques réfractaires, électrochimiquement stables mais leur résistance au choc est 10 fois inférieure à celle des matériaux métalliques.

2.3.2.1. Grade de titane

De la Rosa Castolo réalise en 2018 une étude afin de déterminer des paramètres influençant la fracture d'implant sous les conditions ISO 14 801[94]. Un modèle par éléments finis est réalisé et utilisé afin d'étudier les performances d'un implant de grade 4 et un implant de grade 5.

Figure 24 : Propriétés des implants testés

Material	Young Modulus (MPa)	Poisson Ratio	σ_{yield} (MPa)	Max. of Deformation (%)	σ_{max} (MPa)	Reference
Titanium grade 4	104 500	0.37	650	16	798	42
Titanium grade 5 (Ti 6AL 4V ELI)	114 000	0.33	940	17	1054	43

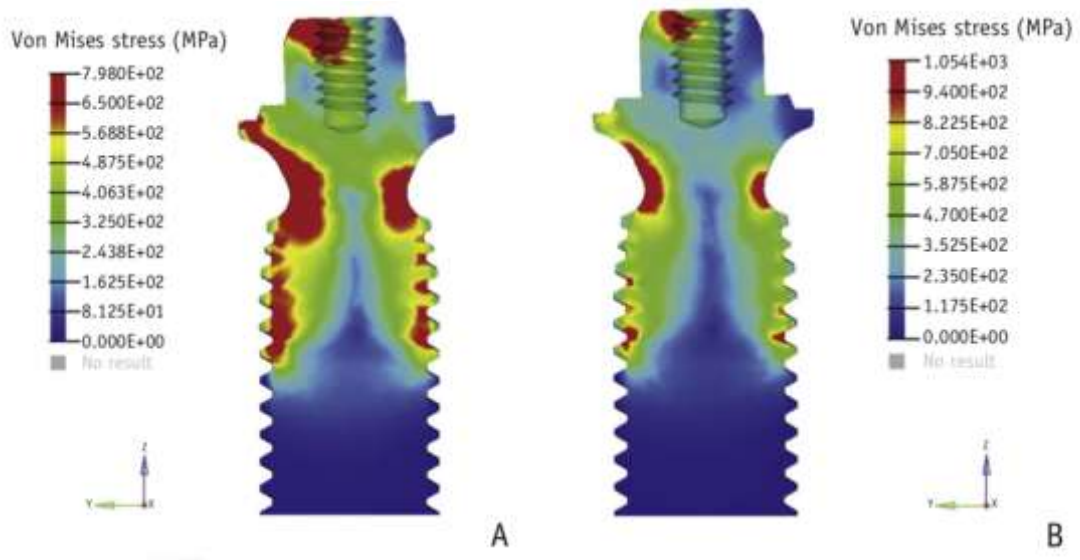
Source : de la Rosa Castolo et al., « Mechanical strength and fracture point of a dental implant under certification conditions », 2018.

La force nécessaire avant la fracture de l'implant de grade 4 est de 559N tandis qu'elle est de 669N pour l'implant de grade 5. La limite d'élasticité pour l'implant de grade 4 est de 103N et de 141N

[92] Gahlert et al., « Failure analysis of fractured dental zirconia implants ».
[93] Davarpanah et al., *Manuel d'implantologie clinique*.
[94] de la Rosa Castolo et al., « Mechanical strength and fracture point of a dental implant under certification conditions ».

pour l'implant de grade 5. Ces valeurs doivent être interprétées qualitativement : les propriétés mécaniques présentées ici dépendent du modèle par éléments finis réalisé et ne tient pas compte de la variabilité auquel est soumis un implant réel.

Figure 25 : Répartition des contraintes sur l'implant de grade 4 (A) et de grade 5 (B) avec une force de 559N.



Source : de la Rosa Castolo et al., « Mechanical strength and fracture point of a dental implant under certification conditions », 2018.

L'observation des zones de contraintes (Fig. 25) montre que celles-ci sont majoritairement retrouvées au niveau du pas de vis et dans la partie supérieure, à la 1ère spire de l'implant.

Ces résultats confirment que l'implant de grade 5 présente des caractéristiques de résistance supérieures à celles de l'implant de grade 4 : la force de rupture est augmentée de 20 % et la limite d'élasticité augmentée de 37 %.

2.3.2.2. Céramique

- L'oxyde d'alumine

Dans la revue systématique de littérature de Andreiotelli et al.[95], une recherche de littérature est réalisée sur le taux de succès des implants en alumine comparativement aux implants en titane sur des animaux et sur les humains. Seules les données sur les humains seront retranscrites ici. Dix études ont été trouvées, huit sont des études prospectives sur 12 ans maximum et deux sont des études

[95] Andreiotelli, Wenz, et Kohal, « Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants ? »

rétrospectives sur 8,2 ans maximum. Sur ces dix études, seulement trois indiquent si les échecs sont liés à des fractures.

Strub et al. en 1987 (étude prospective avec niveau de preuve modéré) rapportent 6 implants fracturés sur 8 soit 75 % de fractures à 6 ans.

Fartash et Arvidson[96] (étude prospective avec un niveau de preuve modéré) ont suivi 15 patients qui ont reçu 87 implants pour des traitements d'édentement complet : un implant s'est fracturé dans une mandibule édentée après 6 ans d'activité (soit 1,15 %).

Pigot et al.[97] (étude prospective avec un niveau de preuve modéré) rapportent 5 implants fracturés sur un total de de 141 implants posés à 39 patients (également édentés), soit 3,5 % de fractures.

Ces pourcentages de fractures supérieurs à ceux retrouvés sur des implants en titane a entrainé le retrait de ces implants du marché en raison de leur fragilité.

- Le dioxyde de zirconium ZrO2

La revue systématique de littérature de Andreiotelli et al.[98] rapporte 3 études rétrospectives à faible niveau de preuve pour les implants en zircone et seule l'étude de Mellinghoff (2006) rapporte un cas de fracture d'implant en céramique « Z-look 3 » une semaine après la reconstruction prothétique. Cependant, la période de suivi était courte (8,2 mois). Les autres études ne mentionnent pas les causes de l'échec.

Gahlert et al.[99] réalise un suivi entre 20 et 56 mois (moyenne 36,75) après la mise en charge prothétique d'implants en zircone monobloc "Z-look 3 dental implants". Ces implants sont constitués à 95 % de ZrO2 et à 5 % d'oxyde d'alumine et de Y-TZP.

Au total 79 patients ont reçu 170 implants dont 59 de diamètre réduit 3,25mm ; 82 implants de diamètre 4,0mm et 29 au diamètre 5,0mm. 65 implants étaient situés dans la région antérieure, 50 dans la région prémolaire et 55 dans la région molaire. Au final, après 3 ans, 13 implants sont perdus pour cause de fracture soit 7,6 %.

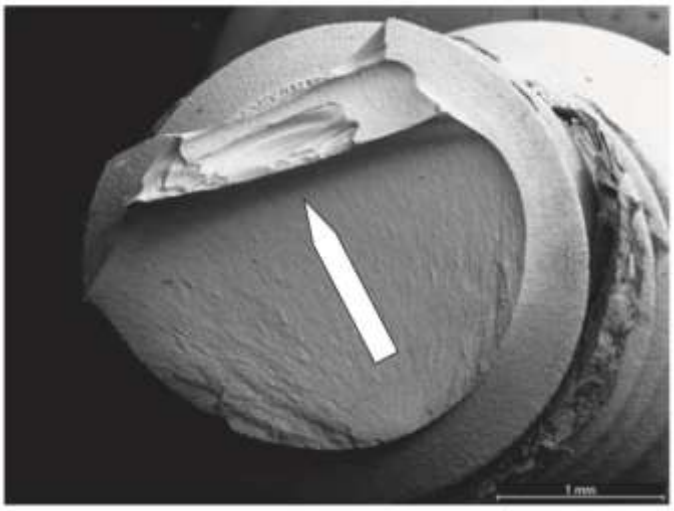
Parmi ces implants, 12 avaient un diamètre réduit de 3,25mm, 1 un diamètre de 4,0mm et 12 étaient situés dans la région antérieure. L'implant de 4,0mm était en position canine avec un patient bruxeur. Il existe donc une différence significative entre les régions antérieure et postérieure et l'association entre le diamètre et la position de l'implant s'est avérée très significative ($p<0,01$).

[96] Fartash et Arvidson, « Long-term evaluation of single crystal sapphire implants as abutments in fixed prosthodontics ».
[97] Pigot et al., « Ceramic implants to benefit complete lower dentures ».
[98] Andreiotelli, Wenz, et Kohal, « Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants ? »
[99] Gahlert et al., « Dental zirconia implants up to three years in function ».

Dans l'étude suivante, Gahlert et al.[100] analysent les fractures de ces 12 implants en question au MEB : cette analyse a démontré que dans tous les cas, une surcharge mécanique de flexion de palatin à vestibulaire provoquait la fracture des implants. De plus, la zone de fragilité est majoritairement située dans la partie cervicale de l'implant (au niveau de la 1ère spire) sur 10 de ces implants (Fig. 26).

