



HAL
open science

Étiologies, prévalences et gestion des complications biomécaniques en prothèse fixe implantato-portée unitaire

Nina Douangmala

► **To cite this version:**

Nina Douangmala. Étiologies, prévalences et gestion des complications biomécaniques en prothèse fixe implantato-portée unitaire. Sciences du Vivant [q-bio]. 2020. dumas-03273500

HAL Id: dumas-03273500

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03273500>

Submitted on 22 Nov 2021

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

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



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - NoDerivatives 4.0 International License



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° M079

THÈSE

POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le : 19 octobre 2020

Par

Nina DOUANGMALA

**Étiologies, prévalences et gestion des complications biomécaniques
en prothèse fixe implanto-portée unitaire**

Dirigée par M. le Docteur Benoît Troadec

JURY

M. le Professeur Philippe Pirnay

Président

Mme le Professeur Claudine Wulfman

Assesseur

M. le Docteur Jean-Marie Cheylan

Assesseur

M. le Docteur Alexis Aidan

Assesseur

M. le Docteur Benoît Troadec

Invité



Tableau des enseignants de l'UFR

DÉPARTEMENTS	DISCIPLINES	PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS	MÂÎTRES 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, ÉPIDÉMIOLOGIE, 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

Liste 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 de thèse d'exercice, je vous remercie pour vos enseignements et votre disponibilité auprès des étudiants en tant que chef de service. Veuillez trouver ici toute ma reconnaissance et ma profonde gratitude.

À Mme le Professeur Claudine Wulfman

Docteur en Chirurgie dentaire

Spécialiste qualifiée en Médecine bucco-dentaire

Ancien Interne des Hôpitaux

Docteur de l'Université Paris 13

Habilitée à Diriger des Recherches

Professeur 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 tous vos enseignements, vos conseils et votre gentillesse durant ces années. Vous avez toute ma reconnaissance et mon profond respect.

À M. le Docteur Jean-marie Cheylan

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

Qui me fait l'honneur de siéger dans mon jury, je vous remercie pour vos enseignements et votre disponibilité. Veuillez trouver dans ce travail toute ma gratitude et mon profond respect.

À M. le Docteur Alexis Aidan

Docteur en Chirurgie dentaire

Assistant Hospitalo-Universitaire, UFR d'Odontologie - Montrouge

Merci d'avoir accepté de siéger dans mon jury, je vous remercie pour votre gentillesse et votre disponibilité. Veuillez trouver dans ce travail l'expression de ma sincère reconnaissance.

À M. le Docteur Benoît Troadec

Docteur en Chirurgie dentaire

Vous m'avez fait l'honneur d'accepter de diriger ma thèse d'exercice. Je vous remercie de m'avoir guidée et conseillée durant ce travail. Merci pour tous vos enseignements, votre disponibilité, vos précieux conseils, votre gentillesse et votre patience, ce fut un plaisir de travailler et d'apprendre avec vous, toujours dans la bonne humeur.

À mes parents, merci pour tout ce que vous avez fait pour moi, vous m'avez toujours soutenue et été à mes cotés.

À ma famille, merci pour tout.

À Ellie, merci pour tous ces moments partagés depuis le collège, on continuera à faire des voyages et surtout des restos.

À Camille L, merci pour ces souvenirs et ton amitié depuis le collège

À Maxime, pour tous ces moments passés depuis la P2, merci pour ta folie et d'avoir toujours été le chauffeur privé, reste comme tu es.

À Yohann, étudiant modèle sur qui on peut toujours compter.

À Marina, merci pour ces années de binomat.

À Émile, Jerry, PMB et Tomtom, merci de m'avoir toujours fait rire.

À Sophie O, qui sait toujours où bien manger.

À Alexandre C, avec qui je n'ai pas eu beaucoup l'occasion de travailler, mais on s'amuse bien pendant les escapes games.

À Roddy K, pour ton côté pointilleux que mes patients adorent.

À Aurélia W, contente d'être ton attachée, dommage qu'on n'ait pas été sur les mêmes vacances pendant mon externat, merci pour ce que j'apprends et ce que j'apprendrai avec toi.

Aux Baozi, pour les bons restos qu'on a fait et qu'on fera.

À la série D, Silvy, Carole, Fatou, Tane, Hanna.

Aux autres cristoliens, Wanda (ma 2^{ème} binome), Axel, Marc, Justine, Anissa, Félix, Alexis, Camille B, Agathe, Manon, Cyril, Ishai, merci pour tout.

Table des matières

INTRODUCTION	3
1 : MATERIELS ET METHODES	4
1.1 STRATEGIE DOCUMENTAIRE	4
1.1.1 Recherche documentaire.....	4
1.1.2 Sélection	5
1.1.3 Analyse et évaluation des documents	6
2 : GENERALITES	8
2.1 LA STRUCTURE IMPLANTAIRE	8
2.1.1 L'implant.....	8
2.1.2 Le pilier	11
2.1.3 La couronne	14
2.2 DIFFERENCES DENT/IMPLANT	15
2.2.1 Le ligament alvéolo-dentaire.....	15
2.2.2 Comportement d'une dent naturelle	16
2.2.3 Comportement d'un implant	16
2.2.4 Proprioception dentaire.....	18
3 : LES DIFFERENTS TYPES DE COMPLICATIONS	21
3.1 AU NIVEAU DE LA VIS	21
3.1.1 Dévissage.....	22
3.1.2 Déformation de la vis.....	23
3.1.3 Ovalisation du puit hexagonal de la vis.....	24
3.1.4 Fracture de la vis	24
3.1.5 Altération du filetage interne de l'implant	25
3.2 AU NIVEAU DU PILIER	26
3.3 AU NIVEAU DE LA COURONNE	26
3.3.1 Descellement de la couronne.....	26
3.3.2 Fêlure/fracture de la céramique.....	27
4 : ÉTIOLOGIE ET PREVALENCE	28
4.1 AU NIVEAU DE LA VIS	28
4.1.1 Devissage.....	28
4.1.2 Déformation de la vis.....	31

4.1.3 Ovalisation du puit hexagonal de la vis	31
4.1.4 Fracture de la vis	32
4.1.5 Altération du filetage interne de l'implant	32
4.2 AU NIVEAU DU PILIER	32
4.2.1 Influence du matériau du pilier.....	33
4.2.2 Influence du type de connexion avec l'impant.....	34
4.3 AU NIVEAU DE LA COURONNE	35
4.3.1 Descellement	35
4.3.2 Fracture de la céramique.....	38
5 : GESTION DES COMPLICATIONS.....	46
5.1 AU NIVEAU DE LA VIS	46
5.1.1 Dévissage.....	46
5.1.2 Déformation de la vis.....	56
5.1.3 Ovalisation du puit hexagonal de la vis.....	56
5.1.4 Fracture de la vis	57
5.1.5 Altération du filetage interne de l'implant	63
5.2 AU NIVEAU DU PILIER	64
5.3 AU NIVEAU DE LA COURONNE	65
5.3.1 Descellement	65
5.3.2 Fracture de la céramique.....	66
CONCLUSION	69
BIBLIOGRAPHIE	70
TABLE DES FIGURES.....	77
TABLE DES TABLEAUX.....	80

Introduction

Face à un édentement unitaire, plusieurs solutions peuvent être proposées au patient. Parmi les propositions pouvant être faites, nous avons : la prothèse amovible, le bridge conventionnel ou collé, la prothèse implanto-portée ou encore l'abstention. Chaque proposition présente ses avantages et ses inconvénients que le clinicien devra prendre en compte lors du choix de la thérapeutique. Le recours à une réhabilitation prothétique par une thérapeutique implantaire est, lorsque cela est possible, la solution de choix. En effet, c'est une solution plus confortable pour le patient car elle est fixe et respecte le principe de préservation tissulaire car ne nécessite pas de préparations dentaires.

L'utilisation de l'implantologie a fortement augmenté et évolué ces dernières décennies, ce qui implique en conséquence une augmentation importante des complications auxquelles les chirurgiens-dentistes doivent faire face et qui peuvent conduire à un échec de la thérapeutique. Ces complications peuvent être d'ordre esthétique lorsque la prothèse implanto-portée remplace une dent antérieure, biologique comme les mucosites ou péri-implantites ou encore d'ordre biomécanique, que nous détaillerons dans ce travail.

L'objectif de cette thèse est de définir au mieux les étiologies et prévalences des différentes complications biomécaniques des prothèses implanto-portées, en les classant par composant du dispositif implantaire, et de regrouper dans un même travail les différentes techniques pouvant être utilisées pour faire face à ces complications. Nous nous limiterons aux prothèses unitaires, et les complications biomécaniques concernant l'implant ne seront pas abordées.

Dans un premier temps, après un rappel sur les généralités concernant la structure implantaire, nous décrirons les différentes complications biomécaniques pouvant être retrouvées au sein d'une prothèse implanto-portée unitaire en les décrivant de l'élément le plus interne (vis) au plus externe (couronne) en passant par le pilier.

Dans un second temps, nous analyserons leurs facteurs étiologiques et les taux de prévalence des différentes complications retrouvées dans la littérature afin de pouvoir les classer du plus fréquent au moins fréquent.

Dans un dernier temps, nous allons décrire quelques méthodes de gestion de ces complications applicables au quotidien dans le cadre d'un exercice omnipratique/classique.

1 : Matériels et méthodes

1.1 Stratégie documentaire

Nous allons exposer le cheminement de notre recherche bibliographique destinée à trouver et sélectionner les articles et ouvrages qui ont été utilisés comme références scientifiques pour notre discussion. L'objectif est de permettre au lecteur de comprendre et valider cette démarche. Elle devrait permettre d'en reproduire la recherche.

Le processus d'analyse de la littérature est basé sur les principes proposés par l'ANAES/HAS divisés en trois étapes :

- 1- La recherche documentaire
- 2- La sélection des documents à étudier
- 3- L'analyse et l'évaluation des documents sélectionnés

1.1.1 Recherche documentaire

Une recherche bibliographique informatique sur PubMed a été entreprise en Septembre 2019 et mise à jour jusqu'en Janvier 2020, pour se procurer les références des études cliniques, des revues de synthèse et des méta-analyses publiées en Anglais ou Français concernant la prévalence des complications biomécaniques des prothèses implanto-portées unitaires et les méthodes de gestion de ces complications.

Les différents mots clés utilisés afin d'obtenir les références bibliographiques en relation avec notre sujet sont les suivant : systematic review, dental implant, oral implant, single crowns, technical complication, failures, technique, managing, retrieval, loosening, stripped, fractured, abutment, screw, access, chipping, loss of retention.

Un total de 13 références concernant la prévalence et 17 sur les méthodes de gestion ont été retenus après lecture de l'intitulé du titre et du résumé lorsqu'il est disponible.

Cette recherche automatique a été complétée par une recherche manuelle ascendante à partir des bibliographies des articles retenus, ce qui nous permet de présélectionner 2 articles supplémentaires pour la prévalence et 13 pour les méthodes de gestion.

À la fin de notre recherche nous disposons donc d'un total de 15 articles portant sur la prévalence des

complications biomécaniques des prothèses implanto-portée unitaires et 30 articles portant sur la gestion des différentes complications.

1.1.2 Sélection

Nous écartons en premier lieu tous les articles qui ne sont pas en rapport avec notre sujet à la lecture du titre et du résumé. Si le titre ou le résumé ne nous suffit pas pour valider la conservation de l'article, l'ensemble de celui-ci est lu, la partie « matériels et méthodes » faisant preuve d'une attention plus particulière.

1.1.2.1 Restriction

1.1.2.1.1 Restriction de langue

Seules les études en anglais et en français ont été retenues.

1.1.2.1.2 Restriction temporelle

Nous avons limité chronologiquement les recherches en raison de l'ancienneté de certaines études ou de certains documents. La restriction temporelle appliquée aux recherches a été de 20 ans sauf exception.

Concernant les études analysant les prévalences des différentes complications biomécaniques, nous avons exclu toutes les études ayant un recul clinique de moins de 3 ans.

1.1.2.1.3 Restriction à la lecture des titres et des résumés

La simple lecture de l'intitulé des titres et des résumés permet, la plupart du temps, d'exclure d'emblée des articles dont le thème n'est pas suffisamment pertinent par rapport au sujet. Le nombre d'articles retenus est ainsi réduit.

1.1.2.2 Détails des sources consultées

1.1.2.2.1 Total des références consultées, retenues ou exclues

Les 45 articles sélectionnés ont été lus dans leur intégralité. Toutefois 21 d'entre eux ne répondent pas à notre problématique et sont éliminés

Les études concernant les prévalences des complications biomécaniques non retenues le sont car elles ne nous donnent pas le détail des taux par complication.

Les études concernant les gestions des complications non retenues le sont car les méthodes décrites dans les articles sont jugées trop difficiles à réaliser, à comprendre, ou sont similaires à d'autres articles.

1.1.2.2.2 Détails des articles retenus

Un total de 7 études est finalement retenu pour évaluer les prévalences des différentes complications biomécaniques et nous les classerons en fonction des conditions de test, à savoir si les auteurs testent seulement des couronnes implanto-portées, ou s'ils les comparent avec des couronnes dento-portées, selon le type de connexion, de l'assemblage ou des matériaux utilisés.

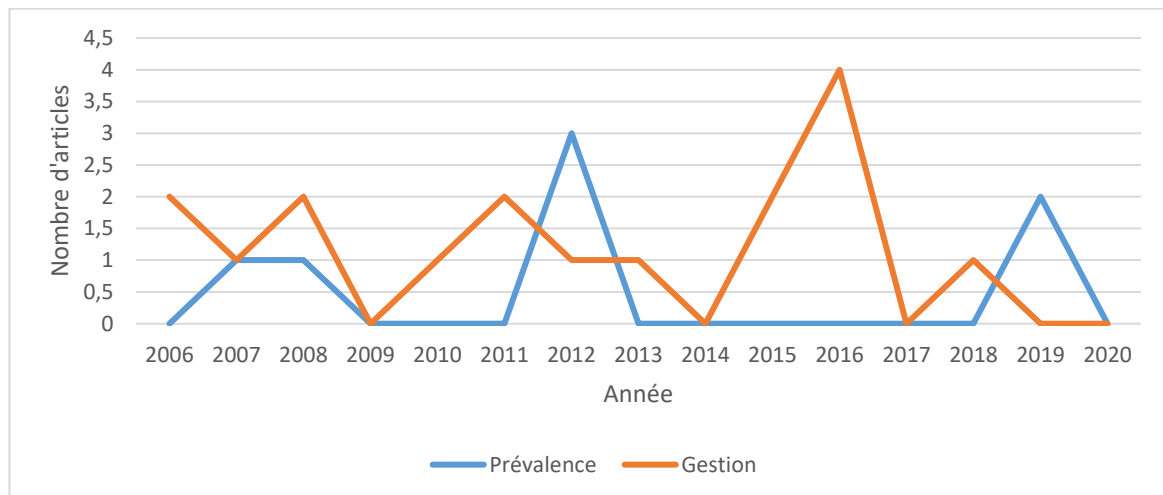
Tableau 1 : Caractéristiques des publications consultées portant sur le taux de prévalence des complications biomécaniques

Etudes	Pilier en zirconie	Connexion externe vs interne	Couronnes tout céramique vs céramo-métallique	Couronnes dento portées vs implanto-portées	Couronnes implanto-portées	Scellées vs vissées	Total
Nombre	1	1	1	1	2	1	7

Source : Auteur, 2020.

Un total de 17 articles a été retenus pour décrire les différentes méthodes de gestion de ces complications.

Figure 1 : Répartition des études concernant le taux de prévalence et les méthodes de gestion des complications en fonction de l'année de publication



Source : Auteur, 2020.

1.1.3 Analyse et évaluation des documents

Afin de répondre à nos interrogations, l'élaboration d'une stratégie de recherche documentaire, basée sur les principes de la dentisterie fondée sur la preuve nous semble être la démarche la plus pertinente.

Après avoir sélectionné les publications, nous avons effectué leur lecture complète. Leur analyse est nécessaire pour apprécier leur crédibilité et définir leur intérêt dans la construction de notre travail.

Il existe des grilles de lecture qui aident à réaliser cette analyse de façon méthodique et critique (voir le site de l'HAS : guide d'analyse de la littérature). Cependant, dans le cadre de cette thèse d'exercice, pour la plupart des articles, nous avons appliqué un traitement simplifié de la lecture critique.

Sans appliquer systématiquement de score, nous avons néanmoins eu une appréciation critique sur les différents critères recommandés :

- Objectif de l'étude clairement défini
- Type de protocole utilisé bien décrit
- Facteurs étudiés pertinents
- Sujet ou échantillon étudié suffisant
- Source de confusion et de biais éventuels relevés
- Conclusion objective et claire

Ce jugement méthodique nous permet d'écarter les documents qui n'apportent pas d'informations intéressantes ou dont la valeur scientifique est faible.

2 : Généralités

2.1 La structure implantaire

Brånemark et ses collègues ont été capables de nous fournir un système implantaire révolutionnaire pouvant remplacer des dents manquantes par le biais de racines artificielles, suite à une série d'expérimentations, de recherches et de développements commençant dans les années soixante, comprenant des études cliniques et de laboratoire.¹

La structure implantaire est composée de 3 niveaux :

- Niveau osseux : l'implant
- Niveau muqueux : le pilier
- Niveau prothétique : la couronne

Figure 2 : Composition de la structure implantaire



Source : Oakbrook dental and orthodontics, « What are the parts of an implant ? », 2018.

2.1.1 L'implant

Une endoprothèse² est définie comme une prothèse inamovible placée à l'intérieur du corps pour remplacer un os, une articulation, un vaisseau ou un organe. L'implant est une endoprothèse vissée

¹ Beumer et Lewis, *La prothèse sur implants de Brånemark : protocole clinique et technique de laboratoire*.

² Larousse, Éditions, « Définition : Endoprothèse ».

dans l'os lors de la phase chirurgicale et directement au contact de celui-ci via l'ostéointégration^{3 4}, un phénomène se déroulant lors la phase de cicatrisation. Brånemark⁵ nous définit l'otéointégration comme étant une connexion structurelle et fonctionnelle directe entre un os vivant et organisé et la surface d'un implant supportant une charge. L'implant joue le rôle d'une racine dentaire artificielle qui permet de supporter une prothèse implanto-portée ou d'autres types de prothèses nécessitant une thérapeutique implantaire.

2.1.1.1 Matériaux

Le matériau de référence des implants est le Titane, connu pour sa biocompatibilité et sa résistance mécanique. Il existe 4 grades de Titane dits « commercialement pur », avec une teneur en impuretés qui augmente avec le grade mais restant toujours sous forme de traces. Les implants qui ont été initialement posés étaient en Titane de grade 1 ou 2, qui ont été ensuite moins utilisés, au profit de Titane de grade 3 ou 4 car la présence de ces impuretés augmente les propriétés mécaniques du Titane. Actuellement, le Titane de grade 5, ou plus précisément l'alliage de Titane (Ti-6Al-4V), ou l'alliage TAV, qui est composé de 90 % de Titane, de 6 % d'aluminium, de 4 % de vanadium, et d'une proportion minimale d'impuretés, est un matériau très intéressant et utilisé pour la fabrication des implants. Cet alliage est beaucoup plus résistant mécaniquement car il a une résistance à la fatigue et une capacité à résister à de nombreuses charges répétées supérieures au Titane commercialement pur.⁶

Dans certains cas, et notamment en cas d'allergie au Titane⁷, l'implant peut également être en Zircone. Des études animales^{8 9} ont montré que le taux d'ostéointégration des implants en Zircone était similaire à celui des implants en Titane. Ils sont une alternative possible aux implants en Titane mais les données scientifiques cliniques ne nous permettent pas de recommander une utilisation de routine des implants en Zircone, du fait des propriétés mécaniques plus faibles de la Zircone par rapport aux matériaux métalliques.¹⁰

³ Brånemark et al., « Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period ».

⁴ Adell et al., « A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw ».

⁵ Brånemark et al., « Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period ».

⁶ 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 ».

⁷ Sicilia et al., « Titanium allergy in dental implant patients : a clinical study on 1500 consecutive patients ».

⁸ Akagawa et al., « Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing ».

⁹ Kohal et al., « Loaded custom-made zirconia and titanium implants show similar osseointegration : an animal experiment ».

¹⁰ Andreiotelli, Wenz, et Kohal, « Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants ? A systematic literature review ».

Figure 3 : Implant en Titane (gauche) et implant en Zircone (droite)

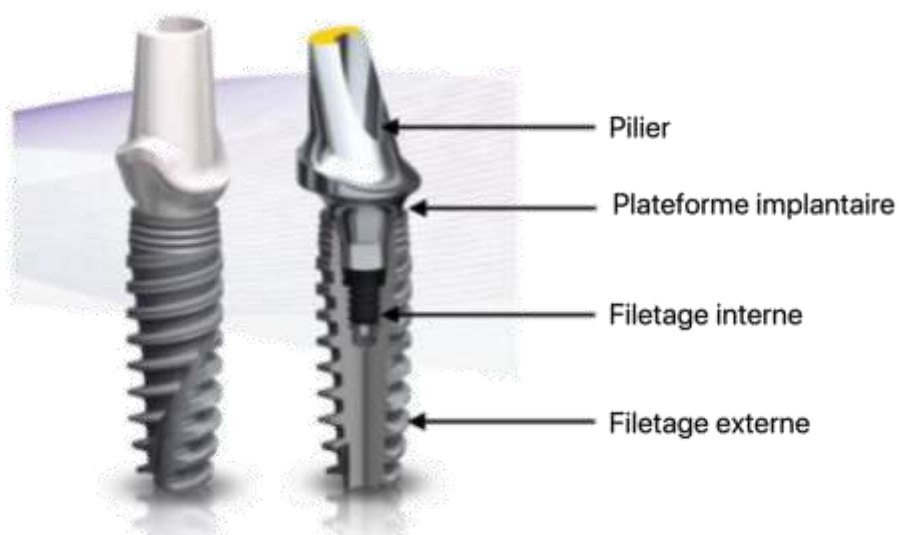


Source : Auteur d'après Nobel Biocare™, « NobelSpeedy groovy NP 3.3 x 8.5 mm et NobelPearl tapered RP 4.2 x 10 mm », 2020.

2.1.1.2 Composition d'un implant

L'implant est composé d'un filetage externe, nécessaire à sa rétention mécanique dans l'os, d'un filetage interne, dans lequel va s'ancrer la vis du pilier, et d'une connexion avec le pilier par la plateforme implantaire, qui permet l'emboîtement de ce dernier. On distingue deux types de connexions de l'implant avec le pilier : la connexion externe hexagonale qui est la plus ancienne¹¹, qu'on appelle également implant de Bränemark, ou la connexion interne qui peut être hexagonale, conique, trilobée, polygonales, etc...

Figure 4 : Composition d'un implant



Source : Medical expo, « Implant dentaire conique NobelActive ».

¹¹ Davarpanah, Szmukler-Moncler, et Rajzbaum, *Manuel d'implantologie clinique : consolidation des savoirs et ouvertures sur l'avenir*.

