



HAL
open science

Les implants en céramique : indications et intérêts

Valentine Garnier

► **To cite this version:**

Valentine Garnier. Les implants en céramique : indications et intérêts. Sciences du Vivant [q-bio]. 2015. hal-01734451

HAL Id: hal-01734451

<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01734451>

Submitted on 14 Mar 2018

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.



AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et 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 une poursuite pénale.

Contact : ddoc-thesesexercice-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

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

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

UNIVERSITÉ DE LORRAINE
FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2015

N°8092

THÈSE

pour le

DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR
EN CHIRURGIE DENTAIRE

par

Valentine GARNIER

Née le 18 août 1989 à Dijon (21)

LES IMPLANTS EN CERAMIQUE :
INDICATIONS ET INTERETS

Présentée et soutenue publiquement le 18 décembre 2015

Membres du Jury :

Pr AMBROSINI

Professeur des Universités

Président

Dr PENAUD

Maître de Conférences Universitaire

Juge

Dr JOSEPH

Maître de Conférences Universitaire

Juge

Dr GARNIER

Chirurgien-Dentiste

Juge

UNIVERSITÉ DE LORRAINE
FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2015

N°8092

THÈSE

pour le

DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR
EN CHIRURGIE DENTAIRE

par

Valentine GARNIER

Née le 18 août 1989 à Dijon (21)

LES IMPLANTS EN CERAMIQUE :
INDICATIONS ET INTERETS

Présentée et soutenue publiquement le 18 décembre 2015

Membres du Jury :

Pr AMBROSINI

Professeur des Universités

Président

Dr PENAUD

Maître de Conférences Universitaire

Juge

Dr JOSEPH

Maître de Conférences Universitaire

Juge

Dr GARNIER

Chirurgien-Dentiste

Juge

Président : Professeur Pierre MUTZENHARDT

Doyen : Professeur Jean-Marc MARTRETTE

Vice-Doyens : Pr Pascal AMBROSINI — Dr Céline CLEMENT

 Membres Honoraires : Dr L. AMEL - Pr S. GORNAUX - Pr A. FONTAINE - Pr G. JOUQUART - Pr P. ROZENKOWICZ - Pr M. VIVIER -
Bucarie

Doyen Honoraire : Pr J. VADOT - Pr J.P. LOUIS

Professeur Emérite : Pr J.P. LOUIS

Maître de conférences CUM MERITO : Dr C. ARCHIER

Sous-section 65-01 Odontologie pédiatrique	Mme M. Mlle Mlle Mlle	<u>DROZ Dominique (Desprez)</u> PREVOST Jacques HERNANDEZ Magali JAGER Stéphanie LAUVRAY Alice	Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistante* Assistante* Assistante
Sous-section 65-02 Omnipraxis Dento-Pédagogie	Mme M. Mlle Mlle	<u>FILLEUL Marie-Pierre</u> EGLOFF Benoit BLAISE Claire LACHAUX Marion	Professeur des Universités* Maître de Conf. Associé Assistante Assistante
Sous-section 66-03 Prévention, Epidémiologie, Économie de la Santé, Odontologie légale	Mme M. Mme	<u>CLEMENT Céline</u> CAMELOT Frédéric LACZNY Emily	Maître de Conférences* Assistant* Assistante
Sous-section 67-01 Parodontologie	M. Mme M. M. Mlle Mlle	<u>AMBROSINI Pascal</u> BISSON Catherine PENAUD Jacques JOSEPH David BOLONI Eszter PAOLI Nathalie	Professeur des Universités* Maître de Conférences* Maître de Conférences Maître de Conf. Associé Assistante Assistante*
Sous-section 67-02 Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique Anesthésiologie et Réanimation	Mme M. Mlle M. Mlle M. Mlle M.	<u>GUILLET-THIBAUT Julie</u> BRAVETTI Pierre PHULPIN Bérangère VIENNET Daniel BALZARINI Charlotte DELAITRE Bruno KICHENBRAND Charlene MASCINO François	Maître de Conférences* Maître de Conférences Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistante Assistant Assistante* Assistant
Sous-section 67-03 Sciences Biologiques (Biochimie, Immunologie, Hématologie, Embryologie, génétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie)	M. M. M.	<u>YASUKAWA Kazutoyo</u> MARTRETTE Jean-Marc WESTPHAL Alain	Maître de Conférences* Professeur des Universités* Maître de Conférences*
Sous-section 68-01 Odontologie Conservatrice, Endodontie	M. M. M. M. Mlle M.	<u>ENGELS-DEUTSCH Marc</u> AMORY Christophe BALTHAZARD Rémy MORTIER Éric BON Gautier MUNARO Perrine VINCENT Marin	Maître de Conférences Maître de Conférences Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistant Assistante Assistant*
Sous-section 68-02 Prothèse complète, Prothèse maxillo-faciale	M. x M. Mlle M. M. Mlle Mme	<u>DE MARCH Pascal</u> xxxxxxxxxxxxxxxxxxxx SCHOUVER Jacques CORNE Pascale LACZNY Sébastien MAGNIN Gilles SIMON Doriane VAILLANT Anne-Sophie	Maître de Conférences Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistante* Assistant Assistant Assistante Assistante*
Sous-section 68-03 Sciences Anatomiques et Physiologiques Oculodontologie, Biomatérial, Biochimique, Radiologie	Mlle M. Mme M. M.	<u>STRAZIELLE Catherine</u> RAPIN Christophe (Sect. 33) MOBY Vanessa (Stutzmann) SALOMON Jean-Pierre HARLE Guillaume	Professeur des Universités* Professeur des Universités* Maître de Conférences* Maître de Conférences Assistant Associé

souligné : responsable de la sous-section

* temps plein

Mise à jour le 01.10.2014

Par délibération en date du 11 décembre 1972, la Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que les opinions émises dans les dissertations qui lui seront présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs et qu'elle n'attend leur donner aucune approbation ni improbation.

Remerciements

À notre Président et directeur de thèse,

Monsieur le Professeur Pascal AMBROSINI

Docteur en chirurgie dentaire

Docteur de l'Université Henri Poincaré, Nancy 1

Vice-Doyen au budget et aux recherches hospitalières

Habilité à diriger des recherches

Professeur des Universités

Responsable de la sous-section de Parodontologie

Nous vous remercions de l'honneur que vous nous avez fait en acceptant de présider le jury de cette thèse.

Nous vous remercions de l'écoute, de la disponibilité et de la sympathie dont vous avez fait preuve tout au long de nos études.

C'est avec intérêt et plaisir que nous avons suivi votre enseignement.

Veillez trouver ici l'expression de notre sincère gratitude et de notre profond respect.

A notre juge,

Monsieur le Docteur Jacques PENAUD

Docteur en chirurgie dentaire

Lauréat de l'Académie Nationale de Chirurgie Dentaire

Maitre de Conférences des Universitaires – Praticien Hospitalier

Sous-section : Parodontologie

Nous vous remercions d'avoir accepté de nous faire l'honneur de faire partie de ce jury et de l'intérêt que vous avez porté à notre travail.

Nous sommes reconnaissants pour la sympathie et pour le soutien que vous nous avez apporté tout au long de nos études.

Veillez trouver ici l'expression de notre reconnaissance et de notre profond respect.

A notre juge,

Monsieur le Docteur David JOSEPH

Docteur en chirurgie dentaire

Maître de Conférences Universitaire Associé

Sous-section : parodontologie

Nous vous remercions pour la gentillesse et la spontanéité avec lesquelles vous acceptez de faire partie de ce jury de thèse.

A travers ce travail, veuillez trouver l'expression de notre gratitude et de notre plus profond respect.

A notre juge,

Monsieur le Docteur Julien GARNIER

Docteur en Chirurgie Dentaire

Spécialiste Qualifié en Chirurgie Orale

Ancien Interne en Odontologie

Ancien Assistant Hospitalo-Universitaire des CSERD

DES de Chirurgie Buccale

Expert Près la Cour d'Appel de Poitiers

Merci d'avoir accepté de me faire l'honneur de faire partie de ce jury et de l'intérêt que tu as porté à cette thèse.

Merci pour tes précieux conseils et pour le temps que tu m'as consacré.

A ma famille,

A mes parents,

Autant que je me souviens, je vous ai toujours vu travailler sans relâche et toutes ces heures passées au cabinet à vos côtés depuis que je sais à peine marcher m'ont donné goût au travail. J'éprouve pour vous une grande admiration.

Merci de m'avoir toujours soutenue dans tous mes choix. Et enfin merci de supporter mon caractère bien trempé ! (Je me demande de qui je tiens ça...)

A Pépé et Mémé,

Merci de partager cette journée avec moi.

A Papi et Mamie,

J'aurais aimé vous compter parmi nous aujourd'hui. J'espère que vous auriez été fiers de moi.

A mon frère Julien et nouveau confrère ou devrais-je dire frère-con ?

Merci pour ce sujet de thèse très intéressant et tes conseils.

Merci d'avoir toujours été là pour moi même quand tu n'étais plus à la maison, n'est pas cricket006 !

Le microbe a bien grandi...

A mon frère Thomas, les discussions de famille à table vont peut-être te sembler longues quelquefois mais ne t'inquiètes pas je me souviens de ce que ça fait de ne rien comprendre ! Merci pour ton soutien, tu as toujours su me pousser à aller plus loin et à me dépasser.

Merci à tous les deux d'avoir supporter votre petite sœur !

Merci d'avoir pris soin de moi, merci de m'avoir prêté vos épaules pour les longs trajets en voiture et pour les supers fêtes d'anniversaire que vous m'organisiez.

Je suis également très admirative de votre parcours professionnel à tous les deux.

A ma belle sœur Armelle,

Merci de m'avoir fait confiance pour me confier ton cabinet pour mon premier remplacement. Merci également de m'avoir accueillie plusieurs fois au cabinet, j'ai beaucoup appris à tes côtés (toutes ces choses qu'on ne nous apprend pas à la fac) !

A mes trois adorables neveux, Paul, Clotaire et Jean.

J'adore venir vous rendre visite et passer du temps avec vous !

A ma belle famille,

Merci de m'avoir accueillie parmi vous.

A mon Ficus. Depuis la P2 (ah cette fameuse soirée chez Pierre trou !), on ne se quitte plus. On a déjà traversé beaucoup de choses ensemble et ce n'est que le début ! Merci de supporter ton petit rocket...

A mes amis,

A Maxime,

Mon Baxou, mon BFF ^^ J'ai toujours pu compter sur toi depuis la P2 ! j'ai passé tellement de bons moments avec toi et j'espère que ça va continuer ! Je garde en mémoire toutes nos soirées, toutes nos conneries... Petit furet furet furet ! Je te souhaite plein de bonheur avec **Armande**.

A Jessica,

On a appris à se connaître en D2 mais j'aurais vraiment aimé me rendre compte plus tôt de la super voisine de TP que j'avais ! Depuis on ne s'est plus quittées et j'espère que ça va durer. Tu as été un véritable boost pour moi ! J'ai adoré partager mes révisions avec toi (ça me manque presque^^, on repasse le CSCT ?), nos après midi en ville, nos excursions au Cap, nos fous rires (parce que tu sais faire de si belles boulettes...). J'espère qu'on ne s'installera pas trop loin l'une de l'autre !

A Paul et Anaïs,

Paul il est gentil, Paul il est parfait, Paul c'est le grand Stroumph ! On a bien rigolé pendant ces 6 années ! Tu m'as fait découvrir le carnaval de Bambi et j'espère encore avoir l'occasion de voir Jacky Melody de nombreuses fois...

Et merci à Anaïs qui a supporté toutes ces soirées où nous ne parlions que de dents ! Je vous souhaite plein de bonheur à tous les deux et promis si vous repartez en Martinique, on viendra vous voir mais je ne m'approche pas des matoutou falaises !

A Florian et Célia,

Florian, mon fiston. Ah la belle époque quand on formait un trouple ! Tu m'auras bien fait rire quand tu prenais les maquereaux ignobles à la cantine du chu pour manger des prot... et avec tes fameux strip-tease... (Je n'en ai jamais eu au final...) Célia et toi allez très bien ensemble et je vous souhaite plein de bonnes choses à tous les deux ainsi qu'à votre petite crotte Ténia... Et vous avez intérêt de vous arrêter à Dijon à chaque que vous descendez dans le sud ! Arrêt obligatoire !

A Guillaume et Mimie,

S'il y a bien une chose que je ne pourrais jamais oublier de toi mon Guigui, c'est... les franikiwis bien sur ! Ancrés dans ma mémoire à tout jamais... Bon d'accord je me souviens aussi des supers soirées charcut' fromage avec Mimie ! Plein de bonheur à vous deux également.

A Mr Heyd,

Les soirées les plus folles de notre P2 étaient chez toi, tu mettais de l'ambiance à nos TP (la première fois que j'ai vu.... ton regard angéliqueeeee), tes danses chelous, ta gestuelle, mon binôme le plus déjantée... bref je ne suis pas prête de t'oublier !

A Thomas,

Surnommé Papa, je ne vois vraiment pas pourquoi...

On a bien rigolé en OC en chantant Mulan devant nos patients, normal !

A Marianne et Anne Laure

Les Zouzouls² !! Vous nous avez tellement fait rire aux soirées !! Marianne avec ses fameuses pâtes carbo et AL, la personne la plus gentille et spontanée que je connaisse ! Je vous souhaite plein de bonheur à toutes les deux avec Vivien et Paul !

A Alex,

On aura bien rigolé ensemble, merci de nous avoir payer ton appart aussi souvent ! Je viendrais un de ces jours pour finir ma partie de Tomb Raider...

A Julie,

Je t'ai rencontré grâce à Jessica et on s'est bien marré ! Sympa notre petit WE à Paris pour aller « manifester » ! J'espère qu'on aura l'occasion d'aller au Cap toutes les trois, histoire que tu nous montres comment on joue au tennis ! Je te souhaite plein de bonheur avec le grand Florent !

A Magali,

Mais qu'est-ce qu'on a rigolé à Brabois ! Bon on a aussi travaillé un peu hein... on a formé une équipe de choc pendant 6 mois, Tic et Tac ! Merci de m'avoir supporté (t'es sure qu'il est pas diabétique quand même ?)

A Marine,

Ma binôme dijonnaise ! Quand on est arrivé là bas, on s'est dit « on ne tiendra jamais 6 mois ! » et finalement c'est passé super rapidement. Prochaine étape le CES de paro ! Merci beaucoup de m'avoir motivée pour cette thèse !

A la dream team dijonnaise, Apo, Julie, Sara, Chouky, Clémence, Fanny, Emilie, Claire-Lise !

On n'aurait pas pu avoir une meilleure équipe ! Ce stage est passé super rapidement grâce à vous et on aura vraiment bien rigolé ! Entre les vidéos Meopa, les putes du bec, Ficus l'éponge... Je ne regrette pas d'avoir fait ce stage.

Cécile c'est bien dommage que tu n'étais pas avec nous au semestre précédent mais en fait un mois avec toi, c'est déjà largement suffisant !

Sans oublier nos supers internes : **Alex, Hugo et Malika !** Merci de m'avoir supporté moi et mes blagues vaseuses (et merci Alex pour le livre d'implanto qui m'a bien servi et pour m'avoir prêté les clés de l'internat pour travailler cette thèse !)

Merci également à toutes l'équipe d'assistantes, nos trois prothésistes et aux praticiens du service !

A Claire,

Ma plus vieille amie ^^ On se connaît depuis la maternelle et on a toujours réussi à rester en contact (pourtant ce n'est pas toujours évident avec moi !) et j'espère que ça va durer encore longtemps ! Je te souhaite plein de bonheur dans ta vie avec **Guillaume**. Et la prochaine thèse, c'est la tienne !

A Anaïs et Charles,

Tout le monde garde un mauvais souvenir de sa P1 mais honnêtement pas moi, ça a été une super année passée à vos côtés entre Galien et la BU sciences ! Beaucoup de fou rire avec vous !

A tous ceux que j'ai oublié de citer mais qui m'ont aidé durant mes études, un grand merci !

**LES IMPLANTS EN CERAMIQUE :
INDICATIONS ET INTERETS**

Table des matières

Introduction.....	23
1. Généralités et rappels.....	32
1.1. Définition.....	32
1.1.1. Implant.....	32
1.1.2. Ostéo-intégration.....	32
1.1.2.1. Critères de qualité de l'ostéo-intégration.....	33
1.1.2.1.1. Critères cliniques.....	33
1.1.2.1.2. Critères biomécaniques.....	33
1.1.2.1.3. Critères histologiques.....	33
1.1.2.1.4. Critères radiologique.....	33
1.1.2.2. Echecs d'ostéo-intégration.....	34
1.1.2.2.1. Echecs précoces.....	34
1.1.2.2.2. Echecs tardifs.....	34
1.1.3. Céramique.....	35
1.1.3.1. Définition.....	35
1.1.3.2. Classification des céramiques dentaires.....	36
1.1.3.2.1. Les céramiques biphasées.....	37
1.1.3.2.1.1. Les céramiques feldspathiques conventionnelles.....	37
1.1.3.2.1.2. Les céramiques feldspathiques renforcées.....	37
1.1.3.2.2. Les céramiques essentiellement cristallines.....	38
1.1.3.2.2.1. Les céramiques alumineuses.....	38
1.1.3.2.2.2. Zirconium.....	38
2. Les implants en titane.....	41
2.1. Historique.....	41

2.2.	Composition et classification.....	41
2.2.1.	Titane commercialement pur.....	41
2.2.2.	Alliages de titane.....	43
2.2.2.1.	Les éléments stabilisants α ou alphasènes.....	43
2.2.2.2.	Les éléments stabilisants β ou bêtagènes.....	43
2.2.2.2.1.	Les éléments bêta-isomorphes	43
2.2.2.2.2.	Les éléments bêta-eutecoides.....	43
2.2.2.3.	Solution solides d'insertion.....	44
2.2.2.4.	Solution solides de substitution	44
2.2.2.5.	Les différents alliages	45
2.2.2.5.1.	Titane α	45
2.2.2.5.2.	Titane β	45
2.2.2.5.3.	Titane biphasé $\alpha + \beta$	45
2.3.	Propriétés du titane	46
2.3.1.1.	Numéro atomique	46
2.3.1.2.	Masse atomique	46
2.3.1.3.	Masse volumique.....	46
2.3.1.4.	Mouillabilité	46
2.3.1.5.	Magnétisme	46
2.3.1.6.	Conductibilité thermique	46
2.3.1.7.	Coefficient de dilatation thermique	47
2.3.1.8.	Résistance	47
2.3.1.9.	Corrosion	47
2.4.	Biocompatibilité.....	47
2.5.	Morphologie.....	48
2.5.1.	Col implantaire.....	48
2.5.2.	Corps implantaire	50
2.5.3.	Apex implantaire	51

2.5.4.	Les diamètres implantaires.....	52
2.6.	Etat de surface.....	52
2.6.1.	Surface usinée	52
2.6.2.	Traitement par addition	53
2.6.2.1.	Plasma-spray.....	53
2.6.2.2.	Oxydation anodique.....	53
2.6.3.	Traitement par soustraction	54
2.6.3.1.	Soustraction physique.....	54
2.6.3.2.	Soustraction chimique	55
2.7.	Ostéo-intégration.....	55
2.8.	Indications et contre-indications des implants dentaires	56
2.8.1.	Indications	56
2.8.2.	Contre-indications	56
3.	Implant en céramique	58
3.1.	Historique.....	58
3.2.	Composition.....	59
3.3.	Morphologie.....	60
3.4.	Propriétés	61
3.4.1.	Mouillabilité.....	61
3.4.2.	Coefficient de dilatation thermique.....	62
3.4.3.	Conductivité thermique	62
3.4.4.	Résistance.....	62
3.5.	Etat de surface.....	63
3.6.	Biocompatibilité.....	65
3.7.	Ostéo-intégration.....	66
3.8.	Indications et contre-indications	73
3.8.1.	Indications	73
3.8.1.1.	Allergie ou sensibilisation au titane.....	73

3.8.1.2.	Biotype parodontal fin	75
3.8.1.3.	Refus de métal en bouche	77
3.8.2.	Contre-indications	77
3.8.2.1.	Rattrapage d'axe.....	77
3.8.2.2.	Os insuffisant	78
3.8.2.3.	Allergie	78
3.9.	Avantages et inconvénients.....	78
3.9.1.	Avantages	78
3.9.1.1.	Absence de corrosion.....	78
3.9.1.2.	Esthétique	78
3.9.1.3.	En cas de récession gingivale	79
3.9.1.4.	Conception monobloc.....	79
3.9.2.	Inconvénients	80
3.9.2.1.	Manque de recul clinique	80
3.9.2.2.	Implants de faible diamètre sujet au fracture.....	81
3.9.2.3.	Conception monobloc.....	81
3.10.	Protocole opératoire	81
3.10.1.	Planification pré-opératoire	81
3.10.1.1.	Règles de base	82
3.10.1.1.1.	Principe de conservation d'un espace biologique	82
3.10.1.1.2.	Distance par rapport à la dent adjacente au niveau osseux.....	83
3.10.1.1.3.	Distance entre implants adjacents au niveau osseux.....	83
3.10.1.1.4.	Positionnement de l'implant dans le plan vestibulo-palatin.....	84
3.10.1.2.	Outils de planification	85
3.10.1.2.1.	Instruments.....	85
3.10.1.2.2.	Transparent pour radio	86
3.10.1.2.3.	Logiciel de planification	86
3.10.2.	Préparation du site implantaire	87

3.10.3.	Mise en place de l'implant	89
3.10.4.	Fermeture du site	90
3.11.	Prothèse sur implant en céramique.....	91
3.11.1.	Temporisation	91
3.11.1.1.	Secteur antérieur	91
3.11.1.2.	Secteur postérieur	92
3.11.2.	Prise d'empreinte	94
3.11.2.1.	Avant la prise d'empreinte	94
3.11.2.2.	Snap on ou technique clipsée.....	94
3.11.2.3.	Empreinte de préparation classique.....	96
3.11.2.4.	Après la prise d'empreinte	97
3.11.3.	Confection de la prothèse définitive.....	98
3.11.3.1.	CFAO.....	98
3.11.3.2.	Wax-up et FAO	98
3.11.4.	Collage de la prothèse définitive	98
3.12.	Maintenance	100
4.	Cas cliniques.....	101
4.1.	Cas clinique n°1	101
4.1.1.	Présentation du cas	101
4.1.2.	Intervention	101
4.1.3.	Résultat.....	103
4.2.	Cas clinique n°2.....	104
4.2.1.	Présentation du cas	104
4.2.2.	Intervention	104
4.2.3.	Résultat.....	105
4.3.	Cas clinique n°3.....	106
4.3.1.	Présentation du cas	106
4.3.2.	Intervention	107

4.3.3. Résultat.....	107
5. Discussion.....	109
5.1. Intérêts.....	109
5.2. Limites	109
5.3. Perspectives.....	110
Bibliographie.....	111

Table des illustrations et des tableaux

Figure 1: Implant : partie intra-osseuse remplaçant la racine (Goudot P, 2013).....	32
Figure 2: Péri-implantite causé par un excès de ciment non éliminé lors du scellement définitif. - Source : Dr Garnier.....	34
Figure 3: Microphotographie en MEB d'une céramique (Dejou, 2009-2010).....	35
Figure 4: Propriétés des céramiques en fonction de leur composition. (Thedentalist).....	36
Figure 5: Représentation schématique des trois phases de la zircone (Pradines, 2010).....	38
Figure 6: Variétés allotropiques du titane. (Quinquis P, 1993)	42
Figure 7: Description des parties constitutives d'un implant. (Davarpanah M S.-M. S., 2012)	48
Figure 8: Col droit standard (Davarpanah M S.-M. S., 2012)	49
Figure 9: Implant à col évasé (Davarpanah M S.-M. S., 2012)	49
Figure 10: Col à microspires (Davarpanah M S.-M. S., 2012).....	50
Figure 11: Corps parfaitement cylindriques (Davarpanah M S.-M. S., 2012).....	50
Figure 12: Implants à corps coniques (Davarpanah M S.-M. S., 2012)	51
Figure 13: Faible grossissement d'une surface usinée.	52
Figure 14: Surface obtenue par plasma-spray. (Davarpanah M S.-M. S., 2012).....	53
Figure 15: Surface obtenue par oxydation anodique (Davarpanah M S.-M. S., 2012)	54
Figure 16: Surface obtenue par sablage à l'oxyde de titane (Davarpanah M S.-M. S., 2012).....	54
Figure 17: Surface obtenue par modançage du titane sans sablage au préalable. (Davarpanah M S.- M. S., 2012)	55
Figure 18: Surface obtenue par mordançage avec sablage au préalable. (Davarpanah M S.-M. S., 2012)	55
Figure 19: Implant Sigma (Sandhaus S, 1999).....	58
Figure 20: Mécanisme du renforcement de la céramique Y-TZP (Dejou, 2009-2010).....	60
Figure 21: A gauche : implant monobloc zircone.	60
Figure 22: A gauche : implant monobloc zircone.	61
Figure 23: Comparaison des courbes [Contrainte σ / Déformation ϵ] des matériaux fragile et ductile.	

