

UNIVERSITÉ DE NANTES
UNITÉ DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

Année

N° 3451

**Avantages et inconvénients des différents matériaux
utilisés en prothèse implanto-portée fixée dans les
secteurs postérieurs : analyse de la littérature.**

THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE
DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

*présentée
et soutenue publiquement par*

ROUSSAY Marc
Né le 14/11/1992

le 11/01/2018 devant le jury ci-dessous :

| | |
|----------------------|---|
| <i>Président</i> | Monsieur le Professeur Yves AMOURIQ |
| <i>Assesseur</i> | Madame le Docteur Fabienne JORDANA |
| <i>Assesseur</i> | Madame le Docteur Cécile BERNARD |
| <i>Membre invité</i> | Monsieur le Docteur Jean-François MORLOCK |

Directeur de thèse : Monsieur le Docteur Alain HOORNAERT

| UNIVERSITÉ DE NANTES | |
|--|---|
| Président | Pr LABOUX Olivier |
| FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE | |
| Doyen | Pr GIUMELLI Bernard |
| Asseseurs | Dr LE BARS Pierre Pr SOUEIDAN Assem Pr WEISS Pierre |
| Professeurs des Universités Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D. | |
| Monsieur AMOURIQ Yves Monsieur GIUMELLI Bernard Monsieur LE GUEHENNEC Laurent Monsieur LESCLOUS Philippe | Madame LICHT Brigitte Madame PEREZ Fabienne Monsieur SOUEIDAN Assem Monsieur WEISS Pierre |
| Professeurs des Universités | |
| Monsieur BOULER Jean-Michel | |
| Professeurs Emérites | |
| Monsieur BOHNE Wolf | Monsieur JEAN Alain |
| Praticiens Hospitaliers | |
| Madame DUPAS Cécile Madame LEROUXEL Emmanuelle | Madame HYON Isabelle Madame GOEMAERE GALIERE Hélène |
| Maîtres de Conférences Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D. | Assistants Hospitaliers Universitaires des C.S.E.R.D. |
| Monsieur AMADOR DEL VALLE Gilles Madame ARMENGOL Valérie Monsieur BADRAN Zahi Madame BLERY Pauline Monsieur BODIC François Madame DAJEAN-TRUTAUD Sylvie Madame ENKEL Bénédicte Monsieur GAUDIN Alexis Monsieur HOORNAERT Alain Madame HOUCHMAND-CUNY Madline Madame JORDANA Fabienne Monsieur KIMAKHE Saïd Monsieur LE BARS Pierre Madame LOPEZ-CAZAUX Serena Monsieur NIVET Marc-Henri Madame RENARD Emmanuelle Monsieur RENAUDIN Stéphane Madame ROY Elisabeth Monsieur STRUILLLOU Xavier Monsieur VERNER Christian | Monsieur ABBAS Amine Monsieur AUBEUX Davy Madame BERNARD Cécile Monsieur BOUCHET Xavier Madame BRAY Estelle Madame CLOITRE Alexandra Monsieur DRUGEAU Kevin Madame GOUGEON Béatrice Monsieur LE BOURHIS Antoine Monsieur LE GUENNEC Benoît Monsieur LOCHON Damien Madame MAÇON Claire Madame MAIRE-FROMENT Claire-Hélène Madame MERCUSOT Marie-Caroline Monsieur OUVRARD Pierre Monsieur PRUD'HOMME Tony Monsieur SARKISSIAN Louis-Emmanuel |
| Maître de Conférences | |
| Madame VINATIER Claire | |
| Enseignants Associés | |
| Monsieur KOUADIO Ayepa (Assistant Associé) Madame LOLAH Aoula (MC Associé) | Madame MERAMETDJIAN Laure (MC Associé) Madame RAKIC Mia (PU Associé) |

Par délibération, en date du 6 décembre 1972, le Conseil de 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'il n'entend leur donner aucune approbation, ni improbation.

REMERCIEMENTS

A Monsieur le Professeur Yves AMOURIQ

Professeur des Universités,
Praticien Hospitalier des Centres de Soins, d'Enseignement et de Recherches Dentaires,
Docteur de l'Université de Nantes,
Département de Prothèses,
Chef de service d'Odontologie Restauratrice et Chirurgicale.

- NANTES -

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter la présidence de cette thèse.

Pour la qualité de vos enseignements et vos conseils tout au long de mon cursus universitaire,

Veillez trouver ici le témoignage de ma sincère reconnaissance et de ma sincère considération.

A Monsieur le Docteur Alain HOORNAERT

Maître de conférences des Universités,
Praticien Hospitalier des Centres de Soins, d'Enseignement et de Recherches Dentaires,
Docteur de l'Université d'Orsay,
Département de Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux,
Biophysique, Radiologie,
Directeur du Diplôme Universitaire en Implantologie Orale.

- NANTES -

Pour m'avoir fait l'honneur de diriger cette thèse,

Pour votre disponibilité, votre écoute et vos conseils à chaque étape de ce travail,

Pour la qualité des enseignements théoriques et cliniques que vous m'avez prodigués durant ma formation,

Veillez trouver ici l'expression de mon plus grand respect et de ma sincère gratitude.

A Madame le Docteur Fabienne JORDANA

Maître de conférences des Universités,
Praticien Hospitalier des Centres de Soins, d'Enseignement et de Recherches Dentaires,
Docteur de l'Université de Nantes,
Département de Prothèses.

- NANTES -

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter de siéger au sein de ce jury de thèse,

Pour vos enseignements, votre disponibilité et votre gentillesse tout au long de mon cursus,

*Veillez recevoir mes plus sincères remerciements et l'expression de ma sincère
considération.*

A Madame le Docteur Cécile BERNARD

Assistant Hospitalier Universitaire des Centres de Soins, d'Enseignement et de Recherches Dentaires,
Ancienne interne en médecine bucco-dentaire des hôpitaux de Lyon,
Département de Prothèses.

- NANTES -

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter de siéger au sein de ce jury de thèse,

Pour vos conseils et vos enseignements de qualité au cours de mes études,

Veillez trouver ici l'expression de ma sincère reconnaissance et de ma sincère considération.

A Monsieur le Docteur Jean-François MORLOCK

Docteur en chirurgie dentaire,
Attaché Hospitalo Universitaire des Centres de Soins, d'Enseignement et de Recherches
Dentaires.

- NANTES -

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter de siéger au sein de ce jury de thèse,

Pour ta participation et ton soutien actif dans ce travail,

Pour nos échanges, tes enseignements et tes précieux conseils,

Vois en ce témoignage l'expression de mon plus grand respect et la marque de mon amitié.

TABLE DES MATIERES

| | |
|---|-----------|
| Introduction | 14 |
| 1 Rappels | 15 |
| 1.1 Généralités en implantologie | 15 |
| 1.1.1 L'implant | 16 |
| 1.1.2 Le pilier implantaire | 16 |
| 1.1.3 La prothèse fixée supra-implantaire (3,5) | 17 |
| 1.1.3.1 La prothèse vissée | 17 |
| 1.1.3.2 La prothèse scellée | 17 |
| 1.2 Les matériaux utilisés en prothèse fixée supra-implantaire | 18 |
| 1.2.1 Les types de prothèses | 18 |
| 1.2.1.1 Prothèses céramo-métalliques | 18 |
| 1.2.1.2 Prothèses céramo-céramiques | 18 |
| 1.2.1.3 Prothèses monolithiques | 18 |
| 1.2.2 Les alliages métalliques | 19 |
| 1.2.3 Les céramiques dentaires (13) | 20 |
| 1.2.3.1 Classification des céramiques dentaires (13,14) | 20 |
| 1.2.3.2 Propriétés physico-chimiques (13) | 22 |
| 1.2.3.3 Cas particulier de la zircone (8,11,16–18) | 23 |
| 1.2.4 Les modes d'assemblage | 25 |
| 1.3 Aspects biomécaniques des restaurations implanto-portées fixées en secteur postérieur | 25 |
| 1.3.1 Les forces occlusales | 26 |
| 1.3.2 Spécificité implantaire | 26 |
| 1.3.3 Gestion de l'occlusion des restaurations postérieures implanto-portées | 26 |
| 1.3.3.1 Concept occlusal | 27 |
| 1.3.3.2 Réglage de l'occlusion | 27 |
| 2 Analyse de la littérature | 28 |
| 2.1 Bibliométrie | 28 |
| 2.1.1 Critères d'inclusion, critères d'exclusion | 28 |
| 2.1.2 Les mots clés | 28 |

| | | |
|----------|--|-----------|
| 2.2 | Analyse descriptive | 29 |
| 3 | Avantages et inconvénients des matériaux utilisés en prothèse implanto-portée fixée dans les secteurs postérieurs | 32 |
| 3.1 | Abord Technique | 32 |
| 3.1.1 | Taux de survie des restaurations prothétiques | 32 |
| 3.1.1.1 | Couronnes unitaires implanto-portées céramo-métalliques et céramo-céramiques | 32 |
| 3.1.1.2 | Couronnes monolithiques implanto-portées | 34 |
| 3.1.1.3 | Bridges implanto-portés | 35 |
| 3.1.2 | Complications techniques des restaurations prothétiques fixées supra-implantaires : taux de succès des restaurations. | 37 |
| 3.1.2.1 | Couronnes unitaires implanto-portées céramo-métalliques et céramo-céramiques | 37 |
| 3.1.2.2 | Couronnes monolithiques implanto-portées | 39 |
| 3.1.2.3 | Bridges implanto-portés | 40 |
| 3.1.3 | Chipping de la céramique cosmétique | 42 |
| 3.1.3.1 | Incidence du chipping de la céramique des prothèses céramo-métalliques et céramo-céramiques | 42 |
| 3.1.3.2 | Facteurs de risques d'apparition du chipping | 46 |
| 3.1.3.3 | Cas particulier des couronnes monolithiques en disilicate de lithium | 52 |
| 3.1.4 | Fracture de la prothèse | 53 |
| 3.1.5 | Adaptation marginale | 54 |
| 3.2 | Abord biologique | 55 |
| 3.2.1 | Taux de survie implantaire | 55 |
| 3.2.2 | Complications biologiques | 57 |
| 3.2.3 | Résorption de l'os péri-implantaire | 58 |
| 3.3 | Abord Esthétique | 61 |
| 3.3.1 | Correspondance de teinte | 61 |
| 3.3.2 | Coloration des tissus mous péri-implantaires | 62 |
| 3.3.3 | Morphologie | 63 |
| 3.3.4 | Ressenti du patient sur son traitement | 63 |
| 3.4 | Les prothèses monolithiques en zircone | 64 |
| 3.4.1 | Etudes in- vitro | 65 |

| | | |
|----------|--|-----------|
| 3.4.1.1 | Resistance aux fractures | 65 |
| 3.4.1.2 | Usure de la dent antagoniste | 65 |
| 3.4.1.3 | Propriété optiques et esthétiques | 66 |
| 3.4.2 | Etudes cliniques | 66 |
| 3.4.3 | Synthèse à propos des couronnes monolithiques en zircone | 67 |
| 3.5 | La céramique hybride, une perspective d'avenir ? | 68 |
| 4 | Critères de choix des matériaux en prothèse implanto-portée fixée postérieure | 69 |
| | Conclusion | 70 |
| | Liste des abréviations | 72 |
| | Annexes | 73 |
| | Bibliographie | 85 |

Introduction

Le traitement d'un édentement en secteur postérieur peut faire appel à différentes options : la prothèse amovible, le bridge conventionnel dento-porté, ou la prothèse implanto-portée. La thérapeutique implantaire possède aujourd'hui une place de choix, en offrant au patient une solution fixe, et permettant une réhabilitation à la fois fonctionnelle et esthétique.

Les prémolaires et les molaires ont un rôle essentiel dans les fonctions de mastication et de déglutition, et sont soumises à des forces occlusales importantes. Lors du traitement implantaire et prothétique du secteur postérieur, il est important de prendre en compte ces fortes contraintes dans le choix des matériaux qui serviront à la conception des prothèses.

Les restaurations céramo-métalliques sont aujourd'hui considérées comme le « *gold standard* », qu'elles soient dento- ou implanto-portées (1,2). Mais la demande esthétique croissante et l'arrivée de nouveaux matériaux tels que la zircone, ont vu accroître l'utilisation de prothèses dites « tout-céramique ». Ces matériaux doivent répondre à des impératifs d'ordre mécanique, biologique et esthétique, afin d'assurer le succès du traitement à long terme.

L'objectif de ce travail de thèse est d'évaluer les différents matériaux utilisés en prothèse implanto-portée fixée en secteur postérieur. Dans une première partie, nous rappellerons quels sont les différents types de matériaux et de prothèses utilisés à ce jour, ainsi que les particularités du traitement implantaire en secteur postérieur. Puis, une analyse d'articles cliniques sur le sujet sera réalisée afin de comparer les matériaux suivant différents paramètres.

1 Rappels

1.1 Généralités en implantologie

Dans les années 1980, les travaux du chirurgien orthopédiste Per-Ingvar Brånemark donnent naissance à l'implantologie moderne. L'utilisation d'implants en titane ou en alliage de titane, ostéo-intégrés, associés à des prothèses fixes ou amovibles, permet la réhabilitation d'édentements. L'obtention de l'ostéo-intégration des implants nécessite une chirurgie atraumatique, sans contamination de l'implant, une absence de micro-mouvement, ainsi qu'un état général du patient compatible avec la pose d'implants. En 1986, Albrektsson définit les critères de succès en implantologie, et installe les bases de la pratique actuelle (3,4).

La réhabilitation d'un édentement par une prothèse fixe implanto-portée, unitaire ou plurale, fait intervenir plusieurs composantes. Il s'établit une hiérarchie au sein du système implantaire. L'implant endo-osseux ostéo-intégré, est surmonté de la prothèse, qui peut être vissée directement dans l'implant ou dans un pilier transgingival, ou bien scellée sur un pilier lui-même vissé ou transvissé dans l'implant (3).

1 : Couronne - 2 : Vis prothétique - 3 : Pilier - 4 : Implant



Figure 1 : Schéma d'une restauration implanto-portée fixée

L'utilisation d'implants pour la réhabilitation d'édentements doit aujourd'hui être proposée au patient, lorsqu'elle s'impose comme le meilleur choix thérapeutique. L'implant endo-osseux permet la réhabilitation d'un édentement en offrant aux patients une solution fixée (5).

1.1.1 L'implant

Il existe un grand nombre de systèmes implantaires. Ces systèmes diffèrent par leur forme, leur état de surface et leur système de connexion prothétique. Aujourd'hui, dans la plupart des cas, les réhabilitations prothétiques faisant appel à l'implantologie utilisent des implants endo-osseux à insertion axiale, de type vis (5).

Les implants peuvent être de différentes longueurs et de différents diamètres. Ils sont de forme cylindrique ou cylindro-conique. Le col de l'implant est lisse ou fileté, selon la technique chirurgicale employée. Dans la technique en un seul temps opératoire, les implants ne sont pas enfouis. Ils sont posés en supra-crestal, et possèdent un col lisse, transgingival, permettant une attache conjonctive à la gencive. Dans la technique en deux temps opératoires, l'implant est posé en juxta-crestal, et est enfoui sous les tissus mous durant la période d'ostéo-intégration. Dans ce cas de figure, le filetage se poursuit sur toute la longueur de l'implant (3,5)

Les implants sont fabriqués en titane commercialement pur, ou en alliage de titane. Le traitement de l'implant permet d'obtenir une surface rugueuse, ce qui augmente la surface de contact à l'interface os/implant. Cela améliore la stabilité primaire, ainsi que l'ostéointégration (5). Le choix de l'implant se fera en fonction du volume osseux disponible, de la qualité de l'os, et des impératifs prothétiques et esthétiques.