Figure 5 : Implant avec connexion à hexagone interne



Source : Zimmer biomet, « Implants tapered screw-vent® », 2018.

Figure 6 : Implants et piliers avec connexion conique interne (gauche), trilobée interne (milieu) et à hexagone externe (droite)



Source : Sen et Us, « Fatigue survival and failure resistance of titanium versus zirconia implant abutments with various connection designs », 2019.

Les préconisations actuelles sont orientées vers les implants présentant un filetage externe (et non lisses), et une connexion interne, plus résistante, présentant moins de micromouvements et de complications.¹²

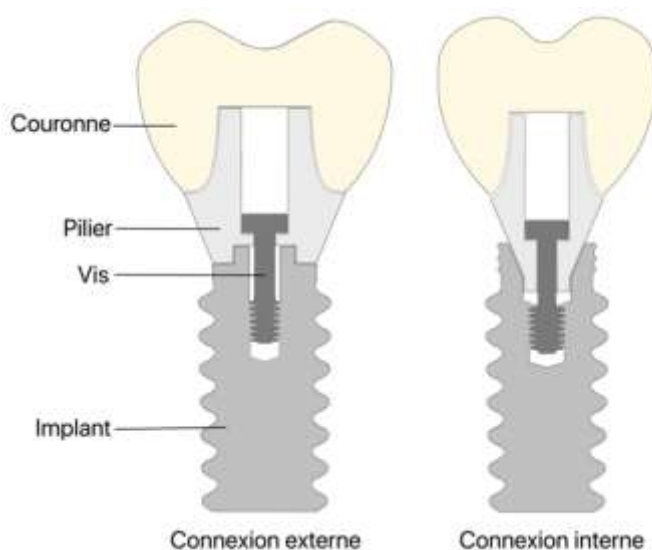
2.1.2 Le pilier

Le pilier est l'élément qui va permettre de relier la couronne à l'implant. Sa connexion avec l'implant peut, comme nous l'avons décrit plus haut, être de plusieurs types, il sera alors choisi ou fabriqué en fonction de l'implant posé. Il est vissé à l'implant et relié à la couronne par plusieurs façons :

- scellement de la couronne sur le pilier par un ciment,
- vissage de la couronne sur le pilier par une vis prothétique,
- « fusion » de la couronne et du pilier en un « bloc », le tout vissé directement sur l'implant.

¹² Davarpanah, Szmukler-Moncler, et Rajzbaum.

Figure 7 : Schéma représentant la coupe d'une connexion externe (gauche) et interne (droite)



Source : Auteur, 2020.

Le pilier est dans la plupart des cas en alliage de Titane car c'est le matériau de choix, au vu de ses propriétés décrites plus haut, et cela a longtemps été un gold-standard en implantologie. Cependant, un des inconvénients qui peut lui être attribué est son problème esthétique. En effet, lorsque la dent remplacée est une dent antérieure, notamment en présence d'un parodonte fin, la lumière passe au travers de la gencive et se reflète sur la partie sous jacente, en Titane, et laisse apparaître un liseré grisâtre en regard du collet de la couronne, surtout lors d'un sourire gingival¹³. Le praticien pourra, dans ces cas-là, choisir de mettre un pilier en Zircon¹⁴, plus esthétique et également biocompatible, ou un pilier Zircon-Titane appelé Tibase.¹⁵

Il existe plusieurs formes de piliers, il peut être :

- Préfabriqué : déjà usiné, droit ou angulé, qui se trouve dans le commerce, en général utilisé dans les cas simples.
- Préfabriqué modifiable : c'est à dire usinable dans sa partie coronaire, la connexion avec l'implant n'étant pas modifié.
- Anatomique : entièrement réalisé par CFAO.

¹³ Bressan et al., « Influence of abutment material on the gingival color of implant-supported all-ceramic restorations : a prospective multicenter study : Influence of abutment material on the gingival color of implant-supported restorations ».

¹⁴ Troadec, « Piliers zircon : rien que pour vos yeux ? : résistance et survie comparatif zircon vs titane ».

¹⁵ Cohen, « La Zircon ne suffit pas, le Titane ne meurt jamais : revue de littérature des piliers TiBase ».

Figure 8 : Pilier préfabriqué droit (1), angulé (2), en Zircone (3), usinable (4)



Source : Biotech dental, Catalogue prothèse, 2018.

Figure 9 : Pilier anatomique réalisé par CFAO essayé sur le maitre modèle



Source : Davarpanah, Szmukler-Moncler et Rajzbaum, *Manuel d'implantologie clinique : consolidation des savoirs et ouvertures sur l'avenir*, 4^e édition, 2018.

Dans de nombreux cas de réhabilitation d'un édentement unitaire par une couronne transvissée, le pilier et la couronne ne forment qu'un même « bloc », c'est à dire que la couronne et le pilier ne sont pas séparés et ce « bloc » est directement vissé à l'implant.

2.1.3 La couronne

La couronne est la partie fonctionnelle et esthétique de la structure implantaire. Elle est en première ligne pour recevoir les contraintes occlusales exercées par les dents antagonistes car c'est la partie non enfouie et visible cliniquement. Comme les couronnes dento-portées, elle peut être céramo-métallique ou céramo-céramique. Elle peut être vissée ou scellée sur le pilier, ces deux types d'assemblage présentent des différences qu'il faudra prendre en compte lors de l'étape de réalisation de la prothèse.

2.1.3.1 Prothèse vissée vs prothèse scellée

Il existe deux types de prothèse implanto-portée unitaire, la couronne scellée, qui est reliée au pilier par un ciment de scellement et la couronne transvissée, reliée au pilier par une vis ou fusionnée avec le pilier et directement vissée sur l'implant.

Chacun de ces deux types de prothèse présente des avantages et des inconvénients, présentés dans le tableau ci-dessous, le choix se portera sur l'un ou l'autre en fonction du cas clinique.

Tableau 2 : Avantages et inconvénients des couronnes scellées et transvissées

	Couronne scellée	Couronne transvissée
Avantages	<ul style="list-style-type: none">- Adaptation passive de l'armature grâce à la couche de ciment de scellement- Rattraper les axes implantaires défavorables- Esthétique car respect de l'anatomie occlusale	<ul style="list-style-type: none">- Recul clinique plus important¹⁶- Possible en cas de hauteur prothétique faible- Absence de ciment de scellement- Dépose / Réintervention plus facile
Inconvénients	<ul style="list-style-type: none">- Difficulté d'élimination du ciment de scellement pouvant causer des complications biologiques- Dépose / Réintervention plus difficile- Déconseillé en cas de faible hauteur prothétique	<ul style="list-style-type: none">- Risque de dévissage- Moins esthétique car présence du puit d'émergence de la vis en occlusal- Risque d'émergence en vestibulaire de la vis pour les dents antérieures

Source : Auteur, 2020

¹⁶ Wadhvani, « Complications related to cemented implant restoration ».

2.2 Différences dent/implant

Les contraintes occlusales sur une dent et sur un implant sont les mêmes car elles dépendent de la fonction des dents antagonistes, de l'organisation des arcades, du type de dent remplacée.

Cependant, le comportement biomécanique, ainsi que la répartition des contraintes sur une couronne implanto-portée et celui d'une dent naturelle sont très différents. En effet, la dent naturelle possède autour de ses racines, un ligament alvéolo-dentaire qui va lui permettre une certaine mobilité, contrairement à l'implant ostéointégré qui est, quant à lui, ankylosé dans l'os, on parle d'anylose fonctionnelle.¹⁷

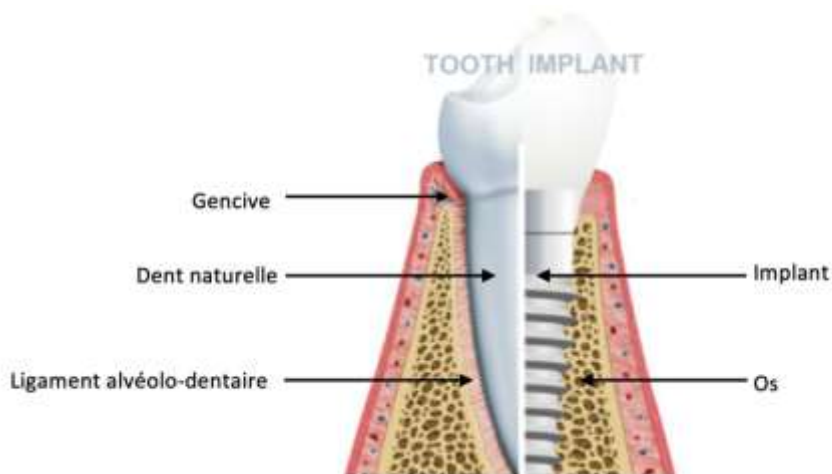
2.2.1 Le ligament alvéolo-dentaire

Le ligament alvéolo-dentaire ou desmodonte est un composant du parodonte qui va permettre :

- Un amortissement des forces occlusales
- Une adaptation aux contraintes occlusales
- Une proprioception dentaire.

En effet, c'est grâce à sa viscoélasticité et donc sa capacité de déformation, par l'allongement ou la contraction des fibres de Sharpey, qu'il va permettre à la dent, un mouvement d'enfoncement, et de déplacement dans son alvéole, et ainsi l'absorption et l'amortissement des contraintes.¹⁸

Figure 10 : Différence dent/implant



Source : The endo blog, « Are dental implants forever ? », 2015

¹⁷ Schroeder, Pohler, et Sutter, « Tissue reaction to an implant of a titanium hollow cylinder with a titanium surface spray layer ».

¹⁸ Renault et al., « Occlusion et implantologie ».

2.2.2 Comportement d'une dent naturelle

Lorsque qu'une dent reçoit des forces occlusales, qu'elles soient axiales ou transversales, celles-ci sont distribuées tout au long de l'alvéole par les fibres de Sharpey afin d'amortir les contraintes.

Le centre de rotation de la dent naturelle est situé au niveau de son tiers apical¹⁹, éloignant les contraintes de la crête osseuse marginale et minimisant ainsi le risque de perte osseuse cervicale²⁰.

Une couronne dento-portée se comporte donc globalement comme la dent sur laquelle elle est posée.

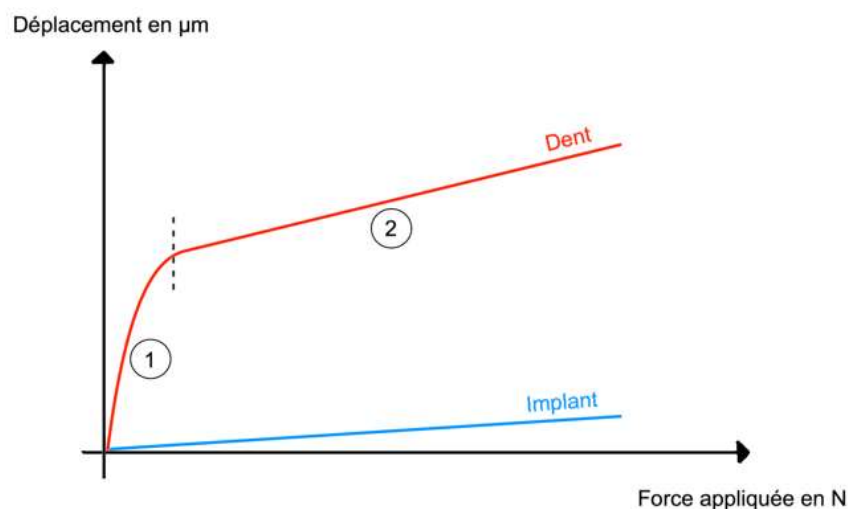
On décrit deux phases de mobilité de la dent naturelle²¹ :

- Une première phase non linéaire, complexe et qui correspond à un mouvement immédiat par déformation du ligament alvéolo-dentaire (cf. 1 sur la figure 11),
- Une seconde phase linéaire, qui correspond à un mouvement graduel par déformation du tissu osseux (cf. 2 sur la figure 11).

2.2.3 Comportement d'un implant

Un implant est directement au contact de l'os et ne possède pas de ligament. Il n'a donc pas de dispositif d'amortissement, les forces exercées sur la couronne sont alors directement transmises à l'implant et à l'os environnant. Sa mobilité est décrite en une seule phase, linéaire, équivalente à la seconde phase de la mobilité dentaire, par déformation du tissu osseux.

Figure 11 : Graphique comparant la mobilité d'une dent naturelle (rouge) et celle d'un implant (bleu), adapté de Schulte (1995)



Source : Auteur, 2020.

¹⁹ Parfitt, « Measurement of the physiological mobility of individual teeth in an axial direction ».

²⁰ Renault et al., « Occlusion et implantologie ».

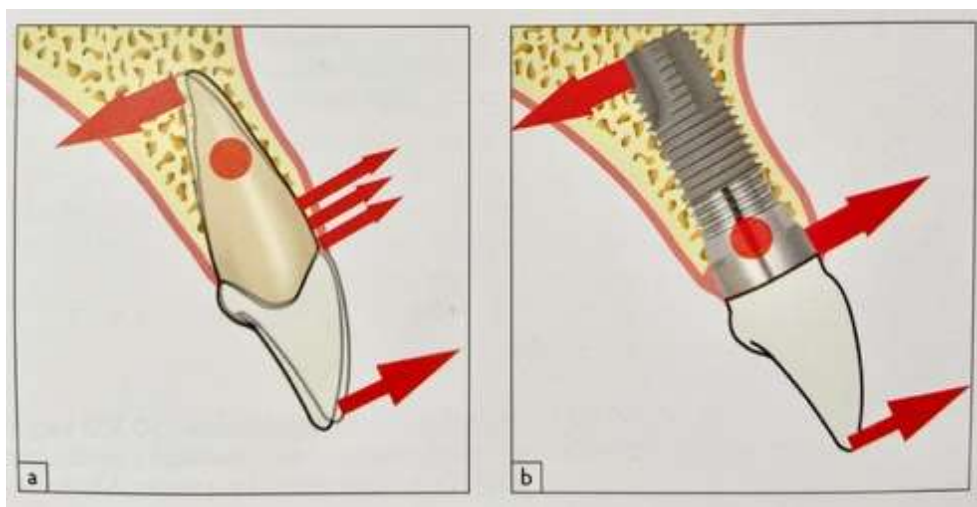
²¹ Schulte, « Implants and the periodontium ».

Deux types principaux de forces sont exercées lors de la mastication, les forces axiales ou de compression, et les forces transversales ou de cisaillement.

Les forces axiales sont celles qui sont les mieux tolérées par l'implant, ses composants prothétiques et l'os environnant, car ce sont celles qui créent le moins de contraintes et de déformations.

Les forces les plus néfastes pour la structure implantaire sont les forces transversales, car elles créent une flexion de l'implant et une concentration des forces dans la zone cervicale²², zone la plus fragile de la structure. Son centre de rotation est donc déplacé au niveau du collet de l'implant, augmentant ainsi le risque de perte osseuse marginale.

Figure 12 : Comparaison des centres de rotation d'une dent naturelle (a) et d'un implant (b)

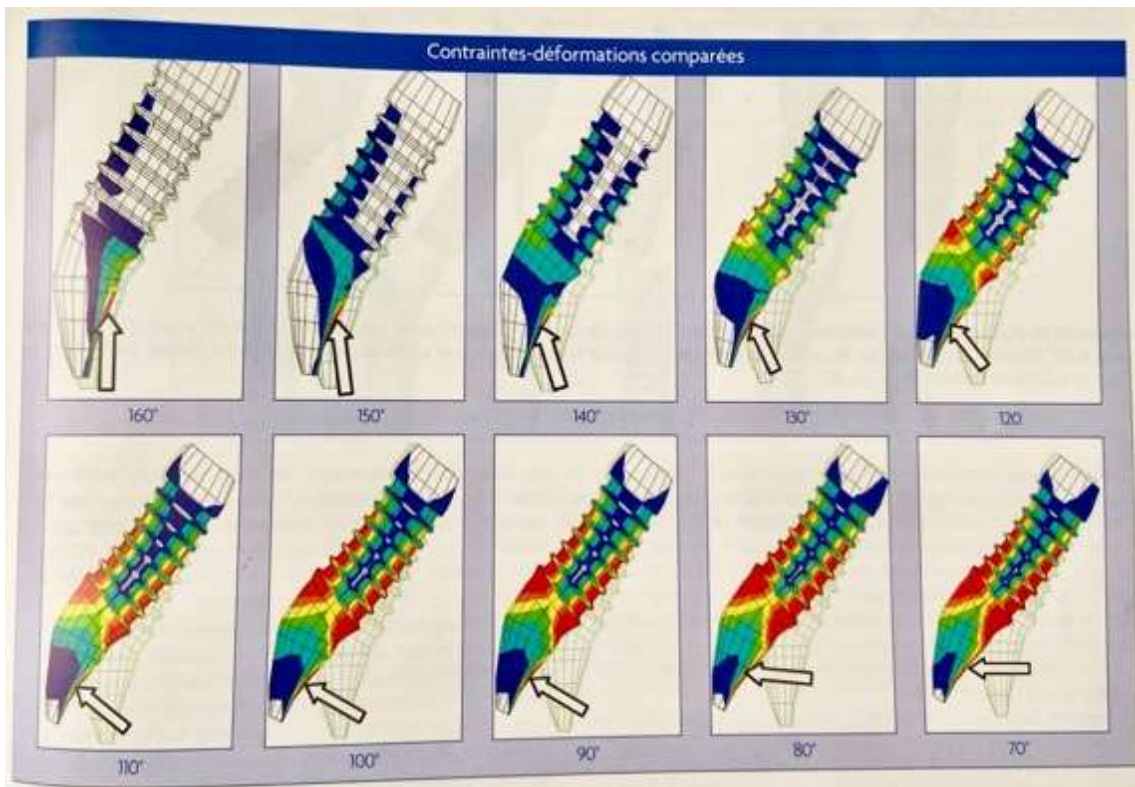


Source : Bert, *Gestion pratique des complications en implantologie*, 2016.

Ce schéma compare le comportement d'une dent par rapport à un implant lorsqu'une force horizontale est appliquée sur la face palatine de la couronne. Sur chacun des schémas, le point rouge représente le centre de rotation de la dent ou de la structure implantaire. Il est situé au tiers apical de la racine naturelle de la dent mais est déplacé au collet lorsqu'il s'agit d'une structure implantaire. Nous pouvons voir que les contraintes reçues par l'os sont plutôt réparties pour la dent naturelle (représentées par plusieurs petites flèches sur le schéma) alors qu'elles sont concentrées au sommet de l'os crestal pour l'implant (représentées par une seule grande flèche), cela s'explique par la mobilité physiologique de la dent.

²² Richter, « In vivo horizontal bending moments on implants ».

Figure 13 : Comparaison des contraintes et déformations selon l'orientation de la force



Source : Bert, *Gestion pratique des complications en implantologie*, 2016.

Cette figure compare la déformation de la structure implantaire en fonction de l'orientation de la force exercée (flèches). Nous pouvons voir que plus la force exercée par rapport au grand axe de l'implant est horizontale, plus la déformation est importante (rouge) au niveau du collet de l'implant.

2.2.4 Proprioception dentaire

La proprioception dentaire est la fonction qui permet au système nerveux central d'être renseigné sur les pressions subies par les dents, afin de leur permettre de contrôler et moduler la mastication, les contractions musculaires et les forces exercées par l'appareil manducateur, car elle nous informe sur l'intensité et la direction des forces occlusales^{23 24}. Elle est permise grâce aux mécanorecepteurs présents dans le desmodonte, que ne possède pas l'implant.

Pour les implants, on parle d'ostéoperception, des informations sont transmises par le tissu osseux, mais de façon amoindrie par rapport à la proprioception à proprement parler. L'ostéoperception a moins de capacité à détecter les surcharges occlusales, ce qui peut expliquer par la suite les différentes

²³ Bert, « Fonction occlusale de la canine en implantologie ».

²⁴ Resnik et Misch, « Occlusion complications ».

complications d'ordre biomécaniques. D'après une étude de Jacobs et van Steenberghe²⁵, le seuil de détection interocclusal des implants est 2 à 3 fois plus élevé que celui des dents naturelles.

En effet, Il a été démontré que les forces de mastication exercées sur les prothèses fixes sur implants pouvaient être supérieures à celles exercées sur les dents naturelles ou en cas de réhabilitation par des prothèses amovibles. Elles peuvent aller jusqu'à 170 N pour un bridge complet sur implant alors qu'elles vont jusqu'à 160 N pour des dents naturelles²⁶. Cette différence peut être expliquée par l'absence de proprioception, le patient ne peut pas bien quantifier et contrôler sa force reçue sur la prothèse sur implant, ce qui augmente les risques de complications biomécaniques.

Tableau 3 : Comparaison dent/implant

Table 1. Comparison between tooth and implant

	Tooth	Implant
Connection	Periodontal ligament (PDL)	Osseointegration (Brånemark et al. 1977), functional ankylosis (Schroeder et al. 1976)
Proprioception	Periodontal mechanoreceptors	Osseoperception
Tactile sensitivity (Mericske-Stern et al. 1995)	High	Low
Axial mobility (Sekine et al. 1986; Schulte 1995)	25–100 µm	3–5 µm
Movement phases (Sekine et al. 1986)	Two phases Primary: non-linear and complex Secondary: linear and elastic	One phase Linear and elastic
Movement patterns (Schulte 1995)	Primary: immediate movement Secondary: gradual movement	Gradual movement
Fulcrum to lateral force	Apical third of root (Parfitt 1960)	Crestal bone (Sekine et al. 1986)
Load-bearing characteristics	Shock absorbing function Stress distribution	Stress concentration at crestal bone (Sekine et al. 1986)
Signs of overloading	PDL thickening, mobility, wear facets, fremitus, pain	Screw loosening or fracture, abutment or prosthesis fracture, bone loss, implant fracture (Zarb & Schmitt 1990)

Source : Kim et al., « Occlusal consideration in implant therapy », 2004.

Kim et al.²⁷ ont résumé la comparaison d'une dent et d'un implant dans le tableau ci-dessus. Les critères de comparaison sont ceux que nous avons décrit plus haut, c'est à dire la liaison de la dent ou d'un implant avec l'os, la proprioception différente autour de l'implant, le degré de mobilité axiale et leur phase, la position du centre de rotation et le comportement vis à vis des forces occlusales. Ils comparent également les signes d'une surcharge occlusale qui sont pour une dent naturelle : un élargissement desmodontal, une mobilité, des facettes d'usure, un fremitus, des douleurs et pour une structure implantaire ce sont : un dévissage ou une fracture de la vis, une fracture du pilier ou de la prothèse, une perte osseuse ou une fracture de l'implant.

²⁵ Jacobs et Van Steenberghe, « Comparative evaluation of the oral tactile function by means of teeth or implant-supported prostheses ».

²⁶ Mariani, Margossian, et Laborde, « Choix d'un concept occlusal en implantologie ».

²⁷ Kim et al., « Occlusal considerations in implant therapy : clinical guidelines with biomechanical rationale ».