(Pradines, 2010)	62
Figure 24: Implants testés dans cette étude.....	64
Figure 25: Vue au microscope électronique de l'état de surface microrugueux du titane (Gahlert, 2014)	64
Figure 26: Vue au microscope électronique de l'état de surface microrugueux du zircon. (Gahlert, 2014)	65
Figure 27: Coupe histologique de l'ostéo-intégration sur le titane (Gahlert, 2014).....	66
Figure 28: Coupe histologique de l'ostéo-intégration sur la zircon (Gahlert, 2014).....	66
Figure 29: Test de dévissage (Gahlert, 2014)	68
Figure 30: Densité osseuse (Gahlert, 2014)	68
Figure 31: Taux de contact os-implant (Gahlert, 2014)	69
Figure 32: Dissection d'un prélèvement osseux en deux. (Depprich Rita H. Z.-P., 2008)	69
Figure 33: Ostéo-intégration à 1 semaine sur implant zircon (à gauche) et implant titane (à droite) au MEB. (Depprich Rita H. Z.-P., 2008)	70
Figure 34: Ostéo-intégration à 4 semaines sur implant zircon (à gauche) et implant titane (à droite) au MEB. (Depprich Rita H. Z.-P., 2008)	70
Figure 35: Ostéo-intégration à 12 semaines sur implant zircon (à gauche) et implant titane (à droite) au MEB. (Depprich Rita H. Z.-P., 2008).....	70
Figure 36: Coupe histologique de l'ostéo-intégration des implants en zircon (à gauche) et titane (à droite)à quatre semaines. (Depprich Rita H. Z.-P.-C., 2008).....	71
Figure 37: Coupe histologique de l'ostéo-intégration des implants en zircon (à gauche) et titane (à droite) à douze semaines. (Depprich Rita H. Z.-P.-C., 2008)	71
Figure 38: Diagramme illustrant le taux de contact os-implant à 1, 4,et 12 semaines pour les implants en zircon (en violet) et en titane (en rouge). (Depprich Rita H. Z.-P.-C., 2008).....	72
Figure 39: Coupes histologiques avec grossissement x20 (à gauche) et x40 (à droite). (Depprich Rita H. Z.-P.-C., 2008)	72
Figure 40: Patiente porteuse d'eczéma après pose d'implants titane (Egusa H, 2008)	73
Figure 41: Présence d'un érythème péri-implantaire (Egusa H, 2008)	74
Figure 42: Rémission totale après dépose des implants (Egusa H, 2008)	74
Figure 43: Coloration grise de la gencive par des implants titane en position 11 et 21 (Mellinghoff J.	

, 2014)	75
Figure 44: Coloration grise de la gencive par un implant titane en position 41 (Mellinghoff J. , 2014)	76
Figure 45: Positionnement supra-gingival de l'épaule de l'implant en position 22 sans conséquence esthétique (Mellinghoff J. , 2014)	76
Figure 46: Implants distaux inclinés afin d'éviter le trou mentonnier (Davarpanah M S.-M. S., 2012)	77
Figure 47: Comparaison d'implants exposés après récession gingivale en titane secteur 2 et zircone secteur 1 (Mellinghoff J. , 2014).....	79
Figure 48: Illustration des conséquences d'implant en deux parties. a: présence d'un micro-gap.b : dévissage-revissage à la jonction implant-pilier. c : micromouvements à la jonction implant-pilier. d : présence d'un infiltrat bactérien à la jonction implant-pilier. e : contraintes occlusales. (Davarpanah M S.-M. S., 2012)	80
Figure 49: Illustration de l'espace biologique (Goudot P, 2013).....	82
Figure 50: Epaule d'un implant en céramique monobloc et profondeur d'insertion recommandée. (Mellinghoff J. , 2014).....	83
Figure 51: Distance minimum entre implant et dent et entre deux implants (Mellinghoff J. , 2014)	84
Figure 52: Distance minimum dans le sens vestibulo-palatin (Davarpanah M S.-M. S., 2012).....	85
Figure 53: Mesure mésio- distale de l'édentement (à gauche) et T de diagnostic Straumann (à droite). (Davarpanah M S.-M. S., 2012) (Straumann, 2014)	85
Figure 54: Transparent pour radiographie Straumann (Straumann, 2014)	86
Figure 55: Indicateur de position. (Gahlert, 2014)	88
Figure 56: Indicateur de position in situ après passage du forêt pilote. (Gahlert, 2014).....	88
Figure 57: Porte implant et implant zircone Straumann - Source : Dr Garnier	89
Figure 58: Implant zircone fixé sur transfert avant sa mise en place. - Source : Dr Garnier.....	89
Figure 59: Insertion d'un implant en zircone de forme conique. (Kohal, 2014)	90
Figure 60: Implant mis en place et site refermé. (Kohal, 2014)	90
Figure 61: Rebasage de la couronne provisoire sur 12 (Kohal, 2014).....	91
Figure 62: Coiffe pour provisoire Straumann (Straumann, 2014).....	92
Figure 63: Implant zircone avec (à droite) et sans (à gauche) coiffe de protection (Kohal, 2014) ...	92

Figure 64: Gouttière protectrice (Mellinghoff J. , 2014)	93
Figure 65: Protection par une prothèse provisoire en flexiplast (Kohal, 2014).....	93
Figure 66: Implant zircone, transfert et analogue. (Mellinghoff J. , 2014).....	94
Figure 67: Transfert clipsé sur l'épaule de l'implant. (Kohal, 2014).....	95
Figure 68: Cliché d'une empreinte montrant le dessous du transfert dans lequel est inséré l'analogue de l'implant. (Kohal, 2014)	95
Figure 69: Maître modèle avec analogue et fausse gencive. (Kohal, 2014).....	96
Figure 70: Pose du fil de rétraction gingivale avant prise d'empreinte (Kohal, 2014)	97
Figure 71: Modèle en plâtre. (Kohal, 2014)	97
Figure 72: Vue vestibulaire CCC 46 sur maître modèle (Kohal, 2014).....	98
Figure 73: Vue occlusale après collage CCC 46. (Kohal, 2014)	99
Figure 74: Radiographie finale. (Kohal, 2014).....	99
Figure 75: Radiographie rétro-alvéolaire de la situation initiale. (Cutts., 2014)	101
Figure 76: Radiographie rétro-alvéolaire après extraction de 15 (à gauche) et cicatrisation gingivale (à droite). (Cutts., 2014).....	101
Figure 77: Lambeau d'épaisseur totale au niveau de 15. (Cutts., 2014)	102
Figure 78: Indicateur de position Straumann au niveau de 15. (Cutts., 2014)	102
Figure 79: Implant Straumann PURE Ceramic mis en place (à gauche) avec coiffe de protection clipsée (à droite). (Cutts., 2014).....	102
Figure 80: Situation clinique après 10 semaines. (Cutts., 2014)	103
Figure 81: Empreinte Snap on (Cutts., 2014)	103
Figure 82: Situation clinique et radiographie rétro-alvéolaire post-opératoire après pose de CCC 15. (Cutts., 2014)	103
Figure 83: situation clinique et radiographie rétro-alvéolaire initiales avec visualisation du défaut crestal. (Sperlich M, 2013).....	104
Figure 84: Levée du lambeau et visualisation du défaut crestal. (à gauche) et exposition des spires après insertion de l'implant (à droite) (Sperlich M, 2013).....	104
Figure 85: Comblement osseux et mise en place d'une membrane. (Sperlich M, 2013).....	105
Figure 86: Rebasage de la provisoire et sutures du lambeau (à gauche) et radiographie post-	

opératoire (à droite). (Sperlich M, 2013).....	105
Figure 87: Situation clinique (à gauche) et radiographique (à droite) après mise en place de la provisoire. (Sperlich M, 2013).....	105
Figure 88: Situation clinique (à gauche) et radiographique (à droite) à 5 ans. (Sperlich M, 2013)	106
Figure 89: Radiographie panoramique pré-opératoire.....	106
Figure 90: Implant Straumann PURE Ceramic en position 37. - Source : Dr Garnier.....	107
Figure 91: Mise en place de la coiffe de protection avant suture du lmabeau.- Source : Dr Garnier	107
Figure 92: Gencive parfaitement cicatrisée autour de la coiffe de protection. – Source : Dr Garnier	107
Figure 93: Radiographie panoramique à 2 mois avec implant 37 ostéo-intégré. – Source : Dr Garnier	108
Figure 94: Après pose de la CCC 37.....	108
Tableau 1: Classification des céramiques dentaires selon leur microstructure. (Pradines, 2010).	40
Tableau 2: Composition chimique des différents grades de titane (en % du poids)	42
Tableau 3: Fabricants d'implants en zircone. (Kohal, 2014).....	59
Tableau 4: Résultats d'expérimentations animales sur l'ostéo-intégration d'implants en zircone et titane (Hoffmann O, 2012).....	67
Tableau 5: Résultats d'expérimentations animales sur l'ostéo-intégration d'implants en zircone et titane. (Aboushelib M, 2013).....	67

Lexique

CDI : Couple de Dévissage requis pour la dépose d'un Implant.

CFAO : Confection et Fabrication Assistées par Ordinateur.

Coefficient de dilatation thermique : Permet la mesure de l'augmentation relative de volume d'un système lorsque l'on fait varier la température.

Conductibilité thermique : Représente l'énergie (quantité de chaleur) transférée par unité de surface et de temps sous un gradient de température de 1 kelvin par mètre. Elle est exprimée en watt par mètre-kelvin, ($\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$).

Ductilité : Désigne la capacité d'un matériau à se déformer plastiquement sans se rompre.

FAO : Fabrication Assistée par Ordinateur.

Fluage : Phénomène physique qui provoque la déformation irréversible différée d'un matériau soumis à une contrainte constante, inférieure à la limite d'élasticité du matériau, pendant une durée suffisante.

Magnétisme : Représente un ensemble de phénomènes physiques dans lesquels les objets exercent des Forces attractives ou répulsives sur d'autres matériaux.

Masse volumique : (Aussi appelée densité volumique de masse). Grandeur physique qui caractérise la masse d'un matériau par unité de volume.

Métastabilité : Propriété pour un état d'être stable cinétiquement mais pas thermodynamiquement

Module d'élasticité : Rapport de la contrainte à la déformation élastique provoquée par cette contrainte. Il est exprimé en MPa.

Mouillabilité : Aptitude d'une surface à être mouillée par une matière donnée.

La mouillabilité est fonction du mouillage qui correspond à la capacité d'un produit à mouiller une surface. Le mouillage est un des phénomènes importants intervenant dans les collages.

ppm : Partie par million. Un ppm correspond à 10^{-6} .

Transformation allotropique martensitique : Transformation sans diffusion, c'est à dire que les déplacements atomiques sont inférieurs à la distance interatomique ■

Introduction

En quelques décennies, les implants dentaires en titane sont devenus une solution de choix pour la restauration des édentations partielles ou totales.

Parallèlement, la zircone est devenu un biomatériau de choix en prothèse grâce à ses propriétés mécaniques, optiques et sa biocompatibilité. Elle est notamment utilisée pour réaliser des piliers implantaire et les chapes de prothèses céramo-céramiques.

Cela explique l'apparition sur le marché des implants en zircone. A la recherche de restauration toujours plus esthétique, esthétique rimant souvent avec blancheur, la zircone semble vouloir concurrencer le titane. Elle présente certes des avantages esthétiques indéniables mais permet-elle une bonne ostéo-intégration ? Est-elle assez résistante pour soutenir une prothèse ? Est-ce une solution pérenne ?

Après quelques rappels sur les implants en titane, nous nous intéresserons aux caractéristiques des implants en céramique, à leurs indications ainsi qu'aux avantages qu'ils présentent par rapport aux implants traditionnels.

Nous développerons leurs techniques de mise en place ainsi que la maintenance et la réalisation prothétique qui suit.

Pour finir, nous discuterons des limites des implants zircone à ce jour et de leur véritable intérêt en implantologie moderne.

1. Généralités et rappels

1.1. Définition

1.1.1. Implant

(Bert, 1987) (Davarpanah M S.-M. S., 2012) (Goudot P, 2013)

Les implants sont des racines artificielles placées dans l'os afin de combler un édentement. L'implant est vissé dans l'os après un forage osseux sous irrigation.

Une prothèse, unitaire ou plurale, est par la suite placée dessus afin de remplacer la ou les dents absentes.

Le complexe implantaire est donc composé de 2 parties :

- une partie intra-osseuse : l'implant
- une partie extra-osseuse : le pilier implantaire et la prothèse.



Figure 1: Implant : partie intra-osseuse remplaçant la racine (Goudot P, 2013)

1.1.2. Ostéo-intégration

(Brånemark PI, 1977) (Brånemark PI Z. G., 1988) (Brånemark, 2005) (Adell R, 1981) (Davarpanah M S.-M. S., 2012)

L'ostéo-intégration peut être défini comme « la croissance du tissu osseux pendant l'assimilation chirurgicale des dispositifs implantés ou des prothèses utilisées comme remplacement ou comme des ancrés ».

L'ostéo-intégration est un concept développé dans les années 70 par le Pr Brånemark. En 1977, il définit l'ostéo-intégration comme « une connexion structurelle et fonctionnelle directe entre un os

vivant et remanié et la surface d'un implant supportant une charge ».

Avant les travaux du Pr Brånemark, l'implantologie des années 50-70 avait pour but d'obtenir une fibro-intégration, c'est à dire que l'implant devait être entouré d'une couche de tissu conjonctif de manière à reproduire le desmodonte autour de la dent.

Face à l'échec de la fibro-intégration, le Pr Brånemark recherche un contact direct entre os et implant et met au point l'ostéo-intégration appuyé par des recherches fondamentales et des études cliniques.

En 1991, Zarb et Albrektsson définissent l'ostéo-intégration comme « le processus par lequel est obtenue une connexion rigide et cliniquement asymptomatique entre un matériau inerte et l'os. Cette connexion est maintenue sous une charge fonctionnelle ».

Le pourcentage de contact entre os-implant détermine la « qualité » de l'ostéo-intégration.

1.1.2.1. Critères de qualité de l'ostéo-intégration

1.1.2.1.1. Critères cliniques

Cliniquement, l'ostéo-intégration se traduit un silence clinique : le patient n'a aucune douleur.

La percussion doit être indolore et doit produire un son mat.

On observe une stabilité et une ankylose de l'implant dans l'os.

1.1.2.1.2. Critères biomécaniques

L'implant doit être stable et présenter une immobilité totale. Il n'y a aucun mouvement possible entre l'implant et l'os environnant.

1.1.2.1.3. Critères histologiques

D'un point de vue histologique, on observe une absence de tissu fibreux à l'interface os-implant. L'os néoformé est en contact direct avec la surface de l'implant. Cependant au microscope on peut voir que ce contact os-implant est discontinu.

1.1.2.1.4. Critères radiologiques

Radiologiquement, on doit observer une image radio sans zone radio-claire autour de l'implant ce qui objective le contact direct os-implant.

1.1.2.2. Echs d'ostéo-intégration

(Bert, 1994) (Bodin, 2003) (Lecat, 2008)

1.1.2.2.1. Echs précoces

On parle de non intégration ou fibro-intégration.

Les échecs précoces apparaissent quelques semaines après l'implantation et ce malgré la stabilité primaire obtenue le jour de la pose.

Les causes peuvent être :

- un échauffement trop important de l'os lors de la pose,
- une compression trop importante de l'os,
- un défaut de vascularisation,
- une stabilité primaire insuffisante,
- une mise en charge prématurée,
- une infection iatrogène.

1.1.2.2.2. Echs tardifs

On parle ici de perte d'ostéo-intégration.

En effet, les échecs tardifs apparaissent après le remodelage osseux et la néoformation osseuse.

Ils peuvent être divisés en 2 catégories :

- Les échecs à moyen terme : principalement dû à un problème d'occlusion telle une surcharge, une interférence ou un traumatisme occlusal. Un excès de ciment lors du scellement de la prothèse définitive peut entraîner une péri-implantite à moyen terme.



Figure 2: Péri-implantite causé par un excès de ciment non éliminé lors du scellement définitif. - Source : Dr Garnier

- Les échecs à long terme : principalement d'origine infectieuse. On parle de péri-implantite. Il s'agit d'une infection progressive de l'os autour d'un implant auparavant ostéo-intégré.

1.1.3. Céramique

(Poujade JM, 2003) (Sadoun, 2000) (Haïmmerle C, 2010) (The dentist) (Dejou, 2009-2010) (Pradines, 2010) (Conreux, 2011) (Chevalier., 2006)

1.1.3.1. Définition

Par définition, une céramique est une inclusion de cristaux au sein d'un verre (matrice vitreuse).

Le verre est un composé minéral à base de silice qui possède une phase vitreuse c'est à dire désordonnée. La formation d'un réseau cristallin est impossible dans le verre, c'est pourquoi il est extrêmement fragile.

A l'inverse du verre, les céramiques dentaires conventionnelles sont constituées de 2 phases :

- une phase vitreuse amorphe et transparente
- une phase cristalline composée de fins cristaux dispersés dans la phase vitreuse.

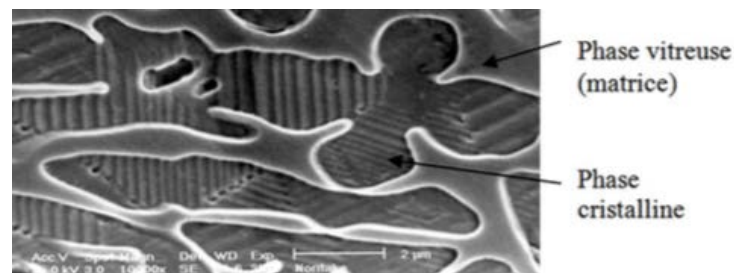


Figure 3: Microphotographie en MEB d'une céramique (Dejou, 2009-2010)

Ces cristaux ont un rôle à la fois esthétique et mécanique.

En effet, ils servent à :

- la dispersion de la lumière incidente conférant une couleur au matériau semblable à celle des tissus dentaires,
- garantir la stabilité du matériau après cuisson
- adapter le coefficient de dilatation thermique

- conférer la solidité du matériau afin de résister aux charges occlusales.

Plus la phase cristalline augmente, plus le matériau est résistant. En effet, plus il y a de cristaux et plus ceux-ci sont répartis de manière homogène dans la phase vitreuse, créant des liaisons plus fortes entre la matrice vitreuse et les cristaux.

Cependant, plus le matériau est chargé en cristaux et moins il sera translucide et donc moins esthétique.

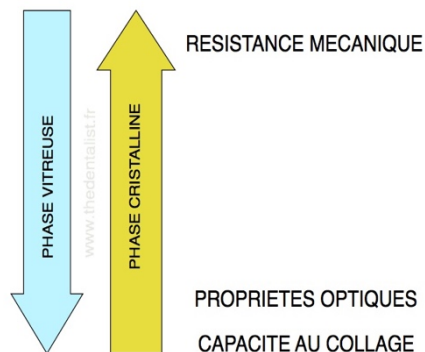


Figure 4: Propriétés des céramiques en fonction de leur composition. (Thedentalist)

Pour résumé, le verre est translucide mais fragile. Plus les cristaux sont gros et nombreux, plus ils confèrent à la céramique des propriétés mécaniques intéressantes, au détriment des propriétés optiques.

Par conséquent il existe schématiquement 2 types de céramiques dentaires :

- phase vitreuse > phase cristalline = céramique cosmétique
- phase cristalline > phase vitreuse = céramique d'infrastructure

1.1.3.2. Classification des céramiques dentaires

La classification est établie en fonction de la nature chimique du matériau (charge en cristaux) et du procédé de mise en forme.

En effet, un même matériau peut être mis en forme de manière différente modifiant ainsi ses propriétés finales. De même, un procédé de mise en forme peut être utilisé pour des matériaux de nature chimique différente.

Les différentes méthodes de mise en forme de la céramique sont :

- avec armature métallique : frittage en phase liquide
- sans armature métallique :
 - cuisson sur revêtement
 - coulée et vitrocéramisation
 - injection
 - barbotine, frittage et infiltration
 - compaction et frittage
 - usinage

Nous détaillerons seulement ici la classification selon la nature chimique.

1.1.3.2.1. Les céramiques biphasées

1.1.3.2.1.1. Les céramiques feldspathiques conventionnelles

Elles sont constituées d'une matrice vitreuse en feldspath et de cristaux.

Le matériau est mis en place par stratification.

Ce sont les céramiques traditionnelles destinées au maquillage (revêtement cosmétique) des prothèses céramo-métalliques ou céramo-céramiques. Leurs propriétés optiques sont remarquables car la phase vitreuse est majoritaire mais elles sont très fragiles.

1.1.3.2.1.2. Les céramiques feldspathiques renforcées

Elles sont constituées d'une phase vitreuse en feldspath et d'une phase cristalline renforcée en cristaux de leucite ou disilicate de lithium ou en fluoroapatites.

Elles sont également appelées vitro-céramiques.

Leur résistance est améliorée et leur coefficient de dilatation thermique augmenté.

1.1.3.2.2. Les céramiques essentiellement cristallines

1.1.3.2.2.1. Les céramiques alumineuses

La phase cristalline est prépondérante, essentiellement constitué d'alumine.

Le verre en fusion est infiltré dans une barbotine de cristaux d'alumine, de spinelle ou de zircon. Le verre peut être infiltré d'alumine pure, d'alumine et de magnésium, d'alumine et de zircon.

On obtient un matériau ayant plus de cristaux que de verre ce qui lui confère une résistance accrue mais elles sont plus opaques et donc moins esthétiques.

C'est pourquoi elles sont utilisées comme céramique d'infrastructure.

1.1.3.2.2.2. Zircon

La zircon est le nom donné à l'oxyde de zirconium (ZrO_2).

C'est une céramique poly-cristalline, c'est à dire qu'elle ne possède pas de phase vitreuse.

Il existe, selon la température où se situe la zircon, 3 types de réseaux :

- la phase monoclinique : de la température ambiante jusqu'à $1170^{\circ}C$. Cette forme ne présente aucune propriété mécanique intéressante.
- la phase quadratique ou tétragonale : de $1170^{\circ}C$ à $2370^{\circ}C$. C'est sous cette forme que la zircon est utilisée pour ses propriétés mécaniques.
- la phase cubique : de $2370^{\circ}C$ à $2690^{\circ}C$, le point de fusion. Cette phase ne présente à nouveau aucun intérêt quant à ses propriétés mécaniques.

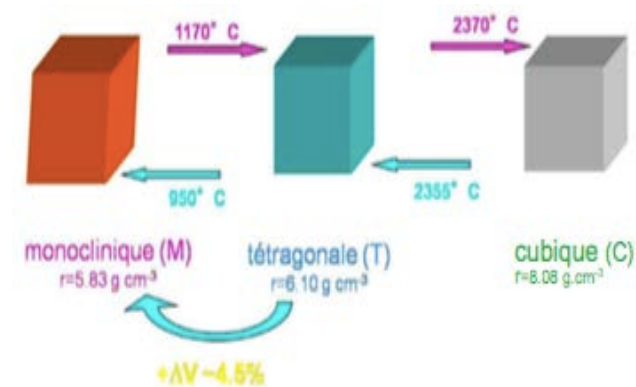


Figure 5: Représentation schématique des trois phases de la zircon (Pradines, 2010)

Après le frittage de ces céramiques, au moment du refroidissement, le changement de structure cristalline s'accompagne d'une expansion de 3 à 4% qui provoque l'apparition au sein du matériau, de contraintes importantes qui conduisent à sa fracture.

C'est pourquoi on a cherché à stabiliser la structure des céramiques à base d'oxyde de zirconium en phase tétragonale.

L'adjonction de 3 à 4% d'Yttrium stabilise les cristaux sous forme tétragonale. On parle de zircone Y-TZP (Y pour yttrium, T pour tétragonal, Z pour zircone et P pour poly-cristalline).

On force ainsi la structure à se maintenir en phase quadratique sous 950°C pour conserver ses qualités mécaniques. La zircone est donc stabilisée artificiellement.

La zircone Y-TZP est un matériau pré-fritté, c'est à dire plus tendre et plus facile à usiner. Une fois usinée, la pièce est à nouveau frittée pour lui donner sa résistance définitive, ce qui s'accompagne d'une rétraction dimensionnelle du matériau de 20 à 30%.

N'ayant pas de phase vitreuse, la zircone est beaucoup plus résistante que les céramiques précédentes et ne peut être mise en forme que par usinage avec CFAO (Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur).

Cette céramique technique permet la réalisation de chapes et d'armatures de bridges (ensuite recouverte de céramique cosmétique) et plus récemment, des implants dentaires.

2. Les implants en titane

2.1. Historique

(Brånemark, 2005)

Le titane fut découvert par le révérend William Gregor en 1791 alors qu'il se baladait sur les plages des côtes de Cornouailles. Après plusieurs manipulations physico-chimique, il produisit un oxyde impur qu'il nomma ménachanite.

Sans le savoir, le professeur de chimie allemand Klaproth étudia le même métal en 1795. Il lui donna le nom de titane en référence à la mythologie grecque.

Après la découverte de Gregor, il fallut attendre plus d'un siècle et demi avant de s'apercevoir que le titane était un matériau inerte et donc biocompatible avec les tissus humains.

En 1940, le métallurgiste et chimiste luxembourgeois Kroll, met au point un procédé d'industrialisation du titane.

Les premiers implants en titane sont mis en place par le Pr Brånemark en 1965.

Historiquement, de nombreuses formes d'implants ont existé : paniers, lames, disques... de nos jours, avec le recul et les différentes études menées, la forme conservée est celle d'une vis.

2.2. Composition et classification

(Gigou V, 2001) (Quinquis P, 1993) (ADF, 2004)

En odontologie, le titane est :

- soit « pur » ou non allié
- soit « allié »

2.2.1. Titane commercialement pur

Le titane dit « pur » ou plus exactement titane commercialement pur (Ti-cp) présente sur le plan chimique des éléments incorporés tels que l'oxygène, le fer, le carbone, l'azote et l'hydrogène. En fonction du pourcentage de ces différents éléments, on distingue 4 types de Ti-cp (tableau 1). Le titane le plus pur est le titane de grade 1.