Figure 26 : Image au MEB de la surface de fracture d'un implant en zircone

La flèche blanche indique le trajet de propagation de la fracture lié aux forces de flexion.



Source : Gahlert et al., « Failure analysis of fractured dental zirconia implants », 2012.

Ces micro-fissures sont créées suite aux processus de fabrication des implants et sont amplifiées lors des mouvements de mastication.

Une autre étude *in vitro* de Karl et al.[101] évalue la résistance à la fracture d'implants en céramique lors de leur mise en place avec un couple élevé : dans les cas de mise en esthétique immédiate, une bonne stabilité primaire est recherchée et associée à un couple important. Cependant, celui-ci peut entraîner une fracture immédiate de l'implant ou initier des petites fissures dans l'implant entraînant sa fracture lors de la mise en charge prothétique.

Dix implants en zircone 3,3x10 mm sont testés dans cette étude : ils sont insérés répétitivement dans une mousse de polyuréthane avec une densité croissante et un diamètre de forage décroissant. Les recommandations du fabriquant indiquent de ne pas dépasser 35 N.cm. La procédure est répétée jusqu'à la fracture de l'implant ou jusqu'à ce que le couple d'insertion dépasse 70,5 N.cm (sixième insertion).

Cinq implants se sont fracturés à un torque allant de 46 à 70,5 N.cm entre la quatrième et la sixième insertion, et à chaque fois au niveau de la jonction implant-pilier.

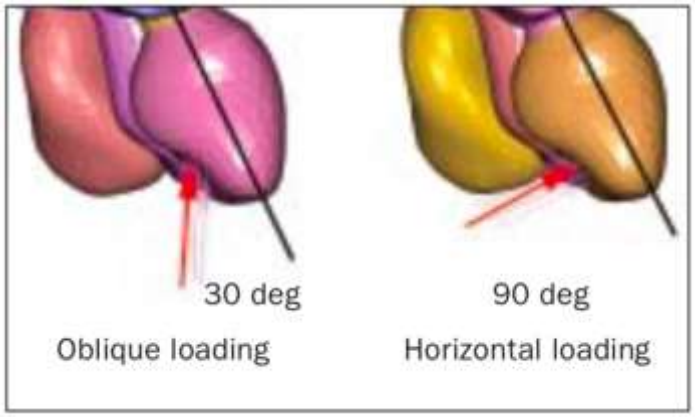
[100] Gahlert et al., « Failure analysis of fractured dental zirconia implants ».
[101] Karl, Scherg, et Grobecker-Karl, « Fracture of reduced-diameter zirconia dental implants following repeated insertion ».

Ces valeurs restent inférieures à celles trouvées par Khayat et al.[102] pour des implants en titane où le couple d'insertion allait jusqu'à 176 N.cm.

2.3.2.3. Titane vs Céramique

L'étude de Çaglar et al.[103] compare deux implants 4x12mm : un implant en titane et un implant monobloc en zircone. Ces deux implants sont positionnés dans la région antérieure maxillaire en position d'une incisive centrale et une étude en éléments finis est réalisée pour comparer les contraintes de Von Mises, de compression et de traction. Les charges sont appliquées sur la surface palatine au niveau du cingulum de la couronne sur implant selon 2 axes : horizontale (90°) et oblique (30°).

Figure 27 : Direction oblique et horizontale des forces



Source : Çaglar et al., « Three-dimensional finite element analysis of titanium and yttrium-stabilized zirconium dioxide abutments and implants », 2011.

Sous des contraintes horizontales : la contrainte de traction la plus élevée est observée autour de l'implant en titane.

Sous des contraintes obliques :

- Les contraintes de Von Mises et de compression les plus élevées sont observées pour l'implant en titane en contact avec l'os cortical.
- Les contraintes de traction les plus élevées sont observées pour l'implant en zircone, au niveau de la région du col et palatine.

Dans les deux cas la contrainte est plus élevée dans la région du col et décroît en direction de l'apex.

[102] Khayat et al., « Clinical outcome of dental implants placed with high insertion torques (up to 176 Ncm) ».
[103] Çaglar et al., « Three-dimensional finite element analysis of titanium and yttrium-stabilized zirconium dioxide abutments and implants ».

Dans les limites de cette étude, on observe que les contraintes dans l'implant en zircone se sont avérées inférieures aux contraintes dans les implants en titane (à l'exception des contraintes de traction sous chargement oblique, à 30°) et que la zone de concentration des contraintes se trouve au niveau du col de l'implant.
Cette étude est en accord avec une étude de Kohal et al.[104] , qui évalue également le schéma de répartition des contraintes d'implants en titane et en zircone Y-TZP. Il a été rapporté dans cette étude que le comportement biomécanique des implants Y-TZP et de ceux en titane était très similaire. Les contraintes les plus élevées étaient situées dans la région du col de l'implant et sur les faces vestibulaire et palatine de l'implant (en comparaison avec les faces proximales).

En conclusion, les implants en céramique, bien que présentant des valeurs de résistance mécanique satisfaisantes, ne semblent pas actuellement être une alternative fiable au long terme aux implants en titane. En effet, d'après les études précédentes, le taux d'échec suite à des fractures reste plus important que pour les implants en titane.

2.3.3 Péri-implantite

La péri-implantite est une maladie inflammatoire chronique d'origine infectieuse caractérisée par une inflammation chronique des tissus mous péri-implantaires et associée à une perte osseuse péri-implantaire.
Le diagnostic de la péri-implantite repose sur 3 critères : la présence de signes péri-implantaires d'inflammation avec saignement et/ou suppuration au sondage, une profondeur de sondage supérieure à 6 mm et l'objectivation radiographique de la perte osseuse péri-implantaire. [105]
Le traitement des péri-implantites repose sur des thérapeutiques additives ou soustractives.
Parmi les thérapeutiques soustractives, nous analyseront en particulier l'implantoplastie et son impact sur le risque de fracture implantaire. L'implantoplastie consiste à lisser les surfaces rugueuses de l'implant avec des instruments rotatifs afin de réduire l'adhésion bactérienne sur la partie exposée de l'implant et de faciliter l'hygiène. Lors de l'implantoplastie, différentes fraises en carbure de tungstène ou diamantées sont utilisées, suivies d'un bon polissage.

[104] Kohal et al., « Three-dimensional computerized stress analysis of commercially pure titanium and yttrium-partially stabilized zirconia implants ».
[105] Berglundh et al., « Peri-implant diseases and conditions ».

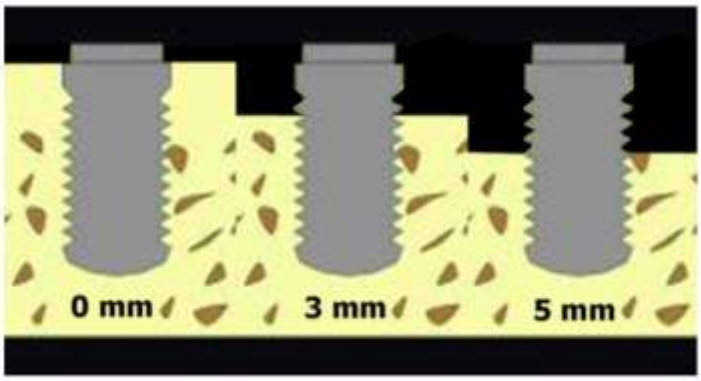
2.3.3.1. Conséquences de l'alvéolyse

Dans leur étude publiée en 2014, Gehrke et al.[106] évaluent la résistance à la fatigue statique d'implants ayant différentes connexions à des niveaux d'insertions différents.

Il réalise une étude *in vitro* sur 60 implants de petits diamètres, divisés en quatre groupes selon la connexion du pilier. Pour chaque groupe, il teste la résistance à la fracture des implants à 3 niveaux différents : 0mm, 3mm et 5mm (Fig. 28).

Les implants subissent une force quasi-statique inclinée à 30° de l'axe de l'implant avec une vitesse de 1mm/min et une force de 5.0 kN (norme ISO 14 801).

Figure 28 : Schéma représentant le niveau osseux dans cette étude

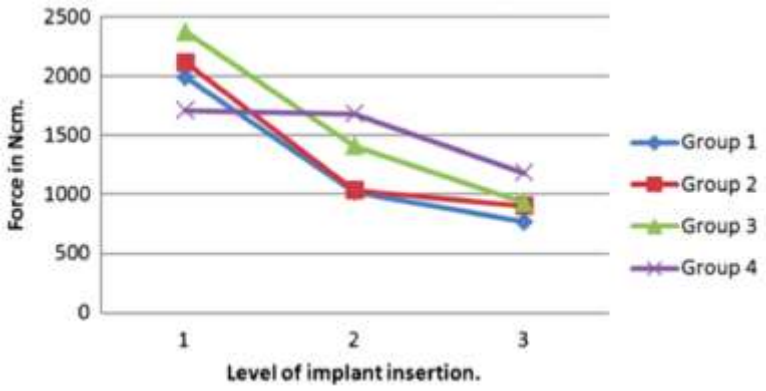


Source : Gehrke, Souza Dos Santos Vianna, et Dedavid, « Influence of bone insertion level of the implant on the fracture strength of different connection designs », 2013.