En conclusion, le dispositif implantaire est différent d'une dent naturelle, d'une part, par sa configuration avec ses « nombreux » composants (implant, pilier, couronne, etc...), et d'autre part, par son comportement biomécanique vis à vis des forces occlusales, dû à l'absence de ligament alvéolo-dentaire et donc à une transmission des forces différentes. Ces différences sont à l'origine de plusieurs types de complications biomécaniques qui peuvent survenir au sein de la structure implantaire, sur chacun des composants. Dans la partie suivante, nous allons décrire quelles sont les différentes complications rencontrées en fonction de leur « localisation » et nous verrons leur prise en charge dans un point suivant.

3 : Les différents types de complications

La thérapeutique implantaire présente des taux de survie très importants^{28 29 30}, mais, comme tout type de réhabilitation, plusieurs complications peuvent survenir à court, moyen et long terme. Ces complications sont divisées en trois catégories :

- Les complications biologiques : les mucosites ou les péri-implantites
- Les complications esthétiques : la teinte, la forme de la couronne ou encore les fractures de céramiques
- Les complications biomécaniques que nous allons passer en revue ensuite.

Les complications biomécaniques apparaissent généralement à moyen et long terme et peuvent concerner tous les éléments du dispositif implantaire (vis, pilier, couronne). Certains signes cliniques peuvent être similaires pour différentes complications, c'est pourquoi un examen clinique précis et une radio rétro-alvéolaire sont toujours nécessaires pour confirmer ou non le diagnostic.

3.1 Au niveau de la vis

Il peut s'agir de la vis prothétique, reliant la couronne au pilier, ou de la vis reliant le pilier à l'implant (cf. figure 14). Certains fabricants proposent des vis présentant un revêtement de carbone amorphe mais elle est généralement en alliage de Titane ou en or qui sont des matériaux très ductiles, qui, par définition, peuvent être tirés, étirés ou étendus sans se rompre.³¹

Elle est située au niveau du collet implantaire, qui est le centre de rotation de la structure, dû à l'absence de ligament et donc d'une transmission des forces différente. La vis est donc l'un des éléments le plus sollicité lors de l'application des forces occlusales, surtout transversales car elle subit des phénomènes de déformation importantes.

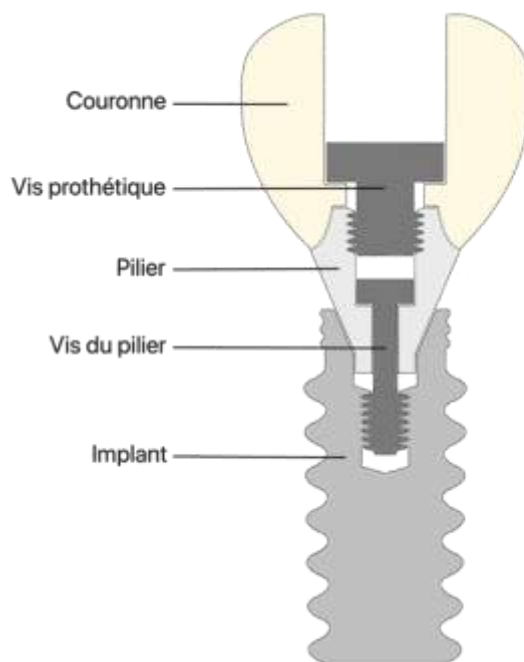
²⁸ Sailer et al., « Cemented and screw-retained implant reconstructions : a systematic review of the survival and complication rates ».

²⁹ Jung et al., « A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns ».

³⁰ Jung et al., « Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years ».

³¹ Larousse, Éditions, « Définition : Ductile ».

Figure 14 : Schéma représentant la position de la vis prothétique et la vis du pilier dans une couronne transvissée unitaire

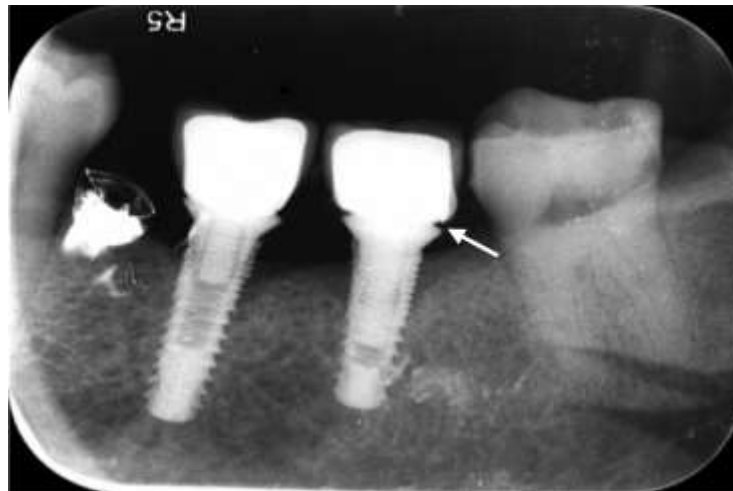


Source : Auteur, 2020.

3.1.1 Dévissage

Le dévissage d'une vis implantaire ou prothétique est son desserrage. Il se traduit cliniquement par une mobilité de la couronne qui peut engendrer, par la suite, une perte de celle-ci, une déformation ou une fracture de la vis si le problème n'est pas résolu. Il faut distinguer une mobilité due à un simple dévissage à celle causée par une fracture de la vis voire de l'implant, ou suite à des complications biologiques, qui concerneront alors également l'implant. Une radio rétro-alvéolaire est indispensable pour nous permettre de visualiser la vis et voir si elle est fracturée ou dévissée, mais également de contrôler la santé péri-implantaire, notamment le niveau osseux. Si elle est dévissée, un espace entre le pilier et l'implant sera visible au niveau de la connexion, comme indiqué par la flèche sur la figure ci-dessous (cf. figure 15). De plus, cet espace favorise l'accumulation de bactéries, qui peut engendrer des complications biologiques.

Figure 15 : Radio rétro alvéolaire confirmant un dévissage de deux couronnes implanto-portées

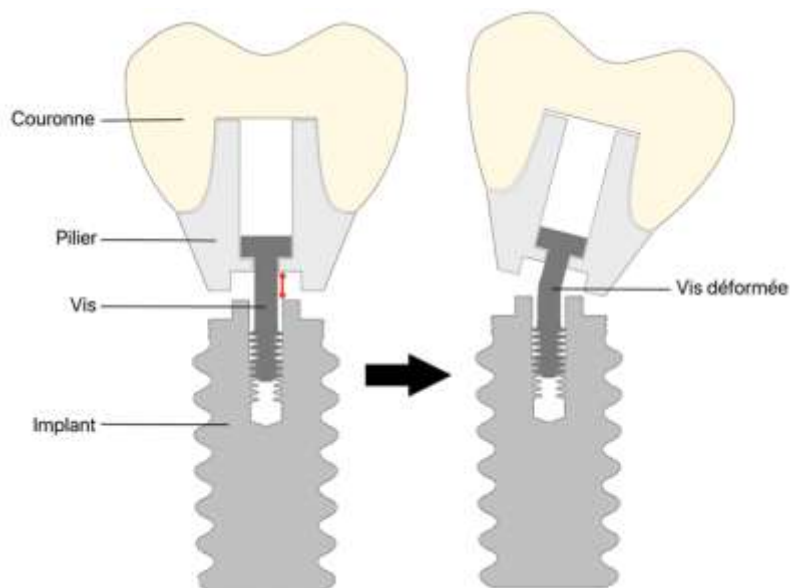


Source : Radi et Alfahd, « A technique for retrieving cement-retained implant protheses », 2016.

3.1.2 Déformation de la vis

La vis peut être déformée dans son ensemble, souvent le deuxième stade de complication faisant suite au dévissage décrit précédemment. La vis, composée d'un matériau très ductile, déformable et ayant une partie de libre non soutenue (cf. double flèche rouge sur la figure 16), une torsion de celle-ci par des forces transversales peut se produire très aisément. Elle peut également être déformée au niveau de son filetage. Une fois déformée, la vis ne sera plus réutilisable, son remplacement est nécessaire.

Figure 16 : Schéma représentant un dévissage (gauche) et une vis déformée (droite)

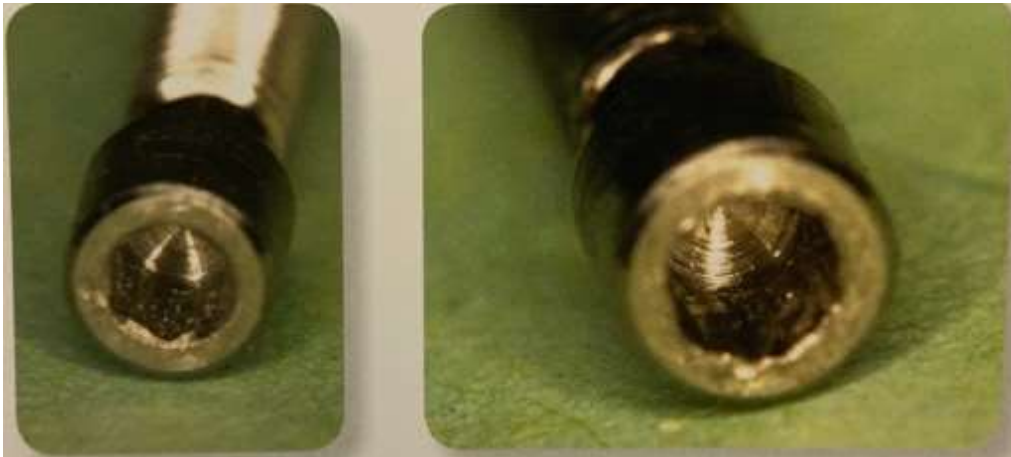


Source : Auteur, 2020.

3.1.3 Ovalisation du puit hexagonal de la vis

Lorsqu'une vis est vissée et dévissée à répétition, son puit hexagonal s'use et s'ovalise ou s'arrondit, le tournevis ne peut plus s'accrocher dans l'hexagone et assurer sa fonction, il tourne « dans le vide ». La vis ne peut donc plus être vissée / dévissée.

Figure 17 : Puit hexagonal intact (à gauche) et ovalisé (à droite)

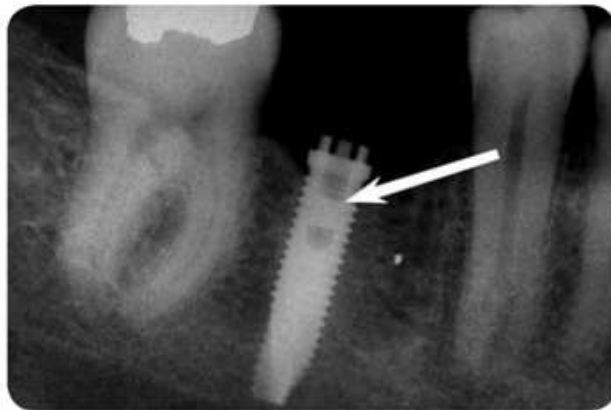


Source : Bert, *Gestion pratique des complications en implantologie*, 2016.

3.1.4 Fracture de la vis

Une fracture est par définition une rupture avec effort. La vis se retrouve en deux parties désolidarisées, un fragment coronaire et un fragment apical. Les signes cliniques d'une fracture de vis sont similaires à ceux du dévissage. En effet, la couronne est mobile voire complètement désolidarisée de la structure. Comme pour toutes les complications, un cliché radiographique est indispensable pour confirmer le diagnostic. Sur la radiographie, le fragment apical désolidarisé du fragment coronaire pourra être visualisé ainsi que sa profondeur à l'intérieur de l'implant. Dans certains cas moins fréquents, il peut s'agir de fracture de la vis au niveau de son filetage, c'est à dire qu'une partie de ce dernier reste au sein du filetage interne de l'implant. Cette partie étant de taille très réduite, il sera très difficile de pouvoir la distinguer, à l'œil nu, du filetage interne de l'implant, des aides visuelles sont indispensables.

Figure 18 : Radio rétro alvéolaire d'une vis fracturée



Source : Yilmaz et Mcglumphy, « A technique to retrieve fractured implant screw », 2010.

Figure 19 : Petit fragment de métal visible dans l'implant avec aides optiques (gauche) et fragment du filetage retiré de l'implant (droite)



Source : Satterthwaite et Rickman, « Retrieval of a fractured abutment screw thread from an implant », 2008.

Il existe deux types de fracture de vis : la fracture de fatigue et la fracture liée à un choc. La différence se trouve au niveau de l'état de surface de la fracture, visible avec des aides optiques. L'état de surface d'une fracture de fatigue présentera des piquetés tandis que celle liée à un choc présentera des stries caractéristiques. Nous verrons par la suite que ces aspérités pourront nous être une aide pour la gestion de la complication.

3.1.5 Altération du filetage interne de l'implant

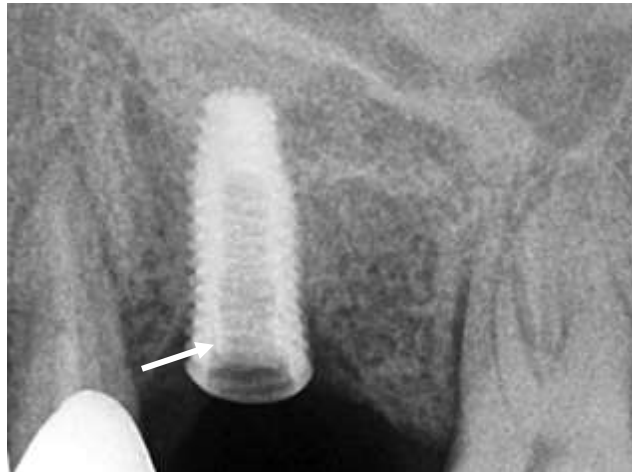
Le filetage interne de l'implant permet d'accueillir la vis, notamment son filetage afin de permettre sa rétention et donc également celle du pilier. Il est d'une forme complémentaire à celui de la vis et d'une grande précision. Lorsqu'il est altéré, la précision est perdue, et sa déformation constitue une

complication pour le vissage ou la dépose d'un fragment de vis fracturée. Si le problème n'est pas résolu, l'implant pourrait donc être perdu car il ne sera pas possible d'y poser une couronne. Cette complication peut faire suite à d'autres complications comme un dévissage ou une fracture de vis, il s'agit en général d'un stade plus avancé de ces dernières et rarement du motif de consultation principal du patient.

3.2 Au niveau du pilier

Concernant le pilier implantaire, nous retrouvons deux types de complications, les déformations ou les fractures. Elles ont généralement lieu au niveau de la partie qui joue le rôle de connexion avec l'implant et concernent majoritairement les piliers ayant une connexion interne avec l'implant.

Figure 20 : Radio mettant en évidence un fragment de pilier dans l'implant



Source : Lee et al., « Technique to retrieve implant abutment fragments », 2015.

3.3 Au niveau de la couronne

Les complications au niveau de la couronne ne sont pas propres aux couronnes sur implants, mais sont similaires à celles sur dents naturelles. Parmi elles, nous retrouvons les descellements et les fêlures/fractures de céramique.

3.3.1 Descellement de la couronne

Le descellement est une perte de rétention de la couronne qui se désolidarise du pilier. Il s'agit d'une complication que n'ont pas les couronnes transvissées. Quelque soit le matériau utilisé lors de la pose, un descellement est toujours possible. Lorsque cela arrive, le patient consulte avec la couronne à la main ou pour une couronne mobile. Une radiographie est donc nécessaire pour confirmer le diagnostic.

3.3.2 Fêlure/fracture de la céramique

La couronne sur implant peut être céramo-métallique ou céramo-céramique. La cosmétique est la couche externe de la couronne, la partie visible en bouche. Elle est la première à recevoir les forces exercées sur l'ensemble de la structure, c'est à dire les forces de mastication par les dents antagonistes, qu'elles soient naturelles ou non, ou encore les différents chocs liés à des traumatismes. Les complications biomécaniques retrouvées au niveau de la cosmétique sont les fêlures mais surtout les fractures, qu'on appelle également « chipping ». Elles peuvent être de plus ou moins grande étendue ou visibles selon la position de la dent remplacée, leur prise en charge sera donc plus ou moins urgente.

Figure 21 : Fracture de la céramique au niveau de l'angle mésial de la couronne sur implant remplaçant 21



Source : Dr. Atallah, 2019.

En conclusion, des complications biomécaniques peuvent survenir au sein de tous les composants prothétiques de la structure, que ce soit la vis, le pilier ou encore la couronne. Même si nous distinguons ici les complications une par une, il est bien évidemment possible d'en retrouver plusieurs au sein d'une même structure. Des examens clinique et radiographique sont indispensables afin d'écarter les diagnostics différentiels et évaluer la difficulté de la situation.

Nous allons décrire, dans les chapitres suivants, en passant du composant le plus interne au plus externe, les facteurs causant ou favorisant l'apparition de ces complications, ainsi que leurs prévalences retrouvées dans la littérature.

4 : Étiologie et prévalence

Le taux de survie d'une thérapeutique implantaire à un certain nombre d'années est le pourcentage de structures implantaires encore en place et fonctionnelles au bout de ce nombre d'années.

La revue systématique de Sailer et al.³² en 2012, nous montre qu'il n'y a pas de différence significative lorsque le taux de survie des prothèses sur implant scellées, unitaires ou plurales est comparé à celui des couronnes transvissées, cependant, concernant les restaurations unitaires sur implant, le taux de survie des couronnes scellées est de 96,5 % contre 89,3 % pour les couronnes transvissées. Les prothèses scellées présentent plus de complications biologiques alors que les prothèses transvissées présentent plus de complications biomécaniques, et ce sont les dévissages et les fractures de céramiques qui sont les plus rencontrés dans cette étude, en corrélation avec d'autres études.^{33 34}

La surcharge occlusale est l'étiologie commune aux complications biomécaniques mais chaque complication présente d'autres étiologies qui lui sont propres.

4.1 Au niveau de la vis

Les complications biomécaniques concernant la vis sont les plus fréquentes car elle est située au niveau du centre de rotation de la structure, et en est le composant de plus faible dimension, reliant les éléments ensemble.

4.1.1 Devissage

Selon la revue systématique de Sailer et al.³⁵, le taux de dévissage est de 3,9 % concernant les piliers de prothèses scellées et de 21,2 % concernant les prothèses transvissées.

³² Sailer et al., « Cemented and screw-retained implant reconstructions : a systematic review of the survival and complication rates ».

³³ Jung et al., « Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years ».

³⁴ Lemos et al., « Ceramic versus metal-ceramic implant-supported prostheses : a systematic review and meta-analysis ».

³⁵ Sailer et al., « Cemented and screw-retained implant reconstructions : a systematic review of the survival and complication rates ».

Les revues systématiques de Jung et al.^{36 37} et Pjetursson et al.³⁸ nous donnent respectivement un taux de dévissage de 8,8 % et 12,7 % après 5 ans des couronnes unitaires sur implant, sans prendre en compte le type de connexion implant-pilier (interne ou externe).

Ces différences peuvent s'expliquer par différents critères concernant le patient (âge, sexe, bruxisme, etc...), les matériaux utilisés (Titane, céramique, métaux précieux, etc...), de la position de l'implant (antérieure ou postérieure) ou encore du type de connexion implant-pilier (interne ou externe).

La revue de littérature de Gracis et al.³⁹, étudiant les complications biomécaniques des couronnes unitaires sur implant compare les connexions internes des connexions externes. Il semblerait que le taux de dévissage des piliers prothétiques à connexion externe était de 7,5 % à 3 ans, alors qu'il n'était que de 1,5 % à 3 ans pour les connexions internes, mais les auteurs ne précisent pas si cette différence est significative ou non.

4.1.1.1 Mécanisme du vissage⁴⁰

Lors du vissage, la vis est serrée par l'application d'un couple qui va développer une force. Elle subit une déformation élastique et s'allonge, créant une tension. Ces forces de tension sont les forces générées entre les spires de la vis et le filetage interne de l'implant, orientées dans le grand axe de ce dernier. La vis agit comme un ressort qui a été étiré, et ces forces de tension permettent la stabilité de la connexion implant/pilier, car elles vont permettre de serrer ces deux éléments ensemble.

4.1.1.2 Mécanisme du dévissage

La force de desserrage est la force qui s'oppose au serrage. Un dévissage a lieu lorsque la force de desserrage est supérieure à la force de serrage, ce qui engendre un glissement entre le filetage de la vis et le filetage interne de l'implant.

Bickford⁴¹ décrit deux étapes du dévissage :

- La présence de forces externes (torsion, cisaillement, traction) diminue la déformation élastique initiale de la vis conduisant à une diminution de la force de serrage.

³⁶ Jung et al., « A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns ».

³⁷ Jung et al., « Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years ».

³⁸ Pjetursson et al., « Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs) ».

³⁹ Gracis et al., « Internal vs. external connections for abutments/reconstructions : a systematic review ».

⁴⁰ Winkler et al., « Implant screw mechanics and the settling effect : overview ».

⁴¹ Bickford, *An introduction to the design and behavior of bolted joints, revised and expanded*.

- Une diminution supplémentaire de cette force de serrage entraîne des micromouvements au niveau de l'interface implant-pilier, générant une instabilité de la connexion et conduit à un desserrage de la vis

Un couple de serrage plus important aura pour conséquence une augmentation de la résistance au dévissage et ainsi la force nécessaire pour desserrer la vis, mais un couple de serrage trop important causerait une déformation permanente de la vis qui perd alors sa fonction, pouvant alors se desserrer ou se fracturer. Un couple de serrage trop faible pourrait causer un espace au niveau du joint de la connexion, la présence de micromouvements et ainsi une fatigue de la vis et un dévissage.⁴²

Il est donc nécessaire de respecter le couple de serrage indiqué par le fabricant, que nous pouvons contrôler en nous aidant d'une clé dynamométrique.

Lors du premier vissage, la perte de torque ou « settling effect »⁴³ a souvent été observée et peut être la cause du dévissage. Il s'agit d'une relaxation au niveau de l'emboîtement entre la vis et le filetage dans laquelle elle est insérée, résultant du tassement des irrégularités initialement présentes au niveau des surfaces en contact. En effet, il existe toujours des irrégularités sur les surfaces, quelque soit la précision de leur usinage. La force de serrage est réduite et il a été reporté que cette diminution a lieu de quelques secondes à plusieurs heures après le serrage initial^{44 45 46}. Certains auteurs conseillent donc de resserrer la vis de façon systématique 10 minutes après la première application du couple de serrage.⁴⁷

4.1.1.3 Facteurs influençant le dévissage

Nous avons vu plus haut que le couple de serrage joue un rôle dans l'apparition de dévissage. En effet, il doit être approprié, c'est à dire ni trop fort ni trop faible, et doit respecter les recommandations du fabricant.

⁴² Huang et Wang, « Mechanism of and factors associated with the loosening of the implant abutment screw : A review ».

⁴³ Winkler et al., « Implant screw mechanics and the settling effect : overview ».

⁴⁴ Huang et Wang, « Mechanism of and factors associated with the loosening of the implant abutment screw : A review ».

⁴⁵ Sakaguchi et Borgersen, « Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws ».

⁴⁶ Delben et al., « Evaluation of the effect of retightening and mechanical cycling on preload maintenance of retention screws ».

⁴⁷ Siamos, Winkler, et Boberick, « The relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses ».