1.1.2 Le pilier implantaire

Le pilier implantaire est un élément de transition entre l'implant et la prothèse supra-implantaire. Les piliers implantaires sont généralement fabriqués en titane (le gold standard), ou en zircone, et sont directement vissés dans l'implant. Ils ont pour premier rôle de supporter l'élément prothétique, en assurant un profil d'émergence correct à la future couronne. Ils permettent également l'aménagement des tissus et de l'espace biologique péri-implantaire dans le cas d'implants enfouis. Les objectifs des piliers sont à la fois prothétiques, biologiques et mécaniques (6).

Le pilier implantaire est caractérisé par son système de connexion. Le système de connexion a un rôle de transition entre l'implant et la prothèse. Il permet un positionnement précis de la prothèse et joue un rôle anti-rotationnel : c'est l'indexation. Selon les implants, la connexion peut-être externe ou interne, et de différentes formes : hexagonale, octogonale ou cône morse. Aujourd'hui, l'hexagone interne est la connexion de référence. Ces formes géométriques permettent la stabilisation des pièces prothétiques vissées dans l'implant (3,5).

1.1.3 La prothèse fixée supra-implantaire (3,5)

Le dernier élément de cette hiérarchie implantaire est la prothèse. Elle peut être unitaire (couronne unitaire sur implant), ou plurale (bridge implanto-porté), selon l'édentement à réhabiliter. Il existe deux systèmes de prothèses fixes supra-implantaire : la prothèse vissée, et la prothèse scellée.

1.1.3.1 La prothèse vissée

La prothèse vissée est un système spécifique de la prothèse sur implant. La prothèse dispose d'un puits de vissage, et est directement vissée dans l'implant (restauration à un étage), ou dans un pilier intermédiaire (deux étages).

Les avantages de cette technique :

- pilier en titane, homogène avec l'implant ;
- précision de l'ajustage avec l'implant ;
- pas de risque de débords de ciment de scellement ;
- insertion de la prothèse et contrôle de l'adaptation aisés ;
- maturation des tissus mous péri-implantaires optimale ;
- indiquée dans le cas d'espaces prothétiques faibles ;
- démontage aisé.

Les inconvénients de cette technique :

- risque de dévissage ;
- inconvénients liés à la présence du puits de vissage :
 - o fragilisation de la céramique ;
 - o morphologie occlusale pouvant être altérée ;
 - o réglage occlusal plus compliqué ;
- coût plus élevé.

1.1.3.2 La prothèse scellée

La prothèse scellée est fixée de manière conventionnelle au pilier implantaire par l'intermédiaire d'une colle ou d'un ciment.

Les avantages de cette technique :

- ressemble à la prothèse fixe conventionnelle ;
- pas de puits d'accès à une vis dans la prothèse ;
- possibilité de corriger les axes implantaires divergents grâce à des piliers angulés ;
- réglages occlusaux simplifiés ;

Les inconvénients de cette technique :

- nécessite une hauteur prothétique suffisante ;
- difficulté de contrôler l'insertion passive de la prothèse ;
- risque d'excès de ciment autour de l'implant ;
- il est plus difficile de démonter la prothèse.

1.2 Les matériaux utilisés en prothèse fixée supra-implantaire

Dans cette partie ne seront abordés que les matériaux utilisés dans la confection de prothèses d'usage. Les matériaux (tels que la résine), utilisés pour les prothèses fixes provisoires, ne seront pas détaillés.

1.2.1 Les types de prothèses

1.2.1.1 Prothèses céramo-métalliques

Les prothèses céramo-métalliques sont aujourd'hui une thérapeutique de référence, et considérées comme le gold-standard en prothèse supra-implantaire postérieure (1,2). Elles sont constituées d'une infrastructure métallique, recouverte de céramique cosmétique (7).

1.2.1.2 Prothèses céramo-céramiques

Les restaurations céramo-céramiques tendent peu à peu à remplacer les prothèses céramo-métalliques. L'utilisation d'une armature en céramique, recouverte de céramique cosmétique, permet d'améliorer les propriétés esthétiques de la prothèse tout en assurant résistance et biocompatibilité (8).

1.2.1.3 Prothèses monolithiques

A ce jour, les fabricants développent de nouveaux systèmes de matériaux tout-céramiques, monolithiques, c'est-à-dire usinés dans un seul bloc de céramique, en utilisant des procédés de CFAO (Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur). Cette technologie permet la conception et la fabrication de la prothèse au laboratoire, ou directement au fauteuil par le biais d'une usineuse (*chair-side*) (9,10). Ces systèmes ont pour but de s'affranchir de la couche de céramique cosmétique, qui est souvent mise en cause dans les complications techniques des prothèses postérieures (11).

1.2.2 Les alliages métalliques

Des alliages métalliques précieux, semi-précieux, et non-précieux sont utilisés pour la conception de l'infrastructure des prothèses céramo-métalliques (12). La structure chimique des métaux se caractérise par un agencement bien ordonné de leurs atomes, formant un maillage. Le métal peut se déformer sous l'effet d'une contrainte, en réorganisant ses atomes. La déformation sera plus ou moins sévère selon la ductilité du métal. Cette propriété de plasticité permet au métal, lorsqu'il y a une fissure, de se déformer et de colmater la fissure (13).

L'alliage métallique servant d'infrastructure prothétique doit répondre à différents critères (7) :

- le module d'élasticité de l'alliage métallique doit être supérieur à celui de la céramique afin de conférer la rigidité à l'infrastructure ;
- la résistance à la corrosion doit être correcte ;
- le point de fusion de l'alliage doit être bien supérieur à celui de la céramique, pour qu'il ne se déforme pas lors de la cuisson de la céramique;
- le coefficient de dilatation thermique de l'alliage doit être légèrement supérieur à celui de la céramique (10 %), afin que cette dernière travaille en compression, et pour éviter les déformations ou fêlures de la céramique lors du refroidissement après la cuisson.

Les alliages précieux contiennent 75 % de métal précieux tels que l'or, le palladium, le platine ou l'iridium. Ils ont une bonne liaison à la céramique. La résistance à la corrosion de ces alliages est importante. Leur température de fusion est proche de celle de la céramique, ce qui peut provoquer des déformations de l'infrastructure lors de la mise en place de la céramique. Leur résistance à la flexion peut être insuffisante pour la conception d'armatures longues portées.

Les alliages semi-précieux contiennent entre 60 % et 40 % de métal précieux. L'augmentation de la proportion de métal moins noble augmente la température de fusion de l'alliage, le rendant plus résistant à la flexion.

Les alliages non précieux possèdent des propriétés physiques et mécaniques supérieures à celles des alliages précieux. Cependant, leur biocompatibilité est moins bonne, notamment pour les alliages à base de nickel. Les alliages nickel-chrome sont composés de 60 % à 75 % de nickel pour 12 % à 25 % de chrome. Jusqu'à maintenant, les alliages nickel-chrome sont les plus utilisés pour la réalisation d'armatures en prothèse fixée céramo-métallique. Le pouvoir allergène du nickel ayant été décrit dans des études, il est désormais possible de les remplacer par les alliages cobalt-chrome, composés de 70 % de cobalt pour 30 % de chrome (7).

1.2.3 Les céramiques dentaires (13)

Les céramiques sont des matériaux inorganiques, qui présentent des liaisons chimiques fortes de nature ionique ou covalente. Elles sont mises en forme à partir d'une poudre agglomérée, puis cet agglomérat est densifié et consolidé par un traitement thermique : le frittage. Les céramiques sont classiquement constituées de 2 phases distinctes : une phase vitreuse, la matrice (désordonnée) et une phase cristalline dispersée (ordonnée). Il existe des céramiques sans phase vitreuse.

Les cristaux ont un rôle mécanique : ils apportent à la céramique sa dureté et sa résistance aux charges occlusales. Aussi, ils permettent une stabilité du matériau lors de la cuisson, et d'adapter le coefficient de dilatation thermique. Ces cristaux ont un rôle sur le plan esthétique : ils donnent une propriété optique au matériau en dispersant la lumière incidence, donnant un aspect trouble à la phase vitreuse, et permettant d'adapter la couleur du matériau à celle des tissus dentaires.

La quantité de cristaux disséminés dans la matrice vitreuse va donc influencer sur les propriétés mécaniques et esthétiques de la céramique. Plus elle sera chargée en cristaux, plus ils seront répartis uniformément dans la matrice, et plus les liaisons entre cristaux et matrice seront fortes. Cela confère une meilleure stabilité au matériau. En revanche, plus la céramique sera chargée en cristaux, moins elle sera translucide.

1.2.3.1 Classification des céramiques dentaires (13,14)

Les propriétés finales des céramiques résultent de la nature chimique du matériau, de sa microstructure, et du procédé de mise en forme. Un même matériau peut être mis en forme de façons différentes, et un même procédé de mise en forme peut être utilisé pour différents matériaux. La classification actuelle (14) est décomposée en une classification selon la nature du matériau, sa microstructure, et son procédé de mise en forme.

La classification selon la microstructure permet d'introduire aisément les indications cliniques de chaque céramique. Elle est répartie selon 3 grands types de céramiques :

- céramiques avec phase vitreuse et cristaux dispersés ;
- céramiques à faible phase vitreuse, hautement cristalline ;
- céramiques sans phase vitreuse, constituées uniquement d'une phase cristalline.

| Microstructure | Type de céramique | Composition | Exemple de dénominations commerciales | Indications |
|---|---------------------------|-----------------------|--|--|
| Céramiques vitreuses avec charges dispersées | Céramiques feldspathiques | Leucite | Empress Dicor | Céramiques cosmétiques Facettes Inlay - Onlay |
| | Vitrocéramiques | Fluoro-apatite | Empress 2 | Céramiques cosmétiques Facettes Inlay - Onlay |
| Disilicate de lithium | | | | |
| Céramiques hautement cristallines (faible phase vitreuse) | Vitrocéramique | Disilicate de lithium | IPS emax Press IPS emax CAD | Infrastructures prothétiques Prothèses monolithiques |
| | Céramiques infiltrées | Alumine | In Ceram | Infrastructures prothétiques |
| | | Spinelle | | |
| | | Zircone + Alumine | | |
| Céramiques poly-cristallines sans phase vitreuse | Céramique oxyde | Zircone | IPS emax Zircad Procera Zr Lava Cercon Zirconia | Infrastructures prothétiques (postérieur) Prothèses monolithiques |
| | | Alumine | Procera Al | Infrastructures prothétiques (antérieur) |

Figure 2 : Classification des céramiques dentaires selon leur microstructure (9,14,15)

Les céramiques feldspathiques sont constituées d'une matrice vitreuse en feldspath, et de cristaux de leucite. Elles sont utilisées pour la réalisation d'inlays-onlays, de facettes, ou comme céramique cosmétique, pour recouvrir une armature métallique, ou céramique.

Les vitrocéramiques sont des matériaux mis en forme à l'état de verre et qui subissent un traitement thermique de cristallisation volontaire, contrôlée et partielle par traitement thermique en présence de catalyseurs de germination. Certains composants de la matrice vont alors cristalliser. Elles sont composées :

- des fluoro-apatites
- du disilicate de lithium

Ces céramiques vitreuses sont indiquées dans la confection d'inlays-onlays, de facettes et peuvent aussi être utilisées comme céramique cosmétique, pour recouvrir une armature métallique, ou céramique.

Selon la teneur en cristaux, le disilicate de lithium appartient aussi aux céramiques à haute phase cristalline. Il peut être utilisé pour la réalisation d'infrastructures de couronnes unitaires et de bridges antérieurs, ainsi que la confection de couronnes monolithiques. Leurs propriétés mécaniques ne leur permettent pas la confection d'armatures de bridges

postérieurs. La cristallisation initiale est appelée « état bleu ». C'est une phase cristalline intermédiaire qui permet aux blocs d'être usinés facilement par procédé de CFAO. Ensuite, le matériau est trempé (refroidissement rapide) pour atteindre son état définitif. Après avoir atteint la cristallisation finale, la microstructure comprend environ 70 % de cristaux de disilicate de lithium à grain fin, incorporés dans la matrice vitreuse (9). On obtient une céramique hautement cristalline dont les propriétés sont compatibles à la confection de prothèses monolithiques.

Les céramiques infiltrées sont à la fois un type de céramique et un procédé de mise en forme (système In-Ceram®). Cette céramique est composée à 85 % d'alumine de granulométrie moyenne de 3 µm. Une phase vitreuse est infiltrée dans l'infrastructure cristalline poreuse. Elles sont utilisées comme matériau d'infrastructure des couronnes antérieures ou postérieures, qui sera recouverte par une céramique cosmétique. Il en existe 3 types :

- In-Ceram Alumina® : standard
- In-Ceram Zirconia® : plus résistante composée d'alumine et de 35 % de zircone (ZrO₂)
- In-Ceram Spinel® : plus translucide et moins résistante.

Les céramiques poly-cristallines, ne contiennent pas de phase vitreuse. Elles sont uniquement constituées de cristaux d'alumine (Al₂O₃) ou d'oxyde de zirconium (ZrO₂). Elles sont utilisées comme matériau d'infrastructure pour les couronnes antérieures (alumine) ou postérieures. Les céramiques zircons (ZrO₂) peuvent être utilisées comme armature de bridge. L'infrastructure sera recouverte par une céramique cosmétique. La zircone peut aussi entrer dans la conception de prothèses monolithiques postérieures.

1.2.3.2 Propriétés physico-chimiques (13)

Les différentes céramiques se distinguent par des propriétés physiques différentes. La résistance à la flexion est la capacité du matériau à résister à une force de flexion qui augmente progressivement, jusqu'au point de rupture. La résistance à la propagation des fissures, ou ténacité, est la capacité du matériau à résister aux contraintes exercées par une amorce de fissure. Plus cette résistance est grande, plus la fracture sera tardive.

| Type de céramique | Résistance à la flexion (MPa) | Résistance à la propagation des fissures (MPam ^{1/2}) |
|--|-------------------------------|---|
| Céramiques vitreuses Dicor Empress Disilicate de lithium | 115 182 300 - 400 | 1,93 1,77 2,8 – 3,5 |
| Céramiques infiltrées In-ceram « spinelle » In-ceram « alumine » | 292 547 | 2,48 3,55 |
| Céramiques « oxyde » : alumine (Al ₂ O ₃) zircone (ZrO ₂) | 600 1000 | 5,00 10,00 |

Figure 3 : Tableau comparatif des différentes catégories de céramiques quant à leur résistance à la flexion et à la propagation des fissures. Données issues de « *Les céramiques Dentaires : En Pratique Clinique.* » Paris Berlin Chicago: Quintessence internationale, 2009, page 7 (13) et « *Randomized Clinical Trial of Implant-Supported Ceramic-Ceramic and Metal-Ceramic Fixed Dental Prostheses: Preliminary Results.* » *Journal of prosthodontics*, 2014, vol.23, n°2, pages 73 – 82 (15).

La résistance à la flexion et la ténacité sont plus faibles pour les céramiques vitreuses, et plus fortes pour les céramiques poly-cristallines. La résistance de la céramique augmente avec sa teneur en cristaux. Ces différences de résistance expliquent les différentes indications cliniques de chaque type de céramique.