Les résultats indiquent que plus la perte osseuse est importante, plus la résistance mécanique à la fracture des implants diminue. En effet, une perte osseuse de 3mm entraîne une réduction moyenne de la résistance de 37,2 % et une perte osseuse de 5 mm entraîne une réduction moyenne de la résistance de 53,8 %.

[106] Gehrke, Souza Dos Santos Vianna, et Dedavid, « Influence of bone insertion level of the implant on the fracture strength of different connection designs ».

Figure 29 : Force nécessaire à la fracture des implants selon le niveau osseux et la connexion



Source : Gehrke, Souza Dos Santos Vianna, et Dedavid, « Influence of bone insertion level of the implant on the fracture strength of different connection designs », 2013.

Dans les limites de cette étude *in vitro*, il est possible de conclure que le niveau d'insertion axiale des implants affecte la résistance aux forces externes lors de l'application d'une force non axiale.
Dans cette étude, les fractures des implants ont majoritairement eu lieu dans la région cervicale de l'implant.

2.3.3.2. Implantoplastie

Il existe à ce jour trois études *in vitro* et une méta-analyse de ces études qui évaluent l'effet de l'implantoplastie sur la résistance à la fracture des implants.
Selon Filho et Ribeiro[107] , il existe quatre facteurs majeurs directement liés à la résistance mécanique des implants :

- La connexion implant-pilier : un implant à connectique interne présente une meilleure étanchéité biologique, une plus grande stabilité et une meilleure répartition des forces par rapport à une connectique externe
- La densité osseuse
- La longueur, le diamètre et la profondeur d'insertion de l'implant
- L'angulation du pilier

Filho et Ribeiro reprennent dans leur revue systématique et méta-analyse les trois études ci-dessous :
La première étude à ce sujet est celle de Chan et al.[108] où 32 implants à connexion externe sont utilisés. Les implants sont divisés en deux catégories : 16 sont de diamètre étroit (3,75mm) et 16 de diamètre

[107] Filho et Ribeiro, « Analysis influence of implantoplasty on implant resistance : a systematic review and meta-analysis ».
[108] Chan et al., « Impact of implantoplasty on strength of the implant-abutment complex ».

large (4,7mm). L'implantoplastie est réalisée manuellement sur la moitié des implants (8 pour le diamètre 3,75 et 8 pour le diamètre 4,7) et l'autre moitié correspond au groupe contrôle.
Les implants sont testés avec un pilier angulé à 20° et positionnés dans une résine acrylique orientée à 10° avec une vitesse de compression de 0,5mm par minute.
Tous les implants étroits se sont fracturés au niveau du corps de l'implant dans un mode ductile avec une progression oblique de la ligne de fracture mais, il n'y a pas de différence significative au sein des implants étroits à la résistance à la fracture avant et après implantoplastie.
Après implantoplastie, les implants étroits présentent une résistance à la flexion qui est réduite de 17 %.
L'implantoplastie n'a pas impacté les implants de diamètre large (fracture de la vis du pilier).

La deuxième étude de Gehrke et al.[109] évalue la résistance à la fracture des implants avant et après implantoplastie selon la connexion : externe, interne ou cône morse.
Pour cela, 60 implants de même diamètre (4mm) sont étudiés : ces implants sont répartis en trois groupes de 20 implants selon la connexion et les implants de chaque groupe subissent une charge de compression avant (10 implants) et après implantoplastie (10 implants).
Dans cette étude, l'implantoplastie est réalisée mécaniquement, les implants sont testés dans une résine acrylique en considérant une perte osseuse de 5mm et orientée à 30° avec une vitesse de compression de 1mm par minute (norme ISO 14 801).
En moyenne, l'implantoplastie a entraîné une réduction de la résistance de 32 % mais il ne s'agit pas tout le temps de fracture de l'implant. Les implants cône morse présentent une réduction de la résistance moins importante que les implants à connexions interne et externe, certainement liée à l'épaisseur plus importante de titane au niveau du pas de vis.

La troisième étude de Costa-Berenguer et al.[110] étudie la résistance à la fracture après implantoplastie sur 20 implants : 10 avec implantoplastie et 10 sans implantoplastie (groupe contrôle). Les implants sont tous de diamètre 4,1mm, de longueur 13 mm et de connexion externe. L'implantoplastie est réalisée manuellement par un praticien expérimenté. Tous les implants sont placés dans un bloc de résine avec un module d'élasticité supérieur à 3GPa, et en laissant 6mm à l'extérieur du bloc, le bloc de résine est angulé à 30° et la vitesse de compression est de 1mm/min (ISO 14 801). La force est calculée juste avant la fracture de l'implant.

[109] Gehrke et al., « Analysis of implant strength after implantoplasty in three implant-abutment connection designs ».
[110] Costa-Berenguer et al., « Effect of implantoplasty on fracture resistance and surface roughness of standard diameter dental implants ».

Il n'y a pas de différence significative entre les deux groupes : en moyenne, 896N pour les implants avec implantoplastie et 880N pour le groupe contrôle. Pour le groupe test, les fractures avaient lieu au milieu de la zone exposée polie alors que pour le groupe contrôle, les fractures avaient lieu au niveau de la jonction avec le bloc de la résine. L'analyse au microscope électronique à balayage révèle que les fractures avaient lieu à l'endroit où la section transversale de l'implant était la plus réduite : il s'agissait de fractures ductiles avec déformation plastique.

Cependant, 100 % des implants après implantoplastie se sont fracturés au niveau du corps de l'implant tandis que pour le groupe contrôle, 50 % présentaient ce type de fracture et 50 % se sont fracturés au niveau de la vis du pilier. Ces différences bien que non statistiquement significatives en termes de valeur moyenne de résistance, indiquent un affaiblissement du corps de l'implant après implantoplastie.

En conclusion, malgré le faible nombre d'implants testés lors des études, ce résultat rejoint celui décrit par la méta-analyse de Filho et Ribeiro et indique que l'implantoplastie ne réduit pas la résistance à la fracture des implants dentaires.

2.4. Facteurs de risque et check-list

La présence de facteurs de risque n'est pas forcément une contre-indication au traitement. En revanche, l'addition de ces facteurs de risque représente une situation clinique dangereuse mécaniquement.

Une check-list biomécanique a été proposée par Renouard et Rangert[111], à chaque facteur de risque est donnée une valeur ; la somme de ces valeurs permet de définir un indice :

- Entre 0 et 1 : il n'y a pas de précautions particulières
- Entre 2 et 3 : situation à risque modéré
- Supérieur à 3 : contre-indication à la prothèse implanto-portée dans les conditions envisagées

Tableau 26 : Check-list des facteurs de risque

Facteurs de risque géométriques	Indice
Nombre d'implants < nombre de dents remplacées (N sup ou égal à 3)	1
Utilisation d'implants à diamètre large	-1
Implant connecté à une dent naturelle	0,5
Implants placés en tripode	-1
Présence d'une extension prothétique	1

[111] Renouard et Rangert, « Facteurs de risque biomécanique ».

Implant décalé par rapport au centre de la couronne prothétique	1
Hauteur importante de la restauration prothétique	0,5
Facteurs de risque occlusaux	Indice
Patient bruxomane, parafonctionnel et/ou dent fracturée par surcharge occlusale	2
Prise en charge des trajets mandibulaires uniquement par le ou les implants	1
Édentement encastré	-1
Facteurs de risque osseux	Indice
Faible densité de l'os et mauvaise qualité de la stabilité primaire de l'implant	1
Diamètre de l'implant trop faible par rapport à la situation clinique	0,5
Facteurs de risque technologiques	Indice
Défaut d'adaptation des infrastructures prothétiques	0,5
Prothèse scellée	0,5
Signaux d'alarme	Indice
Dévissage répété des vis de prothèse ou de pilier	1
Fracture répétée du matériau cosmétique (résine ou céramique)	1
Fracture des vis en or ou des vis de pilier	2
Perte osseuse continue au-delà du 1er filet de l'implant	1

Source : Renouard et Rangert, *Facteurs de risque et traitements implantaires : évaluation clinique et approche rationnelle*, 1999.

3 : Gestion des implants fracturés

3.1. Dépose[112]

Lorsqu'un implant est fracturé, il est conseillé de le déposer afin de limiter la perte osseuse péri-implantaire, de prévenir le développement d'un foyer infectieux et de faciliter le remplacement par un nouvel implant.

Il existe plusieurs techniques de dépose : elle dépendra de la situation de l'implant, de la longueur intra-osseuse de l'implant et de la disponibilité ou non du filetage interne de l'implant.

Marc Bert propose un tableau décisionnel pour le choix de la technique de dépose.

Tableau 27 : Tableau décisionnel pour la technique de dépose selon la situation, le filetage et la longueur intra-osseuse de l'implant fracturé

Situation	Filetage disponible	Longueur intra-osseuse	Technique à utiliser
Maxillaire	Oui	Courte, moyenne, longue	Tourne à gauche
Maxillaire	Non	Courte, moyenne, longue	Trépan ou piézo-chirurgie
Mandibule	Oui	Courte	Tourne à gauche
Mandibule	Oui	Moyenne, longue	Trépan ou piézo-chirurgie
Mandibule	Non	Courte, moyenne, longue	Trépan ou piézo-chirurgie

Source : Bert et Leclercq, *Dépose et remplacement d'un implant*, 2008.