Un dévissage peut également être le résultat d'une inadaptation du pilier⁴⁸, notamment au niveau de la connexion avec l'implant. Cette inadaptation favorise, comme nous l'avons décrit plus haut, la présence de micromouvements, une fatigue de la vis conduisant au dévissage voire à la fracture de la vis.

Il a été prouvé que le type de connexion implant-pilier influence sa stabilité et celle de la vis⁴⁹. Il existe deux types principaux de connexion : la connexion interne et la connexion externe. La surface de contact entre l'implant et le pilier est plus faible lorsque la connexion est externe, car il s'agit d'un hexagone de 1 à 2 mm de hauteur sur la partie coronaire de l'implant, ce qui favorise les micromouvements lors de l'application des forces externes et nuit ainsi à la stabilité de la connexion. La présence de ces micromouvements au niveau de l'interface implant-pilier sollicite la vis, et conduit ensuite à son dévissage voire à sa fracture. Ainsi, les forces exercées sur une structure à connexion externe sont directement transmises à la connexion et à la vis⁵⁰. Dans les connexions internes, le pilier présente une partie de plusieurs millimètres insérée dans l'implant, la surface de contact est donc supérieure à celle des connexions externes, diminuant ainsi les possibilités de micromouvements, réduisant ainsi les forces transmises à la vis. Pour réduire le risque de complications biomécaniques, il sera donc préférable de choisir un implant à connexion interne.⁵¹

4.1.2 Déformation de la vis

La littérature ne nous renseigne pas sur le taux de déformations de vis car les auteurs s'intéressent généralement plus aux complications qui les accompagnent, telles que le dévissage ou encore la déformation ou fracture du pilier.

4.1.3 Ovalisation du puit hexagonal de la vis

L'ovalisation du puit hexagonal de la vis résulte de la ductilité de son matériau qui se déforme, de son usure par vissages et dévissages répétés, de l'application d'une force excessive pendant le vissage, d'un engagement incorrect du tournevis ou de l'utilisation d'un tournevis inadapté⁵². En effet, un tournevis de diamètre légèrement inférieur, favorise l'usure du puit hexagonal et son ovalisation car il existe un petit jeu permettant au tournevis d'être plus « libre » dans le puit. Il n'y a pas de tournevis

⁴⁸ Binon, « The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability ».

⁴⁹ Kitagawa et al., « Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system ».

⁵⁰ Binon, « Implants and components: entering the new millennium ».

⁵¹ Sammour, Maamoun El-Sheikh, et Aly El-Gendy, « Effect of implant abutment connection designs, and implant diameters on screw loosening before and after cyclic loading : In-vitro study ».

⁵² Maalghagh-Fard et Jacobs, « Retrieval of a stripped abutment screw : a clinical report ».

universel. Même si la forme du tournevis reste dans la plupart des cas un hexagone, le diamètre des tournevis varient seulement de l'ordre du dixième de millimètre les uns des autres. Il faut utiliser celui correspondant à la marque de la vis afin d'avoir un ajustage plus précis⁵³. On retrouve plus souvent des ovalisations au niveau des vis de laboratoire, qui sont sollicitées de façon plus fréquente lors de la fabrication et des essayages répétés. En effet la vis qui servira lors de la pose de la prothèse doit être une vis neuve.

Toutefois, la littérature ne nous informe pas sur le taux d'ovalisation du puit hexagonal de la vis.

4.1.4 Fracture de la vis

Sailer et al.⁵⁴ nous donne un taux de fracture de vis à 5 ans de 0 % pour les couronnes transvissées et 0,4 % pour les couronnes scellées sans différence significative, ce qui est relativement faible par rapport aux taux de toutes les autres complications mécaniques.

Les fractures de vis font généralement suite à des dévissages qui n'ont pas été pris en charge, peuvent être associées à une fracture de pilier ou faire suite à un trauma. Les étiologies de cette complication sont similaires à celles des complications auxquelles elle est associée.

4.1.5 Altération du filetage interne de l'implant

Le filetage interne de l'implant peut être altéré de plusieurs façons, mais surtout par le côté mécanique des instruments ou autres matériels insérés dans l'implant. Cette altération peut être iatrogène, c'est à dire ayant lieu lors d'une manipulation par le praticien, par exemple lors de la tentative de dépose d'un fragment de vis en utilisant un ultra-son qui abîme et déforme le filetage interne de l'implant, ou alors lors de l'insertion et du vissage de la vis dans un mauvais axe. Ce sont des complications qui peuvent facilement être évitées en faisant preuve de vigilance. Le filetage interne de l'implant peut être endommagé suite à la survenue d'autres complications concernant la vis comme son dévissage ou sa fracture. La prévalence de cette complication n'est pas indiquée dans la littérature.

4.2 Au niveau du pilier

La prévalence des fractures de piliers n'est pas la même selon leur matériau et leur type de connexion avec l'implant. En effet, ces deux critères ont une influence sur la résistance à la fracture du pilier face

⁵³ Bert, *Gestion pratique des complications en implantologie*.

⁵⁴ Sailer et al., « Cemented and screw-retained implant reconstructions : a systematic review of the survival and complication rates ».

à l'étiologie principale qui est la surcharge occlusale, notamment face aux forces horizontales. Nous avons vu plus haut que le centre de rotation d'une structure implantaire est située au niveau du collet implantaire, au niveau de la connexion, là où la quasi-totalité des fractures ou déformations des piliers ont lieu. Elles ont généralement lieu au dessus de la plateforme implantaire pour les connexions externes, et en-dessous de la plateforme pour les connexions internes.⁵⁵

Les fractures de piliers en Titane sont relativement faibles et concernent en majorité les systèmes de connexion interne. Elles sont dues à une fatigue du métal et/ou à une surcharge occlusale et peuvent également faire suite à un dévissage non pris en charge, le pilier fait donc office de levier et est vulnérable face aux forces exercées sur la couronne.

4.2.1 Influence du matériau du pilier

L'étude in vitro de Sen et Us⁵⁶ compare la résistance des piliers en fonction du matériau, Zircon ou Titane, et du type de connexion, interne ou externe. Il en résulte que les piliers en Titane ont une résistance mécanique plus importante que ceux en Zircon. Les complications observées au niveau des piliers en Titane sont des déformations plastiques au niveau de la connexion avec l'implant, alors qu'il s'agit de fractures pour les piliers en Zircon.

Lorsqu'un praticien fait le choix d'utiliser un pilier en Zircon, il le fait pour des raisons esthétiques et plus rarement d'allergies au Titane. Même si la Zircon a de très bonnes propriétés mécaniques et a su faire ses preuves comme matériau de substitution au métal⁵⁷, elle reste moins résistante mécaniquement que le Titane, ce qui explique le taux de fracture des piliers en Zircon supérieur à celui des piliers en Titane. En effet, le Titane a de meilleures propriétés élastiques et supporte mieux les contraintes horizontales ou obliques créant des phénomènes de torsion. Des contraintes excessives exercées sur ce matériau conduiront plutôt à une déformation plastique du pilier et à une fracture de la vis ou autres complications la concernant.

Au contraire, la Zircon ayant des propriétés élastiques beaucoup plus faibles, des contraintes du même type entraîneront des fêlures ou fracture du pilier.

La résistance à la fatigue et à la fracture des piliers en Zircon augmente avec la présence de métal. Il existe maintenant des piliers TiBase, composés d'une base en Titane en rapport avec l'implant et une partie en céramique, en rapport avec la couronne, qui sont une très bonne alternative aux piliers en

⁵⁵ Gou et al., « Fracture of zirconia abutments in implant treatments : a systematic review ».

⁵⁶ Sen et Us, « Fatigue survival and failure resistance of titanium versus zirconia implant abutments with various connection designs ».

⁵⁷ Troadec, « Piliers zircon : rien que pour vos yeux ? : résistance et survie comparatif zircon vs titane ».

Zircone car sont plus résistants mécaniquement et respectent les propriétés esthétiques attendues pour un pilier en Zircone.^{58 59}

De plus, la Zircone ayant une dureté très importante et supérieure à celle du Titane, ce dernier est usé par une connexion avec de la Zircone par les micromouvements, ce phénomène s'appelle le fretting wear. L'utilisation de pilier TiBase forme une connexion Titane-Titane et évite ce phénomène d'usure.⁶⁰

4.2.2 Influence du type de connexion avec l'impant

La revue systématique de Gou et al.⁶¹ étudiant les fractures de piliers en Zircone dans les articles publiés entre 2009 et 2017, retrouve un taux de fracture des piliers en Zircone de 1 à 17 % selon les études. Tout comme l'étude de Sen et Us⁶², les fractures ont lieu majoritairement en postérieur et les auteurs retrouvent un taux de fracture plus élevé pour les piliers à connexions internes. La fracture des piliers en Zircone se fait généralement au niveau de la connexion, là où la céramique est la plus fine.

L'étude de Sen et us compare en plus les piliers en Titane et ne trouve pas de différence significative lorsqu'elle compare la résistance à la fracture des connexions internes des connexions externes.⁶³

L'étude de Jung et al.⁶⁴ ne nous donne pas de prévalence précise concernant le taux de fractures des piliers en Titane, mais un taux global incluant également les fractures de vis, de 0,35 % à 5 ans. Nous n'avons pas de précisions sur le taux de fracture des piliers en Titane seul.

Le type de connexion du pilier avec l'implant joue un rôle dans la transmission des forces occlusales. Comme nous l'avons décrit dans les étiologies du dévissage, une connexion interne crée moins de micromouvements grâce à une surface de contact plus importante entre le pilier et l'implant par rapport aux connexions externes, ce qui génère moins de contraintes au niveau de la vis et donc, plus de contraintes au niveau du pilier. Nous retrouvons plus de complications au niveau du pilier pour les connexions internes, et plus de contraintes au niveau de la vis pour les connexions externes.⁶⁵

⁵⁸ Cohen, « La Zircone ne suffit pas, le Titane ne meurt jamais : revue de littérature des piliers TiBase ».

⁵⁹ Gou et al., « Fracture of zirconia abutments in implant treatments : a systematic review ».

⁶⁰ Guillaume, « La connexion implant-prothèse ».

⁶¹ Gou et al., « Fracture of zirconia abutments in implant treatments : a systematic review ».

⁶² Sen et Us, « Fatigue survival and failure resistance of titanium versus zirconia implant abutments with various connection designs ».

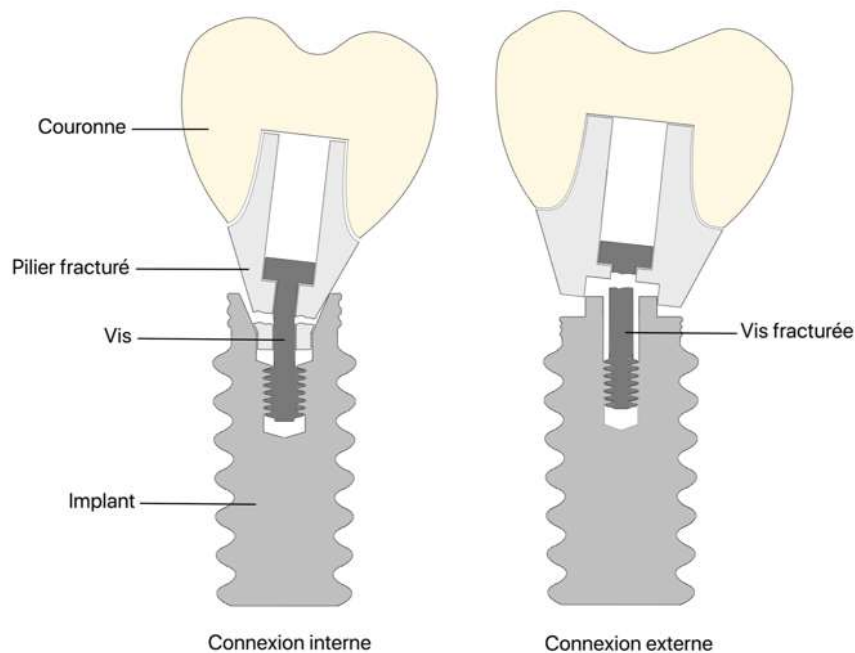
⁶³ Sen et Us.

⁶⁴ Jung et al., « A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns ».

⁶⁵ Coray, Zeltner, et Özcan, « Fracture strength of implant abutments after fatigue testing : a systematic review and a meta-analysis ».

Les fractures des piliers à connexions internes ont généralement lieu au niveau du collet ou à l'intérieur de l'implant, c'est à dire en dessous de sa plateforme, alors que celles des piliers à connexion externe, si elles ont lieu, sont situées au dessus de la plateforme de l'implant.

Figure 22 : Différence du lieu de fracture entre une connexion interne (gauche) et une connexion externe (droite)



Source : Auteur, 2020.

4.3 Au niveau de la couronne

4.3.1 Descellement

Selon la revue systématique de Jung et al.⁶⁶, le taux de descellement des couronnes sur implant est de 4,1 % à 5 ans, la deuxième complication la plus retrouvée dans cette étude après le dévissage.

La rétention d'une couronne est la combinaison de deux types : la rétention mécanique (dimension, forme, pilier, etc...), et chimique (ciment). Ces deux facteurs ont une influence dans la perte de rétention et donc du descellement.⁶⁷

⁶⁶ Jung et al., « Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years ».

⁶⁷ Naumova et al., « Influence of luting materials on the retention of cemented implant-supported crowns: an in vitro study ».

4.3.1.1 Rétention mécanique ^{68 69 70}

Le pilier est choisi en fonction de la situation clinique et plusieurs facteurs le concernant jouent un rôle dans la rétention de la couronne :

- Convergence des parois : la force de rétention de la couronne diminue avec la convergence des parois.
- Hauteur : La force nécessaire au scellement de la couronne augmente avec la hauteur du pilier mais cette influence est moindre que celle de la convergence des parois.
- Etat de surface : selon des études in vitro, le sablage augmente significativement la force de rétention du matériau de scellement en créant des rétentions micromécaniques, quelque soit le matériau utilisé.

4.3.1.2 Rétention chimique (matériau d'assemblage)

Plusieurs types de matériaux sont utilisés pour le scellement des couronnes sur les piliers implantaires. Ce sont ceux utilisés pour le scellement des couronnes provisoires ou d'usage sur dents naturelles. Leurs forces de rétentions sont plus ou moins importantes et cela présente des avantages et des inconvénients. Une couronne scellée avec un matériau ayant une force de rétention importante rencontrera peu voire pas de descellements, mais la réintervention sera plus difficile lorsqu'il faudra déposer la couronne pour accéder à la vis. Au contraire, l'utilisation d'un matériau ayant une force de rétention plus faible, facilitera la réintervention mais sera plus à risque de descellement. Le matériau « idéal » devra donc avoir une force suffisante pour retenir la restauration mais être assez « fragile » pour sa dépose.

Des études in vitro ^{71 72 73 74} ont comparé les forces de rétention de différents matériaux utilisés pour le scellement des couronnes sur les piliers implantaires. Après analyse de ces articles, nous pouvons lister, de façon non exhaustive, certains ciments par ordre décroissant de leur force de rétention :

- Polycarboxylate de zinc

⁶⁸ Bresciano, Schierano, et Preti, « Retention of luting agents on implant abutments of different height and taper ».

⁶⁹ Kunt et al., « Luting agent effectiveness on implant crown retention ».

⁷⁰ Cano-Batalla et al., « Influence of abutment height and surface roughness on in vitro retention of three luting agents ».

⁷¹ Naumova et al., « Influence of luting materials on the retention of cemented implant-supported crowns: an in vitro study ».

⁷² Kunt et al., « Luting agent effectiveness on implant crown retention ».

⁷³ Mehl et al., « Retrievability of implant-retained crowns following cementation ».

⁷⁴ Garg et al., « Retentiveness of various luting agents used with implant-supported prosthesis : an in vitro study ».

- Ciment verre ionomère
- Phosphate de zinc
- Ciment provisoire avec ou sans eugenol

Ce classement ne nous permet pas de choisir le ciment idéal pour le scellement d'une couronne sur implant car la rétention de la couronne est également influencée par d'autres facteurs que le praticien doit prendre en compte.

4.3.1.3 Antécédents de descellements

L'étude in vitro de Rödiger et al.⁷⁵ compare les forces de rétentions obtenues au rescellement après différentes techniques de nettoyage effectuées. Ce sont :

- Un nettoyage manuel uniquement à l'aide de curettes et de compresses,
- Un nettoyage manuel puis passage dans un bac à ultrasons,
- Un sablage

Seule la deuxième méthode n'obtient pas de différences significatives entre les forces de rétention au premier scellement et au rescellement. Les forces de rétentions obtenues au rescellement après nettoyage avec les deux autres méthodes sont significativement plus faibles. L'observation au microscope des surfaces nettoyées met en évidence de nombreux résidus de ciments après un nettoyage manuel seul, ce qui explique cette différence, mais une surface rugueuse dépourvue de ciment après un sablage.

Nous avons vu plus haut que la force de rétention augmentait après un sablage. La diminution de la force de rétention obtenue dans cette étude et dans celle de Naumova et al.⁷⁶, pourrait s'expliquer par une détérioration et une perte de substance de la surface par des sablages répétés qui causerait une perte de l'ajustement initial de la couronne sur le pilier, ainsi qu'une surface très homogène qui réduirait la « friction » des particules de ciment sur celle-ci. Toutefois, la comparaison des méthodes de nettoyage n'est limitée qu'aux ciments provisoires et il est compliqué de s'appuyer sur une seule étude pour affirmer cette hypothèse. Il nous faudrait de nouvelles études plus approfondies sur le sujet afin de pouvoir dégager un protocole de rescellement.

⁷⁵ Rödiger et al., « Evaluation of removal forces of implant-supported zirconia copings depending on abutment geometry, luting agent and cleaning method during re-cementation ».

⁷⁶ Naumova et al., « Influence of luting materials on the retention of cemented implant-supported crowns: an in vitro study ».

4.3.2 Fracture de la céramique

La revue systématique de Sailer et al.⁷⁷ nous donne un taux de chipping de la céramique à 5 ans de 2,8 % concernant les couronnes scellées et de 9,6 % pour les couronnes transvissées, mais cette différence n'est pas significative. Cette différence serait causée par la rupture de continuité de la céramique au niveau du puit d'accès de la vis, confirmé par l'étude de Torrado et al.⁷⁸ qui comparent la résistance à la fracture de la céramique des couronnes céramo-métalliques transvissées et scellées par une étude in vitro. Ils indiquent que la présence d'un puit d'accès à la vis diminue significativement la résistance de la céramique à la fracture, quelque soit sa position sur la face occlusale. Néanmoins, la diminution de la largeur de la couronne dans le sens vestibulo-lingual n'affecte pas la résistance à la fracture de la céramique d'une couronne scellée.

Les revues systématiques de Jung et al.⁷⁹ et de Lemos et al.⁸⁰, ne nous indiquent pas de différence significative concernant le taux de fracture de céramique des couronnes céramo-métalliques comparées aux céramo-céramiques.

La fracture de la céramique est la troisième complication la plus retrouvée dans les études de Jung et al.^{81 82} après le dévissage et la perte de rétention (descellement) avec respectivement un taux de 4,5 % et 3,5 % à 5 ans, et est la complication biomécanique la plus fréquente dans l'étude de Lemos et al.⁸³.

Les étiologies des fractures de céramiques évoquées dans la littérature ne concernent pas uniquement la surcharge occlusale mais concernent également la fabrication de la couronne. L'étude d'Esquivel-Upshaw et al.⁸⁴ évoque plusieurs étiologies possibles :

- Le design inadéquat de la couronne notamment de l'infrastructure qui est la partie qui supporte la céramique. Qu'elle soit métallique ou céramique, sa forme doit être adaptée à la situation clinique, elle doit permettre de soutenir suffisamment la céramique d'émailage,

⁷⁷ Sailer et al., « Cemented and screw-retained implant reconstructions : a systematic review of the survival and complication rates ».

⁷⁸ Torrado et al., « A comparison of the porcelain fracture resistance of screw-retained and cement-retained implant-supported metal-ceramic crowns ».

⁷⁹ Jung et al., « Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years ».

⁸⁰ Lemos et al., « Ceramic versus metal-ceramic implant-supported prostheses : a systematic review and meta-analysis ».

⁸¹ Jung et al., « A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns ».

⁸² Jung et al., « Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years ».

⁸³ Lemos et al., « Ceramic versus metal-ceramic implant-supported prostheses : a systematic review and meta-analysis ».

⁸⁴ Esquivel-Upshaw et al., « Randomized clinical trial of implant-supported ceramic-ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses : preliminary results ».

surtout sur les parties qui reçoivent le plus de charges occlusales. Une augmentation de son épaisseur à ces niveaux diminue l'épaisseur de la céramique d'émaillage qui a en général des propriétés mécaniques plus faible, le risque de fracture est augmenté au niveau de la céramique non soutenue par l'infrastructure.

- L'épaisseur de la céramique d'émaillage (couche externe) qui doit tout de même être suffisante pour permettre une résistance appropriée de la prothèse. Cependant, des études montrent que la quantité de fêlures augmente avec son épaisseur ainsi que son refroidissement rapide lors de la fabrication^{85 86}. Ces fêlures constituent des sources de fragilité et sont souvent à l'origine de fractures de la céramique.
- La différence de coefficient de dilatation thermique entre les matériaux⁸⁷ : ce coefficient décrit la variation de la taille d'un objet à pression constante, sous un changement de température. Une différence de plus de 10 % du coefficient de dilatation thermique entre la céramique d'émaillage et son infrastructure, quelque soit son matériau, céramique ou métal, associé à un refroidissement rapide provoque la formation de fêlures qui sont des sources de stress résiduel, en raison d'une mauvaise conductivité thermique entre la céramique et l'infrastructure. En effet, nous pouvons comparer cette situation à la casse d'un verre chauffé et refroidi brusquement. Lorsqu'un corps est chauffé, il se dilate, puis se rétracte quand il refroidit. La surface refroidissant plus vite, tente de se rétracter mais en est empêchée par la partie au cœur qui est encore chaude et dilatée, ce qui fait apparaître des contraintes de traction, provoquant des fêlures.
- La qualité de la fabrication de la céramique, notamment la présence de bulles qui augmente la probabilité de fracture. L'étude de Nakamura et al.⁸⁸ analyse la présence de bulles au niveau de différents types de couronnes céramo-céramiques : les couronnes monobloc réalisées par CFAO, celles réalisées par la méthode de pressée, et celles dont l'infrastructure est réalisée par CFAO et l'émaillage manuellement. Cette étude montre que les couronnes monobloc réalisées par la méthode de pressée contiennent la plus grande quantité de bulles, suivies des couronnes à infrastructure céramique par CFAO, dont les bulles retrouvées sont principalement situées au niveau de l'émaillage manuel, et des couronnes monobloc réalisées par CFAO qui n'en présentent qu'en très faible quantité.