Composition chimique des différents grades de titane (en % du poids)						
	Fer max	Oxygène max	Azote max	Carbone max	Hydrogène max	Titane
Grade 1	0,15	0,12	0,05	0,06	0,01	reste
Grade 2	0,2	0,18	0,05	0,06	0,01	reste
Grade 3	0,25	0,25	0,05	0,06	0,01	reste
Grade 4	0,3	0,35	0,05	0,06	0,01	reste

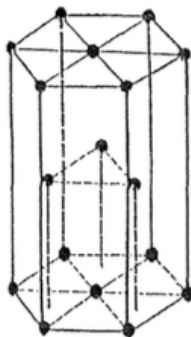
Tableau 2: Composition chimique des différents grades de titane (en % du poids)

(Martinez H, 2008) (Audran M, 2014)

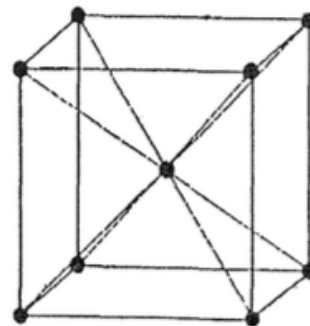
Le titane pur est le siège d'une transformation allotropique de type martensitique au voisinage de 882°C. Il peut exister sous deux formes qui se différencient par la nature du réseau cristallin :

- titane alpha α : il est stable en dessous de 882°C et sa structure cristallographique est hexagonale compacte
- titane bêta β : il est stable au dessus de 882°C jusqu'à la température de fusion et sa structure cristallographique est cubique et centrée.

La température de transformation allotropique de la forme alpha à la forme bêta est donc de 882° et est appelé Transus β .



Réseau hexagonal compact forme α



Réseau cubique centré forme β

Figure 6: Variétés allotropiques du titane. (Quinquis P, 1993)

2.2.2. Alliages de titane

(Quinquis P, 1993) (Audran M, 2014)

Cette température de transformation est largement influencée par les éléments alliés au titane tels que l'aluminium, le vanadium, le palladium, le nickel ou même le cuivre.

Ces éléments peuvent être ajoutés au titane, en quantité plus importante, réalisant ainsi un alliage de titane dont les propriétés sont optimisées en fonction de l'application désirée (aéronautique, aérospatiale, armement, implantologie...)

Tous ces éléments d'addition influencent à la fois les propriétés de résistance à la corrosion, mais aussi les propriétés mécaniques soit par modification de la morphologie soit par le biais de solutions solides d'insertion ou de substitution.

2.2.2.1. Les éléments stabilisants α ou alphas

(Audran M, 2014) (Quinquis P, 1993)

Ces éléments élèvent la température de transformation allotropique et sont solubles dans la phase α .

Ils regroupent l'aluminium, l'oxygène, l'azote, le carbone

2.2.2.2. Les éléments stabilisants β ou bêtas

Ils diminuent la température de transformation allotropique et sont solubles dans la phase β . Il peut s'agir d'éléments qui cristallisent dans le système cubique centré

Il existe 2 sous-groupes :

2.2.2.2.1. Les éléments bêta-isomorphes

Ils abaissent le point de transformation sans réaction annexe.

Ce sont des éléments métalliques comme le vanadium, le niobium, le molybdène, le tantale. Ils sont totalement miscibles avec le titane à haute température.

2.2.2.2.2. Les éléments bêta-eutectoides

Ils abaissent la température de transformation allotropique en donnant lieu à une réaction eutectoïde.

Ce sont par exemple le fer, le nickel, le cobalt, le cuivre, le silicium, le manganèse, l'argent, l'or ou le chrome.

Les propriétés du titane peuvent également être influencés par le biais de solutions solides d'insertion ou de substitution.

2.2.2.3. Solution solides d'insertion

Les solutions solides d'insertion mettent en jeu des atomes de petit diamètre qui viennent occuper un certain nombre de sites du réseau cristallin. Ces petits atomes se déplacent facilement le long des canaux formés par l'alignement des sites interstitiels vacants dans le cristal.

- L'oxygène, le carbone et l'azote, éléments alphas majeurs, occupent les sites interstitiels du réseau hexagonal compact du titane et entraînent une modification des paramètres de la maille cristalline. Cela entraîne une diminution de la ductilité à température ambiante.

La présence de ces éléments conduit à la formation de carbures et de nitrures qui peuvent être à l'origine de phénomène d'écaillage.

- L'hydrogène, élément bêta se dissout principalement dans la phase β conduisant même pour des faibles teneurs, à la formation d'hydrures lors du refroidissement pouvant conduire à des fragilités. Une teneur en hydrogène de l'ordre de la centaine de ppm entraîne une diminution de la résistance aux chocs du titane. C'est pourquoi toute manipulation nécessitant la fusion du métal (coulée, soudure) doit se faire sous vide ou sous argon, pour ne pas entraîner de fragilisation importante du titane.

2.2.2.4. Solution solides de substitution

(Gigou V, 2001) (ADF, 2004)

Dans le cas des solutions solides de substitution, les atomes ou les molécules des substances dissoutes occupent un ou plusieurs sites du réseau cristallin. Le mouvement d'une espèce dissoute est alors accompagné du déplacement d'un atome ou d'une molécule du solvant. Les processus de diffusion sont beaucoup moins rapides que précédemment car ce mécanisme de diffusion met en jeu les lacunes présentes dans le réseau cristallin.

- L'aluminium, élément alpha, durcit la phase α ; on constate une augmentation de la résistance et une baisse de la ductilité; la résistance au fluage est améliorée. On limite à 7% (en poids) sa concentration dans les alliages.
- Le molybdène, améliore la résistance, la ductilité et le fluage à moyenne température. Il augmente aussi la tenue à l'oxydation.
- Le vanadium, élément bêta isomorphe, améliore la ductilité, mais baisse la résistance à

l'oxydation.

- Le fer, élément bêtagène eutectoïde, améliore le compromis résistance-ductilité- fluage à moyenne température ; il baisse considérablement le transus et permet de travailler à température plus basse.

2.2.2.5. Les différents alliages

Il existe trois grandes familles d'alliage classées suivant leur composition et les phases dominantes à température ambiante :

2.2.2.5.1. Titane α

Il est constitué uniquement par la phase α .

Il est résistant et présente une bonne aptitude à la coulée.

2.2.2.5.2. Titane β

Il est composé uniquement par la phase β .

Il est sensible aux traitements thermiques, se soude et s'usine facilement. Le renforcement s'obtient soit par solution solide des éléments bêtagènes, soit par la précipitation d'une seconde phase de petit volume (5%) par traitement thermique.

2.2.2.5.3. Titane biphasé $\alpha + \beta$

C'est le plus fréquent. Il est constitué par un mélange de phase α et de phase β .

L'alliage de titane grade 5 aussi appelé Ti 6Al 4V est un alliage biphasé, avec une structure cristalline alpha-bêta.

Parmi les différents alliages , le TI 6Al 4V fût un des premiers à être introduit dans le domaine médical en tant que matériau implantable. Sa biocompatibilité et sa résistance à la corrosion ont été largement étudiées et documentées, ce qui lui a donné un grand intérêt dans l'industrie médical. C'est l'alliage le plus couramment utilisé en implantologie actuellement.

TiA16V4 contient 6% d'aluminium comme élément alphagène donnant une meilleure résistance mécanique à l'alliage et 4% de vanadium comme élément bêtagène facilitant son usinage et les différents processus de fabrication. Ses performances sont améliorées par rapport au métal pur. Il possède en effet un faible module d'élasticité et des qualités de résistance à la traction et à la fatigue

très intéressantes dans le domaine biomédical.

2.3. Propriétés du titane

(Sourdou, 2007) (Lach, 2010)

2.3.1.1. Numéro atomique

Le numéro atomique du titane est le numéro 22.

2.3.1.2. Masse atomique

La masse atomique du titane est de 47,9g.

2.3.1.3. Masse volumique

La masse volumique du titane est de 4,507 g.cm³ ce qui est une des masses volumiques les plus basses des métaux employés en dentisterie. A masse égale, le volume des éléments prothétiques en titane est pratiquement le double par rapport à ceux réalisés en nickel-chrome ou chrome cobalt et environ quatre fois supérieur par rapport à ceux réalisés

2.3.1.4. Mouillabilité

La mouillabilité du titane est élevée et est due à l'énergie libre présente à la surface du matériau.

Elle varie en fonction de son état de surface.

2.3.1.5. Magnétisme

La susceptibilité magnétique est quasi nulle et de ce fait il est considéré comme un métal amagnétique. Le principal avantage que présente cette propriété est l'absence d'artéfact lors des examens d'imagerie par résonance magnétique.

2.3.1.6. Conductibilité thermique

Elle est de 20 W.m⁻¹.K⁻¹ à 20°C . C'est une valeur assez faible par rapport aux métaux purs comme par exemple les alliages d'or mais elle reste supérieure à celle des alliages de Chrome- Cobalt ou Nickel-Chrome utilisés en prothèse. Face aux variations de température buccale, le titane a donc un bon comportement et rend le port des prothèses confortables pour les patients.

2.3.1.7. Coefficient de dilatation thermique

Il correspond au changement relatif de volume d'un matériau lorsque l'on fait varier la température.

Celui du titane est de $9,7 \cdot 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$ ce qui est une valeur particulièrement faible. Il est très proche de celui de la dentine qui est de $11,4 \cdot 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$.

2.3.1.8. Résistance

Le titane est considéré comme un métal ayant une bonne résistance mécanique.

Le développement de traitement de surface ont permis d'augmenter sa dureté et sa résistance à l'usure abrasive. Il présente une bonne ductilité dans des conditions normales de température.

2.3.1.9. Corrosion

(Sourdou, 2007)

La corrosion désigne l'altération d'un matériau par réaction chimique avec un oxydant.

Le titane est recouvert instantanément d'une couche d'oxyde de titane dès qu'il est à l'air libre. Cette couche adhérente protège le matériau de la corrosion, ce qui confère au métal son intérêt sur le plan biologique.

La tenue du titane à la corrosion est donc très satisfaisante en milieu biologique, toutefois la présence de fluorures en milieu acide diminue cette résistance. Cependant une étude de Reclaru et Meyer a montré qu'il n'y aurait pas de corrosion du titane si le pH est compris entre 6,15 et 3,5. En dessous de 3,5, on peut avoir un relargage d'ions titane.

2.4. Biocompatibilité

(Chauvet-Lebret DJ, 2002) (Lach, 2010)

La Biocompatibilité est la capacité d'un biomatériau à induire une réponse appropriée de l'hôte dans une application spécifique.

Le titane est l'un des métaux les plus biocompatibles, avec l'or et le platine, c'est-à dire qu'il résiste très bien aux fluides corporels grâce à sa couche d'oxyde. En effet, cette couche confère au titane une grande qualité dans ses rapports avec les tissus vivants adjacents et notamment une très bonne hémocompatibilité.

De plus, il est compatible avec les structures osseuses grâce à une haute résistance mécanique et un module d'élasticité très bas.

2.5. Morphologie

(Davarpanah M S.-M. S., 2012) (Hunt RP, 2005) (Lach, 2010)

Il existe actuellement sur la marché diverses formes d'implant et donc aucune forme idéale. Chaque forme présente des avantages et des inconvénients qu'il convient d'utiliser dans certaines situations cliniques et à éviter pour d'autre.

Un implant est composé de trois parties :

- un col
- un corps
- un apex.



Figure 7: Description des parties constitutives d'un implant. (Davarpanah M S.-M. S., 2012)

Chacune de ses parties a des spécificités propres et un rôle.

2.5.1. Col implantaire

Le col est la partie de l'implant qui réalise la connexion avec le pilier. Il est donc à la fois au contact des tissus mous péri-implantaires et de la crête osseuse.

Plusieurs études semblent montrer que la présence d'une discontinuité entre le col implantaire et le pilier prothétique (platform switching) favorise la bonne santé des tissus péri-implantaires.

Il existe plusieurs formes de col d'implants :

- col droit : c'est la forme de référence actuellement.

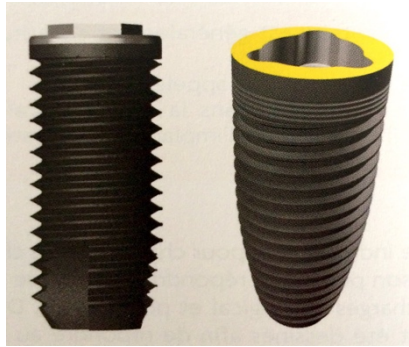


Figure 8: Col droit standard (Davarpanah M S.-M. S., 2012)

- col évasé : le col est évasé et plus large que le corps de l'implant. Il permet une meilleure stabilité primaire et un ancrage cortical plus large. Il est donc indiqué en cas d'os de faible densité, de mise en charge immédiate ou d'extraction-implantation immédiate.



Figure 9: Implant à col évasé (Davarpanah M S.-M. S., 2012)

- col large : le col est droit mais plus large que la corps de l'implant. Il est indiqué pour la réhabilitation des dents larges (molaires) sans pour autant avoir besoin d'utiliser un implant de large diamètre si le site ne la permet pas (crête mince, proximité radiculaire...)
- col à conicité inversée : le diamètre du col de l'implant est inférieur à celui du corps. Cela permettrait une meilleure stabilité primaire.
- col intégrant le platform switching : il existe une discontinuité entre le diamètre du col de l'implant et celui du corps, le col étant inférieur. Cela crée un décalage entre les deux structures qui évite la perte osseuse verticale

- col avec microspires : les autres cols étant plans et lisses afin d'éviter la rétention de plaque ; la présence de microspires semblent participer à une meilleure rétention de l'os crestal.



Figure 10: Col à microspires (Davaranah M S.-M. S., 2012)

- col transgingival: la jonction implant- pilier se trouve au niveau juxta-gingival au lieu d'être à proximité de la crête osseuse.

2.5.2. Corps implantaire

Il constitue la majeure partie de l'implant et comprend les spires. Sa silhouette et le pas des spires permettent une grande diversité.

- Cylindrique : c'est la forme la plus ancienne et présentant le plus de recul clinique. L'implant cylindrique présente donc des parois parallèles et la stabilité primaire est permis grâce aux spires. Cette forme autorise une marge de manœuvre lors du forage et du positionnement.



Figure 11: Corps parfaitement cylindriques (Davaranah M S.-M. S., 2012)

– Conique : le diamètre du corps est décroissant de manière progressive dans le sens coronapicale. Cette forme permet de l'utiliser sur des sites étroits (racines convergentes par exemple) et il permet également d'augmenter la stabilité primaire par compression de l'os spongieux dans compression de l'os corticale. Il est indiqué pour les cas d'extractions-implantations immédiates. Néanmoins il requiert une grande précision lors de sa mise en place. Contrairement à l'implant cylindrique, sa tolérance lors de son positionnement est faible.



Figure 12: Implants à corps coniques (Davarpanah M S.-M. S., 2012)

Les spires ont également des formes très variées : symétriques, asymétriques, fines, larges, parallèles...

Le pas de vis est également variable. Plus le pas de vis est faible, plus le temps nécessaire au vissage de l'implant augmente.

2.5.3. Apex implantaire

L'apex est la partie terminale de l'implant. Elle peut être arrondie ou travaillante :

- apex arrondie : il est indiqué lorsque l'apex arrive au contact d'une structure fragile telle que la membrane de Schneider par exemple.
- Apex travaillant : il est sécant et permet une progression apicale supplémentaire si le forage est insuffisant.

2.5.4. Les diamètres implantaires

Ils varient de 3mm pour les implants de petits diamètres jusqu'à 6-7 mm pour les implants de gros diamètre. Cependant le diamètre des implants standards, les plus usités sont compris entre 3,75mm et 4,5mm.

Cet éventail de diamètres implantaires permet de répondre aux différentes situations cliniques.

2.6. Etat de surface

(Davarpanah M S.-M. S., 2012) (Mousa, 2012)

La qualité de l'ostéo-intégration est principalement déterminé par l'état de surface implantaire. La réponse tissulaire péri-implantaire dépend des propriétés physiques et chimiques de l'état de surface. Un implant peut avoir divers traitements de surface afin d'améliorer cette ostéo-intégration. Un traitement de surface consiste à modifier la surface obtenue après usinage de l'implant.

Il existe différentes techniques de traitement de surface utilisant des procédés physiques, chimiques ou parfois les deux. Elles ont deux objectifs distincts : créer une rugosité de surface et/ ou rendre la surface bio-active.

2.6.1. Surface usinée

La technique utilisée pour fabriquer des implants est l'usinage à partir de barres de titane. Après usinage, les implants présentent un aspect lisse à l'oeil nu. Cependant, à plus fort grossissement, elles présentent des stries d'usinage qui participent à la rugosité de l'état de surface.

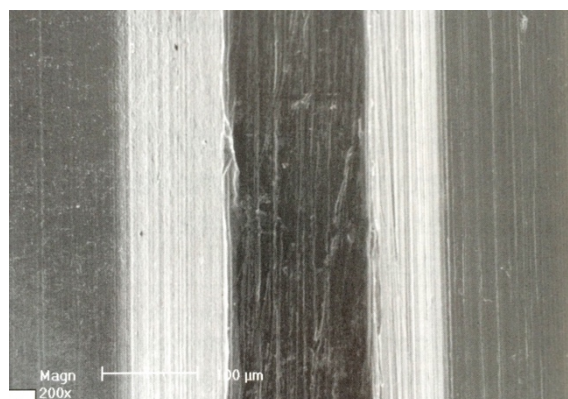


Figure 13: Faible grossissement d'une surface usinée.

Les stries d'usinage sont visibles. (Davarpanah M S.-M. S., 2012)

2.6.2. Traitement par addition

Après usinage de l'implant, un traitement d'addition est fait soit par la mise en place d'un revêtement sur la surface extérieure, soit induit par électrochimie.

2.6.2.1. Plasma-spray

Un revêtement est mis en place par projetat de titane ou d'hydroxy-apatite par une torche à plasma.

Le principe consiste à propulser une poudre de titane, d'hydrure de titane ou d'hydroxy-apatite dans un cyclone d'air chaud qui vient s'écraser à la surface de l'implant à une vitesse de 600km/h en formant une couche de 50 à 200 microns d'épaisseur à sa surface.

Le revêtement par poudre de titane permet d'obtenir une rugosité de surface à l'aide d'un matériau bio-inerte. Avec l'hydroxyapatite, le but est de rendre la surface bioactive et rugueuse.

On obtient une surface rugueuse dont la rugosité dépend de la taille des grains projetés.

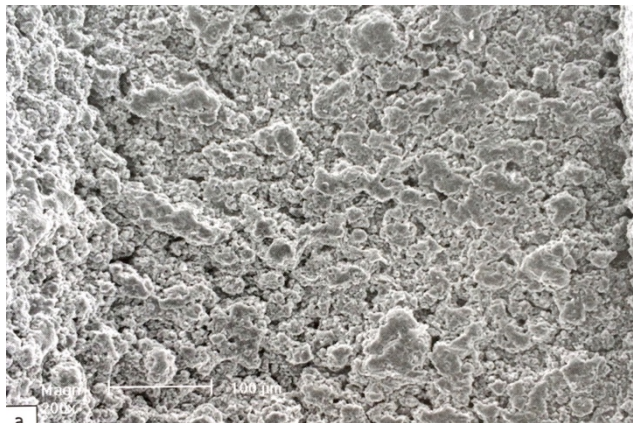


Figure 14: Surface obtenue par plasma-spray. (Davarpanah M S.-M. S., 2012)

2.6.2.2. Oxydation anodique

Le principe est d'oxyder la surface implantaire créant une couche épaisse d'oxyde TiO_2 . Des cratères se forment de 1 à 2 microns de hauteur à l'origine d'une rugosité.

Pour réaliser cette oxydation, il faut immerger les implants dans un bain oxydant en les soumettant à un courant où ils jouent le rôle d'anode.

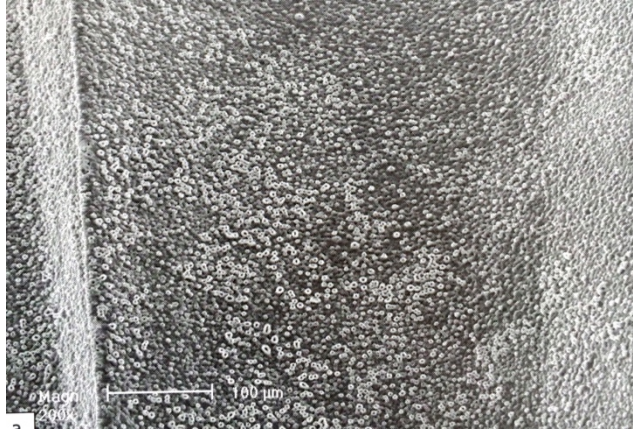


Figure 15: Surface obtenue par oxydation anodique (Davarpanah M S.-M. S., 2012)

2.6.3. Traitement par soustraction

Le traitement par soustraction peut être physique : le sablage, ou chimique : le mordantage.

2.6.3.1. Soustraction physique

Le principe est de venir sabler les implants en bombardant la surface avec des particules très dures qui créent des rugosités en impactant la surface. Une partie des particules restent incluses (résidus de sablage). Les particules utilisées peuvent être de l'alumine, de l'oxyde de titane ou du phosphate tricalcique. La rugosité obtenue dépend de la taille des particules de sablage.

Le sablage est une méthode simple et peu coûteuse mais délicate difficilement industrialisable.

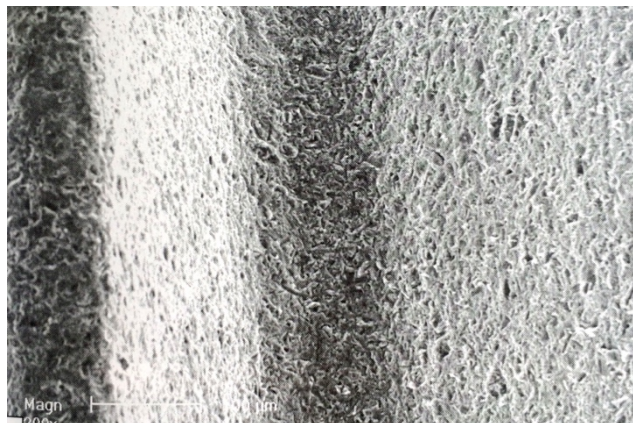


Figure 16: Surface obtenue par sablage à l'oxyde de titane (Davarpanah M S.-M. S., 2012)

2.6.3.2. Soustraction chimique

Le mordantage consiste à corroder violemment la surface du titane à l'aide d'acides forts créant des pores irréguliers. Les produits acides pouvant être employés sont : le chlorure d'hydrogène, l'acide fluorohydrique, l'acide sulfurique, l'acide nitrique. Un sablage de la surface peut être effectué au préalable.

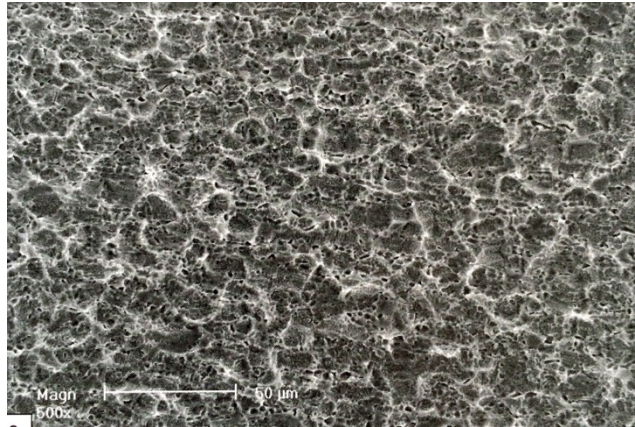


Figure 17: Surface obtenue par mordantage du titane sans sablage au préalable. (Davarpanah M S.-M. S., 2012)

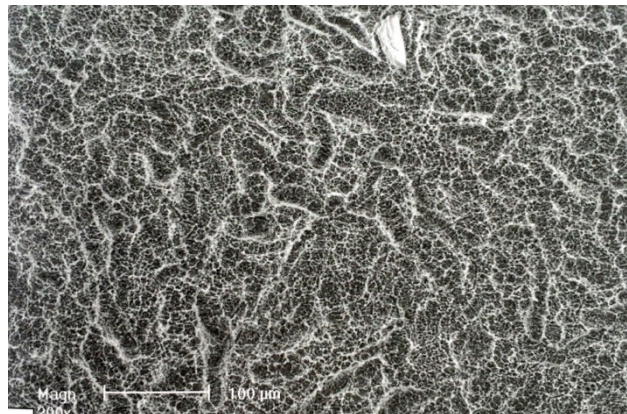


Figure 18: Surface obtenue par mordantage avec sablage au préalable. (Davarpanah M S.-M. S., 2012)

2.7. Ostéo-intégration

(Buser D, 2012) (Davarpanah M S.-M. S., 2012)

Dans les années 1960, le Pr Brånemark étudie la circulation sanguine et la réparation osseuse. Il utilise pour la première fois le titane en l'implantant sous forme de chambre optique métallique dans un os long. Il s'avère très difficile à déposer et c'est alors qu'il décide de tenter d'utiliser le titane sous forme d'implant dentaire. La première prothèse implanto-portée est réalisée en 1965 et la première

étude réalisée sur le chien publiée en 1969.