3.1.1. Tourne à gauche (Implant Removal Tool : IRT)

Le tourne à gauche permet de rompre l'intégration entre l'os et l'implant par un système de dévissage : il se compose d'une partie travaillante conique munie d'un pas de vis externe inversé par rapport aux filetages habituels. Cette partie est surmontée d'une tête comportant un hexagone ou un carré, de même calibre que ceux utilisés pour la mise en place des implants, permettant d'utiliser une clé à cliquet, ou un manche à outil.

[112] Bert et Leclercq, *Dépose et remplacement d'un implant*.

La partie travaillante doit être insérée dans le filetage interne de l'implant dans le sens du dévissage ou elle est active jusqu'à son blocage. Une force sera ensuite exercée dans la tête du tourne à gauche avec une clef à cliquet jusqu'à la désolidarisation entre l'implant et l'os.
Cependant, cette technique ne peut pas être utilisée dans toutes les situations, comme en cas de vis bloquée à l'intérieur du filetage ou avec un implant avec une forte ostéo-intégration. L'implant devra donc être situé au maxillaire ou il faudra que l'ostéo-intégration à la mandibule soit faible.
Cette technique a pour avantage de ne pas aggraver la perte osseuse car elle ne nécessite aucune soustraction osseuse, elle sera donc à utiliser en priorité.

Figure 30 : IRT et principe de fonctionnement



Source : Acteon, Kit d'implantologie multimarque, 2018.

3.1.2. Trépan

Le trépan est un système permettant de déposer un implant en fraisant l'os tout autour de celui-ci.
Il fonctionne en rotation et englobe l'implant afin de rompre l'ostéo-intégration. Il existe des trépans de différents diamètres et il est important de le choisir selon le diamètre de l'implant afin que la perte osseuse soit la plus réduite possible. Le trépan doit être enfoncé jusqu'à deux millimètres de l'apex de l'implant, qui sera ensuite luxé jusqu'à sa dépose complète.

Il est également possible de réaliser une analyse radiographique de l'implant à extraire afin de créer un guide de forage sur mesure pour déposer l'implant en étant le plus conservateur possible.

Figure 31 : Trépans de 3 diamètres différents



Source : Comfortsurgical, Trépan dentaire implantologie.

3.1.3. Piézochirurgie

La piézochirurgie fonctionne par des ultrasons qui permettent une grande précision du geste chirurgical et une perte osseuse contrôlée.

Dans le cadre de la dépose d'un implant, des tranchées d'ostéotomie additionnelles en vestibulaire et de part et d'autre de l'implant sont réalisées afin d'assouplir l'os recouvrant l'implant. Cela permet de réduire la force nécessaire au dévissage de l'implant, lésant moins l'os péri-implantaire afin de réaliser une chirurgie de remplacement plus rapide, avec un pronostic amélioré.

L'utilisation de la piézochirurgie pour la dépose d'un implant présente de nombreux avantages[113] :

- Les traits d'ostéotomie sont submillimétriques et peu mutilants
- Le contrôle manuel est plus sûr, notamment dans les zones anatomiques délicates
- Le clivage du volet osseux est facilité par l'utilisation d'inserts adaptés
- La visibilité opératoire est améliorée par l'effet de cavitation et de pulvérisation du sérum physiologique

[113] Armand, « Situations cliniques particulières ».

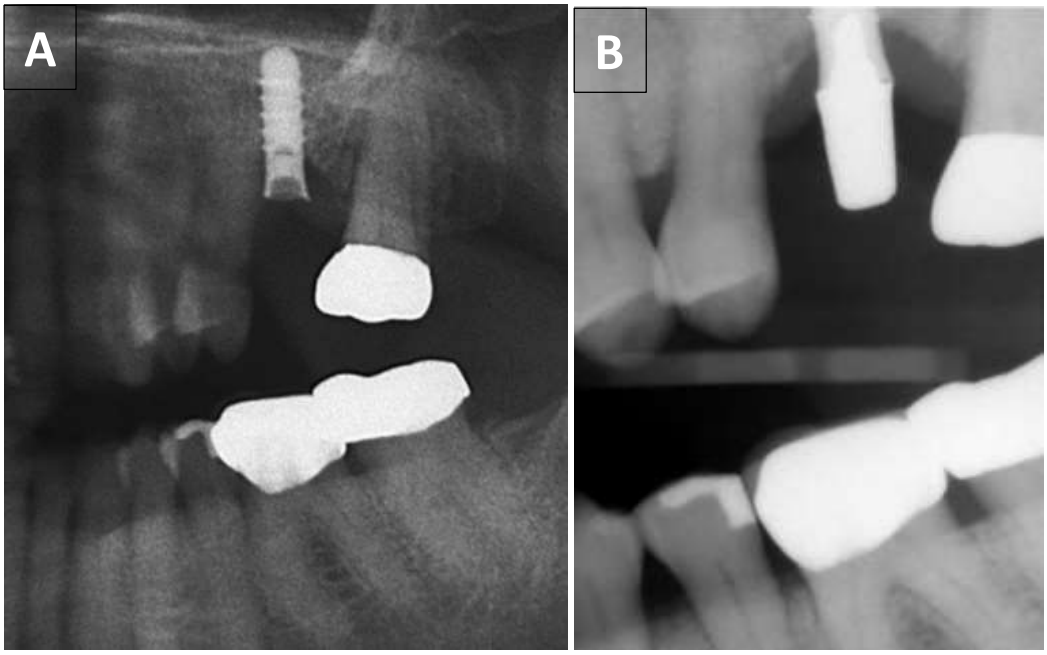
3.2. Autre alternative

Dans certaines situations, la dépose d'un implant peut se révéler compliquée. En effet, lors de la mise en place de l'implant dans des zones greffées du sinus, une communication bucco-sinusienne peut se produire entraînant certaines complications. Bien que la plupart des articles et livres recommandent la dépose d'un implant fracturé, nous pouvons évoquer cette technique tirée d'un case report montrant une alternative à cette dépose systématique[114].

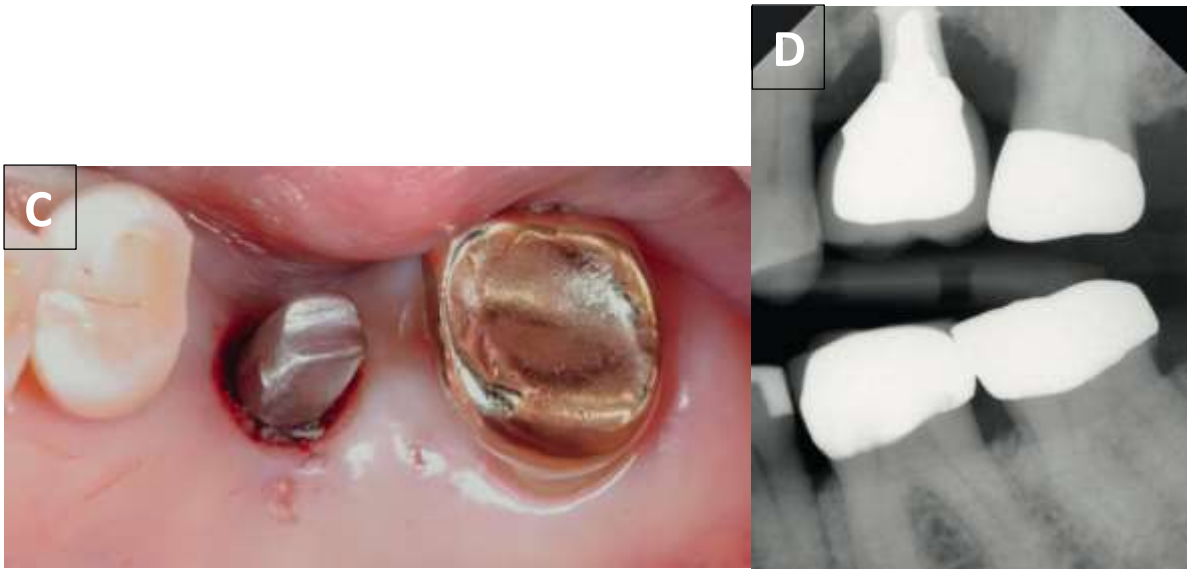
Il est possible, sous certaines conditions, de conserver l'implant fracturé et de le préparer afin d'y ajouter un nouveau pilier supportant une nouvelle couronne.

Une préparation interne et antirotationelle dans la partie restante de l'implant est réalisée. Puis après l'empreinte, un pilier réalisé au laboratoire est collé dans la portion interne de l'implant. Une couronne y est ensuite scellée. Le recul clinique de ce cas est de 3 ans. Aucune perte osseuse, ni descellement n'ont été observés.

Figure 32 : Radiographie de l'implant fracturé (A) et du pilier prothétique après préparation antirotationnelle de l'implant (B). Vue clinique du pilier en bouche (C). Radiographie à 3 ans (D)



[114] Oh et Barnes, « Managing a fractured implant ».