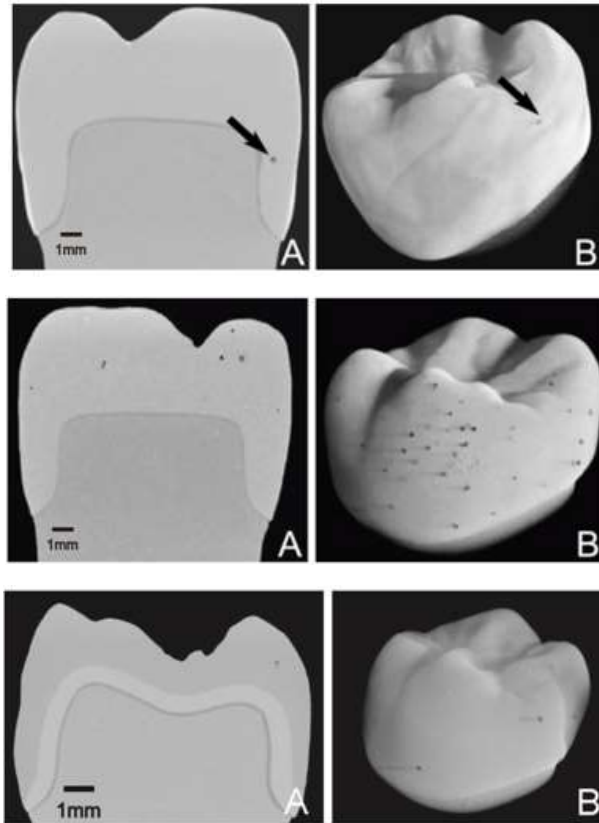
⁸⁵ Guazzato et al., « Influence of thickness and cooling rate on development of spontaneous cracks in porcelain/zirconia structures ».

⁸⁶ Swain, « Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures ».

⁸⁷ Swain.

⁸⁸ Nakamura et al., « Analysis of internal defects in all-ceramic crowns using micro-focus x-ray computed tomography ».

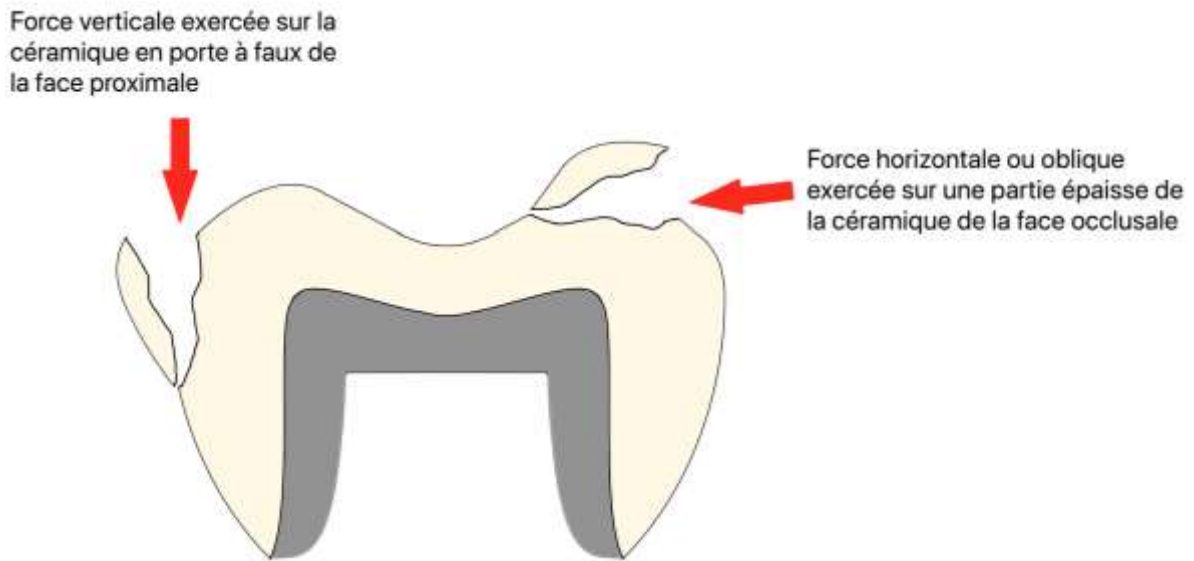
Figure 23 : Présence de bulles au niveau d'une couronne céramique monobloc réalisée par CFAO (haut), par la méthode de pressée (milieu), et d'une couronne à infrastructure céramique par CFAO (bas)



Source : Nakamura et al., « Analysis of internal defects in all-ceramic crowns using micro-focus x-ray computed tomography », 2007.

- Orientation des charges : tout comme pour l'ensemble de la structure, les forces horizontales et obliques sont moins bien supportées que les forces verticales. En effet, les forces horizontales ou obliques exercées sur la couronne sont principalement reçues au niveau de la face occlusale, là où la céramique a une épaisseur plus importante et donc risque de se fêler ou fracturer. Cet effet est similaire aux forces verticales reçues au niveau des faces proximales en porte à faux, conduisant à une fracture de la céramique par manque de soutien par l'infrastructure.

Figure 24 : Schéma illustrant les fractures de céramique selon l'orientation des forces



Source : Auteur, 2020.

Pour résumer, voici trois tableaux récapitulatifs des étiologies et prévalences des différentes complications biomécaniques des couronnes unitaires implanto-portées, en fonction du composant du dispositif implantaire concerné, et un tableau comparant les prévalences des complications biologiques et esthétiques pour ces mêmes couronnes :

Tableau 4 : Étiologies et taux des différentes complications au niveau de la vis

Complication	Etiologies	Auteur	Année	Prévalence
Dévissage	<ul style="list-style-type: none"> - Surcharge occlusale - Perte de torque ou « settling effect » - Couple de serrage insuffisant - Couple de serrage trop important - Inadaptation du pilier 	Sailer et al. ⁸⁹	2012	<ul style="list-style-type: none"> - 3,9 % des piliers de prothèses scellées - 21,2 % des prothèses transvissées
		Jung et al. ⁹⁰	2012	8,8 % à 5 ans
		Jung et al. ⁹¹	2008	12,7 % à 5 ans
		Pjetursson et al. ⁹²	2007	
		Gracis et al. ⁹³	2012	<ul style="list-style-type: none"> - 7,5 % à 3 ans pour les connexions externes - 1,5 % à 3 ans pour les connexions internes
Déformation de la vis	<ul style="list-style-type: none"> - Autres complications (dévissage, fracture de vis, fracture du pilier...) - Iatrogène 	<i>Non quantifié</i>		
Ovalisation du puit hexagonal de la vis	<ul style="list-style-type: none"> - Usure par vissage/dévissage répétés - Application de forces excessives pendant le vissage - Utilisation d'un tournevis inadapté 	<i>Non quantifié</i>		
Fracture de vis	<ul style="list-style-type: none"> - Surcharge occlusale - Dévissage non pris en charge - Traumatisme 	Sailer et al. ⁹⁴	2012	0 à 0,4 % à 5 ans
Altération du filetage interne de l'implant	<ul style="list-style-type: none"> - Iatrogène (utilisation d'ultrasons, mauvaise insertion de la vis, etc...) - Autres complications comme le dévissage ou la fracture de vis 	<i>Non quantifié</i>		

Source : Auteur, 2020.

⁸⁹ Sailer et al., « Cemented and screw-retained implant reconstructions : a systematic review of the survival and complication rates ».

⁹⁰ Jung et al., « Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years ».

⁹¹ Jung et al., « A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns ».

⁹² Pjetursson et al., « Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs) ».

⁹³ Gracis et al., « Internal vs. external connections for abutments/reconstructions : a systematic review ».

⁹⁴ Sailer et al., « Cemented and screw-retained implant reconstructions : a systematic review of the survival and complication rates ».

Tableau 5 : Étiologies et taux des différentes complications au niveau du pilier

Complication	Etiologies	Auteur	Année	Prévalences
Fracture du pilier	<ul style="list-style-type: none"> - Surcharge occlusale Facteur influençants : - Matériau utilisé (Zircone) - Type de connexion (interne) 	Gou et al. ⁹⁵	2019	- 1 à 17 % des piliers en Zircone

Source : Auteur, 2020.

Tableau 6 : Étiologies et taux des différentes complications au niveau de la couronne

Complication	Etiologies	Auteur	Année	Prévalences après 5 ans
Descellement	<ul style="list-style-type: none"> - Surcharge occlusale - Utilisation d'un ciment de scellement avec force de rétention faible - Hauteur du pilier faible - Convergence importante des parois du pilier - Antécédent de descellement / rescellement 	Jung et al. ⁹⁶	2012	4,1 %
Fracture de céramique	<ul style="list-style-type: none"> - Surcharge occlusale, notamment les forces horizontales et obliques - Design inadéquat de la couronne, notamment de l'infrastructure - Céramique d'émaillage trop épaisse - Différence de coefficient de dilatation thermique entre les matériaux de l'infrastructure et la céramique d'émaillage - Présence de bulles dans la céramique 	Sailer et al. ⁹⁷	2012	<ul style="list-style-type: none"> - 2,8 % pour les couronnes scellées - 9,6 % pour les couronnes transvissées
		Jung et al. ⁹⁸	2008	4,5 %
		Jung et al. ⁹⁹	2012	3,5 %

Source : Auteur, 2020.

⁹⁵ Gou et al., « Fracture of zirconia abutments in implant treatments : a systematic review ».

⁹⁶ Jung et al., « Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years ».

⁹⁷ Sailer et al., « Cemented and screw-retained implant reconstructions : a systematic review of the survival and complication rates ».

⁹⁸ Jung et al., « A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns ».

⁹⁹ Jung et al., « Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years ».

Tableau 7 : Tableau comparant la prévalence des complications biologiques et esthétiques des couronnes unitaires implanto-portées

Complication	Auteur	Année	Prévalence après 5 ans
Biologiques	Jung et al. ¹⁰⁰	2008	- 9,7 % de péri implantites et/ou complications au niveau des tissus mous - 6,3 % de pertes osseuses supérieures à 2 mm
	Jung et al. ¹⁰¹	2012	- 7,1 % de complications au niveau des tissus mous - 5,2 % de pertes osseuses supérieures à 2 mm
	Sailer et al. ¹⁰²	2012	Perte osseuse > 2 mm : - 2,8 % pour les couronnes scellées - 0 % pour les couronnes transvissées
Esthétiques	Jung et al. ¹⁰³	2012	7,1 %

Source : Auteur, 2020.

En conclusion, les prévalences diffèrent d'une complication à une autre et d'une étude à une autre. En effet, les études ont des critères de sélection différents notamment sur les matériaux ou le mode de fabrication des différents éléments de la structure implantaire. Nous pouvons retenir que concernant les complications biomécaniques, le dévissage est la complication la plus retrouvée dans la littérature, suivi de la fracture de céramique ou du descellement selon les études. Les complications biomécaniques présentent une prévalence plus importante que les biologiques, qui sont suivis par les complications esthétiques.

La surcharge occlusale est la principale étiologie de la majorité des complications mécaniques des prothèses sur implant, mais elle est souvent associée à d'autres facteurs influençant l'apparition et l'aggravation de ces complications. Ces facteurs sont liés à la qualité de la conception, de la fabrication de la prothèse, au choix du matériau ou encore au type de connexion implant-prothèse. Chacune de ces complications présente ses spécificités et une complication peut faire suite à une autre, c'est

¹⁰⁰ Jung et al., « A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns ».

¹⁰¹ Jung et al., « Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years ».

¹⁰² Sailer et al., « Cemented and screw-retained implant reconstructions : a systematic review of the survival and complication rates ».

¹⁰³ Jung et al., « Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years ».

pourquoi il faut les prendre en charge rapidement. Nous verrons dans le chapitre suivant les différentes techniques de gestion de ces complications retrouvées dans la littérature, que nous pouvons utiliser dans notre pratique quotidienne.

5 : Gestion des complications

Les praticiens qui ont recours, dans leur pratique, à la réalisation de couronnes implanto-portées doivent être capables de pouvoir gérer les complications qui sont susceptibles d'avoir lieu. De ce fait, ils doivent avoir connaissance des différentes techniques existantes qu'ils pourront utiliser afin de maîtriser ce type de problème. La gestion des complications passe dans un premier temps par la prévention. Certaines méthodes sont à réaliser en amont de la pose de la prothèse afin de faciliter la gestion d'une future complication. Il existe bien évidemment une multitude de techniques possibles pour la gestion d'une même complication, plus ou moins similaires les unes des autres.

5.1 Au niveau de la vis

La gestion des complications concernant la vis n'est pas facile car il s'agit d'un élément de faible dimension, situé parfois au niveau postérieur dont l'accès et la visibilité peuvent être réduits. Des aides optiques sont dans ces cas-là très utiles.

5.1.1 Dévissage

La gestion d'un dévissage peut sembler facile car il pourrait suffir de revisser la prothèse sur l'implant, ainsi, le patient pourra repartir avec sa couronne remise en place. Cependant, la cause du dévissage doit également être retrouvée et supprimée afin d'éviter la répétition d'un tel événement. De plus, avant de pouvoir dévisser la vis, il faudrait d'abord pouvoir accéder à la tête de vis afin de pouvoir y insérer le tournevis. Les techniques décrites dans la littérature sont souvent des techniques de prévention.

5.1.1.1 Couronne transvissée

Les situations les plus simples concernent les couronnes transvissées. En effet, il suffit de retrouver le composite qui a permis de combler le puit d'émergence de la vis et de le déposer. Afin de le reconnaître plus facilement, certains praticiens décident de mettre un composite d'une teinte légèrement différente de celle de la céramique. Dans d'autres cas, et pour des raisons esthétiques, la ressemblance est tellement grande qu'il est moins facile de le retrouver. Le choix de réaliser une couronne transvissée est celui vers lequel de nombreux praticiens se tournent dès que cela est possible, afin de pouvoir prendre en charge plus simplement ces complications relativement fréquentes.

5.1.1.2 Couronne scellée

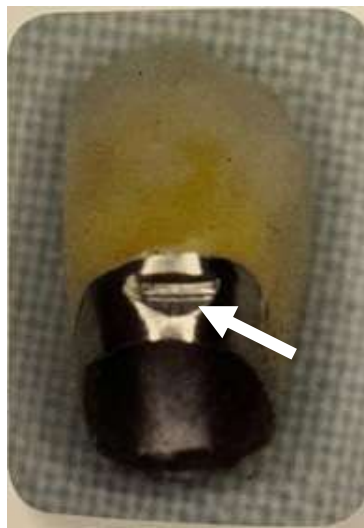
La situation est cependant plus difficile pour les couronnes scellées. L'accès à la vis n'est pas aussi simple, il y a deux solutions :

- Déposer la couronne afin d'accéder au pilier et donc au puit d'émergence de la vis afin de pouvoir la dévisser,
- Réaliser un accès à la vis à travers la couronne sans la déposer, en la fraisant.

5.1.1.2.1 Dépose de la couronne

La dépose d'une couronne scellée n'est pas facile car l'ajustage de la couronne avec le pilier est souvent très précis au niveau des limites du joint, et ne permet pas l'insertion d'un instrument de type arrache-couronne. Lors de la réalisation de l'armature, il peut être demandé au prothésiste de réaliser une petite encoche^{104 105} au niveau du collet de la couronne, sur une partie qui ne gêne pas l'esthétique de celle-ci, généralement en lingual ou palatin, afin de pouvoir y insérer un embout d'arrache-couronne s'il était nécessaire de la déposer. Cette encoche sera bien évidemment réalisée sur une partie métallique dépourvue de céramique. L'inconvénient de cette technique est l'accumulation de plaque au niveau de l'encoche et il est possible de retrouver un inconfort au niveau lingual, généralement rapidement oublié par le patient.

Figure 25 : Encoche réalisée sur l'armature d'une couronne scellée

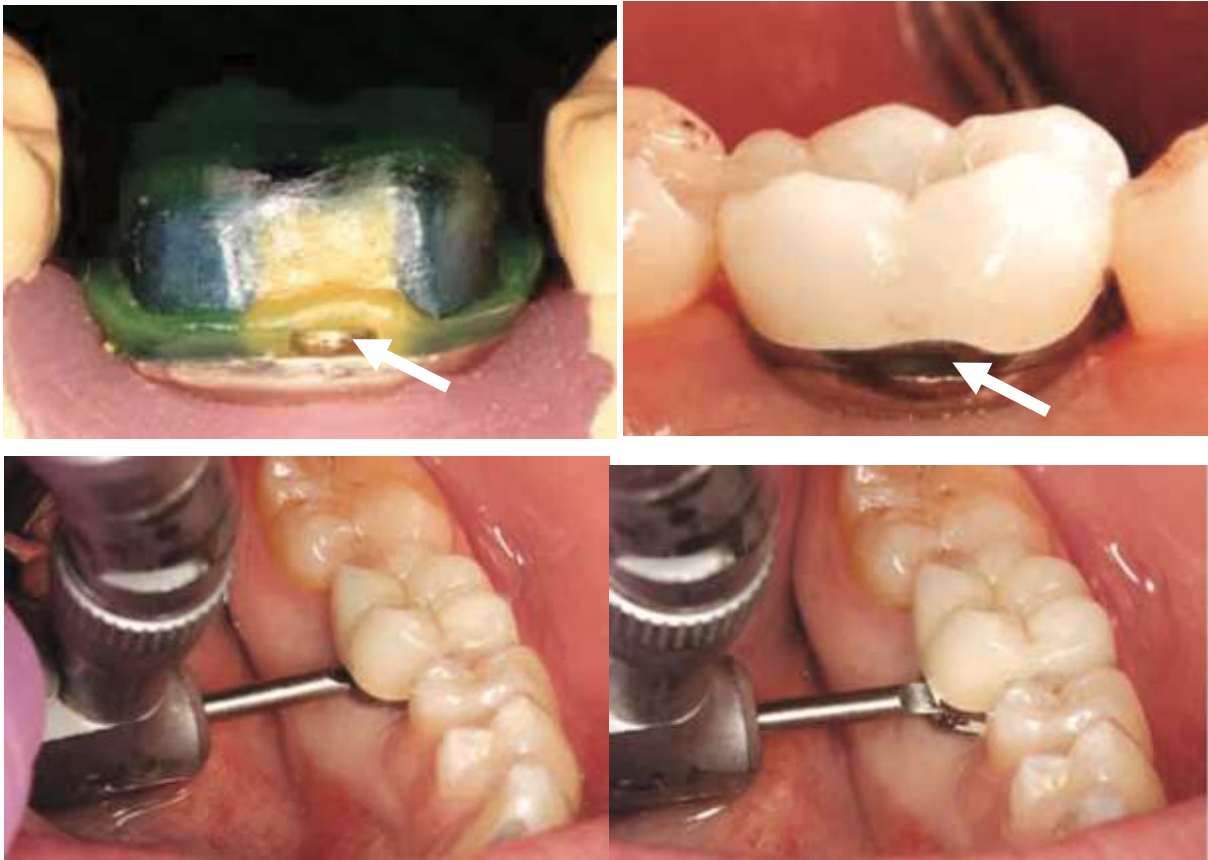


Source : Bert, *Gestion pratique des complications en implantologie*, 2016.

¹⁰⁴ Schweitzer, Berg, et Mancía, « A technique for retrieval of cement-retained implant-supported prostheses ».

¹⁰⁵ Bert, *Gestion pratique des complications en implantologie*.

Figure 26 : Encoche réalisée sur l'armature de la couronne, au niveau du joint armature-pilier et descellement de la couronne



Source : Schweitzer, Berg et Mancina, « A technique for retrieval of cement-retained implant-supported prostheses », 2011.

La dépose de la couronne avec un arrache-couronne présente des risques de complications au niveau des autres composants de la structure comme la fracture de la vis, de la céramique ou encore l'altération du filetage interne de l'implant, c'est pourquoi nous pouvons opter, en fonction de la situation clinique, pour la deuxième solution, qui est de réaliser un accès à la vis à travers la couronne par fraisage.

5.1.1.2.2. Accès à la vis

Le but étant de conserver au maximum l'intégrité de la couronne, il nous faut connaître la position du « puit d'émergence » de la vis car il ne se situe pas toujours au centre de la face occlusale, selon la situation clinique. Plusieurs techniques sont proposées dans la littérature, mais certaines sont des techniques de prévention, réalisées en amont de la pose de la prothèse ou nécessitent d'avoir gardé le modèle de travail du patient, ayant servi à la réalisation de la prothèse.

5.1.1.2.2.1. Le point de maquillage¹⁰⁶

Lors de la fabrication de la couronne sur implant, à l'étape du biscuit, avant le glaçage, il peut être demandé au prothésiste de réaliser un point de maquillage au niveau du « puit d'émergence » supposé de la vis. Ainsi, lorsque le praticien rencontrera un problème nécessitant de déposer la couronne, il pourra être guidé par ce point qui lui indiquera la position du fraisage dans le sens mésio-lingual mais aussi vestibulo-lingual. Cependant, il faudra également faire un cliché radiographique afin de visualiser l'axe du fraisage à réaliser.

Figure 27 : Point de maquillage réalisé sur la céramique par le prothésiste lors de la réalisation de la couronne, et accès visible de la vis après fraisage



Source : Schwedhelm et Raigrodski, « A technique for locating implant abutment screws of posterior cement-retained metal-ceramic restorations with ceramic occlusal surfaces », 2006.

Sur cette figure, le prothésiste a suivi la technique suivante : avec le pilier en place sur le modèle, il a d'abord réalisé des marquages sur le modèle de travail en plâtre en reportant la position du puit d'émergence de la vis sur les dents collatérales et au niveau de l'entablement (cf. figure 27). Il a ensuite placé la couronne à l'étape du biscuit sur le pilier, a réalisé un point de maquillage sur la face occlusale de la couronne avant l'étape du glaçage final en utilisant du colorant utilisé pour le maquillage de la céramique. En fraisant au niveau de ce point, le praticien a pu accéder à la tête de la vis et la dévisser

¹⁰⁶ Schwedhelm et Raigrodski, « A technique for locating implant abutment screws of posterior cement-retained metal-ceramic restorations with ceramic occlusal surfaces ».

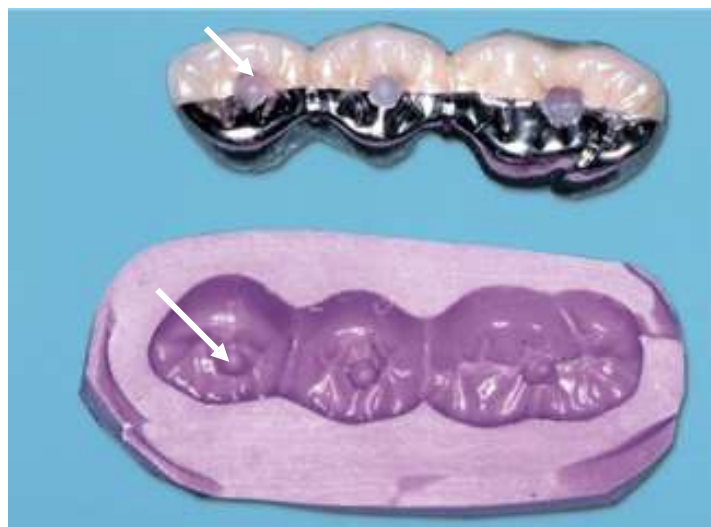
avant de la remplacer. Une fois la nouvelle vis serrée avec le couple de serrage indiqué par le fabricant et la radio de contrôle réalisée, la tête de vis est protégée par une boulette de coton ou du téflon et un composite est placé au niveau du puit d'émergence afin de le combler.