Les céramiques sont des matériaux cassants, qui ne se déforment peu ou pas du tout en présence de forces excessives. Cela est lié à la composition chimique des céramiques : les atomes sont liés par des liaisons ioniques. La différence d'électronégativité entre les particules permet la cohésion du matériau. Lors d'une contrainte excessive exercée sur le matériau, des particules de même charge se retrouvent face à face, provoquant la rupture de la liaison. Ainsi, la présence de défauts dans le matériau augmente le risque de fissuration. C'est pourquoi la céramique devra être homogène, et présenter une qualité de fabrication optimale.

1.2.3.3 Cas particulier de la zircone (8,11,16–18)

La zircone a été introduite dans la dentisterie au début des années 1990, et ne cesse de susciter de l'intérêt. Nous allons nous concentrer principalement sur ce matériau en raison de ses propriétés mécaniques supérieures aux autres céramiques, et son utilisation dans les secteurs postérieurs, comme infrastructure prothétique et plus récemment comme prothèse monolithique.

La zircone est composée uniquement de cristaux de très petite taille (inférieure à 0,4 µm), qui ont tous une forme et une dimension pratiquement identique. L'absence de phase vitreuse la rend opaque, de couleur blanche. La zircone sous sa forme pure est un polymorphe qui a 3 phases dépendant de la température :

- monoclinique (température ambiante à 1170 °C),
- tétragonale (1170 °C à 2370 °C),
- cubique (2370 °C jusqu'au point de fusion 2680 °C).

Dans le tableau *Figure 3*, on note des valeurs de résistance à la flexion et à la propagation des fissures bien plus élevées pour la céramique zircone, comparée aux autres céramiques. Elle est quasiment deux fois plus résistante que l'alumine (Al_2O_3). Les propriétés mécaniques de la zircone sont liées à sa microstructure, ainsi qu'à sa propriété d'adaptabilité, « d'auto-réparation ». Lorsque la zircone est soumise à de fortes tensions, elle change sa structure cristalline, passant d'une phase tétragonale, à une phase monoclinique. Au niveau de l'amorce de fissure, les cristaux augmentent leur volume d'environ 4%, comprimant ainsi la fissure et permettant d'éviter sa propagation. C'est la « transformation durcissante ».

Le matériau couramment appelé zircone, utilisé dans la confection des restaurations, est en fait constitué d'oxyde de zirconium (ZrO_2) stabilisé avec 3 % d'oxyde d'yttrium (Y_2O_3). C'est la zircone partiellement stabilisée (Y-TZP). L'addition d'oxydes stabilisants tels que l'yttrium permet de conserver la phase tétragonale dans un état stable à température ambiante, afin d'obtenir le phénomène d'auto-réparation en présence d'un stress.

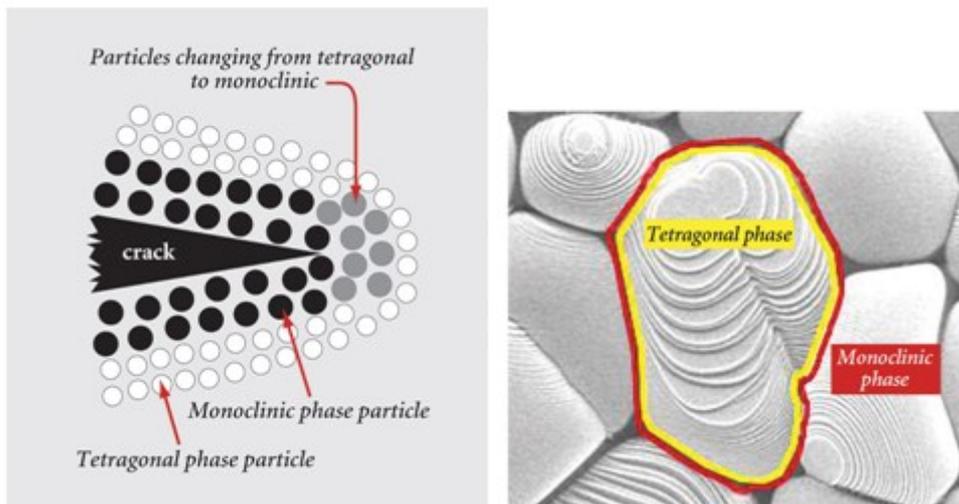


Figure 4 : A gauche : Schéma explicatif de la transformation durcissante en présence d'une fracture.
 A droite : Schéma comparant la taille des cristaux en phase tétragonale et en phase monoclinique.
 Illustrations extraites de Helvey, Gregg. (2013). *Classification of Dental Ceramics. Inside Dentistry*. Avril 2013. p74.(18)

Un inconvénient des restaurations en zircone est le phénomène de dégradation à basse température (LTD). À des températures comprises entre 150 °C et 400 °C, et en présence d'humidité, des transformations tétragonales à monocliniques se produisent spontanément en surface. Cette transformation s'accompagne d'une augmentation de volume, ce qui entraîne un stress sur les grains environnants et crée des micro-fractures. La pénétration de l'eau dans ces fissures exacerbe ce processus de dégradation. Les facteurs qui favorisent la LTD sont la taille des grains, la quantité d'agent stabilisateur, et la présence de stress résiduel. Il est nécessaire d'obtenir une surface parfaitement lisse des restaurations pour prévenir ce phénomène, qui tend à diminuer la résistance du matériau.

1.2.4 Les modes d'assemblage

Selon les matériaux, différentes solutions existent afin de fixer la superstructure prothétique au pilier implantaire.

- Dans le cas de prothèses scellées

Les prothèses implanto-portées peuvent être scellées de façon conventionnelle, à l'aide de ciments à base de phosphate de zinc, de verre ionomère, de verre ionomère modifié par adjonction de résine, ou à l'aide de ciments de scellements provisoires (5,19).

- Dans le cas de prothèses transvissées

Pour les restaurations à un étage, la superstructure prothétique est collée au pilier à l'aide d'une résine composite, et l'ensemble vissé dans l'implant. Les prothèses monolithiques en zircone ou en disilicate de lithium nécessitent une préparation de surface avant d'être collées.

Le disilicate de lithium possède une matrice vitreuse sensible au mordantage, permettant aux prothèses en disilicate de lithium d'être collées. Le protocole implique le mordantage de l'intrados à l'aide d'un acide fluorhydrique, puis d'une silanisation.

En revanche, la zircone ne possède qu'une phase cristalline, ce qui ne lui permet pas d'être mordancée. Afin d'être collée, la zircone doit subir un traitement de surface par air-abrasion, ainsi qu'un traitement chimique à l'aide d'un agent de couplage : il s'agit du monomère MDP (*10-methacryloyloxydecyl dihydrogenphosphate*) (19).

1.3 Aspects biomécaniques des restaurations implanto-portées fixées en secteur postérieur

Les molaires ont un rôle essentiel dans la fonction masticatoire par l'écrasement du bol alimentaire. Elles ont aussi un rôle de calage de l'arcade mandibulaire lors de la déglutition et de maintien de la dimension verticale (20). Sur le plan esthétique, les prémolaires (maxillaires essentiellement) peuvent être visibles lors du sourire. Sur le plan fonctionnel, elles participent à déchirer et écraser le bol alimentaire. De part leur situation, les restaurations implanto-portées fixées en secteur postérieur répondent à des exigences concernant les matériaux employés et la gestion de l'occlusion.

1.3.1 Les forces occlusales

Lors de la mastication, les forces occlusales exercées sont plus importantes au niveau des molaires, suivi par les prémolaires et les dents du secteur antérieur. En effet, la mandibule peut être représentée comme un levier de classe III, dont l'axe charnière se trouve au niveau de l'articulation temporo-mandibulaire (21). Plus on se rapproche de cet axe, plus les forces exercées sont importantes lors de la fermeture. Sur les secteurs molaires, les forces maximales volontaires de morsure exercées peuvent atteindre des valeurs allant de 300 N à 1000 N (22).

1.3.2 Spécificité implantaire

Les dents sont maintenues dans l'alvéole par les tissus parodontaux. Elles tolèrent un déplacement vertical de 25-100 μm et horizontal de 56-108 μm en présence d'une charge fonctionnelle. Le ligament parodontal joue le rôle d'amortisseur des forces occlusales. Une force excessive entraîne une compression du ligament, qui aboutira à un élargissement de l'espace ligamentaire. Il s'agit d'un processus réversible. Les implants, ostéo-intégrés, ne peuvent être déplacés que de 3 à 5 μm verticalement et de 10 à 50 μm latéralement. Ainsi, les forces occlusales sont transmises directement à l'os. Les implants ne disposent pas de système d'amortissement en cas de contraintes excessives, pouvant entraîner une résorption de l'os marginal (20,23).

Les forces occlusales pouvant s'exercer sur un implant ont deux composantes : axiale et transversale. L'os péri-implantaire est résistant aux forces dans l'axe de l'implant, et les contraintes se répartissent tout autour de l'implant. En revanche, les charges horizontales engendrent des contraintes supérieures, proportionnelles au bras de levier de la force exercée. Ces contraintes sont transmises au niveau de la zone cervicale, et nocives pour l'os péri-implantaire (24).

Au niveau des dents, des mécanismes de protection neuromusculaires permettent de réduire le chargement occlusal et les parafunctions. L'absence de mécanorécepteurs autour des implants implique une diminution de la proprioception. Les forces exercées au niveau des restaurations supra-implantaires doivent être nettement supérieures à celles des dents naturelles pour atteindre le seuil de proprioception (25). Ainsi, il n'est pas possible pour le système nerveux de percevoir la présence d'interférences occlusales nocives, entraînant des contraintes en dehors de l'axe de l'implant (20).

1.3.3 Gestion de l'occlusion des restaurations postérieures implanto-portées

Les spécificités implantaires en secteur postérieur ont un impact direct sur la conception des prothèses. Outre la nécessité d'utiliser des matériaux résistants tels que les alliages métalliques ou des céramiques à haute phase cristalline, la bonne gestion de

l'occlusion des prothèses est essentielle. La présence de contraintes excessives aura pour conséquences l'apparition de complications pouvant conduire à l'échec du traitement :

- biologiques : péri-implantites, résorption de l'os marginal
- techniques : perte de la restauration, fracture de la restauration, fracture de l'implant (26).

1.3.3.1 Concept occlusal

Le guidage antérieur correspond à la désocclusion des dents postérieures, obtenue par le glissement des dents antérieures lors des mouvements de propulsion et de latéralité. Dans les cas d'édentements postérieurs restaurés par des implants, et en présence de dents antérieures ayant un support parodontal de qualité, ces guidages doivent exister. La désocclusion postérieure va protéger les implants et les restaurations implantaire des contraintes transversales (20,26).

En occlusion d'intercuspidie maximale (OIM), les molaires ont un rôle de protection des dents antérieures en supportant les forces occlusales. C'est le concept de « protection mutuelle ». Les contacts doivent être répartis de façon égale des deux côtés, avec des forces moins importantes sur les restaurations supportées par les implants. Une liberté de mouvement antéropostérieure et latérale (Wide – Freedom) de 1 à 1,5 mm entre l'OIM et l'occlusion de relation centrée (ORC) devra être respectée pour prévenir l'apparition d'interférences occlusales (26).

1.3.3.2 Réglage de l'occlusion

Aussi, un réglage fin de l'occlusion devra être réalisé lors de la pose des prothèses :

- en OIM :
 - o contacts occlusaux moyens sur les dents naturelles adjacentes à la restauration ;
 - o contacts occlusaux plus légers sur la restauration supra-implantaire ;
- en propulsion et diduction :
 - o absence de contact occlusaux sur la restauration supra-implantaire (26).

Nous avons vu à travers cette première partie qu'il existe différents systèmes de matériaux pouvant entrer dans la confection de prothèses implanto-portées fixées. Les forces occlusales exercées en secteur postérieur impliquent des contraintes importantes sur les implants, et également au niveau des restaurations prothétiques. Ces restaurations pourront être sujettes à des complications cliniques, décisives dans la réussite ou l'échec du traitement. L'objectif de ce travail de thèse est de comparer les différents matériaux utilisés en prothèse implanto-portée fixée dans les secteurs postérieurs. La seconde partie de la thèse consiste en une analyse de la littérature sur les implications cliniques des différents matériaux utilisés.

2 Analyse de la littérature

2.1 Bibliométrie

2.1.1 Critères d'inclusion, critères d'exclusion

Afin d'étudier les avantages et les inconvénients des matériaux utilisés pour la confection des prothèses implanto-portées fixées dans les secteurs postérieurs, une analyse de la littérature portant sur le sujet a été réalisée. La recherche d'article scientifique a été réalisée sur Pubmed, dans la langue anglaise, sans restriction concernant la date de publication.

Les types d'articles inclus étaient les suivants :

- « clinical trial »;
- « controlled clinical trial »;
- « randomized controlled trial »;
- « meta analysis »;
- « multicenter study »;
- « systematic review ».

Les critères d'exclusion étaient les suivants :

- Etude concernant uniquement le pilier prothétique ;
- Etude sans donnée concernant la nature de la supra-structure prothétique ;
- Prothèse fixe implanto-dento-portée ;
- Prothèse fixe dento-portée ;
- Prothèse supra-implantaire fixée en secteur antérieur uniquement ;
- Prothèse fixe complète sur implant (« *full-arch* ») ;
- Etudes in vitro ;
- Etudes animales ;
- Cas cliniques.

2.1.2 Les mots clés

Une première recherche avec les mots clés MeSH (Medical Subject Headings) : "Dental Implants" AND ("Crowns" OR "Denture, Partial, Fixed") a donné 2512 résultats, dont 2382 résultats pour les études humaines uniquement. En sélectionnant les types d'articles, 420 résultats ont été obtenus. La recherche a ensuite été affinée et complétée manuellement en utilisant et en associant différents mots-clés : « dental implant », « materials », « implant-supported », « crown », « fixed dental prosthesis », « posterior », « failure », « fracture », « survival », « metal-ceramic », « ceramic », « zirconia », « lithium

disilicate », « monolithic », « full contour », « full coverage », ainsi qu'à partir de références bibliographiques présentes dans les articles préalablement sélectionnés.

Les articles ont été sélectionnés à partir du titre, puis de la lecture de l'abstract, aboutissant, ou non, à la lecture complète de l'article. Ainsi, 46 articles ont été choisis. Après la lecture complète des articles et l'application des critères d'exclusion, 16 articles ont été retenus pour ce sujet.

2.2 Analyse descriptive

Les articles retenus pour notre étude se répartissent selon leur type en :

- 7 études cliniques randomisées ;
- 5 études prospectives ;
- 4 études rétrospectives.

L'analyse de la littérature est compilée dans le tableau situé en *Annexe 1*, contenant les protocoles, les résultats et les biais rencontrés dans les différents articles.