Après plusieurs décennies de recul clinique et des dizaines d'études, le titane est le matériau de choix pour l'ostéo-intégration des implants dentaires. La qualité de l'ostéo-intégration a été améliorée au fil des ans grâce aux traitements de surface des implants, à l'évolution de leur morphologie et aux techniques de mise en place.

D'après une étude de Buser D. et coll. menée sur 511 implants à état de surface sablé et mordancé, le taux de survie des implants à 10 ans est de 98,8% et le taux de réussite de 97%.

2.8. Indications et contre-indications des implants dentaires

(Davarpanah M S.-M. S., 2012) (Missika P, 2003)

Les indications et contre indications énumérés ici sont celles des implants dentaires en général, le titane étant le biomatériau de référence.

2.8.1. Indications

- Edentement unitaire délimité par des dents adjacentes saines
- Agénésie dentaire
- Manque de rétention d'une prothèse amovible
- Instabilité d'une prothèse amovible
- Inconfort fonctionnel avec les prothèses amovibles
- Refus psychologique d'une prothèse amovible
- Localisation et nombre inadéquats de pilier résiduels
- Absence de piliers dentaires pour réaliser une prothèse fixée
- Demande d'une thérapeutique conservatrice (refus de mutilation des dents saines).

2.8.2. Contre-indications

- Contre indications absolues :
 - cardiopathies à haut risque
 - pathologies systémiques non contrôlées

- Contre indications relative :
 - les troubles psychiatriques (schizophrénie, paranoïa, hystérie...)
 - dépendance alcoolique ou médicamenteuse
 - patient à risque : patient irradié, bruxomane, parodontite non stabilisée, tabagisme excessif...)
 - un volume et/ou une qualité osseuse insuffisants
 - une distance interocclusale insuffisante.

L'indication de pose des implants se fera au cas par cas, avec la plus grande prudence.

3. Implant en céramique

3.1. Historique

(Sandhaus S, 1999) (Kohal, 2014) (Werner, 2010)

Au début des années 1980, Sandhaus sort sur le marché l'implant Sigma, l'un des tout premiers systèmes implantaires en zircone. L'implant Sigma est l'aboutissement d'un travail commencé dans les années soixante par les premières vis en céramique alumineuse.



Figure 19: Implant Sigma (Sandhaus S, 1999)

Il n'existe actuellement aucune étude scientifique publiée sur l'implant Sigma et donc aucune base de données sur les taux de réussite et de survie avec cet implant.

Laissé de côté pendant plusieurs années, l'implant céramique redevient d'actualité avec le développement de céramique plus résistante comme la zircone.

A partir des années 2000, Straumann développe les implants Roxolid réalisés à partir d'un alliage de titane et de zircone. Ils sont composés de 85% de titane et 15% de zircone. D'après une étude de Kobayashi et al., cela leur confère une résistance mécanique plus élevée par rapport aux implants titane pur. Ikarashi et al., ont démontré que les implants composés d'un alliage titane-zircone présentent une meilleure biocompatibilité que les implants titane. Ces deux spécificités permettent d'utiliser des implants de diamètre inférieur et ainsi de couvrir plus d'options thérapeutiques. (Kobayashi E, 1995) (Ikarashi Y, 2005) (Michelle Grandin H, 2012)

Puis les fabricants se sont intéressés à la réalisation d'implants complètement composés de zircone.

De nos jours, une dizaine de fabricants propose des implants en zircone s'adressant principalement au marché européen.

Fabricant	Système implantaire	Pays
BPI Systems	Biosys. Ceramic	Allemagne
Bredent medical	White Sky	Allemagne
CeraRoot	CeraRoot	Espagne
Created	Omnis	Allemagne
Dentalpoint	Zeramex	Suisse
Incerned	Sigma	Suisse
Metoxit	Ziraldent	Suisse
Straumann	PURE Ceramic implant	Suisse
VITA	Ceramic implant	Allemagne
White Implant Development	White implant	Pays Bas
Z-systems	Z-lock	Suisse

Tableau 3: Fabricants d'implants en zircone. (Kohal, 2014)

3.2. Composition

(Kohal, 2014) (Chevalier J G. L., 2007) (Chevalier J G. L., 2009) (Chevalier J L. J., 2011) (Piconi C, 1999)

Les implants en céramique sont composés de zircone tétragonale polycristalline renforcée par adjonction de 3% molaire d'oxyde d'yttrium (Y_2O_3).

L'adjonction d'oxyde d'yttrium permet d'éviter la fracture de la zircone lors de la phase de refroidissement à température ambiante qui suit la cuisson de frittage.

En effet, en refroidissant la zircone passe de la phase tétragonale à la phase monoclinique s'accompagnant d'une augmentation de volume de 5% à l'origine de fissures superficielles. Ces fissures se propagent au sein du matériau jusqu'à provoquer sa rupture.

L'incorporation d'oxyde d'yttrium permet de stabiliser la phase tétragonale mais il ne s'agit que d'une « métastabilité » car sous l'effet de contraintes mécaniques fissurantes, le matériau passe de la phase tétragonale à la phase monoclinique dû probablement à la pression exercée car l'oxyde d'yttrium sur les cristaux tétragonaux (Kohal, 2014). La transformation entraîne une augmentation du volume des cristaux permettant un renforcement du matériau en stoppant la propagation des fissures. Ce phénomène est à l'origine de l'importante ténacité de la zircone Y-TZP.

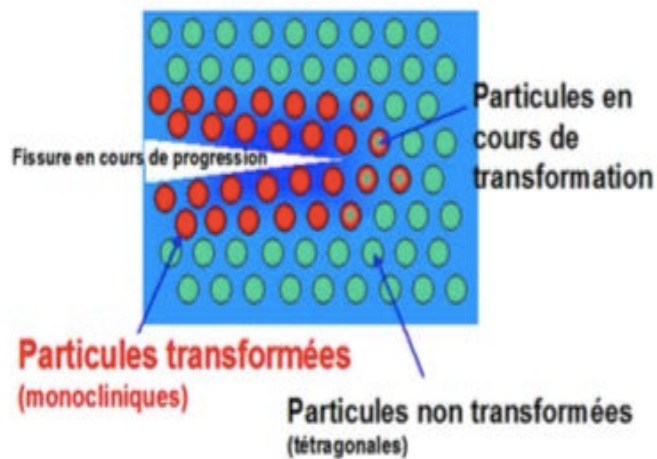


Figure 20: Mécanisme du renforcement de la céramique Y-TZP (Dejou, 2009-2010)

3.3. Morphologie

(Kohal RJ F. H., 2009) (Kohal, 2014) (Kohal RJ K. G., 2006)

Les implants en zircone sont des implants monocorps ou monobloc c'est à dire qu'ils ne présentent pas de connexion. Contrairement aux implants titane constitués d'une partie endo-osseuse (l'implant) et d'une partie émergeant dans la cavité buccale (le pilier), les 2 parties étant reliées par un système d'attache, les implants en zircone sont formés d'un seul bloc.

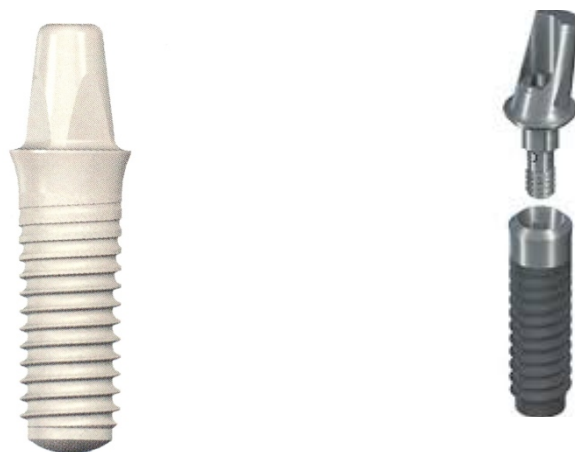


Figure 21: A gauche : implant monobloc zircone.

A droite : implant titane et son pilier. (Kohal, 2014)

Ils sont également formés d'une partie endo-osseuse, d'un col et d'une partie secondaire qui est au contact de la cavité buccale et qui reçoit la prothèse.

La partie endo-osseuse est rugueuse, le col et le pilier sont lisses.

Ils existent également des prototypes d'implants en zircone en deux parties. Ils ont fait l'objet à ce jour de deux études d'évaluation et se sont avérés moins résistants lors d'un test de résistance à la rupture masticatoire que les implants monoblocs. Leur stabilité biomécanique est pour le moment jugée insuffisante pour un usage clinique, c'est pourquoi ils ne seront pas développés davantage dans cette thèse.

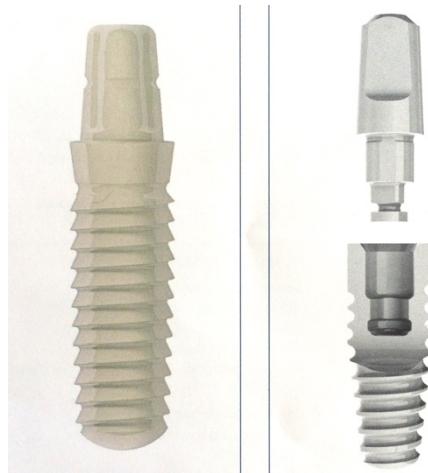


Figure 22: A gauche : implant monobloc zircone.

A droite : implant et pilier zircone réunis entre eux par collage. (Kohal, 2014)

3.4. Propriétés

(Dejou, 2009) (Pradines, 2010) (Zeynep Özkurt, 2011)

3.4.1. Mouillabilité

La mouillabilité de la zircone s'explique par le caractère hautement ionique de ce matériau. La mouillabilité augmente lorsque le caractère ionique de la surface s'accroît.

La zircone est un matériau hydrophile permettant une attirance importante des tissus gingivaux environnants.

3.4.2. Coefficient de dilatation thermique

(Perelmuter S, 2005)

La zircone est dite réfractaire, c'est-à-dire résistance à de très hautes température. Son coefficient de dilatation thermique est relativement bas pour une céramique : $10 \cdot 10^{-6} \text{ C}^{-1}$ entre 25 et 500°C.

3.4.3. Conductivité thermique

La zircone est de faible conductivité thermique, c'est-à-dire qu'il y a peu de transmission de chaleur. Elle est de $1,9 \text{ W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$ à 20°C contre 22 pour le titane.

3.4.4. Résistance

(Kohal RJ W. M., 2011) (Silva NR N. P., 2011) (Silva NR C. P., 2009) (Kohal RJ W. M., 2010)

La zircone comme toutes les céramiques est un matériau au comportement dit à rupture fragile contrairement aux alliages métalliques comme le titane qui sont des matériaux ductiles c'est-à-dire qu'ils passent par une phase de déformation élastique puis une déformation plastique irréversible.

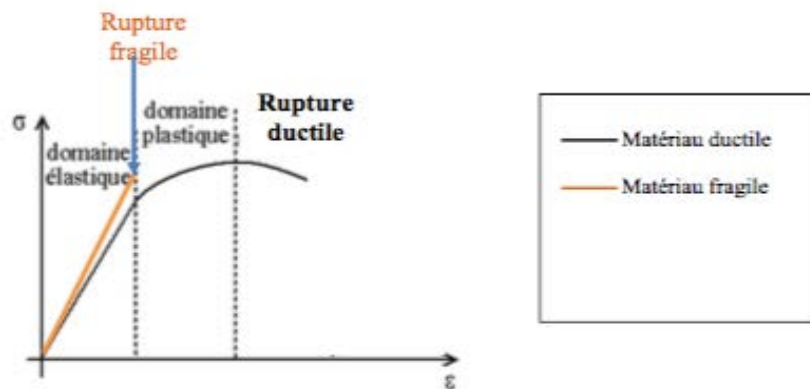


Figure 23: Comparaison des courbes [Contrainte σ / Déformation ϵ] des matériaux fragile et ductile. (Pradines, 2010)

La zircone présente l'une des valeurs les plus élevées de ténacité à la rupture.

Le module d'élasticité de la zircone relativement bas pour une céramique permet une certaine déformation élastique du matériau avant rupture.

En 2011, Kohal et coll. ont testés la résistance d'implants monoblocs aux cycles masticatoires. Ils ont conclu que les implants testés étaient capables de résister durablement aux forces masticatoires

exercées in situ.

En 2011, Silva et coll. ont testés la résistance à la fracture d'implants monoblocs zircone en comparaison avec des implants titane. Ils n'ont constaté aucune différence quant à l'énergie requise pour provoquer la fracture entre les deux types d'implants.

3.5. Etat de surface

(Gahlert, 2014) (Gahlert M G. T., 2007) (Gahlert M R. S., 2009) (Sprecher CM, 2013) (Bowers KT, 1992) (Bormann KH, 2012) (Gahlert M R. S., 2012) (Sennerby L, 2005) (Olivia J, 2010) (Olivia J, 2007)

L'état de surface est d'une importance majeure pour les implants en zircone.

En effet, plusieurs études ont été menées et ont conclu que l'état de surface de la zircone influence l'ostéo-intégration implantaire.

Une première étude préclinique réalisée par Gahlert et coll. sur douze mini-porcs a eu pour but de comparer les propriétés histologiques et biomécaniques entre implant titane et implant zircone avec différents états de surface.

Pour ce faire, ils ont mesuré le couple de dévissage requis pour la dépose d'un implant (CDI) à quatre, huit et douze semaines.

A la huitième semaine, il ressort que les implants zircone avec un état de surface rendu rugueux étaient mieux ancrées que ceux ayant une surface lisse. Cependant en comparaison avec les implants titane à surface usinée micro-rugueuse, le CDI était nettement inférieur pour les implants zircone. Les implants zircone ont pu être dévissés à 40 Ncm contre 135 Ncm pour les implants titane. La recherche s'orienta donc vers l'obtention d'un état de surface similaire aux surfaces micro-rugueuses des implants titane.

Une deuxième étude fut réalisée par Gahlert et coll. sur seize mini-porcs avec un état de surface des implants zircone obtenu par moulage et injection. Le CDI à huit et douze semaines fut amélioré par rapport à la première étude (70 Ncm) mais toujours inférieur à celui des implants titane.

Une troisième étude toujours réalisée par Gahlert et coll. sur dix-huit mini-porcs rechercha à atteindre des torques similaires entre implants titane et zircone.

Les implants ont été traités par une nouvelle technologie industrielle associant un mordantage et un sablage.

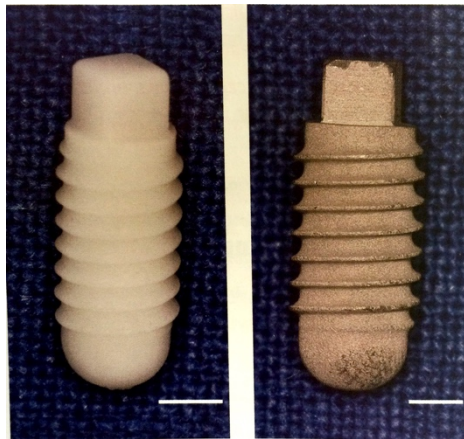


Figure 24: Implants testés dans cette étude.

A gauche : implant zircone. A droite : implant titane (Gahlert, 2014)

A quatre semaines, le CDI était identique pour les 2 types d'implants. Les valeurs obtenues étaient supérieures à 100 Ncm, ce qui est le meilleur torque obtenu avec des implants zircone.

De même à huit et douze semaines, aucune différence statistiquement significative n'a été faite entre les implants titane et zircone.

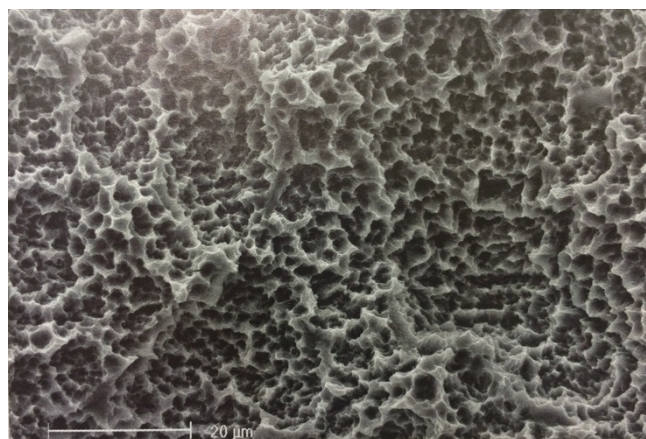


Figure 25: Vue au microscope électronique de l'état de surface microrugueux du titane (Gahlert, 2014)

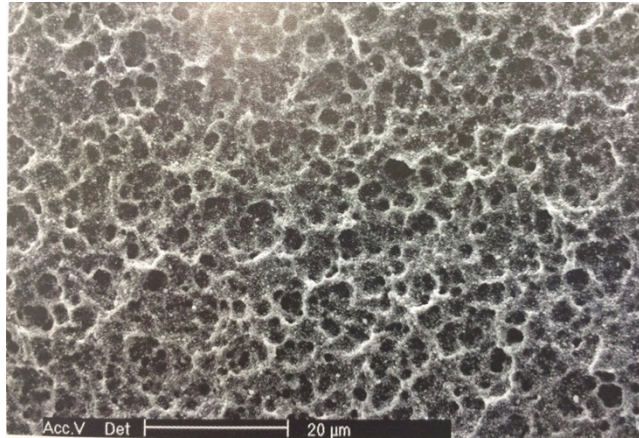


Figure 26: Vue au microscope électronique de l'état de surface microrugueux du zirconium. (Gahlert, 2014)

On peut donc en conclure que l'état de surface des implants zirconium influence directement et de manière significative leurs capacités d'ostéo-intégration. Le nouveau traitement de surface par mordantage et sablage du zirconium a permis d'obtenir une topographie de surface micro-rugueuse.

3.6. Biocompatibilité

(Mellinghoff J. , 2014) (Degidi M, 2012) (Welander M, 2008) (Wiltfang, 2008) (Rimondini L, 2002) (Scarano A, 2004) (Zeynep Özkurt, 2011)

Degidi et coll. ont étudié la gencive autour des coiffes de cicatrisation en titane et en zirconium. Le résultat montre que l'infiltrat inflammatoire est inférieur dans les tissus de l'attache muqueuse au zirconium par rapport aux tissus péri-implantaires des dispositifs en titane.

En 2008, Wiltfang et coll. ont étudié les germes présents dans l'attache gingivale de 24 implants en zirconium. Il en ressort une concentration moindre en pathogènes parodontaux dans les poches de sondage autour des implants en zirconium par rapport aux implants en titane.

Welander et coll. ont démontré sur un modèle animal que la membrane basale de la gencive attachée présentait moins de leucocytes sur les dispositifs en zirconium par rapport au titane.

La moindre fréquence des phénomènes inflammatoires autour des surfaces en zirconium est très probablement imputable au faible potentiel de colonisation bactérienne de ce matériau.

Cette excellente biocompatibilité du zirconium vis à vis des tissus mous permet un aspect sain et naturel des tissus péri-implantaires. Tout de suite après la phase de cicatrisation, on peut observer à l'examen clinique des tissus mous péri-implantaires d'un rose naturel, entourant fermement l'implant et aucun signe d'inflammation.

3.7. Ostéo-intégration

(Kohal, 2014) (Hoffmann O, 2012) (Aboushelib M, 2013) (Gahlert, 2014) (Deprich Rita H. Z.-P., 2008) (Deprich Rita H. Z.-P.-C., 2008) (Oliva X, 2013) (Zeynep Özkurt, 2011)

De nombreuses études précliniques d'évaluation de la qualité d'ostéo-intégration c'est à dire la hauteur de contact os-implant ont été menées pour les implants zircone.

Dans ces différentes études, une mesure du couple de dévissage requis pour la dépose d'un implant et une analyse histomorphologique ont été réalisés après quatre, huit et douze semaines de cicatrisation. De plus, une radiographie numérique des préparations histologiques a été réalisée afin de déterminer la densité osseuse et de mesurer le taux de contact os-implant.

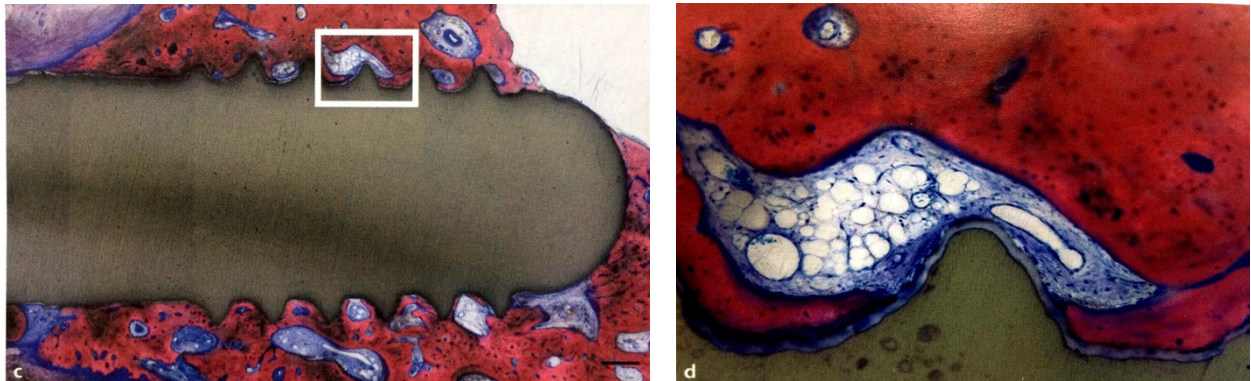


Figure 27: Coupe histologique de l'ostéo-intégration sur le titane (Gahlert, 2014)

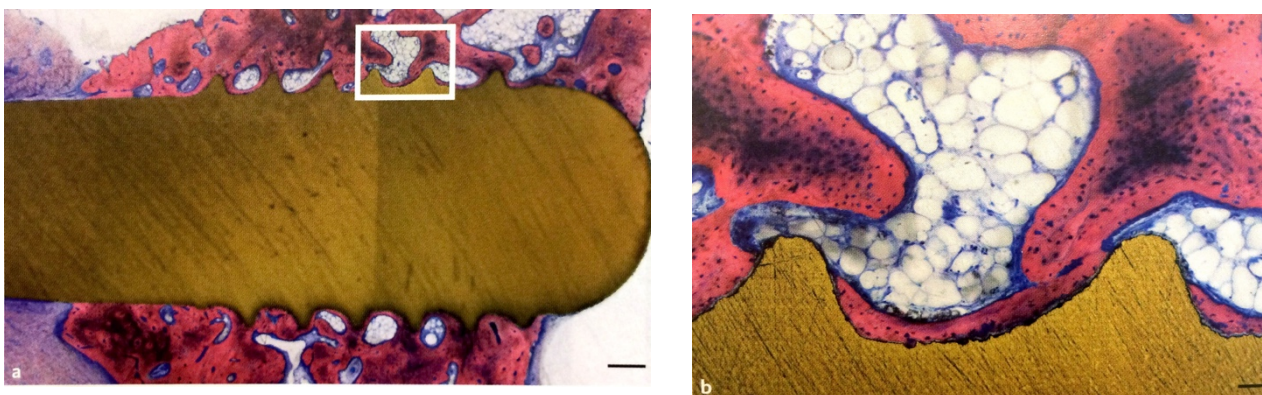


Figure 28: Coupe histologique de l'ostéo-intégration sur la zircone (Gahlert, 2014)

En 2012, Hoffmann et coll. réalisent une étude sur les lapins dans laquelle ils mesurent le contact os-implant à six et douze semaines avec des implants ayant différents états de surface.

Types d'implants	Contact os-implant à 6 semaines	Contact os-implant à 12 semaines
Implants en zircone frittés	33,00%	34,00%
Implants en zircone à surface modifiée au laser	40,00%	44,00%
Implants en zircone sablés	40,00%	41,00%
Implants en titane mordancés	34,00%	35,00%

Tableau 4: Résultats d'expérimentations animales sur l'ostéo-intégration d'implants en zircone et titane (Hoffmann O, 2012)

En 2013, Aboushelib et coll. réalisent une étude sur le lapin où ils mesurent le contact os-implant à quatre et six semaines.

Types d'implants	Contact os-implant à 4 semaines	Contact os-implant à 12 semaines
Implants en zircone mordancés par infiltration sélective	65,00%	75,00%
Implants en zircone frittés	53,00%	62,00%
Implants en titane	57,00%	68,00%

Tableau 5: Résultats d'expérimentations animales sur l'ostéo-intégration d'implants en zircone et titane. (Aboushelib M, 2013)

En 2014, Galhert et coll. réalisent une étude sur 18 mini-porcs implantés dans les régions prémolaires maxillaires avec un total de 144 implants (72 en titane et 72 en zircone).

Après une période de cicatrisation de quatre, huit et douze semaines, les valeurs de dévissage étaient similaires entre le groupe contrôle et le groupe zircone.

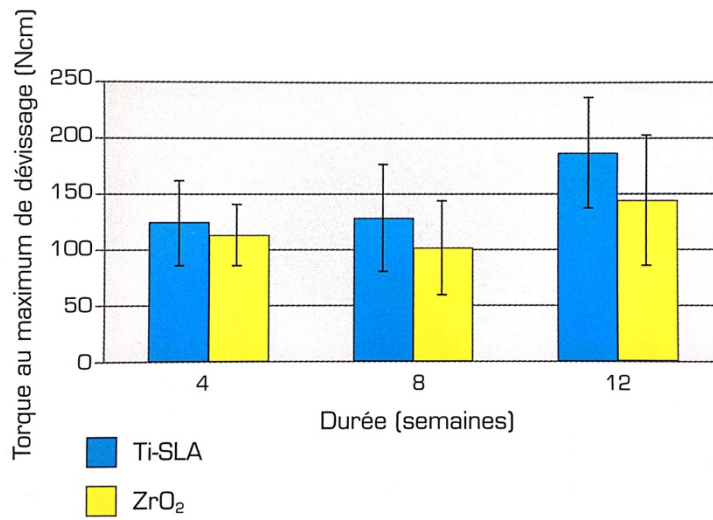


Figure 29: Test de dévissage (Gahlert, 2014)

De même, aucune différence statistiquement significative n'a été observée entre les 2 groupes en ce qui concerne la densité osseuse et le taux de contact os-implant.