Cette technique est limitée aux couronnes postérieures pour des raisons esthétiques car en antérieur, l'épaisseur de céramique étant plus faible, nous avons un risque plus important de la fragiliser ou la fracturer. De plus, nous avons également un risque d'abîmer le bord libre de la couronne ou de traverser la face vestibulaire en fraisant dans l'axe du puit de vis localisé idéalement sur le cingulum.

5.1.1.2.2.2. Le guide en silicone¹⁰⁷

La localisation du puit d'accès se fait de façon similaire à la technique du maquillage avec un point de maquillage, c'est à dire à partir du pilier sur le modèle en plâtre. Une petite perle de cire de type cire de wax-up est alors posée sur la position définie, et un guide en silicone de type C est réalisé sur la couronne. Lorsque le praticien aura besoin de ce guide en silicone, il lui suffira de perforer l'indentation de la cire, placer le guide sur la couronne et marquer la position du fraisage. Comme pour le point de maquillage, cette technique ne nous informe pas sur l'axe de fraisage à réaliser. L'inconvénient par rapport à la technique précédente est la nécessité de conservation et de stockage des guides en silicone. L'avantage est qu'il n'y a pas d'altération esthétique de la céramique par un point de maquillage.

Figure 28 : Guide en silicone



Source : Hill, « A simple permanent index for abutment screw access for cemented implant-supported crowns », 2007.

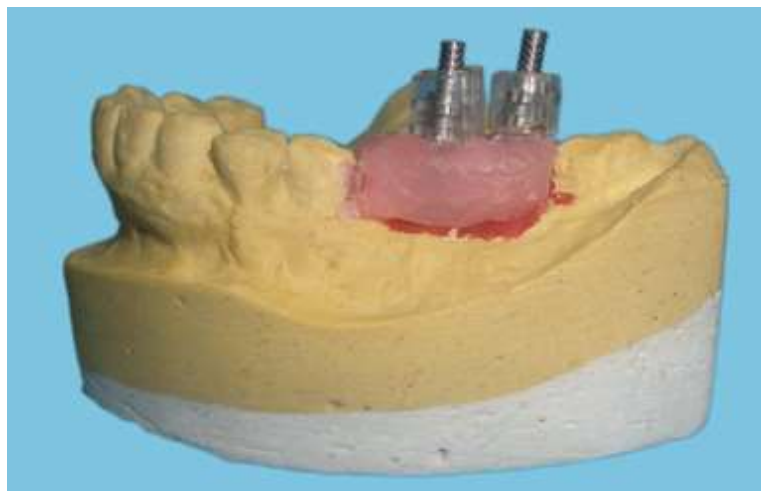
¹⁰⁷ Hill, « A simple, permanent index for abutment screw access for cemented implant-supported crowns ».

5.1.1.2.2.3. Le guide en résine ¹⁰⁸

Il s'agit de la fabrication d'un guide en résine à partir du modèle de travail qui a servi à fabriquer la couronne, présentant l'analogue d'implant et le transfert d'empreinte. Cette technique exige d'avoir gardé le modèle en plâtre du patient. L'article de Radi et Alfahd de 2016 décrit les étapes de réalisation de ce guide.

La technique est la suivante : après avoir confirmé radiologiquement le diagnostic de dévissage, le modèle de travail est récupéré et le transfert vissé sur l'analogue d'implant. L'emplacement de la prothèse est comblé avec de la cire et un liquide séparateur est enduit sur le modèle. Un tube en plastique de type canule d'aspiration est coupé sur une longueur d'environ 5 mm, est légèrement chauffé pour pouvoir être déformé et est placé autour du transfert. Une pâte de résine acrylique est ensuite réalisée et placée de part et d'autre du tube en plastique en veillant à bien recouvrir les faces occlusales des dents antérieures et postérieures à l'implant. Une fois la résine durcie, le guide est récupéré et placé et bouche, le fraisage pourra donc être réalisé en suivant l'axe des parois du tube en plastique.

Figure 29 : Résultat obtenu après mise en place de cire et des tubes en plastique autour des transferts pour le guide de fraisage



Source : Radi et Alfahd, « A technique for retrieving cement-retained implant prostheses », 2016.

¹⁰⁸ Radi et Alfahd, « A technique for retrieving cement-retained implant prostheses ».

Figure 30 : Guide en résine obtenu à partir du modèle en plâtre du patient

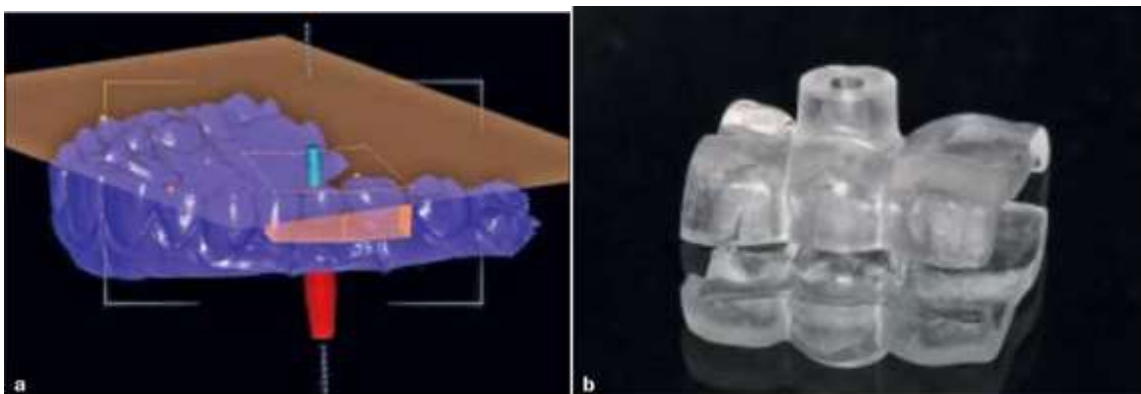


Source : Radi et Alfahd, « A technique for retrieving cement-retained implant prostheses », 2016.

Il existe bien évidemment des variantes en termes de matériaux et matériels utilisés pour la réalisation de ce type de guide mais le principe est le même. L'avantage de ce guide est qu'il nous renseigne sur la position du puit d'émergence et de l'axe dans lequel il faudra fraiser. L'inconvénient est la nécessité de stockage de tous les modèles des patients et le temps de réalisation de ce guide.

Une des variantes est la réalisation de ce guide par CFAO¹⁰⁹, par le biais d'une empreinte optique avec une caméra intrabuccale de la couronne et la réalisation d'un CBCT. Il s'agit d'une technique similaire à celle utilisée pour la réalisation de guide de forage pour la pose d'implants.

Figure 31 : Réalisation d'une guide de fraisage par fabrication assistée par ordinateur



Source : Mai, Kim et Lee, « Double-step image superimposition technique for fabricating a drilling guide to access the abutment screw in implant prostheses », 2016.

¹⁰⁹ Mai, Kim, et Lee, « Double-step image superimposition technique for fabricating a drilling guide to access the abutment screw in implant prostheses ».

5.1.1.2.2.4. La photographie^{110 111}

Elle nous permet d'enregistrer la position du puit d'émergence dans les trois sens de l'espace. Sur la figure ci-dessous, l'auteur réalise des photographies du pilier avec une sonde parodontale qui permet de repérer la position du puit dans le sens mésio-distal et corono-apical. Il réalise ensuite ces mêmes photographies avec la couronne en place, avec la sonde au même endroit que sur les premières photos.

Figure 32 : Utilisation de la photographie pour localiser le puit d'émergence de la vis, exemple d'une dent antérieure



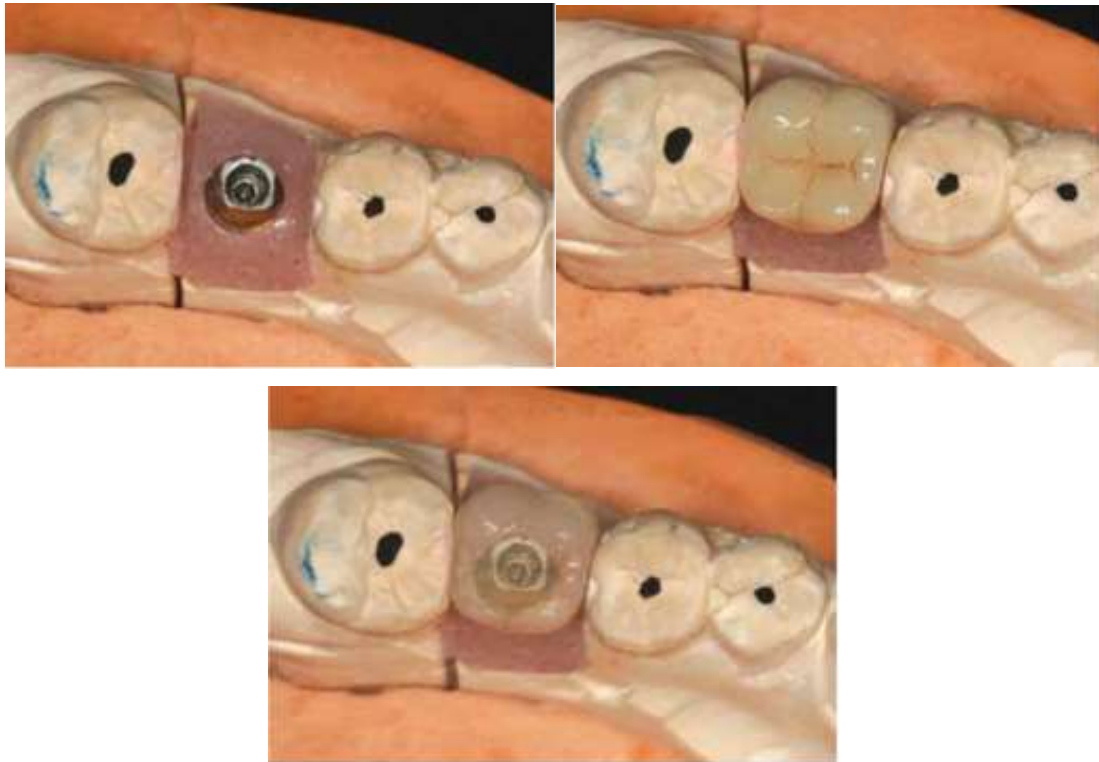
Source : Daher et Morgano, « The use of digital photographs to locate implant abutment screws for implant-supported cement-retained restorations », 2008.

Une autre technique serait de réaliser une photo du pilier, une photo de la couronne avec la même angulation de l'appareil photo et de superposer les deux images en transparence avec un logiciel spécifique, comme dans la figure suivante :

¹¹⁰ Daher et Morgano, « The use of digital photographs to locate implant abutment screws for implant-supported cement-retained restorations ».

¹¹¹ Figueras-Alvarez et al., « A method for registering the abutment screw position of cement-retained implant restorations ».

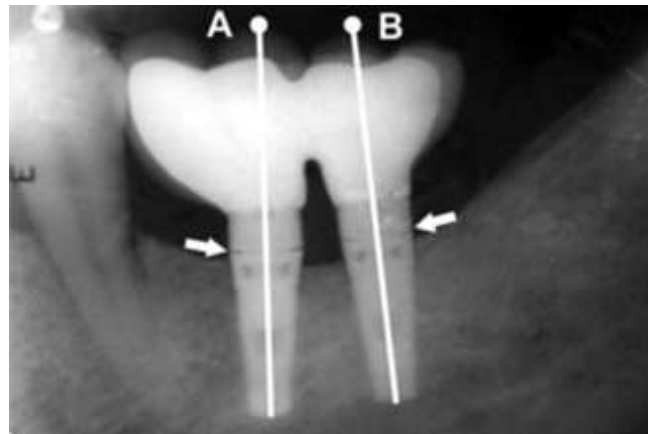
Figure 33 : Utilisation de la photographie pour localiser le puit d'émergence de la vis



Source : Figueras-alvarez et al., « A method for registering the abutment screw position of cement-retained implant restorations », 2010.

Lorsque le praticien n'a pas réalisé en amont une de ces techniques afin d'anticiper la dépose de la couronne, la dernière solution restante est de réaliser une radio rétro-alvéolaire afin de visualiser l'axe de l'implant et donc du fraisage. Cependant, cette technique est aléatoire car le point de fraisage au niveau de la face occlusale dans le sens vestibulo-lingual ne peut qu'être estimé, car la radio n'étant qu'un cliché en deux dimensions, elle nous permet seulement de connaître la position du point dans le sens mésio-distal. Sur la figure ci-dessous, un trait a été tracé sur la radiographie en suivant le grand axe des implants jusqu'à la face occlusale, les points A et B étant les points estimés de fraisage dans le sens mésio-distal.

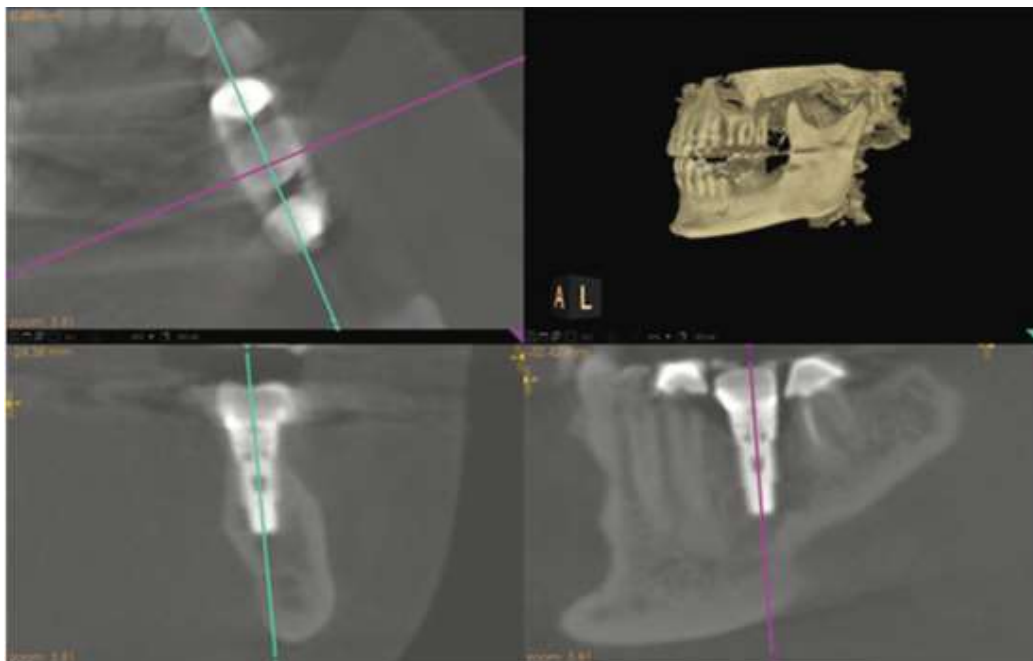
Figure 34 : Tracé du grand axe des implants



Source : Patil, « A technique for repairing a loosening abutment screw », 2011.

Le praticien peut également réaliser un cone beam qui nous permettra de visualiser en trois dimensions l'axe et la position du fraisage, mais cela constitue des irradiations importantes pour le patient et nécessite d'avoir le matériel à disposition.

Figure 35 : Visualisation sur un CBCT de la position et de l'axe du fraisage dans les 3 dimensions



Source : Wicks, Shintaku et Johnson, « Three-dimensional location of the retaining screw axis for a cemented single tooth implant restoration », 2012.

Après avoir déposé la vis initiale, elle doit être remplacée par une nouvelle vis et être vissée avec le couple de serrage indiqué par le fabricant.

5.1.2 Déformation de la vis

Malgré nos recherches, aucun auteur ne nous donne d'informations sur la gestion d'une vis déformée car ce sont la gestion des autres complications associées qui sont généralement décrites.

5.1.3 Ovalisation du puit hexagonal de la vis

Lorsqu'un puit hexagonal d'une vis est ovalisé, nous ne pouvons plus la dévisser. Le tournevis ne s'agrippe plus à la vis et tourne « dans le vide ». Il faut donc trouver un instrument qui nous permette de la faire tourner. Il existe dans le commerce, des instruments, souvent vendus par les marques de matériel implantaire, ayant une forme globale similaire à un tournevis mais avec une extrémité présentant des spires. Cet instrument va s'accrocher à la paroi interne du puit hexagonal en étant vissé dans celui-ci dans le sens anti-horaire, y être bloqué et faire tourner la vis en y appliquant une force dans le sens du dévissage. Parmi ces instruments nous pouvons citer le Screw Removal Tool (SRT) de Zimmer (cf. figure 36) ou l'Abutment screw retrieval instrument de Nobel Biocare. L'inconvénient est que ce matériel est à usage unique puisqu'il reste coincé dans la tête de vis après sa dépose et représente un coût important pour la gestion de cette complication.

Figure 36 : Screw Removal Tool ou SRT avant utilisation (à gauche), après utilisation avec la vis (à droite)



Source : Auteur, 2019.

Une autre technique que nous pouvons citer pour la gestion de cette complication est celle de l'utilisation du tournevis et d'une feuille de digue¹¹². Elle consiste à entourer l'extrémité du tournevis par un fragment de feuille de digue, qui va lui permettre de s'agripper à la vis, en s'interposant entre les deux parties. La feuille de digue peut également être remplacée par du téflon.

Figure 37 : Tournevis entouré d'un fragment de feuille de digue



Source : Al Amri, « Management of a fractured multiunit maxillary implant-supported fixed prosthesis with stripped abutment screws using a hybrid cement-retained and screw-retained design », 2016.

5.1.4 Fracture de la vis

Dans les cas de fractures de vis, la première chose à faire est de déposer la partie coronaire et mobile de la structure, en dévissant la partie coronaire de la vis, si cet ensemble n'est pas déjà désolidarisé du reste de la structure. Cette situation est gérée de la même manière que pour un dévissage.

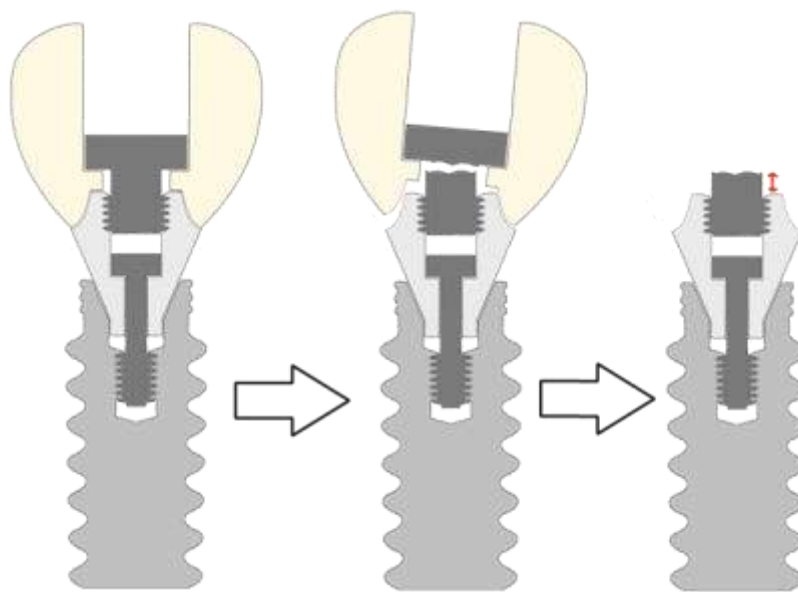
Il faut ensuite déposer le fragment apical de la vis fracturée qui est resté à l'intérieur de l'implant ou du pilier pour, au final, pouvoir récupérer l'implant afin de permettre, si possible, de réaliser à nouveau une prothèse. Dans les cas les plus simples, le fragment de vis est situé coronairement avec quelques millimètres en dehors de l'implant ou du pilier et pourra être agrippé par une pince de type pince à suture et dévissé. Dans d'autres cas, cela peut être une complication difficile à gérer, en particulier lorsque le fragment de vis est situé en profondeur dans l'implant et/ou lorsque nous ne pouvons pas

¹¹² Al Amri, « Management of a fractured multiunit maxillary implant-supported fixed prosthesis with stripped abutment screws using a hybrid cement-retained and screw-retained design : a 5-year follow-up clinical report: hybrid retention implant-supported prosthesis ».

avoir de vision directe de la vis, notamment pour un implant situé en postérieur ou au niveau osseux. De plus, déposer un fragment de vis situé à l'intérieur de l'implant pourrait endommager la partie interne voire conduire à sa perte.

La fracture d'une vis de prothèse est généralement une complication plus simple à gérer que celle d'une vis de pilier car elle se situe moins en profondeur et est plus facile d'accès. Les fractures de vis de prothèse ont majoritairement lieu juste en dessous de la tête de vis, qui est la partie qui retient la couronne. Cette dernière se désolidarise du reste de la structure emportant avec elle la tête de la vis. Le fragment du corps de la vis restant dans la structure présente une proéminence en dehors du pilier correspondant à l'épaisseur de la partie de la couronne située sous la tête de vis, représentée avec une double flèche rouge sur la figure 38. Cette partie proéminente pourra être agrippée avec une pince à suture et dévissée.¹¹³

Figure 38 : Schéma illustrant le lieu le plus probable d'une fracture de vis prothétique



Source : Auteur, 2020.