Une classification établie par l'ANAES (Agence Nationale d'Accréditation et d'Evaluation en Santé), permet d'attribuer un grade aux articles de notre étude, selon leur niveau de preuve scientifique (27). Un tableau récapitulatif des articles inclus et de leur niveau de preuve associé se trouve en *Annexe 2*.

| NIVEAU DE PREUVE SCIENTIFIQUE FOURNI PAR LA LITTERATURE | GRADE DES RECOMMANDATIONS |
|--|---|
| Niveau 1 - Essais comparatifs randomisés de forte puissance - Méta-analyse d'essais comparatifs randomisés - Analyse de décision basée sur des études bien menées | A Preuve scientifique établie |
| Niveau 2 - Essais comparatifs randomisés de faible puissance - Études comparatives non randomisées bien menées - Études de cohorte | B Présomption scientifique |
| Niveau 3 - Études cas-témoin | C |
| Niveau 4 - Études comparatives comportant des biais importants - Études rétrospectives - Séries de cas - Études épidémiologiques descriptives (transversale, longitudinale) | Faible niveau de preuve scientifique |

Figure 5 : Niveau de preuve des articles scientifiques selon l'ANAES. <https://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/analiterat.pdf> (27)

Ainsi, les études de notre corpus sont réparties de la façon suivante :

- 2 études de niveau 1, avec une preuve scientifique établie ;
- 10 études de niveau 2, de présomption scientifique ;
- 4 études de niveau 4, de faible niveau de preuve scientifique.

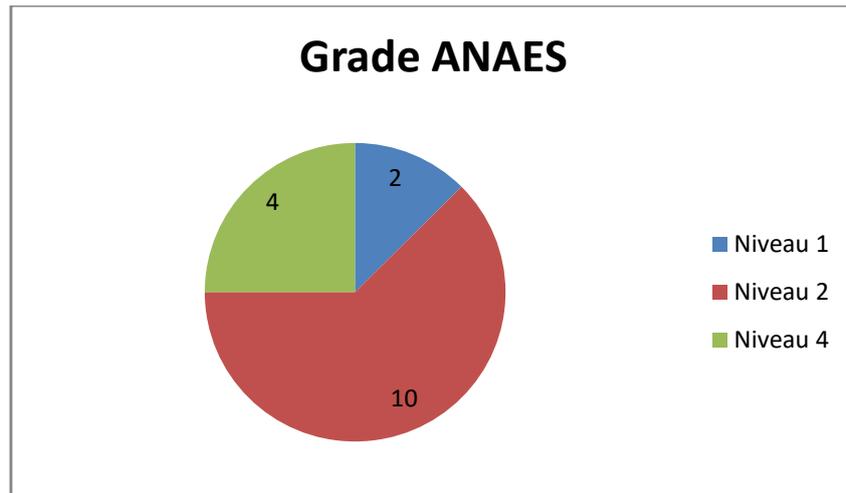


Figure 6 : Répartition des articles de notre analyse selon le grade ANAES

Parmi les 16 articles satisfaisant les critères d'inclusion, 14 études concernent des prothèses ayant une armature recouverte de céramique (céramo-métallique et céramo-céramique) et 2 études concernent des prothèses monolithiques implanto-portées postérieures.

L'analyse de ces articles nous permet d'organiser notre discussion autour des avantages et inconvénients des matériaux selon 3 points :

- un abord technique : concerne le taux de survie et de succès des restaurations, les fractures de la céramique cosmétique (ou chipping) et de l'armature prothétique, ainsi que l'adaptation marginale de la prothèse ;
- un abord biologique : concerne le taux de survie implantaire selon le type de restauration, l'intégration biologique de la prothèse et le niveau de l'os marginal péri-implantaire ;
- un abord esthétique : bien que les prothèses étudiées soient situées en secteur postérieur, les auteurs décrivent des résultats comparatifs selon les matériaux employés concernant la correspondance de teinte, la morphologie de la prothèse et le ressenti du patient concernant son traitement.

3 Avantages et inconvénients des matériaux utilisés en prothèse implanto-portée fixée dans les secteurs postérieurs

3.1 Abord Technique

3.1.1 Taux de survie des restaurations prothétiques

Le premier paramètre évalué dans notre analyse de la littérature est le taux de survie des restaurations prothétiques supra-implantaires dans les secteurs postérieurs. Il est mentionné dans la plupart des études retenues. Nous allons ainsi pouvoir évaluer son ordre de grandeur, et le comparer selon les matériaux utilisés pour la confection de ces prothèses. Le taux de survie d'une restauration prothétique est défini comme une prothèse toujours présente en bouche, avec ou sans modification pendant la période d'observation (28).

3.1.1.1 Couronnes unitaires implanto-portées céramo-métalliques et céramo-céramiques

En 2008, Jung et al. publient une revue systématique (28), ayant pour objectif d'évaluer le taux de survie et la survenue de complications techniques et biologiques des couronnes unitaires implanto-portées. Bien que la méta-analyse ne distingue pas les taux de survie des couronnes antérieures de ceux des couronnes postérieures, les résultats donnent un ordre de grandeur que l'on pourra comparer au taux issus des études de notre analyse. Le groupe des couronnes céramo-métalliques montre un taux de survie à 5 ans significativement plus haut que celui des couronnes céramo-céramiques (95,4% pour les couronnes céramo-métalliques contre 91,2 % pour les couronnes céramo-céramiques). Les auteurs concluent à un fort taux de survie des couronnes unitaires implanto-portées. Une revue systématique des mêmes auteurs en 2012 (29) porte les mêmes conclusions, avec des taux de survie globaux des couronnes implanto-portées de 96,3% à 5 ans et 89,4 % à 10 ans.

Les résultats à suivre sont issus des études de notre analyse, et traitent du secteur postérieur. Une étude clinique randomisée en 2011 menée par Hosseini et al. (30) compare des couronnes céramo-céramiques (armature zircone) sur piliers zircone et des couronnes céramo-métalliques sur pilier métallique, en secteur prémolaire, chez des patients présentant une agénésie. La durée d'observation est de 1 an. Les taux de survie des couronnes céramo-céramiques et céramo-métalliques sont de 100 % et 97,4 % respectivement. Les taux de survie à un an sont élevés pour les deux types de restauration. Cependant il faut nuancer les résultats puisque l'étude a une faible durée d'observation et ne porte que sur des prémolaires, ce qui restreint la pertinence de l'étude.

En 2013, les mêmes auteurs publient une étude prospective (31) ayant les mêmes objectifs. Le taux de survie calculé est de 97 % pour l'ensemble des restaurations.

L'ensemble des couronnes céramo-métalliques et céramo-céramiques situées en secteur postérieur sont en bouche à la fin de la période d'observation, aucune n'a été refabriquée, accordant un taux de survie de 100 % à 3 ans. Bien que la période d'observation soit plus longue que l'étude précédente de 2011, la distribution des couronnes n'est pas randomisée, et les deux groupes ne sont pas identiques (11 couronnes céramo-céramiques contre 19 couronnes céramo-métalliques) ce qui diminue le niveau de preuve de l'étude.

Plusieurs autres études montrent des taux de survie de 100%. L'étude clinique randomisée de Sailer et al. (32) relève un taux de survie de 100 % à 1 an, des couronnes céramo-métalliques et céramo-céramiques, dans les secteurs postérieurs. Cette étude porte sur un total de 31 couronnes. En 2010, l'étude prospective de Nothdurft et Popiech (33) montre aussi un taux de survie de 100 % à 1 an pour 40 couronnes céramo-céramiques (armature zircone) placées en secteur postérieur. Ces taux de survie de 100 % peuvent être nuancés par la durée d'observation courte, et les effectifs relativement faibles. Néanmoins, une étude récente de 2017 (34), et avec un effectif de 114 couronnes céramo-céramiques montre un taux de 100% sur une durée d'observation de 3 ans.

En 2012, une étude rétrospective de Schwarz et al. (1) d'une durée d'observation maximale de 5,8 ans donne un taux de survie des couronnes unitaires céramo-métalliques de 98,3 %, et de 86,8 % pour les couronnes unitaires céramo-céramiques (armature zircone). Même si l'étude porte sur un effectif total de 232 couronnes, la disparité des échantillons (179 couronnes céramo-métalliques contre 53 couronnes céramo-céramiques) rend la comparaison difficile. Néanmoins, l'effectif étudié est plus élevé que celui des études citées précédemment, et les valeurs des taux de survie se rapprochent des valeurs énoncées dans la revue systématique de Jung et al. Il faut néanmoins préciser qu'il s'agit d'une étude rétrospective, pour laquelle les patients ont été traités par des praticiens différents, sans protocole commun, et n'ont pas reçu le même type d'implant, introduisant des biais dans l'étude.

Une autre étude rétrospective (35), étudie 103 couronnes céramo-céramiques en secteur postérieur, chez 131 patients. Elle montre un taux de survie cumulé à 5 ans similaire à celui de l'étude de Schwartz et al. pour les couronnes unitaires (87,82 %), mais les critères de sélection des patients ne sont pas précisés, affectant la validité des résultats.

Les études issues de notre analyse de littérature montrent de forts taux de survie pour les couronnes implanto-portées postérieures céramo-métalliques et céramo-céramiques. Aucune étude de notre analyse ne montre de différence significative selon les matériaux employés.

| Etude | Taux de survie : couronnes céramo- métalliques | Taux de survie : couronnes céramo- céramiques | Durée d'observation | Taille des échantillons |
|-------------------------------|---|--|------------------------|----------------------------|
| Cacaci et al. 2017 (34) | | 100 % | 3 ans | 114 CCC |
| Hosseini et al. 2013 (31) | 100 % | 100 % | 3 ans | 19 CCM 11 CCC |
| Hosseini et al. 2011 (30) | 97,4 % | 100 % | 1 an | 37 CCM 38 CCC |
| Monaco et al. 2015 (35) | | 87,82 % | 5 ans | 103 CCC |
| Nothdurft et al. 2010 (33) | | 100 % | 1 an | 40 CCC |
| Sailer et al. 2009 (32) | 100 % | 100 % | 1 an | 13 CCM 18 CCC |
| Schwartz et al. 2012 (1) | 98,3 % | 86,8 % | 5,8 ans | 179 CCM 53 CCC |

Figure 7 : Taux de survie des couronnes implanto-portées céramo-métalliques (CCM) et céramo-céramiques (CCC) en secteur postérieur

3.1.1.2 Couronnes monolithiques implanto-portées

Le traitement par prothèse monolithique est un concept établi en ce qui concerne les restaurations dento-portées. Les deux matériaux largement utilisés pour la conception de ce type de prothèse sont le dioxyde de zirconium et le disilicate de lithium (9).

A ce jour, seules deux études cliniques (9,36) décrivent l'utilisation de couronnes monolithiques comme restauration supra-implantaire postérieure. L'étude prospective de Joda et al. (9) a pour objectif d'analyser le concept de traitement d'édentements postérieurs par des couronnes unitaires implanto-portées monolithiques en disilicate de lithium, dans un flux de travail numérique complet. Les couronnes sont réalisées par CFAO, et sont directement collées sur des piliers en titane préfabriqués. L'étude comprend 44 patients et pour 50 couronnes remplaçant la première molaire, la première prémolaire ou la seconde prémolaire. A 2 ans d'observation, le taux de survie prothétique est de 100 %. Outre la faible durée de l'étude, on notera qu'elle ne porte que sur la réhabilitation d'édentements unitaires encastrés. Le même taux de survie est obtenu dans l'étude prospective de Spies et al., à 5 ans, pour 24 couronnes unitaires implanto portées en disilicate de lithium (36).

Il n'existe pas d'autres études à long terme sur les performances des couronnes monolithiques implanto-portées postérieures en disilicate de lithium. Différents paramètres doivent encore être évalués. Le joint de collage entre la couronne et le pilier implantaire, situé en infra-gingivale, pourrait causer les réactions biologiques à long terme qui sont pour le moment inconnues. Aussi, l'influence du contact direct du disilicate de lithium sur la muqueuse buccale n'a pas été clairement évaluée (9).

Les deux études traitant des couronnes en disilicate de lithium donnent des taux de survie de 100% à court et moyen terme. D'autres études à long terme doivent être menées concernant l'utilisation de prothèses monolithiques en disilicate de lithium implanto-portées en secteur postérieur.

| Etude | Taux de survie : couronnes monolithiques | Durée d'observation | Taille des échantillons |
|--------------------------|---|------------------------|--|
| Joda et al. 2017 (9) | 100 % | 2 ans | 50 couronnes monolithiques en disilicate de lithium |
| Spies et al 2017 (36) | 100 % | 5 ans | 24 couronnes monolithiques en disilicate de lithium |

Figure 8 : Taux de survie des couronnes implanto-portées monolithiques en secteur postérieur

3.1.1.3 Bridges implanto-portés

La revue systématique de Pjetursson et al. de 2012 (37) évalue le taux de survie et la survenue de complications techniques et biologiques des bridges implanto-portés. Tout comme la revue systématique de Jung et al. (28) à propos des couronnes unitaires, les résultats concernent à la fois les bridges antérieurs et les bridges en secteur postérieur. La méta-analyse donne un taux de survie global des bridges 95,4 % à 5 ans et 80,1 % après 10 ans. Le groupe des bridges céramo-métalliques montre un taux de survie à 5 ans de 96,4 % et de 93,9 % à 10 ans. En revanche, la méta-analyse ne donne pas de résultat concernant le taux de survie des bridges céramo-céramiques, car elle n'inclut qu'une seule étude (38) portant sur ce type de bridges. Les auteurs concluent, de la même façon que pour les couronnes unitaires implanto-portées, à un fort taux de survie des bridges implanto-portés.

En 2016, Shi et al. (2) publient une étude rétrospective avec une durée moyenne d'observation de 4.8 ans, allant jusqu'à 8 ans. L'étude compare 279 bridges postérieurs céramo-métalliques et céramo-céramiques à armature zircone. Les taux de survie sont élevés, respectivement de 94,4 % et 94,6 %, comparables à ceux issus de la revue systématique de Pjetursson. Les auteurs n'observent pas de différence significative des taux de survie entre les deux groupes. En 2014, une étude clinique randomisée de Esquivel-Upshaw et al. (15) donnait elle aussi des taux de survie élevés, 100 % pour les bridges céramo-métalliques, et 97,2 % pour les bridges-céramo-céramiques, mais avec une durée d'observation plus faible (2 ans). Les groupes dans cette étude sont équivalents.

L'étude rétrospective de Monaco et al. (35), montre un taux de survie cumulé à 5 ans de 95,45 % pour les bridges céramo-céramiques, mais il faut prendre en considération les biais liés au design rétrospectif de l'étude.

Quelques études de faible effectif montrent des taux de survie de 100 %. En 2010, Larsson et Steryern publient une étude randomisée avec une durée d'observation de 5 ans (38). Ils comparent les performances de 25 bridges implanto-portés céramo-céramiques de 2

à 5 éléments, à armature en alumine renforcée en zircon (In-Ceram Zirconia) ou à armature en zircon. A 5 ans, le taux de survie des bridges est de 100 % dans les deux groupes, mais l'effectif est faible (18 patients). Il en est de même dans une autre étude clinique randomisée (39) qui montre un taux de survie de 100 % à 1 an des bridges céramo-métalliques et céramo-céramiques, dans les secteurs postérieurs. Cependant son effectif est faible (23 patients), et sa durée d'observation est courte. Enfin, on relève le même résultat dans une étude prospective de 2012 avec une durée d'observation de 3 ans (40), qui traite de 37 bridges céramo-céramiques à armature zircon.