Source : Oh et Barnes, « Managing a fractured implant », 2016.

Dans ce cas clinique, la dépose de l'implant semblait présenter trop de risques de complications. De plus, la patiente souhaitait absolument éviter toute intervention chirurgicale.

Cet acte a pu être réalisé car la fracture ne résulte pas d'un phénomène de perte d'ostéointégration. De plus, aucune alvéolyse n'est présente et le trait de fracture est suffisamment coronaire pour permettre une petite préparation de l'implant.

Il convient au praticien d'énoncer la balance bénéfice/risque de tout acte chirurgical afin que le patient puisse prendre la décision en toute connaissance.

4 : Responsabilité légale

Le chirurgien-dentiste est soumis à la responsabilité civile professionnelle dans le cadre de son exercice d'omnipratique mais aussi pour l'implantologie qui présente cependant certains aménagements particuliers.

La responsabilité civile professionnelle (RCP) se divise en responsabilité délictuelle ou quasi-délictuelle et en responsabilité contractuelle.

La responsabilité délictuelle ou quasi-délictuelle correspond à la responsabilité classique du droit commun, elle concerne les dommages pouvant être causés à autrui par notre faute : elle est délictuelle si la faute est intentionnelle ou quasi-délictuelle si le dommage résulte d'une négligence.

La responsabilité contractuelle concerne directement le chirurgien-dentiste dans sa pratique.

La base de cette responsabilité provient de l'arrêt Mercier de la Cour de cassation du 20 mai 1936 : « Il se forme entre le médecin et son client un véritable contrat, comportant pour le praticien l'engagement, sinon de guérir le malade, du moins de lui donner des soins non pas quelconques, mais consciencieux, attentifs et, réserve faite de circonstances exceptionnelles, conformes aux données acquises de la science. »

Il s'agit d'un véritable contrat tacite, synallagmatique et bilatéral : le praticien s'engage à soigner le patient et le patient accepte de se faire soigner ainsi que de respecter les consignes, les prescriptions et les visites de contrôles nécessaires.

Le chirurgien-dentiste est soumis à une obligation de moyens et non pas à une obligation de résultat. [115]

4.1. Obligation de moyen en implantologie

Cette obligation est respectée par un enchaînement d'examens et une discussion entre le patient et le chirurgien-dentiste.

4.1.1. Première consultation[116]

4.1.1.1. Demande du patient

Le patient formule sa demande lors de l'entretien préliminaire pour définir ses besoins et ses souhaits.

[115] Davarpanah et al., *Manuel d'implantologie clinique*.
[116] Davarpanah et al.

4.1.1.2. Anamnèse

L'état de santé et l'historique médical du patient doivent être évalués afin de déterminer les précautions et les contre-indications à l'implantologie.

4.1.1.3. Examen clinique

Une analyse complète de l'ensemble de la bouche est nécessaire afin de réaliser un projet prothétique et chirurgical en accord avec l'état bucco-dentaire du patient.

4.1.1.4. Examens radiographiques

Il existe différents examens radiographiques : panoramique, rétro-alvéolaire et cône beam. Ces examens permettent une analyse approfondie du volume osseux disponible et de la proximité de certains obstacles anatomiques pour réaliser une chirurgie maitrisée.

4.1.1.5. Choix thérapeutiques

Le praticien doit informer le patient sur les différents traitements possibles de façon claire et en analysant pour chaque choix les avantages, les risques et les inconvénients.

4.1.1.6. Information au patient

L'information du patient passe par la réalisation d'un plan de traitement, ainsi qu'un devis détaillé et clair ; d'un consentement éclairé et de connaissances médicales avérées.

4.1.2. Suivi

4.1.2.1. Responsabilités chirurgicale et prothétique[117]

Un traitement implantaire peut être réalisé par la collaboration de deux praticiens : un réalisant la prothèse et un réalisant la chirurgie. Il convient donc qu'un plan de traitement commun soit réalisé.

Celui-ci doit être le fruit d'une réflexion et d'une discussion approfondie entre les intervenants du traitement et le patient. Il convient au chirurgien d'assumer la partie chirurgicale du traitement de la mise en place des implants jusqu'au second temps chirurgical et de s'assurer de la bonne ostéo-

[117] Davarpanah et al.

intégration des implants. Il doit réaliser un courrier au second praticien pour qu'il débute la réalisation prothétique.

Une faute chirurgicale évidente sera imputée au seul chirurgien, tandis qu'une faute prothétique évidente sera imputée au chirurgien-dentiste ayant réalisé la prothèse.

Cependant, dans le cadre d'une fracture de l'implant, il est difficile de déterminer s'il s'agit d'une faute, ou d'un aléa thérapeutique.

4.1.2.2. Responsabilité lors d'une fracture implantaire[118]

Le chirurgien-dentiste réalisant la phase chirurgicale est tenu de respecter un protocole opératoire rigoureux. Le non-respect des étapes de ce protocole constitue une faute opératoire dont le praticien est tenu responsable.

Le chirurgien-dentiste en charge de la prothèse est responsable de la conception de la pièce prothétique (dans sa forme, contour, extension etc…), mais également du réglage de l'occlusion. Toute erreur d'occlusion peut être sanctionnée par un échec de la thérapeutique implantaire. Selon Clayton : « Le contrôle des forces d'occlusion pourrait être un facteur déterminant dans le succès des restaurations implantaires (…) Analyser les causes d'une ostéo-intégration insuffisante, c'est aussi évaluer la responsabilité de l'occlusion »[119].

L'affectation de la responsabilité à l'un ou à l'autre des praticiens qui sont intervenus dans la réhabilitation implantaire peut poser problème : l'attitude qui semble prévaloir consiste à voir le chirurgien comme le principal acteur du succès du traitement.

Cependant, ce point de vue n'est plus d'actualité car les rôles des différents chirugien-dentistes sont concomitants et ils contribuent chacun au succès thérapeutique. Par contre, l'échec nécessitant la dépose des éléments implanto-prothétiques peut n'être imputable qu'à l'un des intervenants : une erreur de conception ou de réalisation conduit à rechercher la responsabilité auprès de chaque praticien.

En implantologie, l'échec est caractérisé par la dépose de l'implant, de la prothèse implanto-portée ou des deux. Dans le cadre de la fracture de l'implant, il existe plusieurs étiologies qui peuvent être liées à l'implant, à la prothèse ou au patient. Cependant, la dépose d'un implant fracturé peut permettre la mise en place immédiate ou différée d'un autre implant. En effet, les implants fracturés n'ont pas perdu leur ostéointégration et avec des techniques de dépose appropriées, une réimplantation est possible.

---

[118] Pierre, *La responsabilité médico-juridique du praticien en implantologie orale*.
[119] Clayton et Simonet, « L'occlusion en prothèse ostéointégrée ».

De plus, la dépose d'un implant sous une reconstruction prothétique reposant sur plusieurs implants ne compromet pas obligatoirement la pérennité de la prothèse.
C'est pourquoi il faut distinguer l'échec du traitement dans son ensemble, avec ou sans la possibilité d'entreprendre une autre réhabilitation implantaire, de l'échec partiel, temporaire ou non.

4.2. Jurisprudence[120]

La seule jurisprudence retrouvée provient de la Cour d'Appel d'Aix-en-Provence. Il s'agit de l'Arrêt de la 10° Chambre Civile du 14 Juin 2000 prononcé sur appel d'un jugement du Tribunal de Grande Instance de Nice en date du 24 juin 1998.

4.2.1. Faits et procédure

Cette procédure oppose 3 intervenants :

- Le Dr. X : chirurgien-dentiste
- Le Dr. Y : chirurgien-dentiste spécialisé en implantologie
- Mr. C : patient

En septembre 1991, Mr. C est adressé par son chirurgien-dentiste (Dr. X) au Dr. Y, pour la pose de 6 implants en position 14, 15, 16 et 24, 25, 26.
Après 6 mois d'ostéointégration, en Février 1992, les prothèses sont réalisées par le Dr. X. Mais, durant cette période, la dent 13 s'est fracturée et le Dr. X décide de l'extraire et de réaliser deux prothèses : un bridge remplaçant 24, 25 et 26 (soutenus par 3 implants) et un bridge remplaçant 13, 14, 15 et 16 (soutenus par 3 implants en position 14, 15, 6) avec 13 en extension afin d'éviter une nouvelle implantation.
Le bridge secteur 2 n'a présenté aucun problème, contrairement au bridge du secteur 1 qui s'est dévissé régulièrement (environ 1 fois par mois). En septembre 1994, il est constaté que 2 têtes d'implants se sont fracturées nécessitant leur dépose et leur remplacement par le Dr. Y.
Mr. C a ensuite consulté un nouveau chirurgien-dentiste pour réaliser la nouvelle prothèse et a décidé d'entamer une procédure à l'encontre du Dr. X.
Le Dr. X estime avoir rempli son obligation de moyens en indiquant qu'il n'a commis aucune faute dans l'indication, dans la pose ou dans l'adaptation de la prothèse. De plus, il soutient que l'obligation d'information sur le risque de fracture des implants incombait au Dr. Y.