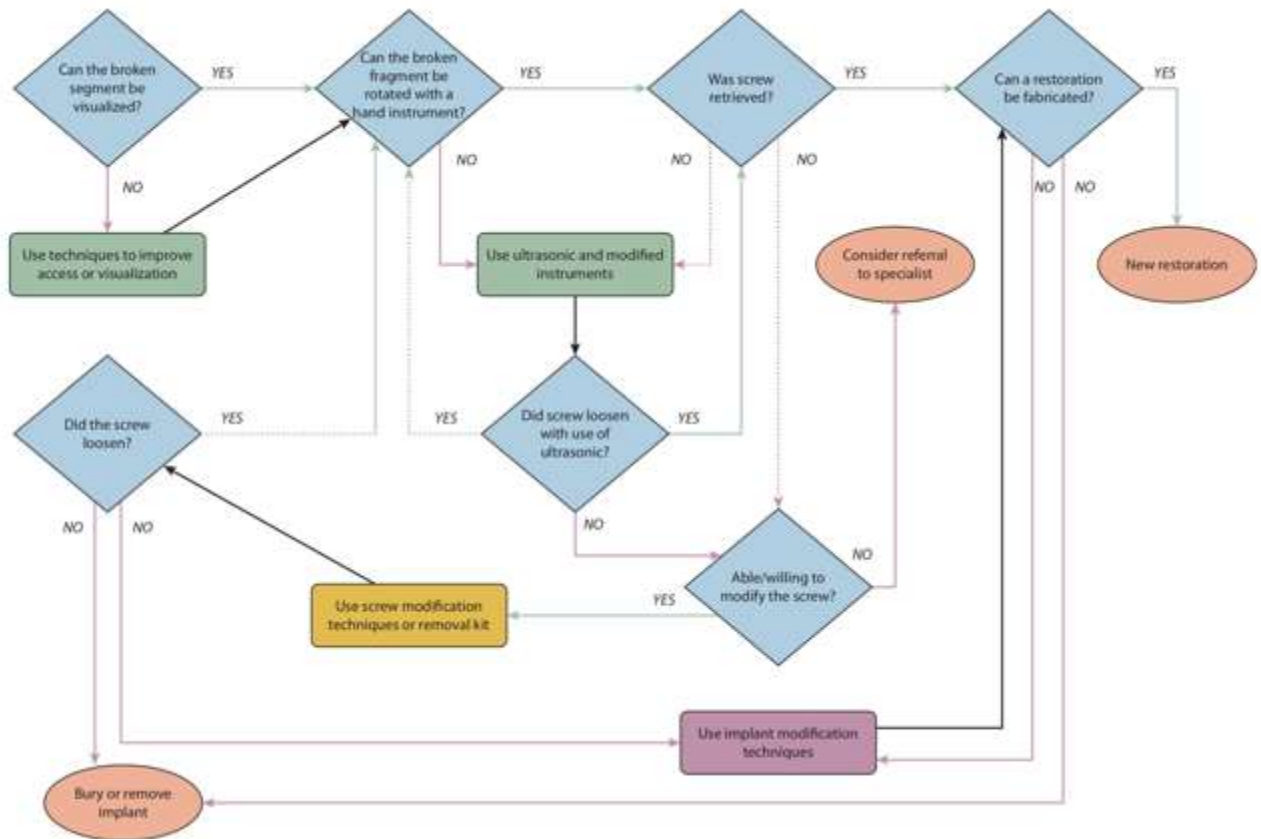
Mizumoto et al.¹¹⁴ ont réalisé en 2018 un arbre décisionnel (cf. figure 39) concernant la technique à adopter pour la gestion de la fracture d'une vis de prothèse ou de pilier, en fonction de sa visibilité, de la possibilité de la faire bouger, de la modifier etc... Ces techniques vont d'un risque faible de survenu de dommages irréversibles causés lors de la dépose du fragment de la vis, c'est à dire avec l'utilisation

¹¹³ Bert, *Gestion pratique des complications en implantologie*.

¹¹⁴ Mizumoto, Jamjoom, et Yilmaz, « A risk-based decision making tree for managing fractured abutment and prosthetic screws : A systematic review ».

d'une instrumentation basique, d'ultrasons ou une modification de l'instrumentation, passant par le risque modéré par modification de la vis pour la déposer, au risque élevé par modification de l'implant.

Figure 39 : Arbre décisionnel pour la gestion d'une fracture de vis



Source : Mizumoto, Jamjoom et Yilmaz, « A risk-based decision making tree for managing fractured abutment and prosthetic screw », 2018.

5.1.4.1 Technique de rotation de la vis par un instrument manuel sans modification de la vis

La surface fracturée d'une vis présente des aspérités sur lesquelles nous pouvons nous appuyer avec un instrument manuel comme une sonde ou une fraise flamme montée sur un contre angle non activé qui servira de manche. L'extrémité de l'instrument s'accroche sur les aspérités et en tournant manuellement dans le sens du dévissage, nous pouvons faire remonter la vis à condition que le filetage interne de l'implant ne soit pas endommagé, laissant le fragment glisser librement. Le dévissage est d'autant plus simple si la vis est déjà desserrée. Cette technique est celle qu'il faut utiliser dans un premier temps car c'est la technique la moins délabrante et présentant moins de risques de dommages irréversibles.

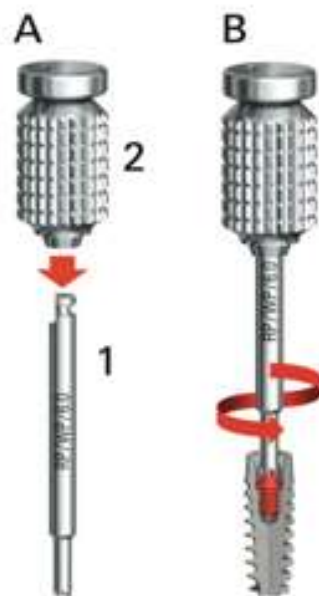
Figure 40 : Utilisation d'une sonde pour déposer un fragment de vis fracturée



Source : Mizumoto, Jamjoom et Yilmaz, « A risk based decision making tree for managing fractured abutment and prosthetic screws: a systematic review », 2018.

Il existe également des kits spécifiques fournis par les marques d'implants (trousse Neo Screw Remover de Neobiotech par exemple), présentant un instrument avec une extrémité dentelée (de type Fragment Fork de Neobiotech ou Abutment Screw Remover de Nobel Biocare), que l'on monte sur une pièce à main à basse vitesse tournant en sens inverse des aiguilles d'une montre. Une fois l'extrémité de l'instrument est au contact de la surface fracturée du fragment de vis, une légère pression est appliquée et la pièce à main activée pour faire remonter la vis.

Figure 41 : Extracteur de vis de pilier Abutment Screw Remover de Nobel Biocare



Source : Nobel Biocare®, « Instruments pour extraction de vis de pilier ».

Si cette technique ne permet pas de desserrer la vis, certains auteurs¹¹⁵, contrairement à Mizumoto et al.¹¹⁶, ne recommandent pas l'utilisation d'ultrasons car cela pourrait endommager le filetage interne de l'implant et compliquer la situation, une modification du fragment de vis est nécessaire.

5.1.4.2 Technique de rotation de la vis par un instrument manuel avec modification de la vis

Le principe de rotation avec un instrument manuel est le même que la technique précédente mais avec en plus une modification de la vis qui va nous permettre d'avoir une accroche plus importante. En effet, les aspérités créées par la fracture sont parfois insuffisantes et nous avons besoin de modifier la vis pour pouvoir y insérer un instrument. La modification consiste à réaliser une simple encoche ou une rainure avec une fraise diamantée de faible diamètre en faisant attention à ne pas endommager le filetage interne de l'implant. Les contre-angles que nous utilisons quotidiennement tournent « à droite », c'est à dire dans le sens des aiguilles d'une montre ou du vissage. Cela peut être problématique car nous risquons de visser d'avantage le fragment lors de la réalisation de l'encoche et donc de le faire descendre plus en profondeur. La solution est d'utiliser le moteur en « tourne à gauche » c'est à dire dans le sens du dévissage. L'encoche réalisée ne doit pas être centrée sur la surface mais sur le côté car si elle est centrée, nous ne pourrions pas « tirer » dessus pour faire tourner le fragment. Nous utilisons ensuite la même méthode que précédemment pour faire tourner la vis dans le sens du dévissage, avec un instrument manuel.

Satwalekar et al.¹¹⁷, nous décrivent une technique consistant à réaliser une rainure sur la surface de fracture et à modifier un excavateur en coupant son extrémité perpendiculairement à l'axe de l'instrument afin de s'en servir comme un tournevis.

Figure 42 : Rainure réalisée sur le fragment de vis et excavateur modifié



Source : Satwalekar et al., « A simple and cost effective method used for removal of a fractured implant abutment screw: a case report », 2013.

¹¹⁵ Bert, *Gestion pratique des complications en implantologie*.

¹¹⁶ Mizumoto, Jamjoom, et Yilmaz, « A risk-based decision making tree for managing fractured abutment and prosthetic screws : A systematic review ».

¹¹⁷ Satwalekar et al., « A simple and cost effective method used for removal of a fractured implant abutment screw : a case report ».

Une autre technique plus couteuse est de réaliser un forage d'environ 1 mm de profondeur au centre du fragment afin d'y insérer le même instrument que celui utilisé pour dévisser une vis dont le puit hexagonal est ovalisé, comme le Screw Removal Tool (SRT) de Zimmer ou encore l'Abutment screw retrieval instrument de Nobel Biocare. Cette technique est plus couteuse car elle utilise du matériel spécifique et à usage unique.

5.1.4.3 Dépose du filetage d'une vis de pilier dans un implant

Afin de pouvoir déposer le fragment du filetage de la vis resté dans l'implant, il nous faut utiliser un instrument assez fin, pouvant être inséré entre deux spires du filetage interne de l'implant. L'instrument utilisé n'est autre qu'une lime endodontique qui sera pliée à 90° à son extrémité, insérée entre deux spires du filetage de l'implant au delà du fragment de vis, et tournée dans le sens du dévissage afin de pousser et « dévisser » le fragment.

Figure 43 : Lime endodontique courbée et filetage de la vis retiré d'un implant



Source : Satterthwaite et Rickman, « Retrieval of a fractured abutment screw thread from an implant », 2008.

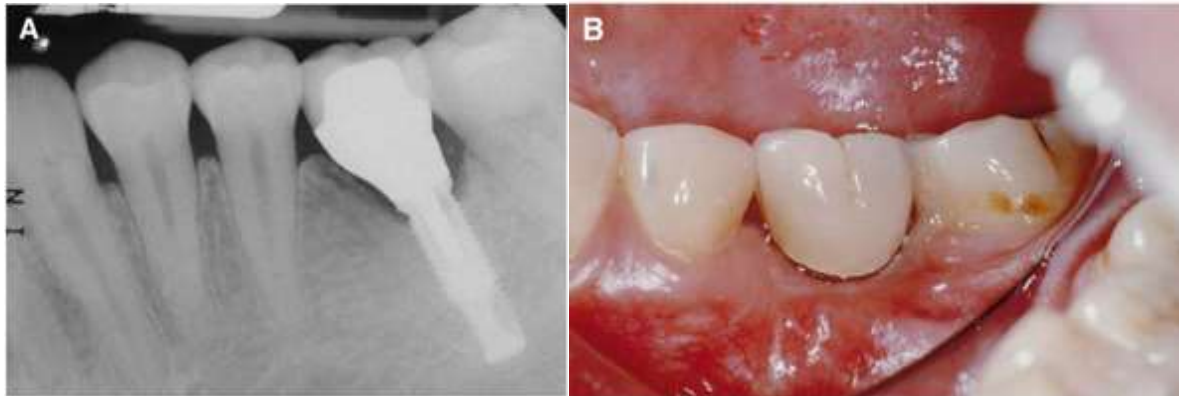
5.1.4.4 Modification de l'implant

La modification de l'implant est la dernière solution à envisager avant la dépose de ce dernier, en cas d'impossibilité de déposer le fragment de vis par les autres solutions plus conservatrices. Cette décision sera prise avec l'avis du patient, en prenant en compte la possibilité ou la volonté du patient de subir une nouvelle intervention chirurgicale, ou encore le facteur financier. Une des techniques décrites dans la littérature est celle de Pow et Wat¹¹⁸ qui consiste à détruire le fragment de vis par fraisage et d'éliminer le filetage interne de l'implant par fraisage avec une fraise diamantée droite. Un transfert personnalisé est ensuite réalisé avec de la résine chemopolymérisable et inséré dans

¹¹⁸ Pow et Wat, « A technique for salvaging an implant-supported crown with a fractured abutment screw ».

l'implant. Une nouvelle couronne est réalisée avec une connexion avec l'implant et un tenon, le tout est finalement scellé dans l'implant, comme le principe d'un inlay core. Cependant, nous nous retrouvons face à un risque de complication biologique, par la présence de ciment de scellement.

Figure 44 : Radio (A) et photo intraorale (B) de la nouvelle couronne obtenue après modification de l'implant



Source : Pow et Wat, « A technique for salvaging an implant-supported crown with a fractured abutment screw », 2006.

5.1.5 Altération du filetage interne de l'implant

Le filetage interne d'un implant a une configuration différente d'une marque à l'autre, il faudra au préalable identifier la marque et le type d'implant avant de toucher à son filetage interne et utiliser le matériel spécifique à cette marque pour ne pas risquer de l'endommager davantage. L'instrument utilisé est un taraud, qui a une forme complémentaire au filetage de l'implant et est vissé à l'intérieur de celui-ci afin de remettre en forme les spires du filetage. Une fois ce dernier réalisé il faut réévaluer la conservabilité de l'implant et la possibilité de réaliser une nouvelle prothèse.

Figure 45 : Screw Tap Repair de Nobel Biocare



Source : Nobel Biocare®, « Instruments pour extraction de vis de pilier ».

5.2 Au niveau du pilier

Lorsqu'un pilier fracture, il n'est plus réutilisable et doit être remplacé. La difficulté qui peut être rencontrée est de déposer un fragment de pilier situé à l'intérieur de l'implant. Cette situation concerne les piliers à connexion interne, dont la fracture se situe en général en dessous de la plateforme de l'implant.

Figure 46 : Radio montrant un fragment de pilier en zircone fracturé dans l'implant



Source : Roe et al., « Retrieval of a fractured zirconia implant abutment using a modified crown and bridge remover: a clinical report: retrieval of a fractured zirconia implant abutment », 2011.

Les méthodes classiques sont l'utilisation d'une sonde, d'un excavateur ou encore d'ultrasons pour essayer de faire remonter le fragment. Lee et al.¹¹⁹ nous proposent une technique simple et non onéreuse consistant à utiliser un ciseau à bout rond modifié dans son extrémité, comme sur la figure ci dessous :

Figure 47 : Ciseaux à bout rond avant modification (gauche) et après modification (droite)

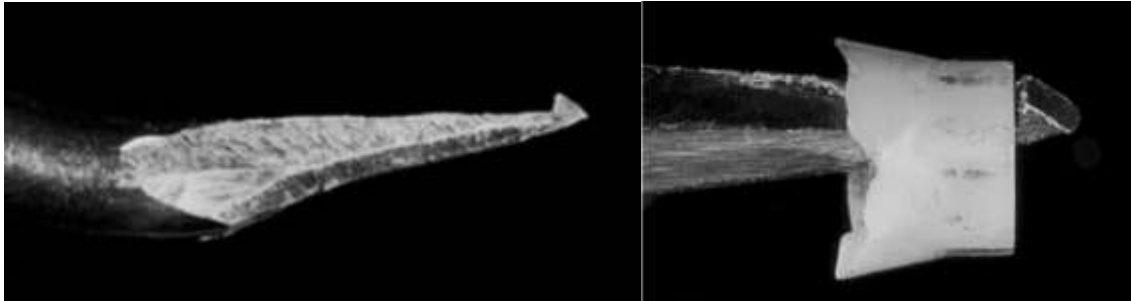


Source : Lee et al., « Technique to retrieve implant abutment fragments », 2015.

¹¹⁹ Lee et al., « Technique to retrieve implant abutment fragments ».

Roe et al¹²⁰ nous proposent une technique similaire en utilisant un arrache-couronne modifié, comme sur la figure ci-dessous :

Figure 48 : Arrache couronne modifié (à gauche), avec pilier déposé (à droite)



Source : Roe et al., « Retrieval of a fractured zirconia implant abutment using a modified crown and bridge remover: a clinical report: retrieval of a fractured zirconia implant abutment », 2011

L'extrémité obtenue après modification doit être de taille inférieure au diamètre de la vis et l'entaille réalisée doit avoir une profondeur inférieure à 1mm. Nous pouvons nous aider d'un analogue d'implant pour voir si la modification est suffisante ou non. Le bord externe de l'extrémité doit être assez aigu pour pouvoir s'accrocher au pilier. Le ciseau modifié est ensuite inséré dans le pilier de sorte que les bords aigus soient en contact avec la surface interne du fragment de pilier, qui sera desserré avec des petits mouvements dans tous les sens (jiggling motion) et un mouvement vertical qui va retirer le fragment. Cette technique ne pourra pas être utilisée dans les cas de faible ouverture buccale.

5.3 Au niveau de la couronne

5.3.1 Descellement

La gestion du descèlement d'une couronne sur implant est similaire à celle d'une couronne dento-portée. Après avoir confirmé le diagnostic, il est nécessaire de vérifier qu'il n'y a pas d'autres complications associées, et identifier la cause, un manque de rétention mécanique, chimique, une suroclusion ou autre, et l'éliminer pour éviter tout nouveau descèlement.

Comme nous l'avons vu plus haut, plusieurs facteurs influencent la rétention de la couronne sur le pilier : le type de ciment, la géométrie et la hauteur du pilier, et le nombre de

¹²⁰ Roe et al., « Retrieval of a fractured zirconia implant abutment using a modified crown and bridge remover: a clinical report : retrieval of a fractured zirconia implant abutment ».

descelllements/rescelllements ayant déjà eu lieu. Parmi eux, seul le ciment peut être modifié lors d'un rendez-vous d'urgence.

Plusieurs solutions sont possibles pour le rescelllement, après nettoyage du pilier et de la couronne :

- Utilisation du même ciment que pour le premier scellement
- Utilisation d'un ciment ayant des forces de rétention plus importantes
- Utilisation d'un ciment ayant des forces de rétention faibles en vue d'une modification du pilier, et donc d'une réintervention ultérieure plus facile.

Lorsqu'il ne s'agit pas du premier descèlement, le praticien choisira dans un premier temps de modifier le ciment de scellement par un autre qui apportera une force de rétention plus importante.

Le ciment de scellement, l'état de surface du pilier et la convergence de ses parois sont des facteurs « modifiables », tandis que la hauteur du pilier est limitée par l'espace prothétique disponible cliniquement. Lorsque cet espace est faible, il sera conseillé de réaliser une couronne transvissée plutôt qu'une couronne scellée.

5.3.2 Fracture de la céramique

L'urgence dans la gestion d'une fracture de la céramique d'une couronne sur implant est tout d'abord la gestion esthétique du problème et/ou éventuellement les blessures causées par cette fracture. Dans l'immédiat, nous ne pouvons bien évidemment pas remplacer la céramique qui a été fracturée. S'il s'agit d'une couronne postérieure, il faudra dans un premier temps polir la céramique qui peut être coupante et blesser les tissus mous. S'il s'agit d'une dent antérieure, nous pouvons dans un premier temps combler la partie fracturée par du composite avec une teinte bien choisie.

Figure 49 : Fracture de céramique sur la couronne de 21 comblée par du composite le jour de la consultation



Source : Dr. Atallah, 2019.

Comme nous pouvons le voir sur la figure ci-dessus, le composite est une solution de temporisation qui donne des résultats esthétiques satisfaisants.

Le protocole est le suivant :

- Choix de la teinte du composite
- Mise en place d'un champ opératoire
- Mordançage de la céramique avec de l'acide fluorhydrique pendant 20 secondes pour les vitrocéramiques au disilicate de lithium (Emax), 1 minute pour les céramiques feldspathiques
- Rinçage et séchage (on doit obtenir un aspect blanc crayeux)
- Application de silane
- Evaporation des solvants du silane (possibilité d'accélérer l'évaporation par chauffage, par exemple avec une lampe à photopolymériser chauffante)
- Application d'un adhésif universel
- Etaler avec un coup de soufflette, polymérisation
- Application du composite, polymérisation.
- Polissage avec des fraises diamantée bague rouge, disque à polir, obus à polir.

Dans un deuxième temps, il faudra réévaluer la nécessité ou non de refaire une nouvelle couronne ou du moins la céramique, selon la position et l'importance de la céramique fracturée. En effet, il peut parfois suffire de la polir. Si une nouvelle couronne est nécessaire, sa réalisation suivra une méthode

classique de réalisation d'une couronne sur implant. Il faudra également trouver la cause de la fracture afin de pouvoir réduire les risques de fractures ultérieures.

En conclusion, la gestion de ces différentes complications biomécaniques demande parfois la possession et l'utilisation de matériels spécifiques qu'il est préférable d'avoir dans notre pratique de tous les jours, surtout si l'on est amené à être confronté à ce genre de situation. Il existe une grande variété de matériels due à la présence de nombreuses marques sur le marché. Nous retrouvons bien évidemment des alternatives en termes de matériaux ou de matériels utilisés dans les techniques décrites plus haut, le praticien doit s'adapter à la situation clinique qu'il rencontre.

Conclusion

En conclusion, la réhabilitation d'un édentement unitaire par une thérapeutique implantaire est le mode de réhabilitation de choix lorsque cela est possible, après avoir pris en compte les différents facteurs concernant le patient et sa situation clinique. Les recherches et les avancées dans ce domaine se font tous les jours afin réduire au maximum les complications que peuvent rencontrer les chirurgiens-dentistes, qu'elles soient d'ordre esthétique, biologique ou biomécanique.

La prise en charge d'une complication biomécanique ne se limite pas seulement à remplacer ou réparer l'élément en question mais il est indispensable de rechercher la cause de la complication afin de pouvoir prévenir la réitération de cet événement. La connaissance des étiologies de ces complications est donc nécessaire.

La principale étiologie des complications biomécaniques des couronnes sur implant est la surcharge occlusale, c'est pourquoi le réglage de l'occlusion est une étape clinique importante, qu'il ne faut pas négliger. Le réglage de l'occlusion en implantologie ne doit pas uniquement respecter les notions de l'occlusion conventionnelle, car les différences de comportement de l'implant par rapport à une dent naturelle ne nous le permettent pas. Les complications biomécaniques des couronnes sur implants les plus retrouvées dans la littérature sont les dévissages et les fractures de céramiques.

Il existe plusieurs méthodes pour gérer un type de complication, elles sont plus ou moins conservatrices et vont dépendre du cas clinique, de l'expérience du praticien, et du matériel qu'il possède dans sa pratique. Le matériel utilisé dans les méthodes de gestion décrites plus haut sont, pour certaines, du matériel spécifique à la marque de l'implant qu'il ne faut pas négliger pour une gestion optimale de la complication. Ces méthodes vont d'une « récupération aisée » jusqu'à devoir modifier le matériel implantaire, par exemple la vis ou l'implant, de manière irréversible, pouvant causer des dommages rendant impossible une restauration « normale » du dispositif implantaire.

Bibliographie

- 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. [https://doi.org/10.1016/S0300-9785\(81\)80077-4](https://doi.org/10.1016/S0300-9785(81)80077-4).
- Akagawa, Y., Y. Ichikawa, H. Nikai, et H. Tsuru. « Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing ». *The journal of prosthetic dentistry* 69, n° 6 (1993): 599-604. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(93\)90289-Z](https://doi.org/10.1016/0022-3913(93)90289-Z).
- Al Amri, M. D. « Management of a fractured multiunit maxillary implant-supported fixed prosthesis with stripped abutment screws using a hybrid cement-retained and screw-retained design : a 5-year follow-up clinical report: hybrid retention implant-supported prosthesis ». *Journal of prosthodontics* 25, n° 4 (2016): 330-34. <https://doi.org/10.1111/jopr.12433>.
- 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, n° s4 (2009): 32-47. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01785.x>.
- Bert, M. « Fonction occlusale de la canine en implantologie ». *Actualités odonto-stomatologiques* 11, n° 273 (2015): 6. <https://doi.org/10.1051/aos/2015116>.
- . *Gestion pratique des complications en implantologie*. Les Ulis : Edp sciences, 2016.
- Beumer, J., et S. G. Lewis. *La prothèse sur implants de Brånemark : protocole clinique et technique de laboratoire*. Traduit par X. Assémat-Tessandier. Paris : Éditions CdP, 1991.
- Bickford, J. H. *An introduction to the design and behavior of bolted joints, revised and expanded*. 3rd Edition. New York : Routledge, 1995.
- Binon, P. P. « Implants and components: entering the new millennium ». *The international journal of oral & maxillofacial implants* 15, n° 1 (2000): 76-94.
- . « The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability ». *The international journal of prosthodontics* 9, n° 2 (1996): 149-60.
- 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.
- Bresciano, M., G. Schierano, et G. Preti. « Retention of luting agents on implant abutments of different height and taper ». *Clinical oral implants research* 16, n° 5 (2005): 594-98. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2005.01159.x>.