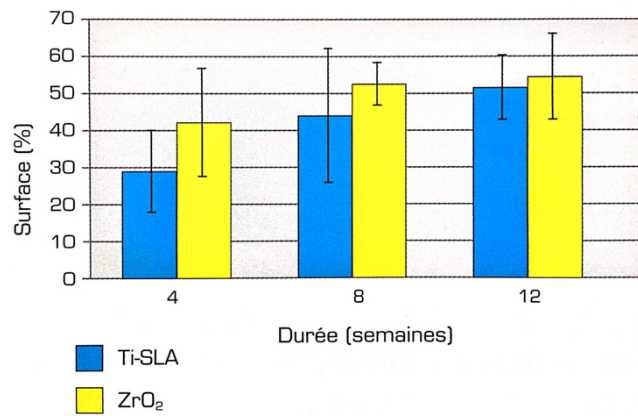


Figure 30: Densité osseuse (Gahlert, 2014)

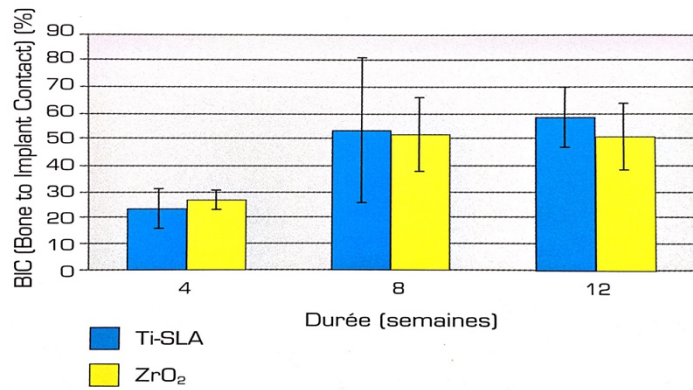


Figure 31: Taux de contact os-implant (Gahlert, 2014)

Il ressort de la littérature récente que les qualités d'ostéo-intégration d'implants en zircone à surface rugueuse sont comparables à celles d'implants en titane.

Les surfaces micro-rugueuses ont abouti à une ostéo-intégration des implants zircone avec des taux de succès de 95% ; ces résultats étant considérés comme la norme sur titane.

Une autre étude plus ancienne datée de 2008, menée par Depprich et coll. consiste à comparer l'ostéo-intégration entre 24 implants en zircone et 24 implants en titane, ayant des états de surface et des morphologies identiques, sur 12 tibias de mini-porcs. Des biopsies osseuses sont réalisées à une, quatre et douze semaines et sont analysées au microscope électronique à balayage.



Figure 32: Dissection d'un prélèvement osseux en deux. (Depprich Rita H. Z.-P., 2008)

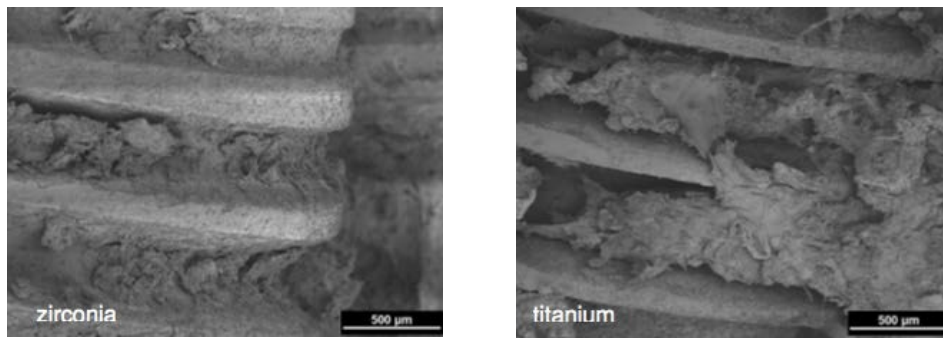


Figure 33: Ostéo-intégration à 1 semaine sur implant zircone (à gauche) et implant titane (à droite) au MEB. (Depprich Rita H. Z.-P., 2008)

Seulement une semaine après leurs mises en place, une matrice osseuse adhérente s'est formée sur la surface des implants en titane et en zircone. De légères différences dans la composition de ces matrices sont détectées. Sur les implants en zircone, la matrice est dense et principalement composée de filaments de fibrine et de collagène avec des composants corpusculaires et cellulaires alors que sur les implants en titane, la matrice est moins dense.

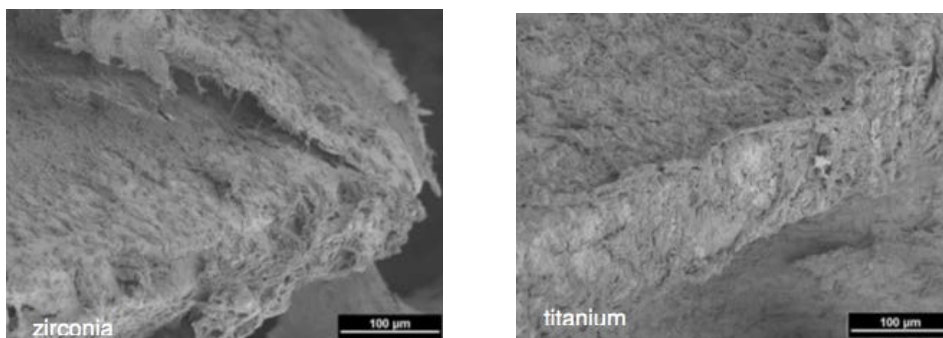


Figure 34: Ostéo-intégration à 4 semaines sur implant zircone (à gauche) et implant titane (à droite) au MEB. (Depprich Rita H. Z.-P., 2008)

Après quatre semaines d'ostéo-intégration, les cellules sont noyées dans une matrice extra-cellulaire riche en collagène et en contact direct avec la surface des implants. Il n'y a pas de différence significative au niveau du contact os-implant entre les deux matériaux.

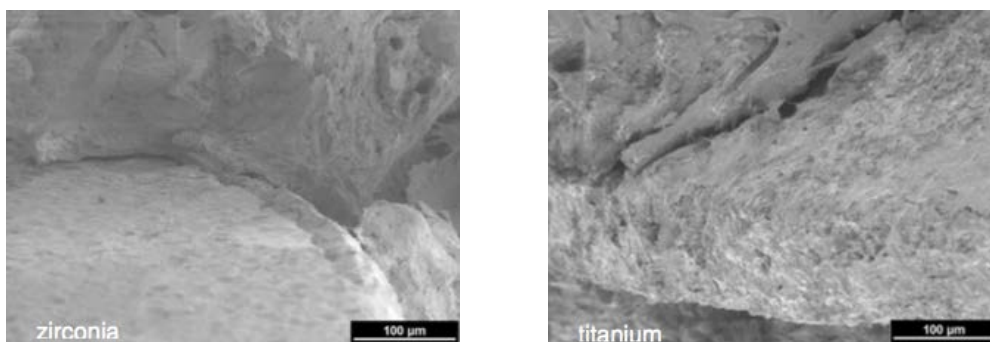


Figure 35: Ostéo-intégration à 12 semaines sur implant zircone (à gauche) et implant titane (à droite) au MEB. (Depprich Rita H. Z.-P., 2008)

Après douze semaines, l'ostéo-intégration est un succès à la fois sur les implants en titane et en zircone. Au MEB, on observe une néoformation osseuse sur la surface des implants sans interposition de structure ou réaction du corps face à un corps étranger.

L'étude conclue qu'il n'y a aucune différence significative entre l'ostéo-intégration des implants en zircone et en titane au niveau microscopique.

En 2008, Deprich et coll. réalisent une autre étude consistant en la mise en place de 48 implants en zircone et en titane dans les tibias de 12 mini-porcs. Au bout de une, quatre et douze semaines, les mini-porcs sont euthanasiés (quatre à chaque fois) et les implants analysés au microscope et de manière histologique.

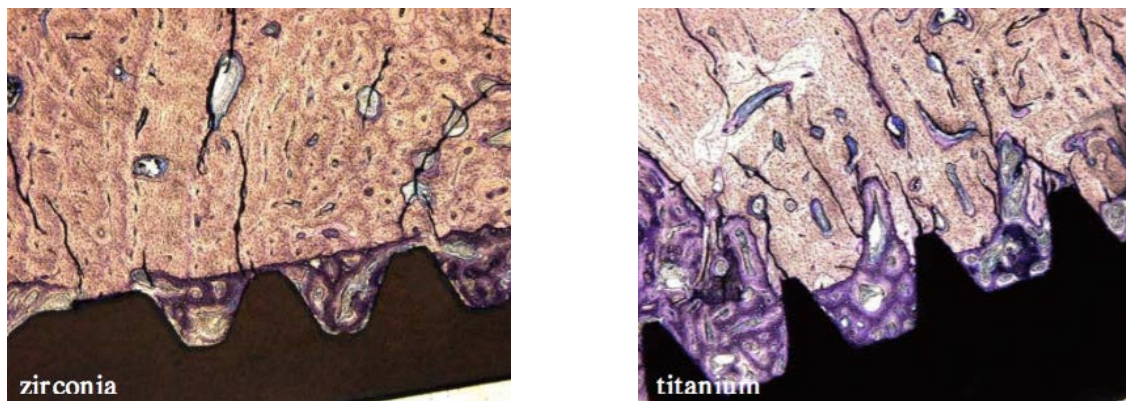


Figure 36: Coupe histologique de l'ostéo-intégration des implants en zircone (à gauche) et titane (à droite) à quatre semaines. (Deprich Rita H. Z.-P.-C., 2008)

Quatre semaines après implantation, on peut observer une néoformation osseuse et un contact proche entre l'os et la surface des deux types d'implants. Le taux de contact os-implant pour les implants en zircone est de $45,3\% \pm 15,7$ et de $58,6\% \pm 9,5$ pour les implants en titane.

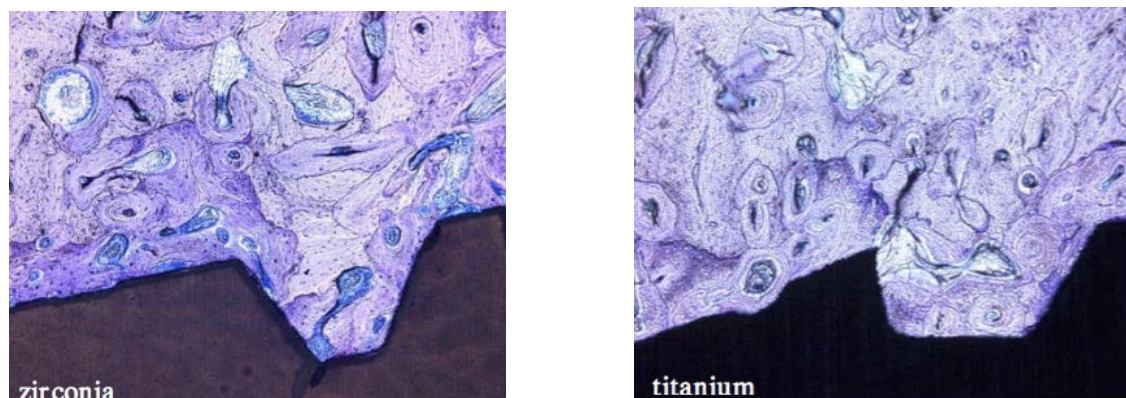


Figure 37: Coupe histologique de l'ostéo-intégration des implants en zircone (à gauche) et titane (à droite) à douze semaines. (Deprich Rita H. Z.-P.-C., 2008)

A douze semaines, on observe un os lamellaire en contact direct avec la surface des implants en zircone et en titane sans aucun signe d'inflammation et sans différence histologique entre les deux coupes. Le taux de contact os-implant pour les implants en zircone s'élève à $71,4\% \pm 17,8$ contre $82,9\% \pm 10,7$ pour les implants en titane.

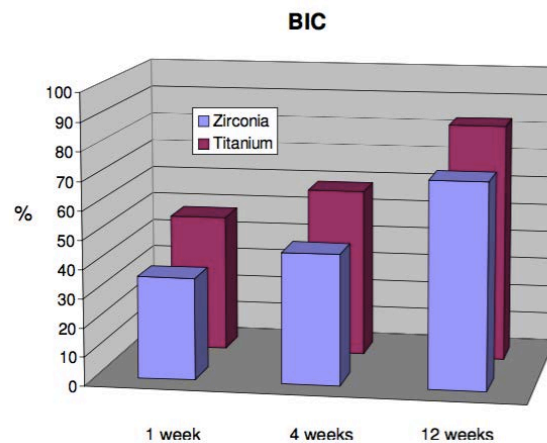


Figure 38: Diagramme illustrant le taux de contact os-implant à 1, 4, et 12 semaines pour les implants en zircone (en violet) et en titane (en rouge). (Deprich Rita H. Z.-P.-C., 2008)

L'étude conclue qu'il n'existe aucune différence significative au niveau de l'ostéo-intégration des deux matériaux et que le taux de contact os-implant entre les implants en zircone est comparable à celui des implants en titane.

En 2013, Olivia et coll réalise une autre étude sur l'ostéo-intégration des implants en zircone. Huit implants en zircone (CeraRoot) sont mis en place dans les hanches de moutons. Après deux mois de cicatrisation, les moutons sont euthanasiés. Quatre implants sont utilisés pour l'analyse histologique et histomorphologique et les quatre autres pour mesurer le couple de dévissage nécessaire pour la dépose d'un implant.

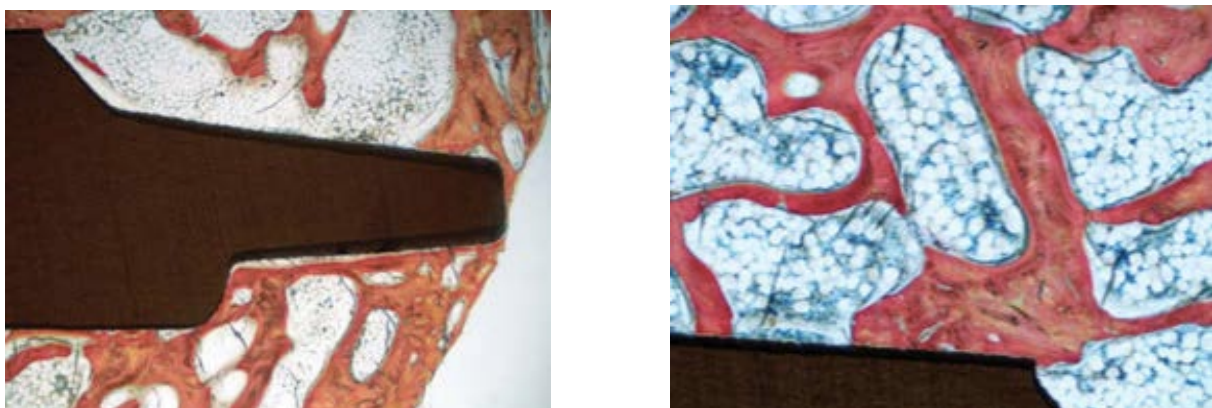


Figure 39: Coupes histologiques avec grossissement x20 (à gauche) et x40 (à droite). (Deprich Rita H. Z.-P.-C., 2008)

L'analyse histologique montre une excellente ostéo-intégration des implants en zircone ; le taux de contact os-implant varie entre 75,6% et 79,9%.

Le couple de dévissage varie de 75 à 83 Ncm.

Les auteurs concluent que les implants en zircone CeraRoot bénéficient d'une excellente biocompatibilité et d'une capacité d'ostéo-intégration sans aucun signe d'inflammation ou de rejet. Les analyses histomorphologiques et la mesure du couple de dévissage montrent une fixation très rigide entre l'os et l'implant.

3.8. Indications et contre-indications

3.8.1. Indications

3.8.1.1. Allergie ou sensibilisation au titane

(Sicilia A, 2008) (Jacobi-Gresser E, 2013) (Lee TM, 2002) (Weingart D, 1994) (Egusa H, 2008) (Argibaia, 2012)

Un certain nombre d'éléments indiquent que le titane peut déclencher chez l'hôte des réactions indésirables de type allergie ou sensibilisation.

La pose d'un implant titane entraîne une augmentation de la concentration en titane dans les tissus péri-implantaires et au niveau des lymphonœuds.

En 2008, le docteur Egusa et al. illustre un cas clinique d'allergie au titane. Une patiente se fait poser deux implants titane afin de stabiliser une prothèse amovible complète mandibulaire. Une semaine après, des éruptions cutanées apparaissent au niveau de la face puis se disséminent progressivement sur son visage entier.



Figure 40: Patiente porteuse d'eczéma après pose d'implants titane (Egusa H, 2008)



Figure 41: Présence d'un érythème péri-implantaire (Egusa H, 2008)

Bien que les tests urinaires et sanguin en laboratoire soient normaux et que la patiente ne montre aucun autre symptôme, l'eczéma persiste. De ce fait une réaction allergique est suspectée. Des examens et tests sont réalisés sur cette patiente et d'après les résultats, l'équipe médical en a conclu que l'eczéma avait été induit par une allergie au titane. La rémission complète des symptômes cliniques a été obtenue suite à la dépose des implants en titane.



Figure 42: Rémission totale après dépose des implants (Egusa H, 2008)

Ce rapport clinique soulève la question d'une possible allergie au titane dans certaines circonstances rares.

En 2011, les Docteur Barane et Barhouiel pose un implant titane sur un patient qui se plaint quelques semaines après la pose d'irritation et de sensibilité au niveau de l'implant. L'ostéo-intégration étant excellente, une allergie au titane est évoquée. Suite à une série de tests, le diagnostic est confirmé. L'implant est alors déposé et les symptômes allergiques disparaissent en quelques mois. Finalement un implant monobloc en zircone est ultérieurement mis en place. Le suivi de cet implant ne montre pas, comme avec le titane, de signes allergiques.

L'allergie au titane est une réalité qui est rarement diagnostiquée. Cependant sa prévalence reste très faible : 0,6%. De ce fait, le titane n'est pas considéré comme allergène.

3.8.1.2. Biotype parodontal fin

(Mellinghoff J. , 2014) (Kohal RJ K. G., 2004) (Watkin A, 2008) (Ekfeldt A, 2011) (Yildirim M, 2000) (Schioli, 2004) (Traini T, 2011) (Tan PL, 2004) (Lee C, 2008) (Mellinghoff J. , 2010) (Jung RE S. I., 2007) (Glauser R, 2004) (Olivia J, 2007)

Dans les zones esthétiques, lorsque les conditions anatomiques initiales ne sont pas favorables, la pose d'implants titane en deux parties peut s'accompagner d'effets secondaires peu esthétiques.

Plusieurs auteurs décrivent un inconvénient esthétique survenant en cas de parodonte fin : l'apparition d'une « ombre » gris foncé ayant des répercussions très négatives sur le résultat esthétique global. Ils ont défini une épaisseur minimale critique de gencive de 1,5mm. En dessous de cette épaisseur, un impact visuel du matériau sous jacent est perceptible à l'oeil nu au niveau de la muqueuse.



Figure 43: Coloration grise de la gencive par des implants titane en position 11 et 21 (Mellinghoff J. , 2014)

De plus, cette « ombre » grise ne se limite pas forcément à la portion transgingivale de l'implant mais peut se prolonger en direction apicale si la paroi osseuse vestibulaire est fine.



Figure 44: Coloration grise de la gencive par un implant titane en position 41 (Mellinghoff J. , 2014)

En présence d'un biotype gingivale fin, la zircone est le matériau qui obtient les meilleurs résultats esthétiques et qui dénature le moins la teinte rose de la gencive. Il permet d'éviter cette coloration inesthétique grise de la gencive.

Même si le bord gingival de l'épaulement de l'implant se trouve au niveau subgingival, on n'observe aucune conséquence négative sur les tissus mous.



Figure 45: Positionnement supra-gingival de l'épaulement de l'implant en position 22 sans conséquence esthétique (Mellinghoff J. , 2014)

3.8.1.3. Refus de métal en bouche

La zircone est le seul matériau implantaire à même de satisfaire le patient ne voulant pas de métal en bouche.

3.8.2. Contre-indications

3.8.2.1. Rattrapage d'axe

(Davarpanah M S.-M. S.-K., 2008)

Dans certains cas, l'implant ne peut pas être placé dans l'axe idéal et parfait pour recevoir la prothèse et nécessite l'utilisation de pilier angulé. Ces piliers servent à rattraper les axes et ainsi concevoir la prothèse.

Les implants peuvent être positionnés de manière inclinée afin d'éviter un obstacle anatomique (sinus, trou mentonnier), et permettre d'utiliser un implant de longueur supérieure (exploitation maximale du volume osseux disponible).

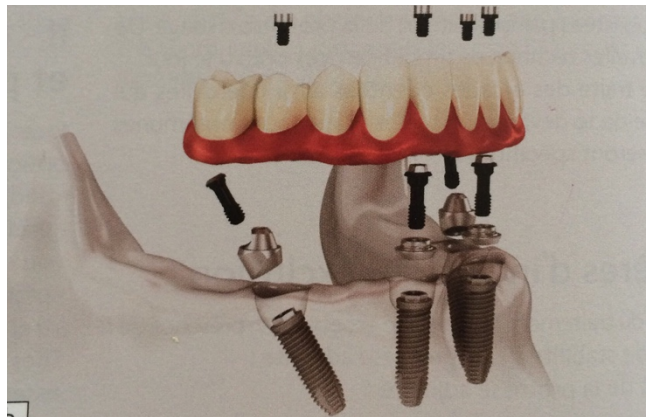


Figure 46: Implants distaux inclinés afin d'éviter le trou mentonnier (Davarpanah M S.-M. S., 2012)

Cette technique n'est pas possible avec les implants en zircone monobloc.

3.8.2.2. Os insuffisant

(Mellinghoff J. , 2014) (Olivia J, 2010) (Mellinghoff J. , 2010) (Olivia J, 2007) (Stoll, 2008) (Lambrich M, 2008)

Les implants en zircone sont des implants monoblocs. De ce fait, ils ont une partie secondaire qui émerge à l'intérieur de la cavité buccale directement après la mise en place de l'implant. Durant la phase de cicatrisation et d'ostéo-intégration, ce pilier va être soumis à des sollicitations jouant ainsi le rôle de levier en transmettant à la partie endo-osseuse de l'implant la pression de la langue et des joues. Cela rend l'ostéo-intégration beaucoup plus délicate. C'est pourquoi la stabilité primaire doit être bonne et la partie secondaire protégée d'un point de vue fonctionnel. En effet si l'os est en quantité insuffisante et que la stabilité primaire n'est pas satisfaisante, le risque de non ostéo-intégration des implants monoblocs zircone est très élevée. Il faut procéder en amont à une intervention d'augmentation du volume osseux.

3.8.2.3. Allergie

Les implants zircone sont contre indiqués en cas d'allergie ou hypersensibilité aux composants chimiques du matériau à base de dioxyde de zirconium : dioxyde de zirconium (ZrO_2), oxyde d'yttrium (Y_2O_3), dioxyde de hafnium (HfO_2), oxyde d'aluminium (Al_2O_3).

3.9. Avantages et inconvénients

3.9.1. Avantages

(Mellinghoff J. , 2014)

3.9.1.1. Absence de corrosion

La zircone n'étant pas un métal, elle ne présente aucun phénomène de corrosion contrairement au titane.

3.9.1.2. Esthétique

(Kohal RJ K. G., 2004) (Ekfeldt A, 2011)

Lorsque la ligne du sourire est haute, la gestion des tissus mous est cruciale. La couleur blanche des implants zircone constitue leur principal avantage. En effet, leurs teintes se rapprochent de celle de la dent en comparaison aux implants titane, ce qui leur confère un aspect plus naturel.

3.9.1.3. En cas de récession gingivale

(Mellinghoff J. , 2014)

Il peut arriver au fil du temps que le pilier métallique d'un implant titane devienne partiellement ou complètement apparent en bouche à cause d'une récession gingivale. Ce même phénomène peut également se produire sur des implants en zircone, rendant également le matériau visible au niveau des collets mais ce différentiel de teinte est probablement perçu comme moins gênant.



Figure 47: Comparaison d'implants exposés après récession gingivale en titane secteur 2 et zircone secteur 1 (Mellinghoff J. , 2014)

3.9.1.4. Conception monobloc

(Mellinghoff J. , 2014) (Hermann JS S. J., 2001) (Hermann JS B. D., 2001) (Gargiulo AW, 1961)
(Hermann JS B. D., 2000)

La conception monobloc des implants zircone présente plusieurs avantages :

- Contrairement aux implants titane en deux parties, les implants zircone n'ont pas d'interstice entre le pilier et l'implant. Les micromouvements transforment cette zone (microgap) en véritable niche bactérienne ayant des conséquences directes sur l'apposition osseuse.
- Avec les implants en deux parties, l'espace biologique se forme en apical par rapport au microgap. Si l'implant est trop enfoui, il y aura alors une résorption osseuse entraînant une augmentation de la hauteur du pilier. Avec les implants zircone monobloc, l'espace biologique se développe en apical de l'épaule implantaire et donc à proximité du bord de la couronne.