Concernant les bridges, les études issues de notre analyse de littérature montrent des taux de survie comparables à ceux des couronnes implanto-portées postérieures céramo-métalliques et céramo-céramiques. Aucune étude ne montre de différence significative selon les matériaux employés.

| Etude | Taux de survie : bridges céramo- métalliques | Taux de survie : bridges céramo- céramiques | Durée d'observation | Taille des échantillons |
|---|--|--|------------------------|---|
| Esquivel- Upshaw et al. 2014 (15) | 100 % | 97,2 % | 2 ans | 36 BCM 36 BCC |
| Larsson et al. 2010 (38) | | 100 % (armature Alumine renforcée en zircon) 100 % (armature zircon) | 5 ans | 25 BCC |
| Monaco et al. 2015 (35) | | 95,45 % | 5 ans | 44 BCC |
| Pozzi et al. 2012 (40) | | 100 % | 3 ans | 37 BCC |
| Shi et al. 2016 (2) | 94,4 % | 94,6 % | 4,8 ans | 152 BCM 127 BCC |
| Türk et al. 2013 (39) | 100 % | 100 % | 1 an | 27 bridges répartis en 47 éléments CM 20 éléments CC |

Figure 9 : Taux de survie des bridges implanto-portés céramo-métalliques (BCM) et céramo-céramiques (BCC) en secteur postérieur

Les résultats concernant les taux de survie des restaurations supra-implantaires en secteur postérieur sont variables selon les études. Elles montrent des taux de survie élevés pour les restaurations céramo-métalliques et céramo-céramiques, voire de 100 % dans les études de faible effectif, ou de courte durée.

D'après les résultats issus de notre analyse, les taux de survie des restaurations céramo-métalliques et céramo-céramiques sont hauts, et ne sont pas significativement différents entre les deux types de matériaux. A court terme, les couronnes implanto-portées postérieures monolithiques en disilicate de lithium montrent un taux de survie de 100 %. Néanmoins des questions subsistent sur le comportement à long terme de ce type de restauration et des études à plus long terme doivent être menées.

3.1.2 Complications techniques des restaurations prothétiques fixées supra-implantaires : taux de succès des restaurations.

Le taux de survie donne une indication quant à la présence ou l'absence d'une restauration prothétique à un temps donné, mais ne reflète pas son succès. Afin de comparer les différents matériaux utilisés en prothèse implanto-portée fixée dans les secteurs postérieurs, notre analyse doit se porter sur les complications cliniques qui surviennent au niveau des ces prothèses. Quelles sont les complications techniques les plus fréquentes ? Les matériaux utilisés ont-ils une influence quant à la survenue de ces complications ?

Pour notre travail de thèse, on définit le taux de succès par le nombre de restaurations exemptes de complication rapporté au nombre total de restaurations, à un temps d'observation donné. Parmi les études retenues dans notre analyse de la littérature, certaines études exposent directement le taux de succès des restaurations, d'autres le taux global d'incidence de complications techniques. Afin de pouvoir comparer les données des différentes études, les taux d'incidence de complications sont convertis en taux de succès, tel que : $\text{taux de succès (\%)} = 100 - \text{taux de complication (\%)}$.

3.1.2.1 Couronnes unitaires implanto-portées céramo-métalliques et céramo-céramiques

Les résultats de la revue systématique de Jung et al. de 2012 (29) permettent d'introduire notre propos. Cette étude décrit l'incidence des complications biologiques, techniques et esthétiques des couronnes unitaires implanto-portées (antérieures et postérieures), sur une période moyenne de 5 ans. La fracture de la céramique cosmétique (chipping de la céramique) a une incidence cumulée à 5 ans est de 3,5 %. Ce taux inclut les éclats de céramiques mineurs, pouvant être polis, ainsi que les fractures plus importantes, nécessitant une réparation. Des fractures de l'armature prothétique sont observées dans quelques études, ainsi que d'autres complications techniques plus rares, telles que la fracture de l'implant, du pilier implantaire, ou de la vis. Les auteurs concluent que les complications techniques des couronnes implanto-portées sont nombreuses. Concernant le

type de restauration (céramo-céramique ou céramo-métallique), les auteurs ne montrent pas d'influence du matériau sur le taux de succès des couronnes unitaires implanto-portées.

Dans l'étude rétrospective de Schwarz et al. en 2012 (1), l'incidence du chipping de céramique est la complication la plus retrouvée, et augmente significativement dans le temps. Le taux de succès des couronnes unitaires céramo-métalliques est de 78,2 % à 5,8 ans. Concernant les couronnes unitaires céramo-céramiques (armature zircone et céramique cosmétique), le taux de succès est de 69,8 % à 4,4 ans. Ainsi, en considérant les biais de cette étude, les auteurs concluent à un taux de succès des couronnes céramo-céramiques significativement plus faible que celui des couronnes céramo-métalliques.

Concernant l'étude rétrospective de Monaco et al. (35), le taux de succès cumulé à 5 ans est de 85,53 % pour les couronnes céramo-céramiques. Les complications décrites pour les couronnes postérieures sont le chipping de la céramique qui concerne 4 couronnes, suivi de la fracture de l'armature, qui concerne 3 couronnes des 103 couronnes situées en secteur postérieur dans l'étude.

On note des taux de succès légèrement plus élevés dans les études de Nothdurft et al. (33), Cacaci et al. (34) et de Sailer et al.(32). Nothdurft et Cacaci décrivent des taux de succès respectivement de 90% et 98,2 % jusqu'à 3 ans d'observation pour les couronnes unitaires postérieures tout-céramique à armature zircone, avec comme seule complication technique relevée le chipping de la céramique. L'étude de Sailer et al. montre un taux de succès à 1 an de 100 % pour les couronnes céramo-céramiques contre 83,3 % sur les couronnes céramo-métalliques.

L'étude randomisée de Hosseini et al en 2011 (30) ne portant que sur les couronnes prémolaires implanto-portées montre elle aussi des taux de succès élevés : 100 % pour les couronnes céramo-céramiques, et 97,4 % pour les couronnes céramo-métalliques (une fracture de la céramique et un descellement de couronne ont été observés). Toutefois là aussi, la durée d'observation est courte (1 an). Dans l'étude prospective du même auteur publiée en 2013 (31) où nous avons pu calculer le taux de succès des couronnes postérieures à 3 ans, les couronne céramo-céramiques ont un taux de succès de 100 % contre 89,4 % pour les couronnes céramo-métalliques.

Les études issues de notre analyse de littérature montrent de forts taux de succès pour les couronnes implanto-portées postérieures céramo-métalliques et céramo-céramiques. Une étude de faible puissance (1) montre un taux de succès significativement meilleur pour les couronnes céramo-métalliques.

| Etude | Taux de succès : CCM | Taux de succès : CCC | Durée d'observation | Taille des échantillons |
|-------------------------------|-------------------------|-------------------------|------------------------|----------------------------|
| Cacaci et al. 2017 (34) | | 98,2 % | 3 ans | 114 CCC |
| Hosseini et al. 2013 (31) | 89,4 % | 100 % | 3 ans | 19 CCM 11 CCC |
| Hosseini et al. 2011 (30) | 97,4 % | 100 % | 1 an | 37 CCM 38 CCC |
| Monaco et al. 2015 (35) | | 85,53 % | 5 ans | 103 CCC |
| Nothdurft et al. 2010 (33) | | 90 % | 1 an | 40 CCC |
| Sailer et al. 2009 (32) | 83,3 % | 100 % | 1 an | 13 CCM 18 CCC |
| Schwarz et al. 2012 (1) | 78,2 %* | 69,8 %* | 4,4 ans | 179 CCM 53 CCC |

Figure 10 : Taux de succès des couronnes implanto-portées céramo-métalliques (CCM) et céramo-céramiques (CCC) en secteur postérieur. *Différence significative

3.1.2.2 Couronnes monolithiques implanto-portées

L'étude prospective de Joda et al. issue de notre analyse de la littérature, montre un taux de succès des couronnes monolithiques en disilicate de lithium à 2 ans de 100 %. Aucune complication technique n'est relevée sur les prothèses (9). A 5 ans, d'autres auteurs (36) obtiennent un taux de succès élevé de 91,7 %. Sur 24 couronnes étudiées, 1 présente un éclat mineur de la céramique, et 2 ont une surface occlusale dépolie. Dans cette étude, 63,6 % des restaurations présentent une surface occlusale dépolie à 5 ans. L'apparition de cette complication augmente significativement avec le temps ($p = 0,002$). Selon les auteurs, plusieurs étiologies semblent exister à ce phénomène : le brossage des dents, la mastication, l'abrasion par l'antagoniste ou les retouches de l'occlusion. Au vu de l'incidence de cette complication les auteurs suggèrent la réalisation de contrôles périodiques afin de polir les surfaces occlusales (36).

Les prothèses implanto-portées monolithiques en disilicate de lithium montrent des taux de succès à court et moyen terme prometteurs.

| Etude | Taux de succès : couronnes monolithiques | Durée d'observation | Taille des échantillons |
|------------------------------|---|------------------------|--|
| Joda et al. 2017 (9) | 100 % | 2 ans | 50 couronnes monolithiques en disilicate de lithium |
| Spies et al. 2017 (36) | 91,7 % | 5 ans | 24 couronnes monolithiques en disilicate de lithium |

Figure 11 : Taux de succès des couronnes implanto-portées monolithiques en secteur postérieur

3.1.2.3 *Bridges implanto-portés*

Dans la revue systématique de Pjetursson et al. (37), la complication la plus représentée est la fracture de la couche cosmétique, avec une incidence de 7,8 % à 5 ans. Les fractures de l'armature prothétique sont très rares (incidence de 0,5 % à 5 ans). Tout comme pour les couronnes unitaires implanto-portées, les complications techniques des bridges implanto-portés sont donc nombreuses.

Concernant les études issues de notre analyse, Pozzi et al. (40) montrent un taux de succès de 91,9 % à 3 ans pour les bridges céramo-céramiques à armature zircone. La seule complication technique relevée est le chipping de la céramique. C'est aussi cette complication qui est la plus fréquemment retrouvée dans l'étude de Shi et al. (2), portant sur les complications de bridges trois éléments implanto-portés céramo-céramiques et céramo-métalliques, avec une incidence de 20,1 %. Selon les auteurs, le taux de succès des bridges céramo-céramiques (69,93 %) est significativement plus faible que celui des bridges céramo-métalliques (81,58 %), après une durée d'observation moyenne de 4.8 ans. Il s'agit cependant d'une étude rétrospective, ayant un niveau de preuve faible.

Deux études randomisées d'Esquivel-Upshaw et al. (15,41), avec un niveau de preuve plus élevé donnent des taux de succès à 2 ans et 3 ans de 88,9 % et 85,4 % pour les bridges céramo-métalliques et de 83,3 % et 85,4 % pour les bridges céramo-céramiques. Dans ces deux études, la distribution se fait de manière aléatoire, et les groupes sont comparables. La seule complication relevée est le chipping de la céramique cosmétique, et les auteurs ne concluent pas à une différence significative entre les deux groupes.

Ces résultats sont proches de ceux de l'étude randomisée de 2010 (38) qui montre un taux de succès à 5 ans de 83 % des bridges céramo-céramiques à armature alumine renforcée en zircone (In-Ceram Zirconia®). En revanche, pour les bridges à armature zircone, le taux de succès est significativement plus faible, et n'est que de 31 % à 5 ans. On peut cependant critiquer ces résultats du fait du très faible effectif inclus dans l'étude (18 patients). Monaco (35) décrit quand à lui un taux de succès à 5 ans de 88,11 % pour les bridges céramo-céramiques à armature zircone, mais avec un niveau de preuve plus faible du fait du design de son étude.

Enfin, dans l'étude randomisée de Türk et al. (39), aucune complication n'est relevée sur les prothèses fixes plurales postérieures céramo-métalliques et céramo-céramiques, donnant un taux de succès de 100 %, qu'il faut nuancer par la faible durée de l'étude (1 an).

Concernant les bridges, les études issues de notre analyse de la littérature montrent des taux de succès légèrement inférieurs à ceux des couronnes unitaires. Une étude de faible puissance (2) montre un taux de succès significativement meilleur pour les bridges céramo-métalliques.

| Etude | Taux de succès : bridges céramo- métalliques | Taux de succès : bridges céramo- céramiques | Durée d'observation | Taille des échantillons |
|-------------------------------------|--|---|------------------------|---|
| Esquivel-Upshaw et al. 2014 (41) | 85,4 % | 85,4 % | 3 ans | 48 BCM 41 BCC |
| Esquivel-Upshaw et al. 2014 (15) | 88,9 % | 83,3 % | 2 ans | 36 BCM 36 BCC |
| Larsson et al. 2010 (38) | | 83 % (InZ)* 31 % (Y-TZP)* | 5 ans | 25 BCC |
| Monaco et al. 2015 (35) | | 88,11% | 5 ans | 44 BCC |
| Pozzi et al. 2012 (40) | | 91,9 % | 3 ans | 37 BCC |
| Shi et al. 2016 (2) | 81,58 %* | 69,93 %* | 4,8 ans | 152 BCM 127 BCC |
| Türk et al. 2013 (39) | 100 % | 100 % | 1 an | 27 bridges répartis en 47 éléments CM 20 éléments CC |

Figure 12 : Taux de succès des bridges implanto-portés en secteur postérieur. *Différence significative

Les complications techniques des prothèses implanto-portées fixées en secteur postérieur sont nombreuses. **Le chipping de la céramique cosmétique est décrit dans la quasi-totalité des études de notre analyse, comme l'une des principales complications techniques des restaurations prothétiques implanto-portées postérieures.**

Le taux de succès de ces restaurations est très variable selon les études, et il est difficile de tirer des conclusions. En effet, selon le design de l'étude, l'effectif ou la durée d'observation, les valeurs peuvent être très différentes. Ainsi, certaines études à faible effectif ou ayant une faible durée d'observation, relèvent des taux de succès prothétiques de 100 %.

La plupart des études de notre analyse ne montrent pas de différence significative des taux de succès selon le type de matériau utilisé en secteur postérieur, en concordance avec la revue systématique de Jung (29). Néanmoins, deux études rétrospectives, de faible puissance, (1,2) montrent une différence significative entre les deux types de restaurations.

3.1.3 Chipping de la céramique cosmétique

Le chipping de la céramique cosmétique est la complication la plus fréquemment rencontrée dans les études de notre analyse. Nous allons, à travers les résultats des différentes études, évaluer s'il existe un lien entre l'incidence de cette complication et le type de matériaux utilisé, et comprendre quels sont les paramètres qui influencent l'apparition de cette complication.

3.1.3.1 Incidence du chipping de la céramique des prothèses céramo-métalliques et céramo-céramiques

3.1.3.1.1 Couronnes unitaires postérieures

Dans la revue de Jung et al. (29) les auteurs ne concluent pas à une différence significative entre l'incidence de chipping de la céramique observé pour les couronnes céramo-métalliques et les couronnes céramo-céramiques ($p > 0,05$). Il convient cependant de rappeler que cette revue systématique porte sur des couronnes situées en secteur antérieur et postérieur. Nous allons, au travers des études retenues dans notre analyse, évaluer l'influence du matériau employé sur l'incidence de cette complication.

Une étude menée par Hosseini et al. (30) montre un taux de chipping de 2,7 % à un an pour les couronnes céramo-métalliques, tandis que Sailer et al. (32) donnent un taux de chipping bien plus élevé, de 16,7 % (2 sur 13 couronnes). Dans cette étude, aucune fracture de la céramique cosmétique n'est relevée sur les couronnes céramo-céramiques, à armature zircon ou alumine. On notera la faible durée de l'étude et le faible effectif étudié. Aussi, les groupes ne sont pas comparables (13 couronnes céramo-métalliques contre 18 couronnes céramo-céramiques) lié à la sortie de l'étude de 2 patients, diminuant la puissance de l'étude. Une autre étude d'une durée d'observation d'un an (33) donne un taux de chipping de la céramique cosmétique de 10 % (4 couronnes sur 40) sur les couronnes céramo-céramiques (armature zircon). Les taux de chipping relevés dans ces deux études à 1 an d'observation sont relativement élevés, en comparaison avec la revue systématique de Jung, où l'incidence cumulée à 5 ans est de 3,5 %.