[120] Cour d'appel d'aix-en-provence, du 14 juin 2000, 98-15409.

4.2.2. Motifs de la décision

Concernant le travail réalisé par le Dr. Y, celui-ci a été effectué dans les règles de l'art : mise en place des implants selon un protocole chirurgical précis, dans un environnement propre, sans traumatisme osseux, mise en place parallèle facilitant la réalisation prothétique, avec une hauteur et épaisseur d'os suffisante.
Concernant le travail réalisé par le Dr. X, celui-ci a également été effectué selon les règles de l'art. Mais, même si la mise en place de cette extension a été faite selon des règles strictes d'occlusion, cela reste quand même, dans le cas précis, un problème posé (la dent n°13 supporte des efforts considérables). Cette prothèse, bien que conforme, représente donc un danger non négligeable et est responsable de forces ayant fracturé ces implants.
De plus, le bridge implantaire du côté gauche de 3 éléments n'a eu aucun problème tandis que celui du côté droit a subi de nombreux dévissages.
Le Dr. Y a effectué son travail d'une manière tout à fait conforme aux règles de l'art ; le Dr. X a aussi réalisé une prothèse conforme mais qui comportait des risques vis-à-vis de la présence d'implants et d'une extension sur ces dents.
Le chirurgien-dentiste est tenu d'une obligation de moyens, cependant s'agissant de la fourniture d'un appareil de prothèse, il a l'obligation de livrer un appareil utilisable et donnant satisfaction or la fracture a eu lieu dans une période de 2 ans relativement proche de sa mise en place.
Ainsi le problème mécanique invoqué provient en réalité de l'inadaptation de la prothèse réalisée sur les implants du côté droit et il appartient au Dr. X de fournir un appareillage utilisable et donnant satisfaction.

4.2.3. Analyse

Dans cette jurisprudence, la responsabilité est donc retenue à l'encontre du Dr. X dans sa conception prothétique présentant un risque mécanique en raison de l'extension réalisée sur une dent supportant des efforts occlusaux considérables. Sa responsabilité contractuelle et son obligation de moyens sont engagées : si en principe le chirurgien-dentiste est tenu d'une obligation de moyens, s'agissant de la fourniture d'un appareil de prothèse, il a l'obligation de livrer un appareillage utilisable et donnant satisfaction. La responsabilité du praticien est engagée dès lors qu'une prothèse se fracture moins de deux ans après sa conception et sa mise en place par ses soins et que cette rupture est un problème mécanique provenant de l'inadaptation de la prothèse à la denture du patient.
Cependant, les informations sur le choix des implants et sur les particularités du patient ne sont pas révélées dans cette affaire (diamètre, longueur, connexion, bruxisme etc.)

Conclusion

A travers cette revue de littérature, nous avons étudié l'influence des facteurs de risque sur la fracture implantaire. Ces facteurs de risque d'origine prothétique, implantaire ou lié au patient doivent être anticipés et évalués pour assurer la longévité des traitements implantaires mais certaines situations défavorables doivent alerter les différents intervenants et une discussion sera nécessaire pour modifier le plan de traitement. Ainsi, il reste difficile d'étudier tous les facteurs de risque en raison de la grande variabilité d'implants et du manque d'études prospectives. De plus, la comparaison des différentes marques d'implants n'est pas possible en raison de leurs différences de conceptions.

L'analyse biomécanique des implants dentaires permet de comprendre leur fonctionnement sous des charges statiques ou cycliques et leur comportement de fatigue selon le diamètre, la connectique et la composition des implants qui permettra au praticien de choisir un implant capable de résister aux forces masticatoires.

La dépose de l'implant est alors réalisée pour permettre une ré-implantation immédiate ou différée selon plusieurs techniques existantes. Il conviendra au praticien de choisir celle conservant au maximum le volume osseux disponible.

Les praticiens intervenants dans le plan de traitement sont tenus de réaliser une analyse complète du patient afin de lui proposer le meilleur traitement et de prévenir des risques qui en suivent. La responsabilité des intervenants peut être engagée en cas de non-respect de ces principes.

Bibliographie

Adell, R., B. Eriksson, U. Lekholm, P. I. Brånemark, et T. Jemt. « Long term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws ». *The international journal of oral & maxillofacial implants* 5, n° 4 (1990): 347-59.

Adell, R., U. Lekholm, B. Rockler, et P. I. Brånemark. « A 15 year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw ». *International journal of oral surgery* 10, n° 6 (1981): 387-416.

Allen, E. M., et P. F. Allen. « Trauma to an osseointegrated anterior dental implant : a case report ». *Dental traumatology*, n° 1 (2006): 44-47. https://doi.org/10.1111/j.1600-9657.2006.00334.x.

Andreiotelli, M., H. J. Wenz, et R.-J. Kohal. « Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants ? A systematic literature review ». *Clinical oral implants research* 20 Suppl 4 (2009): 32-47. https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01785.x.

Armand, S. « Situations cliniques particulières ». In *La restauration unitaire antérieure en implantologie*, 108. Paris : Quitessence international, 2008.

Balshi, T. J. « An analysis and management of fractured implants : a clinical report ». *The international journal of oral & maxillofacial implants* 11, n° 5 (1996): 660-66.

Berglundh, T., G. Armitage, M. G. Araujo, G. Avila-Ortiz, et J. Blanco. « Peri-implant diseases and conditions : consensus report of workgroup 4 of the 2017 world workshop on the classification of periodontal and peri-implant diseases and conditions ». *Journal of clinical periodontology* 45 (2018): S286-91. https://doi.org/10.1111/jcpe.12957.

Berglundh, T., L. Persson, et B. Klinge. « A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years ». *Journal of clinical periodontology* 29 Suppl 3 (2002): 197-212; discussion 232-233. https://doi.org/10.1034/j.1600-051x.29.s3.12.x.

Bert, M., et P. Leclercq. *Dépose et remplacement d'un implant*. Les Ulis : EDP Sciences, 2012.

Bert, M., P. Leclercq, et J. -F. Martinez. « Comportement biomécanique des implants ». In *L'occlusion en implantologie*, 215-23. Les Ulis : Edp Sciences, 2015.

Brånemark, P. I., B. O. Hansson, R. Adell, U. Breine, J. Lindström, O. Hallén, et A. Ohman. « Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. experience from a 10-year period ». *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery. supplementum* 16 (1977): 1-132.

Çaglar, A., B. T. Bal, S. Karakoca, C. Aydın, H. Yılmaz, et S. Sarısoy. « Three-dimensional finite element analysis of titanium and yttrium-stabilized zirconium dioxide abutments and implants ». *The international journal of oral & maxillofacial implants* 26, nº 5 (2011): 961-69.

Carvalho, V. F., P. B. Soares, C. Verissimo, R. S. Pessoa, A. Versluis, et C. J. Soares. « Mouthguard biomechanics for protecting dental implants from impact : experimental and finite element impact analysis ». *The international journal of oral & maxillofacial implants* 33, nº 2 (2018): 335-43. https://doi.org/10.11607/jomi.5803.

Chan, H.-L., W.-S. Oh, H. S. Ong, J.-H. Fu, M. Steigmann, M. Sierraalta, et H.-L. Wang. « Impact of implantoplasty on strength of the implant-abutment complex ». *The international journal of oral & maxillofacial implants* 28, nº 6 (2013): 1530-35. https://doi.org/10.11607/jomi.3227.

Chrcanovic, B. R., J. Kisch, T. Albrektsson, et A. Wennerberg. « Factors influencing the fracture of dental implants ». *Clinical implant dentistry and related research* 20, nº 1 (2018): 58-67. https://doi.org/10.1111/cid.12572.

Clayton, J. A., et P. F. Simonet. « L'occlusion en prothèse ostéointégrée ». *Les cahiers de prothèse*, nº 72 (1990): 115-38.

Costa-Berenguer, X., M. García-García, A. Sánchez-Torres, M. Sanz-Alonso, R. Figueiredo, et E. Valmaseda-Castellón. « Effect of implantoplasty on fracture resistance and surface roughness of standard diameter dental implants ». *Clinical oral implants research* 29, nº 1 (2018): 46-54. https://doi.org/10.1111/clr.13037.

Cour d'appel d'aix-en-provence, du 14 juin 2000, 98-15409. Consulté le 16 septembre 2019. https://www.legifrance.gouv.fr/affichJuriJudi.do?oldAction=rechJuriJudi&idTexte=JURITEXT000006936154&fastReqId=57867351&fastPos=1.

Davarpanah, M., H. Martinez, J. F. Tecucianu, R. Celletti, et R. Lazzara. « Small-diameter implants : indications and contraindications ». *Journal of esthetic dentistry* 12, nº 4 (2000): 186-94.

Davarpanah, M., S. Szmukler-Moncler, P. Rajzbaum, K. Davarpanah, et G. Demurashvili. *Manuel d'implantologie clinique*. 3 ème éd. Rueil-Malmaison : CdP, 2012.