– A l'inverse des implants en deux parties, les implants monoblocs ne nécessitent pas d'intervention complémentaire après leur phase de cicatrisation. En effet, il n'y a pas de vis de fermeture, de vis de cicatrisation, de transfert pour empreinte et de pilier à mettre en place sur l'implant et donc aucune sollicitation. L'attache des tissus n'est ainsi pas perturbée lorsque la cicatrisation est terminée et reste stable.

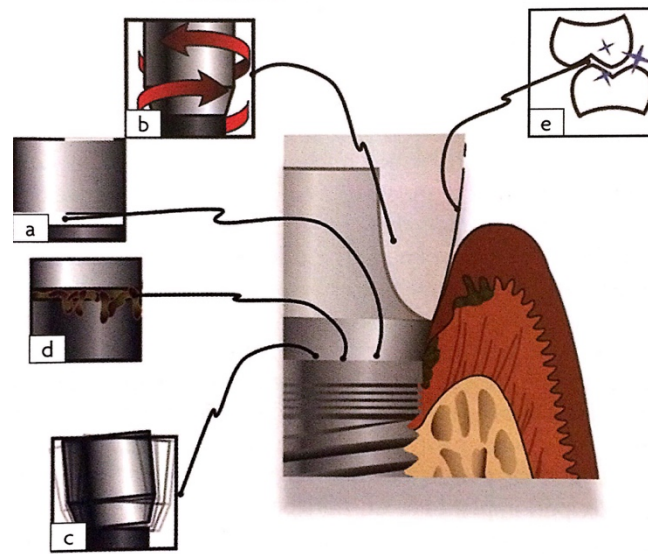


Figure 48: Illustration des conséquences d'un implant en deux parties. a : présence d'un micro-gap. b : dévissage-revissage à la jonction implant-pilier. c : micromouvements à la jonction implant-pilier. d : présence d'un infiltrat bactérien à la jonction implant-pilier. e : contraintes occlusales. (Davarpanah M S.-M. S., 2012)

3.9.2. Inconvénients

3.9.2.1. Manque de recul clinique

(Olivia J, 2010) (Olivia J, 2007) (Borgonovo A, 2012) (Gahlert, 2014) (Kohal, 2014)

Olivia et coll. ont publiés deux études cliniques montrant des taux de succès et de survie de 95% sur une période de un à cinq ans.

Borgonovo et coll. ont également réalisé une étude sur les implants céramiques et montrent un taux de survie et de réussite de 95% sur cinq ans.

Cependant aucune étude n'a encore été réalisée sur le long terme, il n'y a donc aucun recul clinique sur le taux de survie et réussite des implants zircone au long cours.

Même si les études réalisées à ce jour semblent montrer des résultats encourageants pour les implants

en zircon, ils devront néanmoins faire l'objet d'évaluations cliniques plus poussées.

3.9.2.2. Implants de faible diamètre sujet au fracture

(Gahlert M B. D., 2012) (Kohal, 2014) (Jung RE P. B., 2008)

En 2012, Gahlert et coll. réalise la seule étude réalisée à ce jour sur les fractures d'implants en zircon. Sur 170 implants en zircon, treize d'entre eux ont été sujets à une fracture sur une période de 36 mois environ. Sur ces treize implants fracturés, douze d'entre eux étaient des implants de faible diamètre (3,25mm).

La pose d'implant en zircon de faible diamètre est donc déconseillée pour le moment.

3.9.2.3. Conception monobloc

La conception monobloc des implants en zircon implique leur mise en place directement dans la position idéale pour recevoir la future prothèse. Cela engendre un allongement du temps opératoire (utilisation d'indicateur de positionnement, vérification des axes et angles régulière) et une utilisation dédiée à des opérateurs expérimentés.

3.10. Protocole opératoire

(Straumann, 2014) (Martinez H, 2008) (Davarpanah M S.-M. S., 2012) (Davarpanah M S.-M. S.-K., 2008)

3.10.1. Planification pré-opératoire

La planification pré-implantaire est cruciale. En effet l'implant étant monobloc, l'axe de ce dernier doit être parfait. Il faut donc réaliser en amont une planification méthodique et détaillée.

Elle consiste en :

- une anamnèse,
- un examen clinique,
- un examen radiographique : l'interprétation d'une radiographie panoramique et d'un cone beam.
Un guide radiologique peut être confectionné. Il permet de visualiser les volumes osseux, les éléments anatomiques et la densité osseuse.

De plus, il convient de respecter les règles fondamentales du positionnement afin d'éviter les résorptions osseuses ainsi que les défauts de tissus mous.

3.10.1.1. Règles de base

(Mellinghoff J. , 2014) (Tarnow DP M. A., 1992) (Tarnow DP C. S., 2000) (Rodriguez-Ciurana X, 2009)

3.10.1.1.1. Principe de conservation d'un espace biologique

Comme pour les dents, un espace biologique a été mise en évidence pour les implants.

L'espace biologique est composé de 3 couches aux dimensions stables et constantes :

- le sulcus : 0,5 à 1mm
- l'attache épithéliale : 1 à 2mm
- l'attache conjonctive : 1 à 2 mm

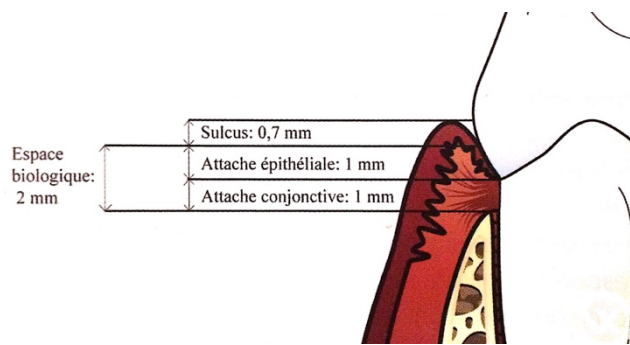


Figure 49: Illustration de l'espace biologique (Goudot P, 2013)

L'ensemble forme une attache muco-épithéliale de 3mm minimum destiné à protéger l'os sous jacent de toute agression. Si une agression est portée à cet espace biologique, la structure se réorganise afin de garder le tissu osseux à distance. Le niveau du contact os-implant le plus coronaire est repoussé en direction apicale jusqu'au rétablissement des 3mm de hauteur de l'espace biologique.

Après la pose d'un implant, une lyse osseuse est induite sur toute la circonférence de l'implant et prend la forme d'une cratérisation autour du col de l'implant.



Figure 50: Epaulement d'un implant en céramique monobloc et profondeur d'insertion recommandée. (Mellinghoff J. , 2014)

3.10.1.1.2. Distance par rapport à la dent adjacente au niveau osseux

Une distance minimale de 1,5mm entre l'épaulement de l'implant et la dent adjacente doit être respectée.

3.10.1.1.3. Distance entre implants adjacents au niveau osseux

Il est nécessaire de respecter une distance minimale de 3mm entre deux épaulements d'implants adjacents. Cette règle est importante pour faciliter l'adaptation du lambeau, pour éviter la proximité des restaurations prothétiques et pour conserver un espace suffisant pour les gestes d'hygiène et d'entretien à domicile.

Une distance insuffisante dans le plan mésio-distal entraîne une zone de résorption horizontale créant un hiatus circulaire au niveau du septum inter-dentaire avec des conséquences au niveau de la papille (espaces inter-dentaires ouverts). En effet, une lyse osseuse péri-implantaire se produit durant les premiers mois après la pose de l'implant, sur un rayon de 1 à 1,5 mm. Elle se traduit verticalement par une migration apicale du niveaux osseux. Si la distance entre 2 implants est inférieure à 3 mm, le septum osseux interimplantaire est résorbé n'assurant plus son rôle de soutien pour les tissus mous. La papille se résorbe donc et migre en direction apicale créant une ouverture des espaces interdentaires.

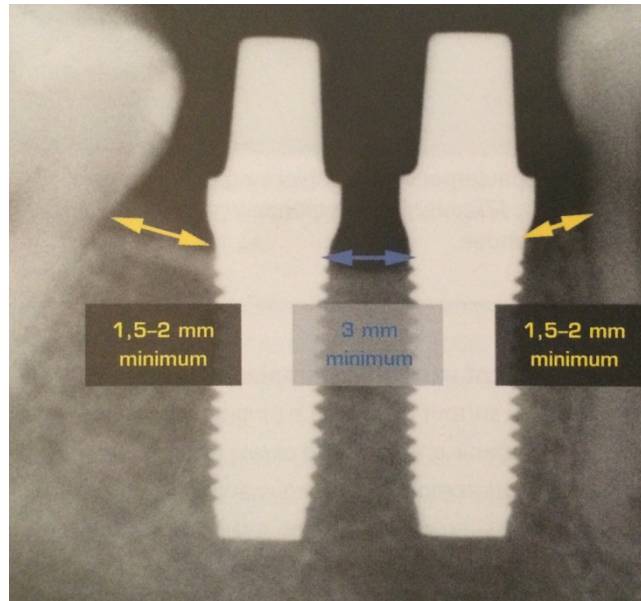


Figure 51: Distance minimum entre implant et dent et entre deux implants (Mellinghoff J. , 2014)

3.10.1.1.4. Positionnement de l'implant dans le plan vestibulo-palatin

Il faut être vigilant afin de placer l'implant dans un positionnement optimal, les parties secondaires ne pouvant pas être retouchées. Le principe d'une distance minimale à respecter entre le bord de l'implant et le rebord de la corticale vestibulaire dérive du principe de conservation de l'espace biologique dans le plan vestibulo-palatin. Il doit y avoir au minimum une épaisseur de 2 mm afin d'assurer la stabilité des tissus durs et mous et une bonne stabilité primaire. Quand l'épaisseur de la table vestibulaire est inférieure à 2 mm, la lyse osseuse physiologique circonférentielle de 1,5 mm atteint la corticale créant un risque de déhiscence ou fenestration et une récession gingivale.

Si un manque de tissu mou et/ou tissu dur est visualisé au cours de la planification pré-implantaire, il faudra alors prévoir une chirurgie pré-implantaire (greffe osseuse, greffe gingivale, régénération tissulaire guidée, comblement de sinus).

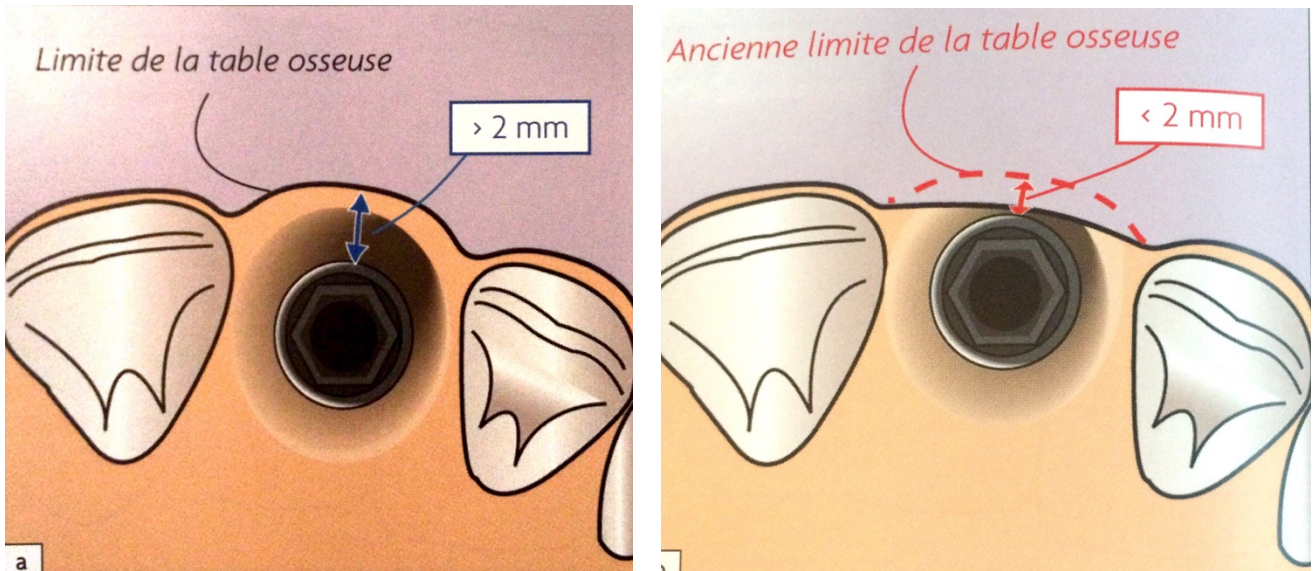


Figure 52: Distance minimum dans le sens vestibulo-palatin (Davarpanah M S.-M. S., 2012)

3.10.1.2. Outils de planification

(Davarpanah M S.-M. S., 2012) (Straumann, 2014)

3.10.1.2.1. Instruments

Lors de l'examen clinique, les fabricants mettent à disposition différents outils afin de mesurer l'espace disponible au niveau des édentements.

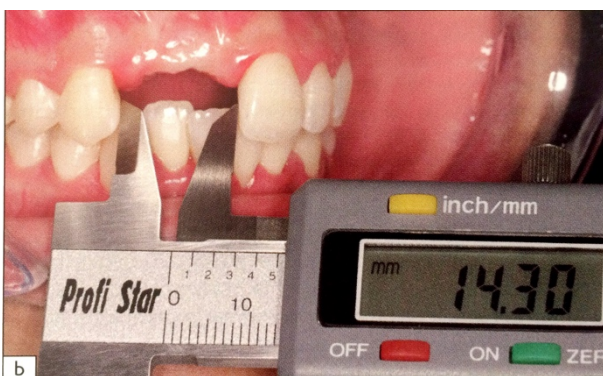


Figure 53: Mesure mésio- distale de l'édentement (à gauche) et T de diagnostic Straumann (à droite). (Davarpanah M S.-M. S., 2012) (Straumann, 2014)

3.10.1.2.2. Transparent pour radio

Les transparents pour radiographie servent pour la mesure et la comparaison. Ils aident également à choisir le diamètre et la longueur de l'implant.

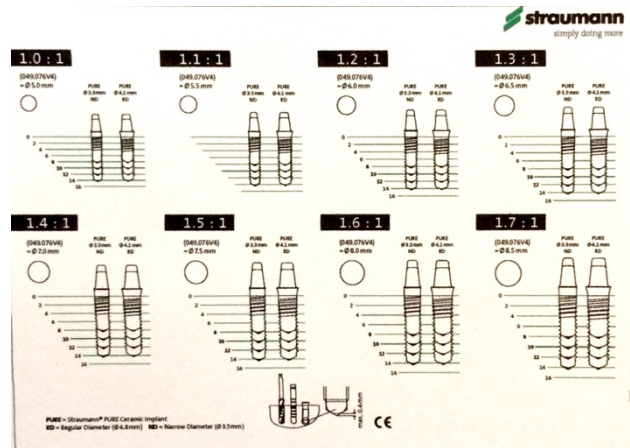


Figure 54: Transparent pour radiographie Straumann (Straumann, 2014)

3.10.1.2.3. Logiciel de planification

Il existe actuellement sur le marché plusieurs logiciels de planification pré-implantaire, les plus utilisés étant SIMPLANT, NOBELGUIDE avec Procera et CoDiagnostiX de Straumann mais aussi tous les logiciels inclus avec les cone beam tel que Galaxis avec Sirona par exemple..

Ces logiciels sont destinés à la simulation 3D. Ils permettent de superposer les implants sur les bases osseuses détectées à la radiographie. Il est possible de faire pivoter les implants dans tous les sens de l'espace (plans mésio-distal, vestibulo-palatin/lingual et corono-apical) et de voir immédiatement l'incidence de chaque mouvement.

Il est également possible de faire défiler les images dans tous les plans permettant de visualiser les détails et la topographie du terrain osseux et de simuler une pose d'implants de diamètres et longueurs variables

3.10.2. Préparation du site implantaire

(Straumann, 2014) (Davaranah M S.-M. S.-K., 2008) (Davaranah M S.-M. S., 2012) (Kohal, 2014) (Gahlert, 2014)

Le protocole opératoire pour la mise en place d'un implant reste dans les grandes lignes le même que pour la pose d'un implant titane :

- Désinfection exo et endo-buccale
- Anesthésie du site
- Incision crestale du site et sulculaire des dents bordant l'édentement
- Levée d'un lambeau muco-périosté permettant un accès visuel direct au site osseux

Une irrigation abondante au sérum physiologique est indispensable afin d'éviter un échauffement de l'os et une nécrose osseuse durant la préparation osseuse.

- Préparation de la crête alvéolaire : la surface osseuse doit être la plus plane et la plus régulière avant de commencer le forage implantaire
- Marquage du site d'implantation : il se fait à l'aide d'une fraise boule en franchissant la corticale osseuse afin de venir marquer le site d'émergence de l'implant.
- Forage en profondeur et détermination de la longueur du forage :
 - Passage d'un forêt pilote de 2 mm de diamètre (ou 2,2mm selon les fabricants) jusqu'à une profondeur de 6mm. Cela permet de ressentir la résistance osseuse lors du forage et de vérifier la qualité osseuse.
 - Des indicateurs spéciaux de positionnement peuvent être introduits afin de valider les axes. Ces indicateurs comprennent un analogue de col implantaire et un analogue de pilier permettant de visualiser la future position de l'épaule de l'implant et de la partie secondaire (pilier). Ils permettent également de contrôler l'espace disponible entre le sommet de la partie secondaire de l'implant et la dent antagoniste afin de laisser une distance de 2 mm minimum pour la réalisation de la future prothèse. L'orifice dans la partie secondaire de l'indicateur de position peut être utilisé pour le retrait facile du site implantaire et pour la protection avec un fil dentaire contre l'inhalation/déglutition.
 - Le même forêt de 2mm de diamètre (ou 2,2mm) est ensuite introduit à la longueur de préparation finale.



Figure 55: Indicateur de position. (Gahlert, 2014)



Figure 56: Indicateur de position in situ après passage du forêt pilote. (Gahlert, 2014)

- Elargissement du forage : passage des différents forets afin d'élargir le site implantaire. Une vérification de la profondeur avec une jauge est effectuée entre chaque passage de forets ainsi qu'un contrôle de position avec l'indicateur de positionnement.
- Taraudage en cas d'os dense : Le taraudage prépare le site implantaire à un type de filetage spécifique. Ceci est une étape optionnelle qui apporte une flexibilité permettant d'ajuster le protocole chirurgical à la qualité de la substance osseuse afin d'obtenir une stabilité primaire optimale de l'implant.

3.10.3. Mise en place de l'implant

Un adaptateur est fixé sur le contre-angle, sur lequel est enclenché un porte implant. La partie secondaire de l'implant est clipsée sur le porte implant.

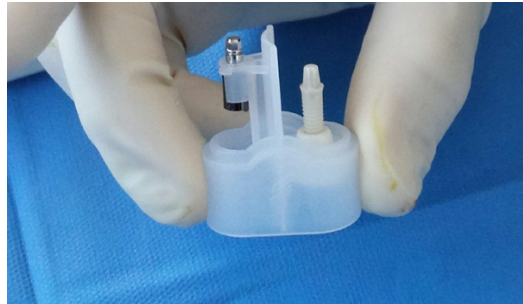


Figure 57: Porte implant et implant zircone Straumann - Source : Dr Garnier

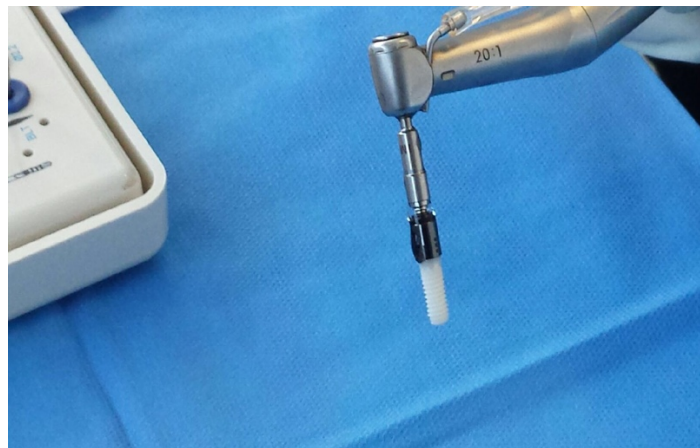


Figure 58: Implant zircone fixé sur transfert avant sa mise en place. - Source : Dr Garnier

L'insertion de l'implant se fait délicatement au contre-angle, sans irrigation. L'implant est inséré à vitesse lente (15 tour par minute) afin d'éviter un échauffement osseux. Il est enfoncé jusqu'à la limite zone rugueuse et zone lisse.

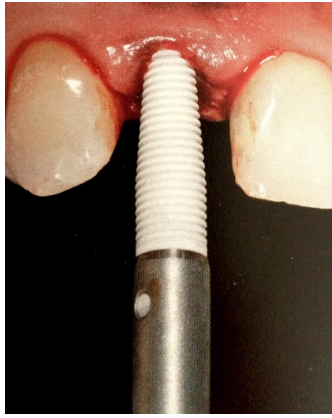


Figure 59: Insertion d'un implant en zircone de forme conique. (Kohal, 2014)

À l'approche de la position finale de l'implant, il faut vérifier que les points sur la pièce de transfert sont bien positionnés en vestibulaire. Les parois de la partie secondaire seront ainsi placées parallèlement aux dents ou implants adjacent(e)s.

Le transfert est retiré de la partie secondaire de l'implant.

La stabilité primaire est vérifiée. C'est un élément fondamental qui participe au succès de l'ostéo-intégration.

3.10.4. Fermeture du site

Le résultat de la cicatrisation des tissus mous dépend de la précision du repositionnement du lambeau et des sutures des berges.

Le repositionnement du lambeau passif est vérifié avant la mise en place des sutures.

Puis une pression digitale est exercée sur le lambeau pour favoriser l'hémostase et ne laisser qu'un mince caillot entre le lambeau et la surface de l'os.

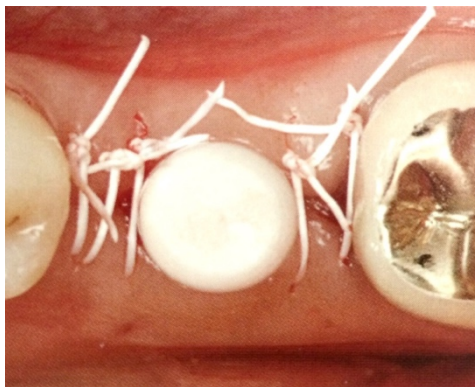


Figure 60: Implant mis en place et site refermé. (Kohal, 2014)

3.11. Prothèse sur implant en céramique

3.11.1. Temporisation

(Mellinghoff J. , 2014) (Olivia J, 2010) (Mellinghoff J. , 2010) (Stoll, 2008) (Straumann, 2014)

Une période de temporisation de six semaines est recommandée dans des conditions de stabilité primaire et de quantité osseuse suffisante.

En cas de greffe osseuse complémentaire au cours de la pose d'implant ou de manque de stabilité primaire à cause d'un os très spongieux, cette phase de cicatrisation est prolongée jusqu'à 12 semaines minimum.

L'implant en zircone étant monobloc, il ne peut pas être enfoui durant la phase de cicatrisation et la partie secondaire de l'implant est apparente dans la cavité buccale. Ce pilier doit être protégé des forces masticatoires et des pressions exercées par la langue et les joues.

3.11.1.1. Secteur antérieur

(Kohal, 2014) (Straumann, 2014) (Sperlich M, 2013)

En secteur antérieur, l'esthétique est très importante.

Une couronne provisoire peut être réalisée en amont par la prothésiste et sera rebasée lors de la pose d'implant.



Figure 61: Rebasage de la couronne provisoire sur 12 (Kohal, 2014)

Cette couronne peut être réalisée sur une coiffe provisoire spécifique (la surface de rétention étant rugueuse pour une meilleure liaison avec le matériau de recouvrement) qui sera clipsée directement sur le pilier ou sera scellée de manière temporaire.



Figure 62: Coiffe pour provisoire Straumann (Straumann, 2014)

Dans tous les cas, la restauration provisoire doit être placée en sous occlusion statique et dynamique.

3.11.1.2. Secteur postérieur

(Kohal, 2014) (Mellinghoff J. , 2014) (Straumann, 2014)

En secteur postérieur, l'esthétique est moins indispensable. Plusieurs solutions sont possibles.

Une coiffe de protection seule peut être mise en place. Elle protège le pilier de l'implant et offre les mêmes avantages qu'une couronne provisoire à défaut de l'avantage esthétique : elle facilite la génération du profil d'émergence et maintient l'épaulement de l'implant exempt de tissu gingival, offrant ainsi des conditions idéales pour la prise d'empreinte. De plus, sa surface est complètement lisse afin d'éviter la rétention de la plaque dentaire.



Figure 63: Implant zircone avec (à droite) et sans (à gauche) coiffe de protection (Kohal, 2014)

Une gouttière protectrice peut également être mise en place ou en encore une protection par une prothèse provisoire en Flexiplast. Une prothèse amovible transitoire évidée et n'exerçant aucune contrainte sur la partie secondaire peut être envisagée.