- Bressan, E., G. Paniz, D. Lops, B. Corazza, E. Romeo, et G. Favero. « Influence of abutment material on the gingival color of implant-supported all-ceramic restorations : a prospective multicenter study : Influence of abutment material on the gingival color of implant-supported restorations ». *Clinical oral implants research* 22, n° 6 (2011): 631-37.
<https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2010.02008.x>.
- Cano-Batalla, J., J. Soliva-Garriga, M. Campillo-Funollet, C. A. Muñoz-Viveros, et L. Giner-Tarrida. « Influence of abutment height and surface roughness on in vitro retention of three luting agents ». *International journal of oral & maxillofacial implants* 27, n° 1 (2012): 36-41.
- Cohen, D. « La Zircone ne suffit pas, le Titane ne meurt jamais : revue de littérature des piliers TiBase ». Thèse d'exercice, Université Paris Descartes, 2018. https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02012537/file/Dentaire_Cohen_David_DUMAS.pdf.
- Coray, R., M. Zeltner, et M. Özcan. « Fracture strength of implant abutments after fatigue testing : a systematic review and a meta-analysis ». *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 62 (2016): 333-46. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2016.05.011>.
- Daher, T., et S. M. Morgano. « The use of digital photographs to locate implant abutment screws for implant- supported cement-retained restorations ». *Journal of prosthetic dentistry* 100, n° 3 (2008): 238-39.
- Davarpanah, M., S. Szmukler-Moncler, et P. Rajzbaum. *Manuel d'implantologie clinique : consolidation des savoirs et ouvertures sur l'avenir*. 4e édition. Malakoff : CdP, 2018.
- Larousse, Éditions. « Définition : Ductile ». In *Dictionnaire de français Larousse*. Consulté le 22 septembre 2020.
<https://www.larousse.fr/dictionnaires/francais/ductile/26936?q=ductile#26801>.
- . « Définition : Endoprothèse ». In *Dictionnaire de français Larousse*. Consulté le 22 septembre 2020. <https://www.larousse.fr/dictionnaires/francais/endoprothese/10910951>.
- Delben, J. A., E. A. Gomes, V. A. R. Barão, et W. G. Assunção. « Evaluation of the effect of retightening and mechanical cycling on preload maintenance of retention screws ». *The international journal of oral & maxillofacial implants* 26, n° 2 (2011): 251-56.
- Esquivel-Upshaw, J. F., A. E. Clark, J. J. Shuster, et K. J. Anusavice. « Randomized clinical trial of implant-supported ceramic–ceramic and metal–ceramic fixed dental prostheses : preliminary results ». *Journal of prosthodontics* 23, n° 2 (2014): 73-82. <https://doi.org/10.1111/jopr.12066>.
- Figueras-Alvarez, O., R. Cedeño, J. Cano-Batalla, et J. Cabratosa-Termes. « A method for registering the abutment screw position of cement-retained implant restorations ». *The journal of prosthetic dentistry* 104, n° 1 (2010): 60-62. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(10\)60093-5](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(10)60093-5).

- Garg, P., M Pujari, D. R. Prithviraj, et S Khare. « Retentiveness of various luting agents used with implant-supported prosthesis : an in vitro study ». *Journal of oral implantology* 40, n° 6 (2014): 649-54. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-12-00008>.
- Gou, M., H. Chen, M. Fu, et H. Wang. « Fracture of zirconia abutments in implant treatments : a systematic review ». *Implant dentistry* 28, n° 4 (2019): 378-87. <https://doi.org/10.1097/ID.0000000000000900>.
- Gracis, S, K. Michalakis, P. Vigolo, P. Vult von Steyern, M. Zwahlen, et I. Sailer. « Internal vs. external connections for abutments/reconstructions : a systematic review ». *Clinical oral implants research* 23 (2012): 202-16. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2012.02556.x>.
- Guazzato, M., T. R. Walton, W. Franklin, G. Davis, C. Bohl, et I. Klineberg. « Influence of thickness and cooling rate on development of spontaneous cracks in porcelain/zirconia structures ». *Australian dental journal* 55, n° 3 (2010): 306-10. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01239.x>.
- Guillaume, J.-L. « La connexion implant-prothèse ». *Actualités odonto-stomatologiques*, n° 264 (2013): 9-13. <https://doi.org/10.1051/aos/2013403>.
- Hill, E. E. « A simple, permanent index for abutment screw access for cemented implant-supported crowns ». *The journal of prosthetic dentistry* 97, n° 5 (2007): 313-14. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2007.03.001>.
- Huang, Y., et J. Wang. « Mechanism of and factors associated with the loosening of the implant abutment screw : A review ». *Journal of esthetic and restorative dentistry* 31, n° 4 (2019): 338-45. <https://doi.org/10.1111/jerd.12494>.
- Jacobs, R., et D. Van Steenberghe. « Comparative evaluation of the oral tactile function by means of teeth or implant-supported prostheses ». *Clinical oral implants research* 2, n° 2 (1991): 75-80.
- Jung, R. E., B. E. Pjetursson, R. Glauser, A. Zembic, M. Zwahlen, et N. P. Lang. « A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns ». *Clinical oral implants research* 19, n° 2 (2008): 119-30. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2007.01453.x>.
- Jung, R. E., A. Zembic, B. E. Pjetursson, M. Zwahlen, et D. S. Thoma. « Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years ». *Clinical oral implants research* 23, n° s6 (2012): 2-21. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2012.02547.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, n° 1 (2004): 26-35. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2004.01067.x>.

- Kitagawa, T., Y. Tanimoto, M. Odaki, K. Nemoto, et M. Aida. « Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system ». *Journal of biomedical materials research part b : applied biomaterials* 75B, n° 2 (2005): 457-63.
<https://doi.org/10.1002/jbm.b.30328>.
- Kohal, R. J., D. Weng, M. Bächle, et J. R. Strub. « Loaded custom-made zirconia and titanium implants show similar osseointegration : an animal experiment ». *Journal of periodontology* 75, n° 9 (2004): 1262-68. <https://doi.org/10.1902/jop.2004.75.9.1262>.
- Kunt, G. E., G. Ceylan, N. Yilmaz, et B. E. Küçük. « Luting agent effectiveness on implant crown retention ». *International journal of oral implantology & clinical research* 2, n° 1 (2011): 7-11.
<https://doi.org/10.5005/jp-journals-10012-1029>.
- Lee, D.-W., N.-. 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, n° 3 (2019): 206-17. <https://doi.org/10.1111/clr.13407>.
- Lee, J.-H., J.-H. Park, C.-J. Park, et L.-R. Cho. « Technique to retrieve implant abutment fragments ». *The journal of prosthetic dentistry* 114, n° 4 (2015): 486-89.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.04.033>.
- Lemos, C.A. A., F. R. Verri, J. M. de Luna Gomes, V. E. de Souza Batista, R. S. Cruz, H. F. Fernandes e Oliveira, et E. P. Pellizzer. « Ceramic versus metal-ceramic implant-supported prostheses : a systematic review and meta-analysis ». *The journal of prosthetic dentistry* 121, n° 6 (2019): 879-86. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.09.016>.
- Maalhigh-Fard, A., et L. C. Jacobs. « Retrieval of a stripped abutment screw : a clinical report ». *The journal of prosthetic dentistry* 104, n° 4 (2010): 212-15. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(10\)00133-2](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(10)00133-2).
- Mai, H-N., K-R. Kim, et D-H. Lee. « Double-step image superimposition technique for fabricating a drilling guide to access the abutment screw in implant prostheses ». *International journal of prosthodontics* 29, n° 4 (2016): 406-8. <https://doi.org/10.11607/ijp.4771>.
- Mariani, P, P Margossian, et G Laborde. « Choix d'un concept occlusal en implantologie ». *Cabinet laboratoire* 8, n° 1 (2008): 145-53.
- Mehl, C., S. Harder, M. Wolfart, M. Kern, et S. Wolfart. « Retrievability of implant-retained crowns following cementation ». *Clinical oral implants research* 19, n° 12 (2008): 1304-11.
<https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2008.01587.x>.
- Mizumoto, R. M., F. Z. Jamjoom, et B. Yilmaz. « A risk-based decision making tree for managing fractured abutment and prosthetic screws : a systematic review ». *The journal of prosthetic dentistry* 119, n° 4 (2018): 552-59. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.05.016>.

- Nakamura, T., K. Wakabayashi, Y. Kawamura, S. Kinuta, Y. Mutobe, et H. Yatani. « Analysis of internal defects in all-ceramic crowns using micro-focus x-ray computed tomography ». *Dental materials journal* 26, n° 4 (2007): 598-601. <https://doi.org/10.4012/dmj.26.598>.
- Naumova, E., F. Roth, B. Geis, C. Baulig, W Arnold, et A. Piwowarczyk. « Influence of luting materials on the retention of cemented implant-supported crowns: an in vitro study ». *Materials* 11, n° 10 (2018). <https://doi.org/10.3390/ma11101853>.
- Parfitt, G. J. « Measurement of the physiological mobility of individual teeth in an axial direction ». *Journal of dental research* 39, n° 3 (1960): 608-18. <https://doi.org/10.1177/00220345600390032201>.
- Pjetursson, B. E., U. Brägger, N. P. Lang, et M. Zwahlen. « Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs) ». *Clinical oral implants research* 18, n° s3 (2007): 97-113. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2007.01439.x>.
- Pow, E. H. N., et P. Y. P. Wat. « A technique for salvaging an implant-supported crown with a fractured abutment screw ». *The journal of prosthetic dentistry* 95, n° 2 (2006): 169-70. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2005.12.005>.
- Radi, I. A-E., et A. Alfahd. « A technique for retrieving cement-retained implant prostheses ». *The journal of prosthetic dentistry* 116, n° 6 (2016): 848-50. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.04.019>.
- Renault, P., G. Renault, L. Pierrisnard, H. Martinez, et T Rouach. « Occlusion et implantologie ». In *Les implants : chirurgie et prothèse : choix thérapeutique stratégique*, 297-338. Rueil-Malmaison : Éditions CdP, 2008.
- Resnik, R. R., et C. E. Misch. « Occlusion complications ». In *Misch's avoiding complications in oral implantology*, 711-70. St. Louis : Elsevier, 2018. <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-37580-1.00017-2>.
- Richter, E.-J. « In vivo horizontal bending moments on implants ». *International journal of oral & maxillofacial implants* 13, n° 2 (1998): 232-44.
- Rödiger, M., S. Rinke, F. Ehret-Kleinau, F. Pohlmeier, K. Lange, R. Bürgers, et N. Gersdorff. « Evaluation of removal forces of implant-supported zirconia copings depending on abutment geometry, luting agent and cleaning method during re-cementation ». *The journal of advanced prosthodontics* 6, n° 3 (2014): 233. <https://doi.org/10.4047/jap.2014.6.3.233>.
- Roe, P., J. Y. K. Kan, K. Rungcharassaeng, et J. B. Won. « Retrieval of a fractured zirconia implant abutment using a modified crown and bridge remover: a clinical report : retrieval of a fractured zirconia implant abutment ». *Journal of prosthodontics* 20, n° 4 (2011): 315-18. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2011.00696.x>.

- Sailer, I., S. Mühlemann, M. Zwahlen, C.H. F. Hämmerle, et D. Schneider. « Cemented and screw-retained implant reconstructions : a systematic review of the survival and complication rates ». *Clinical oral implants research* 23, n° s6 (2012): 163-201. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2012.02538.x>.
- Sakaguchi, R. L., et S. E. Borgersen. « Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws ». *The international journal of oral & maxillofacial implants* 10, n° 3 (1995): 295-302.
- Sammour, S. R., M. Maamoun El-Sheikh, et A. Aly El-Gendy. « Effect of implant abutment connection designs, and implant diameters on screw loosening before and after cyclic loading : In-vitro study ». *Dental Materials* 35, n° 11 (2019): e265-71. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.07.026>.
- Satwalekar, P., K. Subash Chander, B. Anantha Reddy, N. Sandeep, N. Sandeep, et T. Satwalekar. « A simple and cost effective method used for removal of a fractured implant abutment screw : a case report ». *Journal of international oral health* 5, n° 5 (2013): 120-23.
- Schroeder, A., O. Pohler, et F. Sutter. « Tissue reaction to an implant of a titanium hollow cylinder with a titanium surface spray layer ». *Schweizerische monatschrift fur zahnheilkunde = revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie* 86, n° 7 (1976): 713-27.
- Schulte, W. « Implants and the periodontium ». *International dental journal* 45, n° 1 (1995): 16-26.
- Schwedhelm, E. R., et A. J. Raigrodski. « A technique for locating implant abutment screws of posterior cement-retained metal-ceramic restorations with ceramic occlusal surfaces ». *The journal of prosthetic dentistry* 95, n° 2 (2006): 165-67. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2005.11.010>.
- Schweitzer, D. M., R. W. Berg, et G. O. Mancía. « A technique for retrieval of cement-retained implant-supported prostheses ». *The journal of prosthetic dentistry* 106, n° 2 (2011): 134-38. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(11\)60110-8](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(11)60110-8).
- Sen, N., et Y. O. Us. « Fatigue survival and failure resistance of titanium versus zirconia implant abutments with various connection designs ». *The journal of prosthetic dentistry* 122, n° 3 (2019): 315.e1-315.e7. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.05.036>.
- Siamos, G., S. Winkler, et K. G. Boberick. « The relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses ». *The journal of oral implantology* 28, n° 2 (2002): 67-73. [https://doi.org/10.1563/1548-1336\(2002\)028<0067:TRBIPA>2.3.CO;2](https://doi.org/10.1563/1548-1336(2002)028<0067:TRBIPA>2.3.CO;2).
- Sicilia, A., S. Cuesta, G. Coma, I. Arregui, C. Guisasola, E. Ruiz, et A. Maestro. « Titanium allergy in dental implant patients : a clinical study on 1500 consecutive patients ». *Clinical oral implants research* 19, n° 8 (2008): 823-35. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2008.01544.x>.
- Swain, M. V. « Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures ». *Acta biomaterialia* 5, n° 5 (2009): 1668-77. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2008.12.016>.

- Torrado, E., C. Ercoli, M. A. Mardini, G. N. Graser, R. H. Tallents, et L. Cordaro. « A comparison of the porcelain fracture resistance of screw-retained and cement-retained implant-supported metal-ceramic crowns ». *The journal of prosthetic dentistry* 91, n° 6 (2004): 532-37. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.03.014>.
- Troadec, B. « Piliers zircone : rien que pour vos yeux ? : résistance et survie comparatif zircone vs titane ». Thèse d'exercice, Université Paris Descartes, 2014.
- Wadhvani, C. P. K. « Complications related to cemented implant restoration ». In *Dental implant complications : etiology, prevention, and treatment*, 2nd ed., 187-208. Hoboken : John Wiley & Sons, 2016.
- Winkler, S., K. Ring, J. D. Ring, et K. G. Boberick. « Implant screw mechanics and the settling effect : overview ». *The journal of oral implantology* 29, n° 5 (2003): 242-45. [https://doi.org/10.1563/1548-1336\(2003\)029<0242:ISMATS>2.3.CO;2](https://doi.org/10.1563/1548-1336(2003)029<0242:ISMATS>2.3.CO;2).

Table des figures

Figure 1 : Répartition des études concernant le taux de prévalence et les méthodes de gestion des complications en fonction de l'année de publication	6
Figure 2 : Composition de la structure implantaire	8
Figure 3 : Implant en Titane (gauche) et implant en Zircone (droite).....	10
Figure 4 : Composition d'un implant.....	10
Figure 5 : Implant avec connexion à hexagone interne	11
Figure 6 : Implants et piliers avec connexion conique interne (gauche), trilobée interne (milieu) et à hexagone externe (droite).....	11
Figure 7 : Schéma représentant la coupe d'une connexion externe (gauche) et interne (droite)	12
Figure 8 : Pilier préfabriqué droit (1), angulé (2), en Zircone (3), usinable (4).....	13
Figure 9 : Pilier anatomique réalisé par CFAO essayé sur le maître modèle	13
Figure 10 : Différence dent/implant.....	15
Figure 11 : Graphique comparant la mobilité d'une dent naturelle (rouge) et celle d'un implant (bleu), adapté de Schulte (1995)	16
Figure 12 : Comparaison des centres de rotation d'une dent naturelle (a) et d'un implant (b).....	17
Figure 13 : Comparaison des contraintes et déformations selon l'orientation de la force	18
Figure 14 : Schéma représentant la position de la vis prothétique et la vis du pilier dans une couronne transvissée unitaire	22
Figure 15 : Radio rétro alvéolaire confirmant un dévissage de deux couronnes implanto-portées.....	23
Figure 16 : Schéma représentant un dévissage (gauche) et une vis déformée (droite)	23
Figure 17 : Puit hexagonal intact (à gauche) et ovalisé (à droite).....	24
Figure 18 : Radio rétro alvéolaire d'une vis fracturée.....	25
Figure 19 : Petit fragment de métal visible dans l'implant avec aides optiques (gauche) et fragment du filetage retiré de l'implant (droite)	25
Figure 20 : Radio mettant en évidence un fragment de pilier dans l'implant	26
Figure 21 : Fracture de la céramique au niveau de l'angle mésial de la couronne sur implant remplaçant 21.....	27
Figure 22 : Différence du lieu de fracture entre une connexion interne (gauche) et une connexion externe (droite)	35

Figure 23 : Présence de bulles au niveau d'une couronne céramique monobloc réalisée par CFAO (haut), par la méthode de pressée (milieu), et d'une couronne à infrastructure céramique par CFAO (bas).....	40
Figure 24 : Schéma illustrant les fractures de céramique selon l'orientation des forces	41
Figure 25 : Encoche réalisée sur l'armature d'une couronne scellée	47
Figure 26 : Encoche réalisée sur l'armature de la couronne, au niveau du joint armature-pilier et descellement de la couronne	48
Figure 27 : Point de maquillage réalisé sur la céramique par le prothésiste lors de la réalisation de la couronne, et accès visible de la vis après fraisage.....	49
Figure 28 : Guide en silicone	50
Figure 29 : Résultat obtenu après mise en place de cire et des tubes en plastique autour des transferts pour le guide de fraisage.....	51
Figure 30 : Guide en résine obtenu à partir du modèle en plâtre du patient.....	52
Figure 31 : Réalisation d'une guide de fraisage par fabrication assistée par ordinateur.....	52
Figure 32 : Utilisation de la photographie pour localiser le puit d'émergence de la vis, exemple d'une dent antérieure	53
Figure 33 : Utilisation de la photographie pour localiser le puit d'émergence de la vis.....	54
Figure 34 : Tracé du grand axe des implants.....	55
Figure 35 : Visualisation sur un CBCT de la position et de l'axe du fraisage dans les 3 dimensions	55
Figure 36 : Screw Removal Tool ou SRT avant utilisation (à gauche), après utilisation avec la vis (à droite)	56
Figure 37 : Tournevis entouré d'un fragment de feuille de digue	57
Figure 38 : Schéma illustrant le lieu le plus probable d'une fracture de vis prothétique	58
Figure 39 : Arbre décisionnel pour la gestion d'une fracture de vis	59
Figure 40 : Utilisation d'une sonde pour déposer un fragment de vis fracturée.....	60
Figure 41 : Extracteur de vis de pilier Abutment Screw Remover de Nobel Biocare	60
Figure 42 : Rainure réalisée sur le fragment de vis et excavateur modifié	61
Figure 43 : Lime endodontique courbée et filetage de la vis retiré d'un implant.....	62
Figure 44 : Radio (A) et photo intraorale (B) de la nouvelle couronne obtenue après modification de l'implant.....	63
Figure 45 : Screw Tap Repair de Nobel Biocare	63
Figure 46 : Radio montrant un fragment de pilier en zircone fracturé dans l'implant.....	64
Figure 47 : Ciseaux à bout rond avant modification (gauche) et après modification (droite).....	64
Figure 48 : Arrache couronne modifié (à gauche), avec pilier déposé (à droite).....	65

Figure 49 : Fracture de céramique sur la couronne de 21 comblée par du composite le jour de la consultation..... 67

Table des tableaux

Tableau 1 : Caractéristiques des publications consultées portant sur le taux de prévalence des complications biomécaniques.....	6
Tableau 2 : Avantages et inconvénients des couronnes scellées et transvissées.....	14
Tableau 3 : Comparaison dent/implant	19
Tableau 4 : Étiologies et taux des différentes complications au niveau de la vis	42
Tableau 5 : Étiologies et taux des différentes complications au niveau du pilier	43
Tableau 6 : Étiologies et taux des différentes complications au niveau de la couronne	43
Tableau 7 : Tableau comparant la prévalence des complications biologiques et esthétiques des couronnes unitaires implanto-portées.....	44

Vu, le Directeur de thèse

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

Docteur Benoît TROADEC

Professeur Louis MAMAN

Vu, le Président d'Université de Paris

Professeur Christine CLERICI

Pour le Président et par délégation,

Le Doyen Louis MAMAN

Étiologies, prévalences et gestion des complications biomécaniques en prothèse fixe implanto-portée unitaire

Résumé :

La réhabilitation prothétique par une thérapeutique implantaire est en augmentation ces dernières décennies, ce qui implique en conséquence une augmentation importante des complications auxquelles les chirurgiens-dentistes doivent faire face et qui peuvent conduire à un échec de la thérapeutique. Ces complications peuvent être d'ordre biomécanique, esthétique ou encore biologique. Nous allons étudier, au travers de cette thèse, uniquement les complications d'ordre biomécanique qui surviennent directement sur un élément prothétique d'une prothèse fixe implanto-portée. Les complications liées directement à l'implant comme la péri-implantite ou encore la fracture implantaire sont bien évidemment considérées comme des complications de la prothèse mais ne seront pas décrites. Nous nous intéresserons tout d'abord aux complications liées à la vis, son dévissage, sa déformation, ou encore sa fracture, ensuite au pilier, et enfin à la couronne. Dans un second temps, nous allons décrire leurs étiologies, leur prévalence et, enfin, décrire une ou plusieurs méthodes qui vont permettre la gestion de ces complications pour prolonger la durée de vie de l'implant et de sa prothèse.

Discipline :

Prothèses dentaires

Mots clés français (fMeSH et Rameau) :

Pose d'implant dentaire -- effets indésirables -- Dissertation universitaire ; Prothèse dentaire implanto-portée -- effets indésirables -- Dissertation universitaire ; Implantologie dentaire -- Thèses et écrits académiques ; Édentation partielle -- Thèses et écrits académiques

English keywords (MeSH) :

Dental Implantation – adverse effects -- Academic Dissertation ; Dental Prosthesis, Implant-Supported -- adverse effects -- Academic Dissertation

Université de Paris
UFR d'Odontologie - Montrouge
1, rue Maurice Arnoux
92120 Montrouge