Eckert, S. E., S. J. Meraw, E. Cal, et R. K. Ow. « Analysis of incidence and associated factors with fractured implants : a retrospective study ». *The international journal of oral & maxillofacial implants* 15, nº 5 (2000): 662-67.

Eckert, S. E., T. J. Salinas, et K. Akça. « Implant fractures : etiology, prevention, and treatment ». In *Dental implant complications : etiology, prevention, and treatment*, édité par S. J. Froum, 2nd ed., 132-44. Hoboken : John Wiley & Sons, 2016.

Fartash, B., et K. Arvidson. « Long-term evaluation of single crystal sapphire implants as abutments in fixed prosthodontics ». *Clinical oral implants research* 8, nº 1 (1997): 58-67.

Filho, C. R. D., et G. S. Ribeiro. « Analysis influence of implantoplasty on implant resistance : a systematic review and meta-analysis ». *Acta scientific dental science* 2 (2018): 71-77.

Gahlert, M., D. Burtscher, I. Grunert, H. Kniha, et E. Steinhauser. « Failure analysis of fractured dental zirconia implants ». *Clinical oral implants research* 23, nº 3 (2012): 287-93. https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2011.02206.x.

Gahlert, M., D. Burtscher, G. Pfundstein, I. Grunert, H. Kniha, et S. Roehling. « Dental zirconia implants up to three years in function : a retrospective clinical study and evaluation of prosthetic restorations and failures ». *The international journal of oral & maxillofacial implants* 28, nº 3 (2013): 896-904. https://doi.org/10.11607/jomi.2211.

Gargallo Albiol, J., M. Satorres-Nieto, J. L. Puyuelo Capablo, M. A. Sánchez Garcés, J. Pi Urgell, et C. Gay Escoda. « Endosseous dental implant fractures : an analysis of 21 cases ». *Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal* 13, nº 2 (2008): E124-128.

Gealh, W. C., V. Mazzo, F. Barbi, et E. T. Camarini. « Osseointegrated implant fracture : causes and treatment ». *The journal of oral implantology* 37, nº 4 (2011): 499-503. https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-09-00135.1.

Gehrke, S. A. « Importance of crown height ratios in dental implants on the fracture strength of different connection designs : an in vitro study ». *Clinical implant dentistry and related research* 17, nº 4 (2015): 790-97. https://doi.org/10.1111/cid.12165.

Gehrke, S. A., J. S. Aramburú Júnior, B. A. Dedavid, et J. A. Shibli. « Analysis of implant strength after implantoplasty in three implant-abutment connection designs : an in vitro study ». *The international journal of oral & maxillofacial implants* 31, nº 3 (2016): e65-70. https://doi.org/10.11607/jomi.4399.

Gehrke, S. A., M. Souza Dos Santos Vianna, et B. A. Dedavid. « Influence of bone insertion level of the implant on the fracture strength of different connection designs : an in vitro study ». *Clinical oral investigations* 18, nº 3 (2014): 715-20. https://doi.org/10.1007/s00784-013-1039-7.

Gibbs, C. H., P. E. Mahan, H. C. Lundeen, K. Brehnan, E. K. Walsh, et W. B. Holbrook. « Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission ». *The journal of prosthetic dentistry* 46, nº 4 (1981): 443-49. https://doi.org/10.1016/0022-3913(81)90455-8.

Glaros, A. G. « Incidence of diurnal and nocturnal bruxism ». *The journal of prosthetic dentistry* 45, nº 5 (1981): 545-49. https://doi.org/10.1016/0022-3913(81)90044-5.

Gutermann, L., S. Roy, et T. Bégué. « Substituts osseux synthétiques : quelles spécificités ? » *Journal de pharmacie clinique* 32, nº 2 (2013): 79-87. https://doi.org/10.1684/jpc.2013.0251.

Huang, H.-M., C.-M. Tsai, C.-C. Chang, C.-T. Lin, et S.-Y. Lee. « Evaluation of loading conditions on fatigue-failed implants by fracture surface analysis ». *The international journal of oral & maxillofacial implants* 20, nº 6 (2005): 854-59.

Karl, M., S. Scherg, et T. Grobecker-Karl. « Fracture of reduced-diameter zirconia dental implants following repeated insertion ». *The international journal of oral & maxillofacial implants* 32, nº 5 (2017): 971-75. https://doi.org/10.11607/jomi.5592.

Khayat, P. G., H. M. Arnal, B. I. Tourbah, et L. Sennerby. « Clinical outcome of dental implants placed with high insertion torques (up to 176 Ncm) ». *Clinical implant dentistry and related research* 15, nº 2 (2013): 227-33. https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2011.00351.x.

Kim, Y., T.-J. Oh, C. E. Misch, et H.-L. Wang. « Occlusal considerations in implant therapy : clinical guidelines with biomechanical rationale ». *Clinical oral implants research* 16, nº 1 (2005): 26-35. https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2004.01067.x.

Kohal, R.-J., G. Papavasiliou, P. Kamposiora, A. Tripodakis, et J. R. Strub. « Three-dimensional computerized stress analysis of commercially pure titanium and yttrium-partially stabilized zirconia implants ». *The international journal of prosthodontics* 15, nº 2 (2002): 189-94.

Koyano, K., et D. Esaki. « Occlusion on oral implants : current clinical guidelines ». *Journal of oral rehabilitation* 42, nº 2 (2015): 153-61. https://doi.org/10.1111/joor.12239.

Kumagai, H., T. Suzuki, T. Hamada, P. Sondang, M. Fujitani, et H. Nikawa. « Occlusal force distribution on the dental arch during various levels of clenching ». *Journal of oral rehabilitation* 26, nº 12 (1999): 932-35. https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.1999.00473.x.

Lee, C. K., M. Karl, et J. R. Kelly. « Evaluation of test protocol variables for dental implant fatigue research ». *Dental materials* 25, nº 11 (2009): 1419-25. https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.07.003.

Lee, D.-W., N.-H. Kim, Y. Lee, Y.-A. Oh, J.-H. Lee, et H.-K. You. « Implant fracture failure rate and potential associated risk indicators : an up to 12-year retrospective study of implants in 5,124 patients ». *Clinical oral implants research* 30, nº 3 (2019): 206-17. https://doi.org/10.1111/clr.13407.

Lobbezoo, F., J. E. I. G. Brouwers, M. S. Cune, et M. Naeije. « Dental implants in patients with bruxing habits ». *Journal of oral rehabilitation* 33, nº 2 (2006): 152-59. https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2006.01542.x.

Mariani, P., P. Margossian, et G. Laborde. « Choix d'un concept occlusal en implantologie 1e partie : données fondamentales ». *Stratégie prothétique* 8, nº 1 (2008): 5-13.

Morgan, M. J., D. F. James, et R. M. Pilliar. « Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant ». *The international journal of oral & maxillofacial implants* 8, nº 4 (1993): 409-14.

Oh, S.-L., et D. Barnes. « Managing a fractured implant : a clinical report ». *The journal of prosthetic dentistry* 115, nº 4 (2016): 397-401. https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.08.027.

Pierre, J. *La responsabilité médico-juridique du praticien en implantologie orale*. Paris : Doin, 1993.

Pigot, J. L., J. H. Dubruille, M. T. Dubruille, J. P. Mercier, et P. Cohen. « Ceramic implants to benefit complete lower dentures ». *Revue de stomatologie et de chirurgie maxillo-faciale* 98 Suppl 1 (1997): 10-13.

Pommer, B., L. Bucur, K. Zauza, G. Tepper, M. Hof, et G. Watzek. « Meta-analysis of oral implant fracture incidence and related determinants ». *Journal of oral implants* 2014 (2014): 1-7. https://doi.org/10.1155/2014/263925.

Rangert, B., P. H. Krogh, B. Langer, et N. Van Roekel. « Bending overload and implant fracture : a retrospective clinical analysis ». *The international journal of oral & maxillofacial implants* 10, n° 3 (1995): 326-34.

Renouard, F., et B. Rangert. « Facteurs de risque biomécanique ». In *Facteurs de risque et traitements implantaires : évaluation clinique et approche rationnelle*, 39-64. Paris : Quintessence international, 1999.

Rosa Castolo, G. de la, S. V. Guevara Perez, P.-J. Arnoux, L. Badih, F. Bonnet, et M. Behr. « Mechanical strength and fracture point of a dental implant under certification conditions: a numerical approach by finite element analysis ». *The journal of prosthetic dentistry* 119, n° 4 (2018): 611-19. https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.04.030.

Schroeder, A., O. Pohler, et F. Sutter. « Tissue reaction to an implant of a titanium hollow cylinder with a titanium surface spray layer ». *Schweizerische monatsschrift fur zahnheilkunde = revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie* 86, n° 7 (1976): 713-27.

Shemtov-Yona, K., et D. Rittel. « Fatigue of dental implants : facts and fallacies ». *Dentistry journal* 4, n° 2 (2016). https://doi.org/10.3390/dj4020016.

Shemtov-Yona, K., D. Rittel, L. Levin, et E. E. Machtei. « Effect of dental implant diameter on fatigue performance. part I : mechanical behavior ». *Clinical implant dentistry and related research* 16, n° 2 (2014): 172-77. https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2012.00477.x.