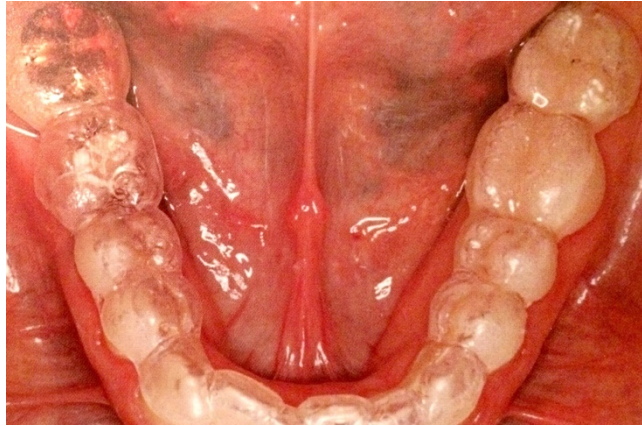


Figure 64: Gouttière protectrice (Mellinghoff J., 2014)



Figure 65: Protection par une prothèse provisoire en flexiplast (Kohal, 2014)

Dans tous les cas, ces dispositifs doivent être placés en sous occlusion et ne doivent exercer aucune force sur le pilier.

3.11.2. Prise d'empreinte

(Straumann, 2014) (Kohal, 2014)

Les implants zirconium étant monobloc, les techniques classiques de prise d'empreinte sur implants (technique à ciel ouvert ou à ciel fermé avec transfert et analogue) ne sont pas possibles.

Deux techniques peuvent être employées : Snap on ou une empreinte de préparation classique en prothèse fixée avec fil de rétraction gingival.

3.11.2.1. Avant la prise d'empreinte

Il faut au préalable déposer la prothèse provisoire mise en place et nettoyer la partie secondaire ainsi que l'épaulement à l'aide d'une cupule et d'une pâte à polir. La surface doit être propre exempt de ciment, de sang ou tissu avant de commencer la prise d'empreinte.

3.11.2.2. Snap on ou technique clipsée

Cette technique se réalise à l'aide d'une coiffe de transfert, d'un porte empreinte fermé et d'un analogue de l'implant.

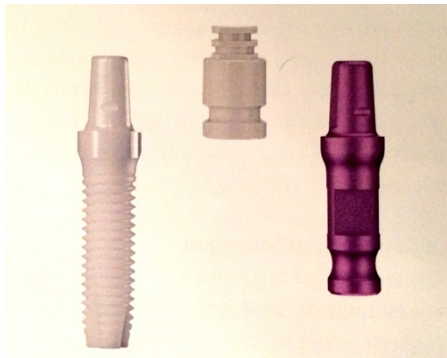


Figure 66: Implant zirconium, transfert et analogue. (Mellinghoff J. , 2014)

La coiffe de transfert est choisie en fonction de la taille de la partie secondaire et est clipsée sur celle-ci. Ce clipsage garantit un positionnement parfait du transfert. Les coiffes d'empreinte sont prévues pour un usage unique, afin de garantir un ajustement optimal et une prise d'empreinte précise pour chaque patient.



Figure 67: Transfert clipsé sur l'épaulement de l'implant. (Kohal, 2014)

Il faut ensuite choisir un porte empreinte fermé ou mieux, utiliser un porte empreinte individuel préparé au préalable.

Une empreinte est réalisée à l'aide d'un élastomère. Après polymérisation du matériau, le porte empreinte est doucement retiré et la coiffe de transfert reste dans l'empreinte.



Figure 68: Cliché d'une empreinte montrant le dessous du transfert dans lequel est inséré l'analogue de l'implant. (Kohal, 2014)

L'empreinte est désinfectée et l'analogue de l'implant est clipsé à l'intérieur du transfert.

Puis une empreinte de l'arcade antagoniste à l'alginate est enregistrée ainsi qu'un enregistrement des rapports inter-maxillaire si besoin.

La teinte de la ou les dents est choisie avec le patient.

Au laboratoire, l'empreinte est coulée en plâtre afin de confectionner le maitre modèle avec l'analogue à la place de l'implant. Une fausse gencive est mise en place afin d'essayer de recréer le profil d'émergence de la dent. Le prothésiste monte l'ensemble sur un articulateur avec le modèle antagoniste et peut passer à la conception de la prothèse.



Figure 69: Maitre modèle avec analogue et fausse gencive. (Kohal, 2014)

3.11.2.3. Empreinte de préparation classique

(Mellinghoff J. , 2014) (Kohal, 2014) (Sperlich M, 2013)

En cas de retouche de la partie secondaire de l'implant, la technique snap on n'est pas indiquée. En effet l'analogue ne reflètera pas la réalité clinique.

Le pilier n'est cependant pas retouchable chez tous les fabricants. Il est retouché à l'aide d'une fraise diamantée, sans exercer de pression et sous irrigation suffisante.

Comme pour les empreintes de préparation en prothèse fixée, un fil de rétraction gingivale est placé autour du pilier implantaire. A l'instar de la prise d'empreinte sur dents naturelles, on peut définir précisément la transition gencive et couronne lors de la préparation.

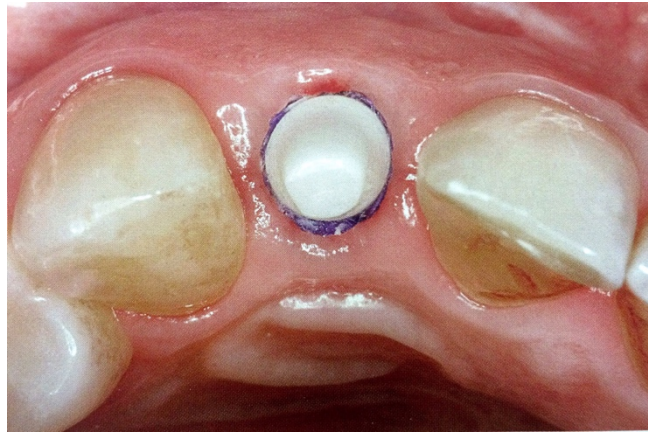


Figure 70: Pose du fil de rétraction gingivale avant prise d'empreinte (Kohal, 2014)

L'empreinte est réalisée avec un porte empreinte fermé et un élastomère. L'antagoniste est enregistré avec un alginate.

Les empreintes sont coulées en plâtre au laboratoire permettant l'obtention du maitre modèle.

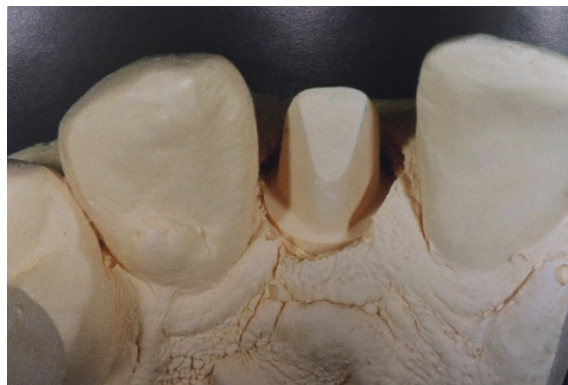


Figure 71: Modèle en plâtre. (Kohal, 2014)

3.11.2.4. Après la prise d'empreinte

La ou les prothèses provisoires sont remises en place.

3.11.3. Confection de la prothèse définitive

(Kohal, 2014) (Sperlich M, 2013)

Au laboratoire la prothésiste confectionne le maitre modèle et le modèle antagoniste, qu'il monte ensuite sur l'articulateur.

3.11.3.1. CFAO

Le maitre modèle est scanné et la prothèse est créée par un logiciel.

La chape de la prothèse est ensuite réalisée par CFAO, la zircone devant être usinée. Puis la chape est recouverte de céramique cosmétique.

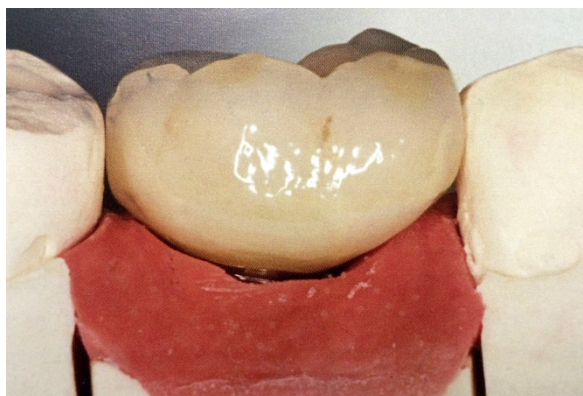


Figure 72: Vue vestibulaire CCC 46 sur maitre modèle (Kohal, 2014)

3.11.3.2. Wax-up et FAO

Un wax-up est confectionné sur le maitre modèle. Le wax-up peut ensuite être scanné et la prothèse usinée.

Les points de contact, l'occlusion et l'ajustage sont réglés sur le maitre modèle.

3.11.4. Collage de la prothèse définitive

Dans un premier temps, la prothèse provisoire est déposée et le pilier est nettoyé à l'aide d'une cupule et de pâte à polir.

La restauration définitive est essayée afin de valider l'ajustage, l'occlusion et l'esthétique.

Un fil de rétraction gingival est mis en place afin de prévenir l'infiltration de composite de scellement dans le sulcus.

L'intrados de la couronne est mordancé à l'acide fluorohydrique .

La partie secondaire de l'implant est sablée à l'aide d'un aéropolisseur puis nettoyée à l'alcool.

Le composite est mise en place à l'intérieur de la prothèse puis la prothèse est mise en place sur le pilier.

Une première polymérisation flash permet d'enlever les excès de composite puis une polymérisation finale.

Après dépose du fil de rétraction gingivale, il faut nettoyer la restauration au niveau du collet et contrôler l'occlusion en statique et en dynamique.



Figure 73: Vue occlusale après collage CCC 46. (Kohal, 2014)

Une radiographie peut être faite afin de s'assurer de l'absence de tout résidu de composite de scellement.



Figure 74: Radiographie finale. (Kohal, 2014)

3.12. Maintenance

(Straumann, 2014) (Deloncle F, 2007)

Un bon enseignement au contrôle de plaque après chaque pose de prothèse est indispensable afin de prévenir la formation de biofilm et ainsi l'apparition d'inflammation et/ou d'infection.

La zircone présente une très faible affinité avec la plaque. Une prophylaxie régulière et adaptée est néanmoins recommandée.

L'utilisation d'ultra-son est contre-indiquée et risque d'endommager de manière définitive la surface de l'implant. Le nettoyage se fait à l'aide de curettes et d'instruments à détartreurs manuels à base de Téflon.

4. Cas cliniques

4.1. Cas clinique n°1

(Cutts., 2014)

4.1.1. Présentation du cas

Cette patiente âgée de 48 ans présente une fracture coronaire au niveau de 15. Cette dent présente un traitement endodontique et une restauration volumineuse au niveau coronaire, probablement à l'origine de la fracture. On note également la présence d'un épaissement desmodontal au niveau de l'apex sur la radiographie rétro-alvéolaire.



Figure 75: Radiographie rétro-alvéolaire de la situation initiale. (Cutts., 2014)

Cette patiente souhaite remplacer sa dent avec une alternative sans métal. Un implant en zircone Straumann Pure Ceramic lui est proposé.

4.1.2. Intervention

La 15 est extraite et un curetage appuyé est effectué.



Figure 76: Radiographie rétro-alvéolaire après extraction de 15 (à gauche) et cicatrisation gingivale (à droite). (Cutts., 2014)

La pose de l'implant est réalisée 4 mois après l'extraction de 15.

Un lambeau d'épaisseur totale est décollé au niveau du site et l'implant Straumann PURE Ceramic est mis en place en suivant le protocole. La coiffe de protection est ensuite clipsée sur le col de l'implant afin de le protéger durant la période d'ostéo-intégration.



Figure 77: Lambeau d'épaisseur totale au niveau de 15. (Cutts., 2014)



Figure 78: Indicateur de position Straumann au niveau de 15. (Cutts., 2014)



Figure 79: Implant Straumann PURE Ceramic mis en place (à gauche) avec coiffe de protection clipsée (à droite). (Cutts., 2014)

4.1.3. Résultat

Un contrôle est effectué à dix semaines après la pose de l'implant. Il montre une bonne ostéo-intégration de l'implant ainsi que des tissus péri-implantaires en bonne santé.



Figure 80: Situation clinique après 10 semaines. (Cutts., 2014)

Une empreinte avec la technique Snap on est réalisée puis une couronne céramo-céramique est collée. La gencive péri-implantaire est saine et le tissu osseux conserve sa hauteur au niveau du contrôle radiographique.



Figure 81: Empreinte Snap on (Cutts., 2014)



Figure 82: Situation clinique et radiographie rétro-alvéolaire post-opératoire après pose de CCC 15. (Cutts., 2014)

4.2. Cas clinique n°2

(Kohal, 2014) (Sperlich M, 2013)

4.2.1. Présentation du cas

Ce patient âgée de 21 ans se présente en 2008 avec une 12 absente, expulsée à la suite d'un coup. Il présente un défaut crestal sévère, la table osseuse vestibulaire ayant une concavité importante. La pose d'un implant zirconie Ziraldent de Metoxit est décidée.

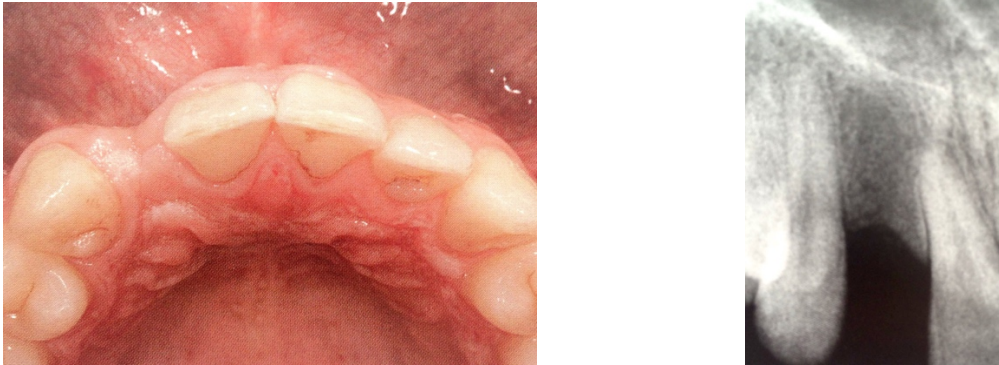


Figure 83: situation clinique et radiographie rétro-alvéolaire initiales avec visualisation du défaut crestal. (Sperlich M, 2013)

4.2.2. Intervention

Après anesthésie locale, un lambeau d'épaisseur totale est récliné afin d'accéder au site de 12. Le site implantaire est préparé puis l'implant mis en place. Le défaut crestal vestibulaire entraîne l'exposition des spires de l'implant. Ce défaut est comblé par la mise en place d'os autogène récupéré lors du forage de l'implant, un substitut osseux d'origine bovine ainsi qu'une membrane d'origine porcine enfilée comme un poncho sur la tête de l'implant.

Une couronne provisoire, réalisée en amont est rebasée sur la coiffe de cicatrisation de l'implant, puis est scellée in situ avec un ciment provisoire. Le lambeau est ensuite remplacé et suturé.

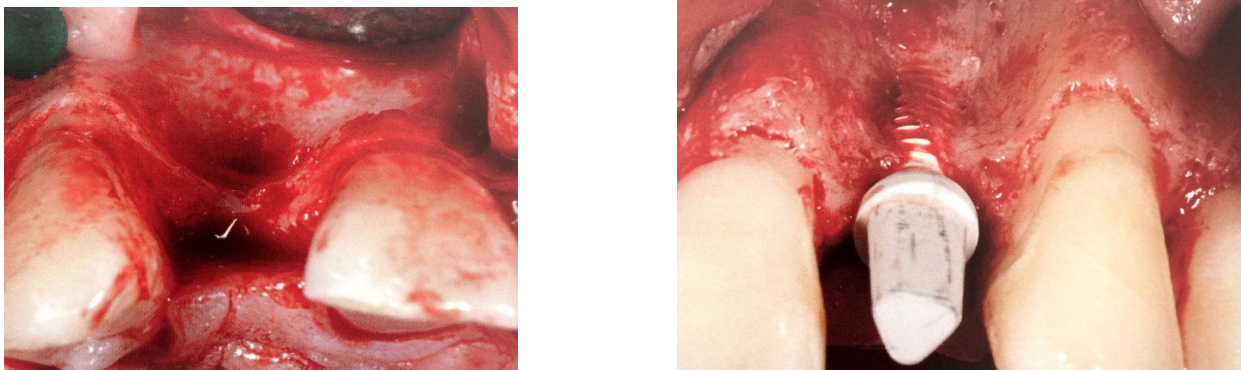


Figure 84: Levée du lambeau et visualisation du défaut crestal. (à gauche) et exposition des spires après insertion de l'implant (à droite) (Sperlich M, 2013)

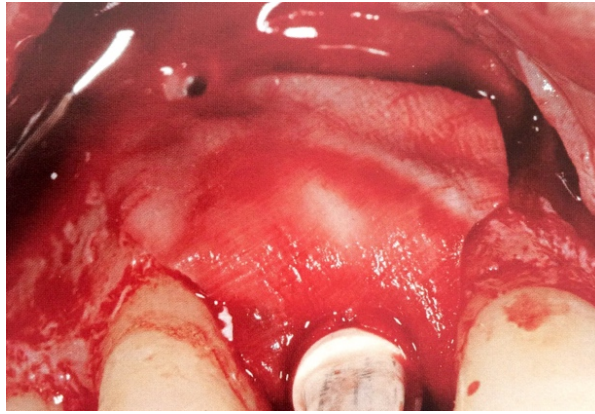


Figure 85: Comblement osseux et mise en place d'une membrane. (Sperlich M, 2013)

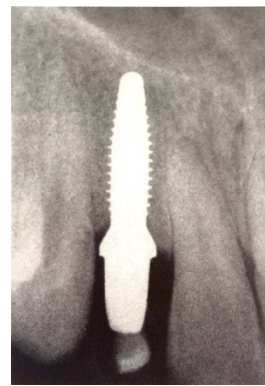


Figure 86: Rebasage de la provisoire et sutures du lambeau (à gauche) et radiographie post-opératoire (à droite). (Sperlich M, 2013)

4.2.3. Résultat

Après 4 mois de cicatrisation, la couronne définitive céramo-céramique est réalisée puis collée. Les tissus mous péri-implantaires épousent parfaitement la forme de la couronne avec un résultat esthétique très satisfaisant.

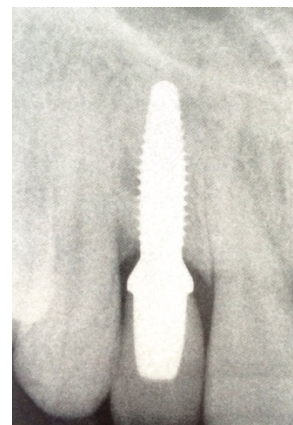


Figure 87: Situation clinique (à gauche) et radiographique (à droite) après mise en place de la provisoire. (Sperlich M, 2013)

On peut observer sur la radiographie un léger remodelage osseux en mésial de l'implant. Le bord libre osseux se place au niveau de la jonction implant lisse/ rugueux.

Un contrôle est effectué tous les ans. Chacun de ses contrôles révèlent une situation satisfaisante. Le niveau osseux n'a pas changé, les papilles gingivales sont toujours présentes avec l'absence de trous noirs inesthétiques.

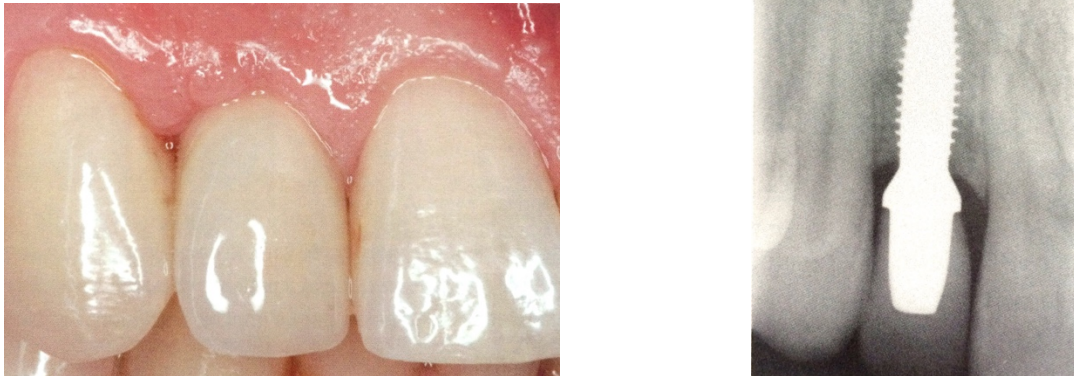


Figure 88: Situation clinique (à gauche) et radiographique (à droite) à 5 ans. (Sperlich M, 2013)

4.3. Cas clinique n°3

4.3.1. Présentation du cas

Mme D. âgée de 57 ans, souhaite une réhabilitation esthétique et fonctionnelle au niveau de sa 37. La patiente ne veut pas de métal en bouche. La solution d'un implant en zircone lui est proposée.

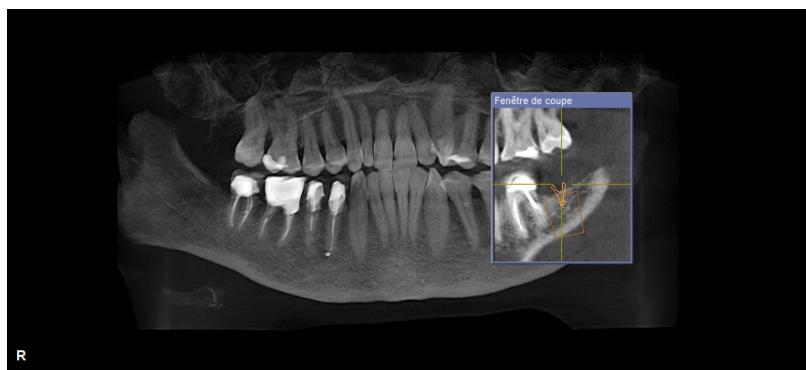


Figure 89: Radiographie panoramique pré-opératoire.

Source : Dr Garnier

4.3.2. Intervention

Après une anesthésie locale, un lambeau d'épaisseur totale est levé au niveau de 37 et un implant Straumann PURE Ceramic est mis en place. La coiffe de protection est ensuite clipsée sur le pilier de l'implant et le lambeau suturé.



Figure 90: Implant Straumann PURE Ceramic en position 37. - Source : Dr Garnier



Figure 91: Mise en place de la coiffe de protection avant suture du lambeau.- Source : Dr Garnier

4.3.3. Résultat

La patiente est revue 2 mois plus tard pour contrôler l'ostéo-intégration. A l'examen clinique et radiologique, l'implant est ostéo-intégré et ne présente aucun signe d'inflammation gingivale.



Figure 92: Gencive parfaitement cicatrisée autour de la coiffe de protection. – Source : Dr Garnier



Figure 93: Radiographie panoramique à 2 mois avec implant 37 ostéo-intégré. – Source : Dr Garnier

Après une prise d’empreinte, une couronne céramo-céramique est réalisée puis collée.



Figure 94: Radiographie après la pose de la CCC 37.

5. Discussion

5.1. Intérêts

Les implants en zircone présentent-ils à ce jour un réel intérêt ?

Les implants en zircone présentent des avantages esthétiques indéniables par rapport aux implants en titane en deux parties. Leur couleur leur conception monobloc et leur biocompatibilité ont une influence directe sur la teinte de la gencive et le tissu osseux.

Leur intérêt esthétique par rapport aux implants en titane reste limité à quelques situations cliniques précises.

La présence d'un biotype gingival fin entraîne un risque de coloration gris foncé de la gencive et de résorption osseuse avec la mise en place d'implant en titane. De même la présence d'un os vestibulaire fin entraîne également un risque de coloration grise de la gencive. Afin de palier à ce déficit esthétique, une greffe de gencive est souvent préconisée pour cacher la coloration grise, sans résultat certain et pérenne. En utilisant un implant en zircone, il est désormais possible d'éviter cette coloration grisâtre et créer une situation esthétique durable.

Un antécédent de maladies parodontales entraîne un risque de rétraction des tissus mous à moyen terme avec apparition du col de l'implant en bouche. Cette situation reste plus esthétique avec des implants en zircone, leur couleur étant plus proche de celle de la dent par rapport aux implants en titane.

Une autre situation à risque est la mise en place d'implant au niveau antérieur associée à une ligne du sourire haute. L'utilisation d'implant en zircone permet de ménager une certaine marge de sécurité esthétique.

Le principal intérêt des implants en céramique à ce jour est donc esthétique dans la zone antérieure avec la gestion des tissus mous péri-implantaires.

Un deuxième intérêt réside dans le fait que certains patients refusent la présence de corps étrangers métalliques dans leur organisme. Les implants en zircone sont actuellement la seule alternative aux implants en titane.

5.2. Limites

Les implants en zircone ont cependant des limites.

La principale étant l'absence complète de recul clinique à ce jour.

Même si à ce jour, les premiers résultats sont bons et optimistes, les implants en zircone ne peuvent

pas, pour l'instant, être recommandés pour un usage clinique généralisé.

Une autre limite est que leur mise en place est restreinte à certaines situations cliniques compatibles avec l'usage d'implant monobloc. Contrairement aux implants en titane qui possèdent des états de surface variables, diverses morphologies et de multiples diamètres leur permettant de s'adapter aux différentes situations cliniques, les implants en céramique ont un panel de choix très limité avec souvent une morphologie unique monobloc chez chaque fabricant.

En conclusion, les implants en céramique ne peuvent actuellement pas être posés de manière généralisée mais peuvent être utilisés au cas par cas dans des situations cliniques délicates à gérer sur le plan esthétique.

5.3. Perspectives

Il s'agira dans les années à venir de surveiller les études cliniques menées et l'évolution des implants cliniques sur le long terme.