Kinsel et Lin publient en 2009 une étude rétrospective (42) portant sur les fractures des couronnes unitaires et bridges implanto-portés céramo-métalliques. Chaque couronne unitaire et élément de bridge compte pour une unité prothétique. Le taux de chipping de la céramique est de 9,1 %, soit 51 unités sur les 558 unités prothétiques situées en secteur postérieur. Ce taux est inférieur aux taux issus des études randomisées citées précédemment, cependant on parle dans cette étude d'unités prothétiques, et il n'y a pas de distinction entre les couronnes et les bridges. Bien que l'effectif étudié soit grand, le design rétrospectif de l'étude engendre des biais d'information, concernant l'âge des prothèses étudiées (plus ou moins de 5 ans), ainsi que sur les possibles erreurs de laboratoire lors de la fabrication des prothèses.

Dans l'étude rétrospective de Schwarz et al. (1) d'une durée d'observation moyenne de 5,8 ans, il est relevé 24,4 % de chipping pour les couronnes céramo-céramiques à armature zircone contre 9,5 % pour les couronnes céramo-métalliques. Les auteurs concluent que les couronnes céramo-céramiques ont une incidence de chipping significativement plus grande que les couronnes céramo-métalliques, avec un facteur de risque de 3.8. On ne connaît cependant pas la nature des dents antagonistes, et il faut rappeler que les deux groupes ne sont pas d'effectif comparable (179 CCM contre 53 CCC). Dans une autre étude du même type (35) le taux de chipping à 5 ans pour les couronnes unitaires céramo-céramiques à armature zircone est de 3,9 % (4 sur 103 couronnes), bien inférieur à celui de l'étude de Schwarz, pour une durée d'observation similaire. Cette valeur est semblable à celle évoquée dans la revue systématique de Jung (29). Enfin, une étude récente (34) comprenant 114 couronnes céramo-céramiques à armature zircone, montre un taux de chipping à 3 ans de 1,8 %.

Les résultats issus des articles de notre analyse montrent que les deux types de restaurations sont concernés par cette complication, et les taux varient selon la durée d'observation et l'effectif étudié. Une étude (1) montre un taux de chipping de la céramique significativement supérieur pour les couronnes céramo-céramiques à armature zircone, comparées aux couronnes céramo-métalliques.

| Etude | Couronnes céramo-métalliques | Couronnes céramo-céramiques | Durée d'observation | Taille des échantillons |
|----------------------------|------------------------------|-----------------------------|---------------------|-------------------------------|
| Cacaci et al. 2017 (34) | | 1,8 % | 3 ans | 114 CCC |
| Hosseini et al. 2013 (31) | 0 % | 0 % | 3 ans | 19 CCM 11 CCC |
| Hosseini et al. 2011 (30) | 2,7 % | 0 % | 1 an | 37 CCM 38 CCC |
| Kinsel et Lin 2009 (42) | 9,1 % | | 5 ans | 558 unités céramo-métalliques |
| Monaco et al. 2015 (35) | | 3,9 % | 5 ans | 103 CCC |
| Nothdurft et al. 2010 (33) | | 10 % | 1 an | 40 CCC |
| Sailer et al. 2009 (32) | 16,7 % | 0 % | 1 an | 13 CCM 18 CCC |
| Schwartz et al. 2012 (1) | 9,5 %* | 24,4 %* | 5,8 ans | 179 CCM 53 CCC |

Figure 13 : Incidence du chipping de la céramique des couronnes implanto-portées en secteur postérieur. *Différence significative

3.1.3.1.2 *Bridges postérieurs*

Dans l'étude clinique randomisée d'Esquivel-Upshaw et al. (41) d'une durée de 3 ans, 15 % des bridges présentent des fractures de la céramique cosmétique, pour lesquels 6 sont céramo-céramiques, et 7 sont céramo-métalliques. Les auteurs ne montrent pas de différence significative d'incidence du chipping de la céramique entre les deux groupes ($p = 1$). Les dents antagonistes sont des dents naturelles. On notera cependant un manque de précision des auteurs concernant l'existence ou non de parafunctions chez les patients présents dans l'étude. Dans une autre étude clinique randomisée du même auteur d'une durée de 2 ans (15), il est observé 10 fractures de la céramique sur l'ensemble des bridges (13,9 %), comprenant 4 bridges céramo-métalliques et 6 bridges céramo-céramiques. Dans cette étude, le faible nombre de fractures relevées ne permet pas non plus de montrer une différence significative entre les types de matériaux utilisés ($p = 0,51$). Aussi, les auteurs ne précisent pas la nature des dents antagonistes à l'édentement (dents saines, couronnes).

L'étude de Larsson et al. (38) comprend 18 patients. La moitié reçoit des bridges à armature zircone (YTZ), l'autre moitié des bridges à armature en alumine renforcée en zircone. Les auteurs observent une différence significative concernant l'apparition de chipping entre les deux groupes ($p < 0.05$). Neuf bridges à armature zircone (69 %) présentent des fractures de la céramique cosmétique contre 2 pour les bridges à armature en alumine renforcée en zircone (17 %) à 5 ans. Le taux de chipping concernant les bridges à armature zircone est très élevé dans cette étude. L'hypothèse proposée pour expliquer ce résultat est que les armatures n'ont pas été fabriquées par le même prothésiste, mais cela ne permet pas d'expliquer une telle différence selon les auteurs. En effet, d'autres études menées sur les bridges céramo-céramiques à armature zircone montrent des valeurs d'incidence du chipping bien inférieures, avec 11,4 % à 5 ans (35) et 8,1 % à 3 ans (40).

Dans l'étude rétrospective de Shi et al. (2) d'une période d'observation de 4,8 ans, le chipping de la céramique est la complication la plus retrouvée dans cette étude (20,1 % des restaurations sont concernées). Les résultats montrent que 11 % des bridges à armature zircone 4,6 % des bridges céramo-métalliques présentent un chipping de la céramique de grade 1, nécessitant un polissage. La différence entre les deux groupes est statistiquement significative ($p = 0,04$). Pour les restaurations atteintes de chipping nécessitant une réparation ou le remplacement de la prothèse, la différence n'est pas significative entre les groupes. Si l'on considère l'ensemble des fractures de la céramique, sans tenir compte du grade, 26 % des bridges céramo-céramique et 14,5 % des bridges céramo-métalliques sont concernés. Les bridges à armature zircone présentent d'avantage de chipping que les bridges à armature métallique.

Seule une étude randomisée de notre analyse (39) d'une durée d'observation d'un an, ne relève aucune complication technique, quelque soit le matériau utilisé (céramo-métallique à base d'alliage précieux et non-précieux, et céramo-céramique à armature

zircon). Ce résultat est à mettre en relation avec le faible effectif étudié, et la faible durée d'observation.

Concernant les bridges postérieurs implanto-portés, il ressort des études de notre analyse que les restaurations à armature zircon présentent d'avantage de fractures de la céramique que celles à armature métallique. Cette affirmation est montrée de façon significative dans une étude (2) pour le chipping de faible étendue.

| Etude | Bridges céramo-métalliques | Bridges céramo-céramiques | Durée d'observation | Taille des échantillons |
|----------------------------------|---|--|---------------------|----------------------------------|
| Esquivel-Upshaw et al. 2014 (41) | 15 % | 14,6 % | 3 ans | 48 BCM 41 BCC |
| Esquivel-Upshaw et al. 2014 (15) | 11,1 % | 16,7 % | 2 ans | 36 BCM 36 BCC |
| Larsson et al. 2010 (38) | | 17 % (InZ)* 69 % (Y-TZP)* | 5 ans | 25 BCC |
| Monaco et al. 2015 (35) | | 11,4 % | 5 ans | 44 BCC |
| Pozzi et al. 2012 (40) | | 8,1 % | 3 ans | 37 BCC |
| Shi et al. 2016 (2) | Grade 1 : 4,6 %* Grades 1,2,3 : 14,5 % | Grade 1 : 11 %* Grades 1,2,3 : 26 % | 4,8 ans | 152 BCM 127 BCC |
| Türk et al. 2013 (39) | 0 % | 0 % | 1 an | 47 éléments CM 20 éléments CC |

Figure 14 : Incidence du chipping de la céramique des bridges implanto-portés en secteur postérieur. *Différence significative

3.1.3.1.3 Synthèse à propos de l'incidence des fractures de la céramique cosmétique

Qu'il s'agisse de couronnes unitaires ou de bridges implanto-portés postérieurs, l'hétérogénéité des résultats au sein des études rend la comparaison entre les matériaux difficile. La diversité de design des études, ainsi que le manque d'information concernant les dents antagonistes dans la plupart des études, participent aux biais de notre analyse.

Les études de Schwarz et al. et de Shi et al. (1,2) nous ont montré précédemment une incidence de chipping de la céramique cosmétique significativement plus grande pour les restaurations céramo-céramiques, à armature zircon, que pour les restaurations céramo-métalliques.

Ces résultats sont en accord avec d'autres retrouvés dans la littérature: dans une étude clinique randomisée (43), il ressort que les céramiques appliquées sur des armatures en zircon fracturent trois fois plus que sur des armatures métalliques. L'étude porte sur 293 bridges dento-portés postérieurs, de 10 combinaisons différentes d'armature (métal,

zircon, alumine) et de céramique cosmétique. Les expérimentateurs analysent les prothèses *in vivo* et *in vitro* en les observant au microscope électronique à balayage et en utilisant des photographies cliniques. En raison du taux de fracture élevé des armatures en alumine, les auteurs ont éliminé ces prothèses des résultats de l'étude. Le chipping de la céramique est la complication la plus rencontrée dans cet essai clinique. Les résultats de l'étude montrent que des fractures de la céramique cosmétique sont significativement plus fréquentes avec les céramiques utilisées sur la zircon que celles utilisées sur le métal ($P < 0,001$).

L'analyse des taux d'incidence du chipping de la céramique a montré que cette complication est fréquente. Les valeurs sont plus élevées pour les prothèses plurales implanto-portées que pour les couronnes unitaires implanto-portées. Ce résultat est en accord avec une revue systématique de Pjetursson et al. (44). Les prothèses céramo-céramiques à armature zircon sont significativement plus concernées par les fractures de la céramique cosmétique.

Afin d'approfondir notre propos sur les avantages et inconvénients des matériaux utilisés dans la confection des prothèses, nous allons, au travers des résultats issus de notre analyse, déterminer quels sont les paramètres qui influent sur l'apparition des fractures de la céramique cosmétique.

3.1.3.2 Facteurs de risques d'apparition du chipping

3.1.3.2.1 Facteurs liés au matériau

- Conception de l'armature prothétique

Le design de l'armature prothétique a une influence sur l'apparition du chipping, notamment pour les prothèses à armature zircon. La céramique doit être soutenue de façon adéquate sur l'ensemble de la restauration afin de prévenir des fractures (41,45).

Dans l'étude d'Esquivel-Upshaw (41), les auteurs posent l'hypothèse que la céramique cosmétique qui s'étend au-delà de la zone soutenue par l'armature est plus susceptible de se fracturer. Cette hypothèse n'est pas vérifiée dans cette étude ($p = 0,759$). Une étude *in vitro* (45) étudie l'effet de la conception de l'armature en zircon dans le support du matériau de stratification pour les restaurations molaires céramo-céramiques implanto-portées. Les résultats indiquent que lorsque l'armature en zircon est conçue de façon anatomique, avec une épaisseur de céramique cosmétique normalisée, la résistance aux fractures de la céramique est beaucoup plus importante que celle ayant une armature en zircon avec une épaisseur uniforme, non-anatomique.

Une conception anatomique de l'armature prothétique diminue le risque d'apparition du chipping de la céramique.

- Propriétés de la céramique cosmétique

La résistance et la qualité d'une prothèse dentaire sont déterminées par une combinaison de facteurs, tels que la force de liaison entre la céramique et l'armature ou la présence de défauts lors de la fabrication (46). Les propriétés de la couche de céramique cosmétique contribuent au succès des restaurations prothétiques. Son épaisseur, ainsi que sa vitesse de refroidissement et l'incompatibilité thermique de la céramique avec l'armature, sont aussi des facteurs influant sur l'apparition de chipping au sein des prothèses céramo-céramiques et céramo-métalliques (41).

- *Épaisseur de la céramique cosmétique :*

Dans une étude issue de notre analyse (41), les auteurs n'observent pas d'association significative entre l'épaisseur de la céramique cosmétique ($p = 0,955$) et l'incidence du chipping. Cependant, ce paramètre n'est pas calculé indépendamment pour chaque groupe (céramo-métallique et céramo-céramique). Dans la deuxième étude randomisée publiée par les mêmes auteurs (15), les fractures de la céramique cosmétique surviennent dans les deux groupes de matériaux (céramo-métallique et céramo-céramique), à la fois pour des épaisseurs de vernis faible (0,5 mm) et élevées (1,5 mm). Les auteurs n'observent pas de relation significative entre l'épaisseur de la céramique cosmétique et la survenue du chipping ($p = 0,75$), mais notent que les bridges céramo-céramiques présentent d'avantage de fractures avec une couche de céramique cosmétique plus épaisse.

Une étude in-vitro (47) étudie le développement des fissures de la céramique cosmétique sur un noyau de zircone, en fonction de l'épaisseur de la céramique, et de la vitesse de refroidissement. L'hypothèse est que l'incidence des fissures augmente avec l'augmentation de l'épaisseur de la couche de céramique et des taux de refroidissement plus rapides. Les sphères de zircone sont recouvertes avec 1,5 g (rapport d'épaisseur 1/2) et 2,5 g (rapport d'épaisseur 1/1) de 5 céramiques compatibles. Les résultats montrent une association entre l'apparition de fissures et l'épaisseur du matériau. L'incidence des fissures de la céramique augmente avec l'augmentation de l'épaisseur de la couche de céramique.

- *Incompatibilité thermique et vitesse de refroidissement de la céramique :*

Les résultats de cette étude montrent aussi que l'incidence des fissures au sein de la céramique augmente avec la vitesse de refroidissement. Plus la vitesse de refroidissement est rapide, plus les gradients de température sont importants dans la céramique. Les régions extérieures vont refroidir plus rapidement, concentrant ainsi les contraintes près de la surface. Plus la céramique est épaisse, plus la vitesse de refroidissement est rapide, alors plus grand sera le développement du stress (47).

Ce phénomène est lié à l'incompatibilité thermique entre l'armature prothétique et la céramique cosmétique. La zircone tend à refroidir plus lentement que la céramique

cosmétique, créant une tension résiduelle au niveau de celle-ci, pouvant être le point de départ du chipping (15). En effet, les céramiques utilisées pour la couche cosmétique des couronnes et bridges peuvent maintenir de fortes tensions résiduelles au sein de leur surface. Des contraintes en compression vont résulter de la différence de coefficient de dilatation thermique entre l'armature et la couche de céramique cosmétique et des différences dans le comportement viscoélastique. C'est par ces contraintes résiduelles que la couche de vernis céramique est sensible au chipping. Pendant la mastication, des contraintes locales se développent sur les surfaces occlusales. La superposition des contraintes résiduelles compressives et des contraintes locales peut entraîner le développement de contraintes en tension, au sein de la couche de vernis céramique. Par ce stress, des fissures peuvent se former et se propager vers la surface, entraînant potentiellement une fracture de la céramique (48).