Shemtov-Yona, K., D. Rittel, E. E. Machtei, et L. Levin. « Effect of dental implant diameter on fatigue performance. part II : failure analysis ». *Clinical implant dentistry and related research* 16, n° 2 (2014): 178-84. https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2012.00476.x.

Sohrabi, K., A. Mushantat, S. Esfandiari, et J. Feine. « How successful are small-diameter implants ? A literature review ». *Clinical oral implants research* 23, n° 5 (2012): 515-25. https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2011.02410.x.

Stuebinger, S., Y. Hodel, et A. Filippi. « Trauma to anterior implants ». *Dental traumatology* 20, n° 3 (2004): 169-71. https://doi.org/10.1111/j.1600-4469.2004.00232.x.

Tabrizi, R., H. Behnia, S. Taherian, et N. Hesami. « What are the incidence and factors associated with implant fracture ? » *Journal of oral and maxillofacial surgery* 75, n° 9 (2017): 1866-72. https://doi.org/10.1016/j.joms.2017.05.014.

Yaltirik, M., B. Gökçen-Röhlig, S. Ozer, et G. Evlioglu. « Clinical evaluation of small diameter straumann implants in partially edentulous patients : a 5-year retrospective study ». *Journal of dentistry* 8, n° 2 (2011): 75-80.

Yi, Y., J.-Y. Koak, S.-K. Kim, S.-J. Lee, et S.-J. Heo. « Comparison of implant component fractures in external and internal type : A 12-year retrospective study ». *The journal of advanced prosthodontics* 10, n° 2 (2018): 155-62. https://doi.org/10.4047/jap.2018.10.2.155.

Table des figures

Figure 1 : Méthode de recherche bibliographique 5
Figure 2 : Répartition des fractures dans le temps 8
Figure 3 : Répartition des contraintes d'un implant 13
Figure 4 : Force occlusale maximum selon la situation prothétique 15
Figure 5 : Comparaison qualitative du temps et de l'intensité d'action d'une force occlusale dans différentes situations 15
Figure 6 : Radiographie prise 5 mois avant la fracture de l'implant, montrant la résorption osseuse. 17
Figure 7 : Radiographie après une fracture montrant la forme en cupule de la résorption osseuse... 18
Figure 8 : Pourcentage d'implants fracturés selon le type de restauration prothétique 20
Figure 9 : Estimation de l'augmentation ou de la réduction de la charge pour des bridges à 3 élements soutenus par deux ou trois implants. 22
Figure 10 : Les quatres groupes de qualité osseuse..... 25
Figure 11 : Distribution de l'os selon les régions..... 25
Figure 12 : Schéma d'un implant à connexion interne (gauche) et à connexion externe (droite) 33
Figure 13 : Caractéristique observable au MEB d'une surface de fracture d'un implant Ti6Al4V..... 38
Figure 14 : Image au MEB d'un implant fracturé et grossissement de la surface de fracture..... 39
Figure 15 : Schématisation de la norme ISO 14801 40
Figure 16 : Résultats lors du test statique selon les différents diamètres des implants..... 41
Figure 17 : Comparaison des comportements de fatigue d'un implant de 5mm et de 3,75mm selon le poucentage de fracture..... 42
Figure 18 : Pourcentage du mode de fracture selon le diamètre des implants fracturés 43
Figure 19 : Section métallographique des implants de 3,75mm (B) et 3,3mm (C) 43
Figure 20 : Image des implants coniques (a) et des piliers (b) utilisés dans l'étude. 45
Figure 21 : Implants montrant les différentes hauteurs de couronne utilisées lors de cette étude 45
Figure 22 : Force requise pour la rupture dans chaque groupe selon la hauteur de la couronne. 46
Figure 23 : Force moyenne nécessaire pour dépasser la résistance à la fatigue statique selon la connexion et la hauteur de la couronne. 46
Figure 24 : Propriétés des implants testés 48
Figure 25 : Repartition des contraintes sur l'implant de grade 4 (A) et de grade 5 (B) avec une force de 559N. 49
Figure 26 : Image au MEB de la surface de fracture d'un implant en zircone 51

Figure 27 : Direction oblique et horizontale des forces 52
Figure 28 : Schéma représentant le niveau osseux dans cette étude..... 54
Figure 29 : Force nécessaire à la fracture des implants selon le niveau osseux et la connexion..... 55
Figure 30 : IRT et principe de fonctionnement 60
Figure 31 : Trépans de 3 diamètres différents 61
Figure 32 : Radiographie de l'implant fracturé (A) et du pilier ptohétique après préparation antirorationnelle de l'implant (B). Vue clinique du pilier en bouche (C). Radiographie à 3 ans (D) 62

Table des tableaux

Tableau 1 : Caractéristiques des études sélectionnées 6
Tableau 2 : Incidence des fractures implantaires..... 7
Tableau 3 : Temps moyen et intervalle avant fracture implantaire..... 8
Tableau 4 : Influence de l'alvéolyse marginale sur la fracture implantaire 9
Tableau 5 : Influence du bruxisme sur la fracture implantaire 10
Tableau 6 : Influence de la greffe osseuse sur la fracture implantaire 11
Tableau 7 : Comparaison de la mobilité d'une dent vs un implant..... 12
Tableau 8 : Perception des épaisseurs et des pressions des dents vs implant 13
Tableau 9 : Comparaison des caractéristiques de la dent vs implant 13
Tableau 10 : Influence du type de prothèse sur la fracture implantaire 19
Tableau 11 : Influence du cantilever sur la fracture implantaire 21
Tableau 12 : Influence du scellé et du vissé dans la fracture implantaire 22
Tableau 13 : Influence du desserrage de vis sur la fracture implantaire 23
Tableau 14 : Influence du matériau prothétique sur la fracture implantaire 24
Tableau 15 : Influence de l'alignement des implants sur la fracture implantaire 24
Tableau 16 : Influence des os maxillaire et mandibulaire sur la fracture implantaire..... 26
Tableau 17 : Influence de la position antérieure et postérieure sur la fracture implantaire 27
Tableau 18 : Influence de la longueur sur la fracture implantaire..... 29
Tableau 19 : Influence du diamètre sur la fracture implantaire 30
Tableau 20 : Connectique utilisée selon l'étude 32
Tableau 21 : Influence de la connectique sur la fracture implantaire 33
Tableau 22 : Influence du col sur la fracture implantaire 34
Tableau 23 : Influence du grade de titane sur la fracture implantaire 35
Tableau 24 : Limite d'élasticité et résistance à la rupture selon le matériau 35
Tableau 25 : Matériaux en usage en implantologie..... 47
Tableau 26 : Check-list des facteurs de risque..... 57
Tableau 27 : Tableau décisionnel pour la technique de dépose selon la situation, le filetage et la longueur intra-osseuse de l'implant fracturé..... 59

Vu, le Directeur de thèse

Docteur Gaël MILLOT

Vu, le Doyen de l'UFR d'Odontologie - Montrouge

Professeur Louis MAMAN

Vu, le Président d'Université de Paris

Professeur Christine CLERICI

Pour le Président et par délégation,

Le Doyen Louis MAMAN

Fracture implantaire : étiologies, biomécanique et gestion chirurgicale

Résumé :

Face à l'augmentation importante des thérapeutiques implantaires, les chirurgiens-dentistes sont de plus en plus confrontés à la gestion des échecs qui peuvent être biologiques, esthétiques mais également mécaniques. Le recueil des étiologies des fractures implantaires souligne l'importance de l'analyse pré-implantaire et du projet prothétique que le chirurgien-dentiste doit réaliser avant chaque intervention afin de prévenir les complications, favorisant ainsi la pérennité de l'implant et de la restauration. L'analyse du modèle biomécanique de l'implant selon les caractéristiques morphologiques (diamètre, longueur, connectique) ; la composition (céramique, titane) ; la restauration prothétique (complète, unitaire, visée, scellée) et la position sur l'arcade nous permet de comprendre les mécanismes de fracture. La fracture implantaire est une complication mécanique majeure nécessitant souvent la dépose de l'implant. Il existe différentes méthodes de dépose, le but étant d'assurer une perte osseuse minime et de permettre une réimplantation immédiate ou différée. Au travers d'une revue narrative de la littérature scientifique, nous allons étudier les étiologies de la fracture implantaire et le comportement biomécanique des implants. Enfin, nous nous intéresserons à la gestion de l'implant fracturé, aux techniques chirurgicales de dépose implantaire et à la notion de responsabilité légale.

Discipline :

Implantologie

Mots clés français (fMeSH et Rameau) :

Implants dentaires -- effets indésirables -- Dissertation universitaire ; Fractures périprothétiques -- étiologie -- Dissertation universitaire ; Bouche -- Chirurgie -- Thèses et écrits académiques ;
Implantologie dentaire -- Thèses et écrits académiques

English keywords (MeSH) :

Dental Implants -- adverse effects -- Academic Dissertation ; Periprosthetic Fractures -- etiology -- Academic Dissertation

Université de Paris

UFR d'Odontologie - Montrouge

1, rue Maurice Arnoux

92120 Montrouge