Les fabricants recherchent également à améliorer les propriétés des matériaux et ainsi permettre la mise en place d'implant en céramique en deux parties ou encore des implants en céramique de petits diamètres plus résistants aux forces de compression.

Bibliographie

Aboushelib M, Salem N, Taleb AL, El Moniem NM. (2013)

Influence of surface nano-roughness on osseointegration of zirconia implants in rabbit femur heads using selective infiltration etching technique.

J Oral Implantol, 39(5):583-590.

Adell R, Lekholm U, Rokler B, Brånemark PI. (1981)

A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw.

Int J Oral Surg, 10(6): 387-416.

Comission des dispositifs médicaux de l'association dentaire française. (2004)

Les alliages dentaires.

Paris : Association dentaire française

Les alliages de titane ; p.63.

Alberktsson T, Zarb GA, Worthington P, Eriksson AR. (1985)

The long-terme efficacy of currently used implants: a review and proposed criteria of success.

Int J Oral Maxillofac Implants, 1(1): 11-25.

Albrektsson T, Johansson C. (2001)

Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration.

Eur Spine Journal, 10 (Suppl 2): 96-101.

Argibaia, Cedric. (2012)

Mise au point sur l'allergie au titane en odontologie. [*Thèse de chirurgie dentaire*].

Nancy : Université Henri Poincaré – Nancy 1 p.87-122.

Disponible : http://docnum.univ-lorraine.fr/public/BUPHA_TD_2012_ARGIBAIA_CEDRIC.pdf

Audran M, Guillaume B, Chappard D. (2014)

Tissu osseux et biomatériaux en chirurgie dentaire

Charenton-le-Pont : Quintessence Internationale, 379 p.

Bert, M. (1994)

Complications et échecs en implantologie.

Paris : CdP, p.210.

Bert M. (1987)

Les implants dentaires: bases fondamentales, techniques chirurgicales, applications cliniques.

Paris : CdP, p.296.

Bodin, T. (2003)

Gestion des échecs et complications majeurs en implantologie.

Thèse d'exercice chirurgie dentaire. Paris : Université Paris V, 116f

Borgonovo A, Censi R, Varassori V. (2012)

Survival and success rate of dental zirconia implants 5-year clinical follow-up.

Dent Implantol, 7: 508-513.

Bormann KH, Gellrich NC, Kniha H, Dard M, Wieland M, Gahlert M. (2012)

Biomechanical evaluation of a microstructured zirconia implant by a removal torque comparison with a standard Ti-SLA implant.

Clin Oral Implants Res, 23(10): 1210-1216.

Bowers KT, Keller JC, Randolph BA, Wick DG, Michaels CM. (1992)

Optimization of surface micromorphology for enhanced osteoblast responses in vitro.

Int J Oral Maxillofac Implants, 7(3): 302-310.

Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Linström J, Ohlsson A. (1977)

Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period.

Scand J Plastic Reconstr Surg, 16: 1-132.

Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. (1988)

Prothèses ostéo-intégrées : l'ostéo-intégration en pratique clinique.

Paris: CdP. Introduction à l'ostéo-intégration. p.11-76.

Brånemark, PI. (2005)

The osseointegration book: from calvarium to calcaneus.

Berlin: Quintessence, 494p.

Buser D, Janner SFM, Wittneben J-G, Brägger U, Ramseier CA, Salvi GE. (2012)

Taux de survie à 10 ans et taux de réussite de 511 implants en titane avec surface sablée et mordancée à l'acide : étude rétrospective chez 303 patients partiellement édentés. [en ligne] [consulté le 10/06/15].

Disponible :

http://www.straumann.fr/content/dam/internet/straumann_fr/resources/whitepaper/fr/WP_Buser_Taux%20de%20survie%20à%2010%20ans_low3.pdf

Chauvet-Lebret DJ, Auroy P et Al. (2002)

Evaluation de la genotoxicité des biomatériaux finis par la technique des comètes.

Actualités en biomatériaux, 6: 405-412.

Chevalier J, Gremillard L, Deville S. (2007)

Low temperature degradation of zirconia and implications for biomedical implants.

Annu Rev Mater Res, 37 (1): 1-32.

Chevalier J, Gremillard L. (2009)

The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends.

J Am Ceram Soc 92, (9): 1901-1920.

Chevalier J, Loh J, Gremillard L, Meille S, Adolfson E. (2011)

Low temperature degradation in zirconia with a porous surface.

Acta Biomater 7, (7): 2986-2993.

Chevalier., J. (2006)

What future for zirconia as a biomaterial.

Biomaterials 27, (4): 535-543.

Conreaux, Célia. (2011)

La liaison céramo-céramique tiendra-t-elle ses promesses?"

[Thèse d'exercice chirurgie dentaire].

Nancy : Université Henri Poincaré – Nancy 1 p.12-24.

Disponible : http://docnum.univ-lorraine.fr/public/SCDPHA_TD_2011_CONREAUX_CELINE.pdf

Cutts., Roos. (2014)

Case report: Straumann PURE Ceramic Implant.[en ligne]

[consulté le 21/08/15].

Disponible : <http://therevu.co.uk/tech/case-report-straumann-pure-ceramic-implant-ross-cutts/>

Davarpanah M, Szmukler-Moncler S, Khoury PM, Jakubowicz-Kohen B, Martinez H. (2008)

Manuel d'implantologie clinique: concepts, protocoles et innovations récentes.

Rueil Malmaison: CdP, p. 10-310

Davarpanah M, Szmukler-Moncler S, Rajzbaum Ph, Davarpanah K, Demurashvili G. (2012)

Manuel d'implantologie clinique: Concepts, intégration des protocoles et esquisse de nouveaux paradigmes.

Rueil Malmaison :CdP, p. 6-275

Degidi M, Artese L, Piattelli A, Scarano A, Shibli JA, Piccirilli M, Perrotti V, Iezzi G. (2012)

Histological and immunohistochemical evaluation of the peri-implant soft tissues around machined and acid-etched titanium healing abutments: a prospective randomised study. .

Clin Oral Investg, 16 (3): 857-866.

Dejou, J. (2009-2010)

Les céramiques. [en ligne]

Société francophone de biomatériau dentaire.

[Consulté le 04/04/2015]. Disponible :

<http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap17/site/html/cours.pdf>

Dejou, J. (2009)

Les grandes familles de céramiques et leurs différentes propriétés. [en ligne]

SOP.

[Consulté le 04/04/2015]. Disponible : <http://www.sop.asso.fr/les-services/comptes-rendus/journee-ceramique/3>

Deloncle F, Ploteau A. (2007)

Maintenance implantaire et gestion des complications en implantologie.

[Thèse d'exercice chirurgie dentaire].

Université de Nantes. 291f.

Depprich Rita, Holger Zipprich, Michelle Ommerborn, Christian Naujoks, Hans-Peter Wiesmann, Sirichai Kiattavorncharoen, Hans-Christoph Lauer, Ulrich Meyer, Norbert R Kübler, Jörg Handschel. (2008)

Osseointegration of zirconia implants compared with titanium: an in vivo study.
Head and Face Medicine, 4: 30.

Depprich Rita, Holger Zipprich, Michelle Ommerborn, Eduardo Mahn, Lydia Lammers, Jörg Handschel, Christian Naujoks, Hans- Peter Wiesmann, Norbert R Kübler, Ulrich Meyer. (2008)
Osseointegration of zirconia implants: an SEM observation of the bone-implant interface. *Head and Face Medicine*, 4:25.

Egusa H, Ko N, Shimazu T, Yatani H. (2008)
Suspected association of an allergic reaction with titanium dental implants: a clinical report.
J Prosthet Dent, 100(5): 344-347.

Eckfeldt A, Fürst B, Carlsson GE. (2011)
Zirconia abutments for single tooth implant restorations: a restrospective and clinical follow-up study.
Clin Oral Implants Res, 22 (11): 1308-1314.

Gahlert M, Burtscher D, Grunert I, Kniha H, Steinhauser E. (2012)
Failure analysis of fractured dental zirconia implants.
Clin Oral Implants Res, 23 (3): 287-293.

Gahlert M, Gydehus T, Eichhorn S, Steinhauser E, Kniha H, Erhardt W. (2007)
Biomechanical and histophotometric comparison between zirconia implants with varying surface textures and a titanium implant in the maxilla of miniature pigs.
Clin Oral Implants Res, 18 (5): 662-668.

Gahlert M, Röhling S, Sprecher CM, Kniha H, Milz S, Bormann KH. (2012)
In vivo performance of zirconia and titanium implants; a histomorphometric study in mini pig maxillae.
Clin Oral Implants Res, 23 (3): 274-280.

Gahlert M, Röhling S, Wieland M, Sprecher CM, Kniha H, Milz S. (2009)
Osseointegration of zirconia and titanium dental implants: a histological and histomorphometrical study in the maxilla of pigs.
Clin Oral Implants Res, 20 (11): 1247-1253.

Gahlert, Michael. (2014)
Implants en céramique: preuves scientifiques, applications cliniques.
Titane 11(Hors série): 31-38.

Gargiulo AW, Wentz FM, Orban B. (1961)
Dimensions and relations of the Dentogingival Junction in Humans.
J Periodontol 32, (3): 261_267.

Gigou V. (2003)
Le titane en odontologie, ses applications en prothèse.
[Thèse d'exercice chirurgie dentaire].
Université de Nantes. 123f.

Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P. (2004)
Experimental zirconia abutments for implant supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study.
Int J Prosthodont, 17 (3): 285-290.

Goudot P, Lacoste JP. (2013)
Guide pratique d'implantologie.
Issy-les-Moulineaux :Elsevier Masson, p. 236

Haïmmerle C, Sailer J., Thoma A, Hälg G, Suter A, Ramel C. (2010)
Les céramiques dentaires en pratique clinique.
Charenton-le-Pont: Quintessence internationale. p. 127

Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Cochran DL. (2000)

Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non submerged and submerged implants in the canine mandible.

J Periodontol, 71 (9): 1412-1424.

Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Schoofield JD, Cochran DL. (2001)

Biologic Width around one and two piece titanium implants.

Clin Oral Implants Res, 12 (6): 559-571.

Hermann JS, Schoofield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. (2001)

Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non submerged implants in the canine mandible.

J Periodontol, 72 (10): 1372-1383.

Hoffmann O, Angelov N, Zafiropoulos GG, Andreanna S. (2012)

Osseointegration of zirconia implants with different surface characteristics: an evaluation in rabbits.

Int J Oral Maxillofac Implants, 27 (2): 352-358.

Hunt RP, Gartner JL, Norkin FJ. (2005)

Choice of a dental implant system.

Compend Contin Educ Dent, 26 (4): 239-240.

Ikarashi Y, Toyoda K, Kobayashi E, Doi H, Yoneyama T, Hamanaka H, Tsuchiya. (2005)

Improved biocompatibility of Titanium-Zirconium (Ti-Zr) alloy: Tissue reaction and sensitization Ti-Zr alloy compared with pure Ti and Zr in rat implantation study.

Materials Transaction, 46 (10): 2260-2267.

Jacobi-Gresser E, Huesker k, Schutt S. (2013)

Genetic and immunological markers predict titanium implant failure: a retrospective study.

Int J Oral Maxillofac Surg, 42 (4): 537-543.

Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. (2008)

A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant supported single crowns.

Clin Oral Implants Res, 19 (2): 119-130.

Jung RE, Sailer I, Hämmerle CH, Attin T, Schmidlin P. (2007)

In vitro color changes of soft tissues caused by restorative materials.

Int J Periodontics Restorative Dent, 27 (3): 251-257.

Kobayashi E, Matsumoto S, Doi H, Yoneyama T, Hamanaka H. (1995)

Mechanical properties of the binary titanium-zirconium alloys and their potential for biomedical materials.

J Biomed Mater Res, 29(8): 943-950.

Kohal RJ, Finke HC, Klaus G. (2009)

Stability of prototype two-piece zirconia and titanium implants after artificial aging: an in vitro pilot study.

Clin Implant Dent Relat Res, 11 (4): 323-329.

Kohal RJ, Klaus G. (2004)

A zirconia implant crown system: a case report.

Int J Periodontics restorative Dent, 24 (2): 147-153.

Kohal RJ, Klaus G, Strub JR. (2006)

Zirconia implant supported all ceramix crowns withstand long-term load: a pilot investigation.

Clin Oral Implants Res, 17 (5): 565-571.

Kohal RJ, Wolkewitz M, Mueller C. (2010)

Alumina-reinforced zirconia implants: survival rate and fracture strength in a masticatory simulation trial.

Clin Oral Implants Res, 21 (12): 1345-1352.

Kohal RJ, Wolkewitz M, Tsakona A. (2011)

The effects of cyclic loading and preparation on the fracture strength of zirconium-dioxide implants: an in vitro investigation.

Clin Oral Implants Res, 22 (8): 808-814.

Kohal, Ralf. (2014)

Implants en céramique: connaissances actuelles, exemples cliniques.

Titane 11(Hors série): 4-28.

Lach, Patrick. (2010)

Concept "platform switching" et stabilité péri-implantaire.

[Thèse d'exercice chirurgie dentaire]

Nancy : Université Henri Poincaré – Nancy 1. 134f.

Disponible : http://docnum.univ-lorraine.fr/public/SCDPHA_TD_2010_LACH_PATRICK.pdf

Lambrich M, Iglhaut G. (2008)

Vergleich der Übelzbnzrate von Zircondioxidund Titanimplantaten.

Z Zahnärztl Impl, 24: 182-192.

Lecat, J. (2008)

Complications tardives et échecs implantaire: étiologies, traitements préventifs et curatifs.

[*Thèse d'exercice chirurgie dentaire*].

Université de Lille. 168f.

Lee C, Hasegawa H. (2008)

Immediate load and esthetic zone considerations to replace maxillary incisor teeth using a new zirconia implant abutment on the bone grafted anterior maxilla.

J Oral Implantol, 34 (5): 259-267.

Lee TM, Tsai RS, Chang E, Yang CY, Yag MR. (2002)

Biological responses of neonatal rat calvarial osteobalsts on plasma sprayed HA/ZrO₂ composite coating.

J Mater Csi Mater Med, 13(3): 281-287.

Martinez H, Renault P, Georges-Renault G, Perrisnard L, Rouah T. (2008)

Les implants: chirurgie et prothèse. Choix thérapeutique stratégique.

Rueil-Malmaison :CdP. 379p.

Mellinghoff, J. (2010)

Qualität des periimpaltären Weichgewebeattachments von Zikondioxid-Implantaten.

Z Zahnärztl Impl, 26 (2): 62-71.

Mellinghoff, Jochen. (2014)

Implants en céramique: expériences cliniques, avantages esthétiques.

Titane II(Hors série): 40-47.

Michelle Grandin H, Simon Berner, Michel Dard. (2012)

A Review of Titanium Zirconium (TiZr) Alloys for Use in Endosseous Dental Implants. *Materials*, 5 (8): 1348-1360.

Missika P, Roux P, Bert M. (2003)

Prothèse implantaire pour l'omnipraticien.

Paris: Quintessence Internationale. 150p.

Mousa, Ayham. (2012)

L'état de surface du titane et de ses alliages en implantologie: comparaison des implants dentaires de marques différentes.

[*Thèse d'exercice chirurgie dentaire*]. 93f.

Disponible : http://docnum.univ-lorraine.fr/public/BUPHA_TD_2012_MOUSA_AYHAM.pdf

Oliva X, Oliva J, Oliva JD, Prasad HS, Rohrer MD. (2013)

Osseointegration of Zirconia (Y-TZP) Dental Implants: A Histologic, Histomorphometric and Removal Torque Study in the Hip of Sheep.

Int J Oral Implantol Clin Res, 4(2) (2013): 52-65.

Olivia J, Olivia X, Olivia JD. (2010)

Five year success rate of 831 consecutively placed zirconia dental implants in humans: a comparison of three different rough surfaces.

Int J Oral Maxillofac Implants, 25 (2): 336-344.

Olivia J, Olivia X, Olivia JD. (2007)

One year follow-up of first consecutive 100 zirconia dental implants in humans: a comparison of 2 rough surfaces.

Int J Oral Maxillofac Implants, 22 (3): 430-435.

Commission des dispositifs médicaux de l'association dentaire française. (2005)

Les céramo-céramiques.

Paris : Association dentaire française. 63 p.

Piconi C, Maccauro G. (1999)

Zirconia as a ceramic biomaterial.

Biomaterials, 20 (1): 1-25.

Poujade JM, Zerbib C, Serre D (2003)

Céramiques dentaires.

Encyclopédie Médico-Chirurgicale ; Odontologie, 23-065-G-10

Pradines, C. (2010)

Infrastructures de bridges en zircone Y-TZP: de la conception aux applications.

[*Thèse d'exercice de chirurgie dentaire*]. 226f.

Disponible : http://docnum.univ-lorraine.fr/public/SCDPHA_TD_2010_PRADINES_CELIA.pdf

Quinquis P, Baifouye-Celhay C, Collat Parros J. (1993)

Le titane: un matériau de choix?

Journal Biomat. Dentaire, 8 (5): 31-48.

Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. (2002)

Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study.

Int J Oral Maxillofac Implants, 17 (6): 793-798.

Rodriguez-Ciurana X, Vela-Nebot X, Segalà-Torres M, Calvo-Guidaro JL, Cambra J, Méndez-Blanco V et al. (2009)

The effect of interimplant distance on the height of the interimplant bone crest when using platform-switched implants.

Int J Periodontics Restorative Dent, 29 (2): 141-151.

Sadoun, M. (2000)

Céramique dentaire: matériau céramique et procédé de mise en forme.

Tech Dent, 165/166 (2): 13-17.

Sandhaus S, Pasche K. (1999)

Utilisation de la zircone en implantologie: implant SIGMA d'après Sandhaus.

Revista Romana de Stomatologie, 27 (1): 71-83.

Scarano A, Piatelli M, Caputti S, Favero GA, Piatelli A. (2004)

Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study.

J Periodontol, 75 (2): 292-296.

Schiroli, G. (2004)

Single tooth implant restorations in the esthetic zone with PureForm ceramic crowns: 3 case reports.

J Oral Implantol, 30 (6): 358-363.

Sennerby L, Dasmah A, Larsson B, Iverhed M. (2005)

Bone tissue responses to surface-modified zirconia implants: a histomorphometric and removal torque study in the rabbit.

Clin Implant Dent Relat Res, 7 (Suppl 1): 13-20.

Sicilia A, Cuesta S, Coma G, Arregui I, Guisasola C, Ruiz E, Maestro A. (2008)

Titanium allergy in dental implant patients: a clinical study on 1500 consecutive patients.

Clin Oral Implants Res, 19 (8): 823-835.

Silva NR, Coelho PG, Fernandes CA, Navarro JM, Dias RA, Thompson VP. (2009)

Reliability of one-piece ceramic implant.

J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 88 (2): 419-426.

Silva NR, Nourian P, Coelho PG, Rekow ED, Thompson VP. (2011)

Impact fracture resistance of two titanium-abutment systems versus a single piece ceramic implant.

Clin Implant Dent Relat Res, 13 (2): 168-173.

Sourdou, Alexandra. (2007)

La corrosion du titane en milieu buccal.

[Thèse d'exercice chirurgie dentaire]. 142f.

Disponible : <http://docnum.univ->

[lorraine.fr/public/SCDPHA_TD_2007_SOURDOT_ALEXANDRA.pdf](http://docnum.univ-lorraine.fr/public/SCDPHA_TD_2007_SOURDOT_ALEXANDRA.pdf)

Sperlich M, Kohal RJ. (2013)

Vollkeramische Implantaversorgung einer Frontzahn­lücke: Eine Falldarstellung. *Implantologie Journal*, 21 (1): 81-96.

Sprecher CM, Gahlert M, Röhling S, Kniha H, Gueorguiev B, Milz S. (2013)

Comparison of imaging methods used for dental implant osseous integration assessment. *J Mater Sci Mater Med*, 24 (9): 2195-2200.

Stoll, P. (2008)

Minimalinvasive Insertion von Zirkonoxidimplantaten.

Implantologie Journal, 6 (12): 28-37.

Straumann Institut (2014)

Informations de base sur la procédure chirurgicale et prothétique Implant Straumann PURE Ceramic. [en ligne]

[consulté le 03/08/15]. Disponible :

http://www.straumann.ch/content/dam/internet/straumann_ch/resources/guidemanual/handling-instructions/fr/153.750_F_WEB.pdf

Tan PL, Dunne JT Jr. (2004)

An esthetic comparison of a metal ceramic crown and cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: a clinical report.

J Prothet Dent, 91 (3): 215-218.

Tarnow DP, Cho SC, Wallace SS. (2000)

The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest.

J Periodontol, 71 (4): 546-549.

Tarnow DP, Magner AW, Fletcher P. (1992)

The effect of the distance from the contact point to the crest of bone on the presence or absence of the interproximal dental papilla.

J Periodontol, 63 (12): 995-996.

TheDentalist. (2014)

La révolution céramique. [en ligne]

[consulté le 05/06/2015] Disponible :<http://thedentalist.fr/la-revolution-ceramique/>

Traini T, Pettinicchio M, Murmura G, Varvara G, Di Lullo N, Sinjari B, Caputti S. (2011)

Esthetic outcome of an immediately placed maxillary anterior single tooth implant restored with a custom made zirconia ceramic abutment and crown: a staged treatment.

Quintessence International, 42 (2): 103-108.

Watkin A, Kerstein RB. (2008)

Improving darkened anterior peri-implant tissue color with zirconia custom implant abutments.

Compend Contin Educ Dent, 29 (4): 238-240, 242.

Weingart D, Steinemann S, Schilli W, Strub JR, Hellerich U, Assenmacher J, Simpson J. (1994)

Titanium deposition in regional lymph nodes after insertion of titanium screw implants in maxillofacial region.

Int J Oral Maxillofac Surg, 23 (6 Pt 2): 450-452.

Welander M, Abrahamsson I, Berglundh T. (2008)

The mucosal barrier at implant abutments of different materials.

Clin Oral Implants Res, 19 (7): 635-641.

Werner, Catrina. (2010)

Intérêt croissant pour les implants dentaires en oxyde de zirconium.

Rev Mens Suisse Odontostomatol, 120 (3): 278-281.

Wiltfang J. (2008).

Metallfreie Versorgung-Wunsch oder Wirklichkeit? Dans : Wagner W, Wiltfang J. 22. Kongress der DGI, Frankfurt am Main 27. – 29. 11. 2008 : DVD 1 [DVD]. Ludwigshafen: DGI GmbH.

Yildirim M, Edelhoff D, Hanisch O, Spiekermann H. (2000)

Ceramic abutments-- a new era in achieving optimal esthetics in implant dentistry.

Int J Periodontics Restorative Dent, 20 (1): 81-91.

Zeynep Özkurt, Ender Kazazoglu. (2011)
Zirconia dental implants: a literature review.
Journal of Oral Implantology, 37 (3): 367-376.

Jury : Président : P. AMBROSINI– Professeur des Universités
Juges : J.PENAUD– Maître de Conférence des Universités
D. JOSEPH– Maître de Conférence des Universités
J. GARNIER– Docteur en Chirurgie Dentaire

Thèse pour obtenir le diplôme D'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

Présentée par: Mademoiselle GARNIER Valentine, Alice

né(e) à: **DIJON (Côte d'Or)**

le **18 août 1989**

et ayant pour titre : « **Les implants en céramique : indications et intérêts** ».

Le Président du jury



P. AMBROSINI

Le Doyen
de la Faculté d'Odontologie



J.M. MARTRETTE

Autorise à soutenir et imprimer la thèse

NANCY, le **28 OCT. 2015**

Le Président de l'Université de Lorraine **8032**

P. MUTZENHARDT

Pour le Président et par délégation
Le Vice-Président



Martial DELIGNON

GARNIER Valentine – Les implants en céramique : indications et intérêts.

Nancy 2015 : 128 p. : 94 ill.: 106 réf.

Th. : Chir.-Dent. : Nancy : 2015

MOTS CLES : implant, céramique, indications, intérêts, zircone

GARNIER Valentine – Les implants en céramique : indications et intérêts.

Th. : Chir.-Dent. : Nancy : 2015

En quelques décennies, les implants dentaires en titane sont devenus une solution de choix pour la restauration des édentations partielles ou totales. Parallèlement, la zircone est devenu un biomatériau de choix en prothèse de part ses propriétés mécaniques, optiques et sa biocompatibilité.

Rien d'étonnant à voir apparaître sur le marché des implants en zircone. A la recherche de restauration toujours plus esthétique, esthétique rimant souvent avec blancheur, la zircone semble vouloir concurrencer le titane. Elle présente certes des avantages esthétiques indéniables mais permet-elle une bonne ostéo-intégration ? Est-elle assez résistante pour soutenir une prothèse ? Est-ce une solution pérenne ?

Après quelques rappels sur les implants en titane, nous nous intéresserons aux caractéristiques des implants en céramiques, à leurs indications ainsi qu'aux avantages qu'ils présentent par rapport aux implants traditionnels. Nous développerons leur technique de mise en place ainsi que la maintenance et réalisation prothétique qui suit. Pour finir, nous discuterons des limites des implants zircone à ce jour et de leur véritable intérêt en implantologie moderne.

JURY :

<u>Pr AMBROSINI</u>	<u>Professeur des Universités</u>	<u>Président</u>
Dr PENAUD	Maître de Conférences Universitaire	Juge
Dr JOSEPH	Maître de Conférences Universitaire	Juge
Dr GARNIER	Chirurgien-Dentiste	Juge

Adresse de l'auteur :

GARNIER Valentine

53, rue René Cassin

21850 Saint Apollinaire