- *Technique de stratification :*

Une étude *in vitro* compare la résistance en flexion et en cisaillement de blocs de zircon et de métal recouverts de céramique cosmétique (49). Les auteurs montrent une différence significative entre les deux concernant la résistance aux forces de cisaillement, avec une meilleure résistance pour le groupe céramo-métallique. Les auteurs précisent que des défauts de surface à l'interface des deux matériaux peuvent affecter la résistance de la liaison entre la céramique cosmétique et l'armature. C'est pourquoi la technique utilisée dans l'apposition de la céramique cosmétique sur l'armature joue un rôle dans l'apparition du phénomène de chipping.

Plusieurs auteurs (43,46) montrent que la céramique pressée a de meilleures performances et présente moins de fractures que la céramique stratifiée à la main. La présence de défauts au sein de la céramique constitue un stress au sein de la restauration et participent à l'apparition de fractures (15). Dans une étude *in vitro* (46) les auteurs montrent que les céramiques utilisées sur des alliages de métaux nobles ou la zirconie présentent plus de vides au niveau des surfaces de fracture par rapport à la technique pressée par la chaleur. Les céramiques pressées sont traitées avec une application simultanée de chaleur et de pression sur des lingots préfabriqués qui ne nécessitent aucune procédure de préparation compliquée. Les céramiques stratifiées sont présentées généralement sous forme de poudre et de liquide, qui nécessitent un mélange à la main et une prise avec une brosse, suivie d'une condensation et d'un séchage avant la cuisson. Ce processus nécessite plusieurs étapes, ce qui pourrait expliquer pourquoi de nombreux vides et porosités sont trouvés dans les céramiques stratifiés. La haute pression appliquée pendant la procédure de pressage par rapport à la technique de la stratification réduit ce phénomène. En effet, le pressage à chaud entraîne un contact complet entre l'armature et la céramique, améliorant la diffusion des éléments dans la zone d'interface, et entraînant une très bonne liaison chimique sans porosité et fissures résiduelles (50). Aussi d'autres études *in-vitro* ont montré que les couronnes vernies manuellement sont plus sensibles au vieillissement et que l'utilisation de

céramique pressée augmente significativement la stabilité mécanique de la restauration (51,52).

Les études issues de notre analyse de la littérature, ainsi que des études in-vitro mettent en avant différents paramètres associés à la survenue de fractures de la céramique cosmétique, et plus particulièrement dans les cas des restaurations à armature zircon. En effet, il apparait que les fractures de la céramique cosmétique sont plus fréquentes avec les céramiques utilisées sur la zircon que celles utilisées sur le métal. Il ressort des différentes études que :

- le risque d'apparition de fractures augmente avec l'épaisseur de la céramique cosmétique et la vitesse de refroidissement ;

- l'incompatibilité thermique entre l'armature et la céramique cosmétique crée une tension résiduelle pouvant être le point de départ de fissures dans la céramique ;

- la résistance aux forces de flexion et de cisaillement de la céramique semble plus faible sur une armature céramique que sur une armature métallique ;

- la technique de pressage de la céramique cosmétique semble réduire le nombre de défaut présents à l'interface avec l'armature et augmenter les performances vis-à-vis du chipping, comparée à la technique de stratification à la main.

3.1.3.2.2 Facteurs extrinsèques

- *Point d'application des forces occlusales*

Une étude issue de notre analyse (41) montre une plus forte probabilité de fracture de la céramique cosmétique lorsqu'il n'existe qu'un unique contact avec la dent antagoniste, au niveau du point d'intercuspidation maximale ($p = 0,004$). Ceci peut s'expliquer par la fatigue de la céramique au niveau des surfaces sujettes aux contacts, créant une fissure, pouvant se propager et former une fracture. Aussi, la dent naturelle possédant un ligament parodontal, il va se créer une dépressibilité permettant d'amortir les forces de mastication excessives exercées. Ceci n'est pas possible pour les prothèses implanto-portées, ce qui pourrait expliquer la plus grande probabilité de fracture en ce point.

L'application des forces occlusales en un point unique, en occlusion d'intercuspidation maximale, augmente le risque de fractures de la céramique.

- Nature de la dent antagoniste

Il existe, dans la plupart des études retenues, un biais d'information concernant la nature des dents antagonistes. Ce paramètre influence-t-il l'apparition du chipping sur les prothèses fixes implanto-portées en secteur postérieur ?

Dans l'étude de Pozzi et al. (40), les bridges ont pour antagonistes des dents naturelles ou des prothèses fixes implanto-portées. Trois bridges céramo-céramiques à armature zircone sur 37 présentent des éclats de la céramique cosmétique (8,1 %). Les auteurs précisent qu'il n'y a pas de corrélation entre ces fractures et la nature de l'antagoniste. Néanmoins, aucun calcul de probabilité n'est présent dans l'étude concernant ce paramètre, et le type de restauration antagoniste des prothèses concernées par le chipping n'est pas précisé. Les auteurs émettent l'hypothèse d'une mauvaise équilibration occlusale ou la présence de parafonctions pour expliquer ce phénomène.

Dans les autres études précisant la nature des dents antagonistes aux prothèses étudiées, il s'agit toujours de dents naturelles. Les taux de chipping globaux sont très variables (0 % (39), 14,6 % (41) et jusqu'à 26 % (2)) et proviennent d'études aux effectifs et durées d'observation différentes.

L'étude rétrospective de Kinel et Lin (42) issue de notre analyse de la littérature, s'intéresse plus particulièrement à l'influence de la nature de l'antagoniste sur le chipping de la céramique. Ils calculent le taux de chipping selon la nature des dents opposées aux prothèses céramo-métalliques étudiées. Ils observent :

- un taux de chipping de 3,2 % pour les prothèses ayant pour denture opposée des dents naturelles ;
- un taux de chipping de 5,7 % pour les prothèses ayant pour denture opposée des dents restaurées par prothèse céramo-métallique ;
- un taux de chipping de 16,2 % pour les prothèses ayant pour denture opposée des prothèses céramo-métalliques implanto-portées.

Ainsi, les auteurs montrent qu'il existe une relation significative ($p = 0.003$) entre la présence de fractures de la céramique et le type de denture opposée.

Ces résultats sont confirmés dans une étude rétrospective (53) qui analyse l'influence d'une série de paramètres cliniques sur le taux de chipping de la céramique. 147 prothèses céramo-céramiques à armature zircone, dento-portées et implanto-portées, sont évaluées au niveau des complications biologiques (pathologies parodontales, carieuses et endodontiques) et techniques (fracture, usure, adaptation marginale, forme anatomique). Les auteurs montrent que plusieurs paramètres cliniques sont associés de façon significative avec les fractures de la céramique cosmétique :

- la présence d'une restauration en céramique au niveau de la dent antagoniste ($p = 0.013$) ;
- la présence d'une restauration implanto-portée ($p = 0,026$).

L'hypothèse retenue pour expliquer ces résultats est la différence biomécanique qu'il existe entre la dent et son ligament parodontal, et l'implant ostéo-intégré. Comme nous l'avons vu dans la première partie de la thèse, l'absence de ligament parodontal autour de l'implant ne permet pas d'absorber les forces occlusales de la même façon que pour une dent. De même, une étude clinique montre que la force occlusale nécessaire pour atteindre le seuil de perception tactile est 9 fois plus grande pour les couronnes sur implant que sur les dents naturelles (25). L'analyse statistique montre une différence très significative, avec des valeurs de seuil de perception pour les couronnes sur implant de 13,2 g à 189,4 g (1 g = 0,01 N) contre 1,2 g à 26,2 g pour les dents naturelles. Ainsi, l'absence de mécanorécepteur autour de l'implant, associée à l'absence de ligament parodontal engendre des forces exercées plus importantes sur les prothèses implanto-portées, et favorise la fracture de la céramique.

La nature de la denture antagoniste a une influence sur l'apparition du chipping de la céramique des prothèses céramo-métalliques et céramo-céramiques. Les restaurations ayant pour antagoniste des dents naturelles semblent montrer moins de fractures de la céramique que les restaurations en face de prothèses implanto-portées ou en céramique.

- *Influence des parafonctions occlusales et du port d'un dispositif de protection*

Les forces occlusales fonctionnelles sont plus élevées chez les patients présentant des parafonctions telles que le bruxisme. Ces parafonctions occlusales peuvent favoriser les problèmes de fracture des prothèses par surcharge fonctionnelle (54,55).

La quasi-totalité des études cliniques de notre analyse concernant les restaurations implanto-portées fixes en secteur postérieur excluent les patients souffrant de parafonctions (*clenching*, bruxisme), ou ne donnent pas précision à ce sujet. Seules deux études (42,35) considèrent ce paramètre.

L'étude rétrospective de Kinsel et al. (42) montre que les patients présentant un bruxisme ont significativement plus de chipping sur leurs prothèses céramo-métalliques implanto-portées ($p < 0,001$) que les patients sans bruxisme. Ce résultat est à nuancer, puisque dans cette étude, la présence ou non du bruxisme est déterminée à la fois par la présence de signes cliniques évocateurs de bruxisme, mais aussi par l'interrogatoire du patient, pouvant être source d'un biais d'information. Compte tenu de ceci, les auteurs montrent que le bruxisme est un haut facteur de risque d'apparition de chipping (Odds Ratio = 7,23). Concernant le port d'un dispositif de protection occlusal, les auteurs montrent que

le port d'un dispositif de protection occlusal réduit par 2 le risque de chipping de la céramique.

Dans l'étude de Monaco et al. (35) les auteurs concluent que les fractures de la céramique cosmétique des prothèses céramo-céramiques à armature zircone surviennent en majorité sur les patients présentant des parafunctions. Dans cette étude, 9 éclats de céramique sont retrouvés sur les couronnes et bridges en secteurs postérieurs, tous sur des patients présentant un bruxisme. L'Odds ratio calculé dans l'étude (OR = 3.39) montre une association entre la présence de fractures et la présence de bruxisme. On notera que comme pour l'étude de Kisnel, la présence de parafunctions est évaluée par l'examen clinique des patients mais aussi par un interrogatoire, pouvant être source de biais.

Ces résultats issus des articles de notre analyse corroborent ceux présents dans d'autres études. Papaspyridakos et al. (56) ont montré une association entre le taux de chipping, et la présence de parafunctions occlusales, ainsi que l'absence de port d'une gouttière occlusale de protection nocturne, mais le discriminant « p » n'est pas calculé dû au faible effectif. Cette étude porte sur des prothèses complètes fixes implanto-portées à armature zircone. L'étude de Koenig et al. (53) porte sur des prothèses céramo-céramiques à armature zircone implanto-portées et dento-portées. Elle montre une association significative entre l'apparition du chipping et l'absence de port d'une gouttière de protection nocturne ($p = 0,0048$) ainsi qu'avec la présence de parafunctions occlusales (0,018).

La présence de parafunctions occlusales et l'absence de port d'un dispositif de protection occlusale, sont significativement associées à l'apparition de fractures de la céramique cosmétique des prothèses fixes implanto-portées céramo-métalliques et céramo-céramiques.

3.1.3.3 Cas particulier des couronnes monolithiques en disilicate de lithium

Les études cliniques issues de notre analyse à propos de couronnes monolithiques implanto-portées en disilicate de lithium (9), ne montrent aucune fracture de la céramique sur les couronnes postérieures à 2 ans, et un seul un petit éclat de céramique pouvant être poli est retrouvé sur 1 couronne (sur 24 que comprend l'étude), à 5 ans (36). En revanche, les auteurs ne donnent aucune information concernant la présence ou non de parafunctions occlusales.

La fabrication de couronnes monolithiques est maintenant considérée comme une alternative possible aux restaurations céramo-céramiques afin d'éviter l'écaillage de céramique (57). En effet, les couronnes monolithiques sont par définition des couronnes monoblocs, en une seule pièce, et non constituées de deux couches (armature recouverte de céramique).

L'utilisation de couronnes monolithiques implanto-portées postérieures semble montrer un avantage, à court terme, en évitant l'apparition du chipping de la céramique.

3.1.4 Fracture de la prothèse

La fracture de l'armature prothétique est la complication technique la plus grave, puisqu'elle entraîne nécessairement le remplacement de la prothèse. Les revues systématiques de Jung et Pjetursson et al. (29,37) rapportent que les fractures des armatures de couronnes ou bridges implanto-portés sont des complications rares. Pour les couronnes unitaires, le taux d'incidence est de 3,5 % à 5 ans (couronnes postérieures et antérieures confondues), et les auteurs n'observent pas de différence significative entre les couronnes céramo-métalliques et les couronnes céramo-céramiques concernant l'incidence de cette complication. Pour les bridges, le taux d'incidence relevé dans la revue de Pjetursson et al. est de 0,5 % à 5 ans.

Parmi les 16 études cliniques issues de notre analyse, seules 2 rapportent des fractures d'armature. L'étude rétrospective de Monaco et al. (35) relève 3 fractures d'armature zircone sur les 103 couronnes postérieures, soit un taux d'incidence de 2,9 % à 5 ans. Concernant les bridges, une étude (15) rapporte une seule fracture d'armature en zircone sur 36 bridges céramo-céramiques postérieurs, donnant un taux d'incidence de 2,8 % à 2 ans. L'ensemble des études portant sur les prothèses céramo-métalliques ne montrent aucune fracture de l'armature en métal.

Aucune fracture n'est relevée sur les couronnes monolithiques implanto-portées postérieures en disilicate de lithium à 2 ans et à 5 ans (9,36). Kim et al. (58) montrent dans une étude in-vitro que la résistance à la fracture entre des couronnes monolithiques en disilicate de lithium et des couronnes céramo-céramiques à armature zircone vernies à la main n'est pas significativement différente en secteur postérieur. Ainsi, les auteurs concluent que les couronnes monolithiques implanto-portées en disilicate de lithium peuvent être utilisées en secteur postérieur.

Fischer et al. (59) ont analysé informatiquement la probabilité d'échec à long terme ainsi que la capacité de résistance de différentes armatures de bridges postérieurs en céramique. Cette étude utilise la méthode d'analyse par éléments finis (définie en *Annexe 3*). Selon ces auteurs, les céramiques à base de leucite (IPS Empress®) et d'alumine (In-Ceram Alumina®) ne sont pas adaptées pour être utilisées comme armature de bridge postérieur. Les armatures de bridges en zircone présenteraient une très grande fiabilité mécanique à long terme et une probabilité d'échec proche de 0% à 10 ans. Plus récemment, l'étude prospective de Christensen et al. menée sur 293 bridges dento-portés postérieurs (43) porte des conclusions similaires. Les auteurs n'observent aucune fracture d'armature métallique, et seulement 2 fractures d'armature en zircone. Aucune différence significative n'est

montrée entre les bridges à armature métallique et ceux à armature zircono concernant l'apparition de fractures de l'armature. En revanche les fractures des armatures de bridges en alumine sont significativement plus nombreuses que pour les deux autres matériaux ($p < 0.001$) et montrent une résistance insuffisante pour être support de bridge en secteur molaire.

La fracture de l'armature prothétique est une complication rare. Les deux principaux matériaux utilisés comme infrastructures de prothèses implanto-portées fixes postérieures dans les études de notre analyse sont les alliages métalliques et la zircono. Ces études donnent des résultats cliniquement acceptables et ne montrent pas de différence significative entre les deux matériaux concernant cette complication.

L'utilisation du disilicate de lithium pour la confection de prothèses unitaires postérieures donne de bons résultats à court et moyen terme. Des études sont nécessaires pour évaluer son utilisation dans les bridges postérieurs implanto-portés.

3.1.5 Adaptation marginale

L'adaptation marginale à l'interface couronne pilier est importante, et un défaut de cette adaptation crée un espace propice à la colonisation bactérienne, responsable de réactions inflammatoires au sein des tissus péri-implantaires (31).

Dans l'étude clinique randomisée de Cacaci et al. (34) aucune des couronnes céramo-céramiques étudiées ne présente de défaut d'adaptation marginale. Une autre étude de notre analyse (30) montre que l'adaptation marginale est significativement meilleure pour les couronnes céramo-métalliques que pour les couronnes céramo-céramiques ($p = 0.014$). En effet, 74 % des couronnes céramo-métalliques présentent un score 1 (« excellent ») d'adaptation marginale, contre seulement 37 % des couronnes céramo-céramiques. Le même résultat est retrouvé dans une étude prospective (31) de notre analyse. L'adaptation marginale des couronnes unitaires céramo-métalliques et céramo-céramiques est significativement différente, avec une adaptation marginale significativement meilleure pour le groupe céramo-métallique ($p = 0.020$). Les couronnes céramo-céramiques issues de ces études sont des couronnes à armature en zircono.

Ces résultats peuvent être en lien avec la fabrication de l'armature zircono. Les armatures sont issues de blocs de zircono pré-frittée, qui sont ensuite fraisés, et de nouveau frittés. Il existe une contraction de la zircono lors du frittage (30). C'est cette contraction qui pourrait être à l'origine d'une moins bonne adaptation marginale de ce type de couronne. Aussi, il a été démontré que le processus d'application de la couche de céramique cosmétique a une influence sur l'adaptation marginale de l'armature en zircono. En effet, la cuisson de la céramique sur l'armature provoque une rétraction du matériau, affectant la précision au niveau de l'interface entre la couronne et le moignon, dans le plan vertical et

horizontal. La principale cause de ce phénomène est l'incompatibilité thermique entre l'armature zircone et la céramique cosmétique (60). Bien que le fraisage de la zircone après son frittage donne une meilleure adaptation marginale comparée au fraisage avant frittage, les différences sont minimes et l'adaptation marginale est cliniquement acceptable pour les deux systèmes (61).

Concernant les couronnes monolithiques en disilicate de lithium, Spies et al. relèvent à 5 ans une excellente adaptation marginale de l'ensemble des couronnes étudiées. Seules 2 couronnes sur 24 présentent un gap légèrement détectable au sondage (36).

L'adaptation marginale des couronnes unitaires céramo-métalliques semble supérieure à celle des couronnes céramo-céramiques. Les couronnes monolithiques en disilicate de lithium présentent une adaptation marginale satisfaisante. Les études de notre analyse ne comparent pas ce paramètre concernant les bridges.

3.2 Abord biologique

Le maintien des tissus péri-implantaires est un facteur clé dans le succès à long terme des implants. La péri-implantite est la destruction de ces tissus, liée à une réaction inflammatoire. Il y a une destruction de l'os péri-implantaire, qui s'étendra en direction apicale en absence de traitement, pouvant entraîner la perte de l'implant (62). Nous allons évaluer l'influence des matériaux utilisés dans la confection des prothèses implanto-portées sur la survie implantaire ou l'apparition de complications d'ordre biologique.

3.2.1 Taux de survie implantaire

Le taux de survie implantaire correspond au nombre d'implants toujours en fonction à une durée d'observation donnée. Ce taux n'inclus pas les complications pouvant exister sur ces implants, mais il donne une indication sur le nombre d'implants perdus au cours de l'étude. Les revues systématiques de Jung et de Pjetursson donnent des taux de survie implantaire supérieurs à 95 % à 5 ans (implants supports de couronnes unitaires ou de bridges) (29,37).

Le tableau suivant résume les résultats issus des études de notre analyse, concernant les taux de survie implantaire en fonction du matériau utilisé pour la superstructure prothétique :

| Auteur (année) | Taux de survie implantaire | Durée d'observation | Echantillon |
|--|----------------------------|---------------------|----------------|
| <i>Prothèses céramo-métalliques</i> | | | |
| Esquivel-Upshaw et al. 2014 (41) | 100 % | 3 ans | 48 BCM |
| Esquivel-Upshaw et al. 2014 (15) | 100 % | 2 ans | 36 BCM |
| Hosseini et al. 2011 (30) | 100 % | 1 an | 37 CCM |
| Hosseini et al. 2013 (31) | 100 % | 3 ans | 19 CCM |
| Sailer et al. 2009 (32) | 100 % | 1 an | 13 CCM |
| Shi et al. 2016 (2) | 94,7 % | 4,8 ans | 152 BCM |
| Türk et al. 2013 (39) | 100 % | 1 an | 47 éléments CM |
| <i>Prothèses céramo-céramiques</i> | | | |
| Cacaci et al. 2017 (34) | 100 % | 3 ans | 114 CCC |
| Esquivel-Upshaw et al. 2014 (41) | 100 % | 3 ans | 41 BCC |
| Esquivel-Upshaw et al. 2014 (15) | 100 % | 2 ans | 36 BCC |
| Hosseini et al. 2013 (31) | 100 % | 1 an | 11 CCC |
| Hosseini et al. 2011 (30) | 100 % | 3 ans | 38 CCC |
| Larsson et al. 2010 (38) | 100 % | 5 ans | 44 BCC |
| Nothduft et al. 2010 (33) | 100 % | 1 an | 40 CCC |
| Pozzi et al. 2012 (40) | 96,3 % | 3 ans | 37 BCC |
| Sailer et al. 2009 (32) | 100 % | 1 an | 18 CCC |
| Shi et al. 2016 (2) | 95,3 % | 4,8 ans | 127 BCC |
| Türk et al. 2013 (39) | 100 % | 1 an | 20 éléments CC |
| <i>Prothèses monolithiques (disilicate de lithium)</i> | | | |
| Joda et al. 2017 (9) | 100 % | 2 ans | 50 Couronnes |
| Spies et al. 2017 (36) | 100 % | 5 ans | 24 Couronnes |

Figure 15 : Taux de survie implantaire selon le matériau de supra-structure utilisé

L'ensemble des études issues de notre analyse montrent des taux de survie implantaire très élevés, quelque soit le type de restauration employé. Nous avons vu dans le tableau ci-dessus que de nombreuses études de notre analyse, ayant des durées d'observation de 1 à 5 ans, donnent des taux de survie implantaire de 100 %.

Une étude (1) donne un taux de survie implantaire de 99,6 % à 6.8 ans. Un implant est perdu sur les 232 initiaux, pour cause de péri-implantite. Cependant, les auteurs ne donnent pas d'information sur la localisation de cet implant (antérieure ou postérieure) ni le type de reconstitution présente sur l'implant.

L'étude de Shi et al. (2) présente un taux de survie implantaire de 95,3 % pour le groupe céramo-céramique à armature en zircone et un taux de survie implantaire de 94,7 % pour le groupe céramo-métallique, avec une durée d'observation moyenne de 4,8 ans. Dans cette étude, 2 implants supports de restaurations zircons sur 288 et 3 implants supports de restaurations céramo-métalliques sur 328 sont perdus pour cause de péri-implantite. Un

implant est perdu pour cause de fracture dans le groupe céramo-céramique. L'analyse statistique de ces résultats ne permet pas de montrer une différence significative concernant les taux de survie implantaire entre les deux groupes de matériaux employés.

L'étude de Pozzi et al. (40) donne un taux de survie implantaire de 96.3% à 3 ans. Néanmoins, les 3 implants perdus au cours de cette étude ont échoués 4 mois après la mise en charge avec des bridges de transitions en résine acrylique, mais avant la mise en place des restaurations d'usage. On notera que les 3 implants sont situés sur le même patient. Les auteurs précisent que la stabilité des implants chez ce patient était diminuée par un os de moindre qualité et la présence de parafonctions durant la période d'ostéointégration. Il n'est donc pas possible de relier la perte des implants à la présence de la restauration d'usage. Si l'on considère le taux de survie des implants ayant reçu une prothèse d'usage céramo-céramique, il est de 100 %.

Les résultats issus des études issues de notre analyse montrent des taux de survie implantaire très élevés ou de 100 %, pour des durées d'observation allant jusqu'à 5 ans, en accord avec les revues systématiques de Jung et Pjetursson (29,37). Il n'existe pas de différence significative concernant le taux de survie implantaire selon le matériau de superstructure employé.

3.2.2 Complications biologiques

Les complications biologiques autour des prothèses implanto-portées, incluant les signes d'inflammation, mucosites, saignements, et suppurations, sont fréquemment décrites (29).

Dans l'étude randomisée de Hosseini et al. de 2011 (30), on relève des réactions inflammatoires péri-implantaires autour de 10 (sur 98) couronnes à 1 an d'observation, réparties autour de 7 couronnes céramo-céramiques et 3 couronnes céramo-métalliques. Le fait que ces réactions inflammatoires soient plus souvent observées autour de prothèses céramo-céramiques peut être liée, selon les auteurs, à la moins bonne adaptation marginale de celles-ci, comparée aux prothèses céramo-métalliques. Dans cette étude, les indices de plaque et de saignement péri-implantaire ne sont pas significativement différents selon le type de matériau supra-implantaire utilisé. Dans une autre étude (31) on observe le même résultat à 3 ans, en secteur postérieur comme antérieur, mais les auteurs ne comparent que le matériau utilisé pour le pilier implantaire (zircone, alliage d'or ou titane) et non l'ensemble de la restauration (pilier + couronne). Néanmoins les auteurs observent la présence de fistules, relevées sur 4 patients, et toutes au niveau d'implants supportant des couronnes céramo-céramiques. Deux fistules proviennent d'une nécrose de dents adjacentes, et du rejet de substituts osseux employés lors de la pose de l'implant. En revanche, 2 fistules

proches de la gencive marginale pourraient être expliquées par une adaptation marginale insuffisante des couronnes céramo-céramiques.

Sailer et al. (32) ne montrent aucune complication biologique autour des restaurations céramo-métalliques et céramo-céramiques à 1 an. Il n'y a pas de différence significative concernant la profondeur du sondage selon le type de restauration. En revanche, les auteurs précisent que la présence de plaque et le saignement au sondage sont, dans cette étude, légèrement plus importants autour des restaurations céramo-céramiques supportées par un pilier zircone. D'autres études allant jusqu'à 3 ans d'observation (34,33,40,39) ne relèvent aucune complication biologique autour de prothèses implanto-portées céramo-céramiques à armature zircone.

Concernant des couronnes monolithiques en disilicate de lithium supportées par des piliers en zircone, les auteurs ne relèvent aucune complication biologique à 2 ans et 5 ans (9,36).

Peu d'études de notre analyse évaluent l'influence des matériaux sur l'apparition de complications biologiques. Les résultats que nous avons obtenus proviennent d'études de faible durée d'observation, avec des biais d'information sur les patients, concernant leurs habitudes d'hygiène bucco-dentaire par exemple. Des études comparatives qui étudient des marqueurs biologiques communs sont nécessaires. Néanmoins, ces études ne semblent pas montrer de différence significative entre les prothèses céramo-métalliques et céramo-céramiques concernant l'apparition de complications biologiques.

La santé des tissus autour des prothèses implanto-portées céramo-métalliques, céramo-céramiques et monolithiques (disilicate de lithium) semble satisfaisante à court et moyen terme. Des études comparatives, ou ayant des protocoles communs, sont nécessaires à l'évaluation des matériaux sur l'apparition de complications biologiques.

3.2.3 Résorption de l'os péri-implantaire

Le choix du matériau de la superstructure prothétique est essentiel pour la longévité et la stabilité de la prothèse et de l'implant. Nous avons vu en première partie que l'implant est ostéo-intégré, en contact direct avec l'os, sans micromouvement. Les contraintes appliquées au niveau de la superstructure sont transmises directement aux implants. En raison de l'absence de micromouvement, et du manque de viscoélasticité à l'interface os-implant, la majeure partie de la distribution de la force est concentrée au niveau de la crête osseuse, pouvant conduire à une résorption osseuse péri-implantaire (20,23).

Les résultats d'études *in vitro* indiquent que le choix du type de matériau joue un rôle important dans la quantité et la répartition des contraintes dans la superstructure et l'implant et l'os péri-implantaire (23,63). Les valeurs des contraintes les plus extrêmes sont

situées au niveau du col implantaire, immédiatement en dessous de la crête osseuse. De plus, l'utilisation d'un alliage de métal à base d'or comme matériau de superstructure montre des caractéristiques similaires à la céramique feldspathique en terme de transfert de charge vers l'implant et l'os péri-implantaire. Les auteurs montrent aussi que les matériaux à base de résine permettent de réduire les contraintes dans différentes conditions de chargement par rapport à des épaisseurs équivalentes de céramique ou de métal, mais leur faible résistance à l'abrasion et à la fracture à long terme ne permettent pas leur utilisation pour une restauration d'usage. Le choix du matériau utilisé pour la prothèse supra-implantaire influencera sur la transmission des forces sur les implants et par conséquent sur les contraintes au niveau de l'os péri-implantaire (23).

Quatre études cliniques (9,31,30,39) issues de notre analyse étudient ce paramètre. Dans les deux études de Hosseini et al. (31,30), le niveau de l'os péri-implantaire n'est pas significativement différent autour des couronnes unitaires céramo-métalliques (armature à base d'alliage précieux) et céramo-céramiques (armature zircone), à 1 et 3 ans. Aussi, les auteurs ne montrent pas de relation significative entre la perte d'os péri-implantaire et l'adaptation marginale des couronnes. Néanmoins ils montrent qu'une plus forte résorption osseuse péri implantaire est observée autour des piliers en alliage d'or, comparée aux piliers titane (non significatif) et aux piliers zircone (significatif ; $p = 0,040$). La durée de l'étude étant de 3 ans, les variations de niveau de l'os marginal sont faibles, et les mesures de variation inférieures à 1 mm doivent être interprétées avec précautions. Aussi, les piliers en alliage d'or sont utilisés dans cette étude seulement dans le cas de piliers angulés afin de corriger l'inclinaison de l'implant, ainsi, la différence du niveau d'os marginal observé pourrait être principalement liée à l'angulation de l'implant plutôt qu'au matériau employé. Ce propos peut être nuancé puisque Pozzi et al. ne montrent pas de corrélation entre la résorption osseuse marginale et l'angulation de l'implant (40).

L'étude de Türk et al. (39) porte spécifiquement sur l'évaluation de la perte osseuse péri-implantaire en rapport avec trois matériaux de prothèses supra-implantaires et de deux systèmes implantaires. Vingt-sept prothèses de 2, 3 ou 4 éléments sont divisées en unités prothétiques : 22 prothèses céramo-métalliques (alliage non-noble) BMA ; 25 prothèses céramo-métalliques (alliage noble) NMA ; 20 prothèses à base d'oxyde de zirconium ZBC. Les patients reçoivent de manière aléatoire l'un ou l'autre type d'implant, et l'un des trois matériaux de superstructure. A l'issue de la durée d'observation, les auteurs montrent que les matériaux utilisés pour la superstructure implantaire ont un rôle significatif sur la résorption d'os péri-implantaire ($p = 0,015$). Les mesures de la résorption osseuse péri-implantaire sont réalisées à 3, 6 et 12 mois, par le biais de radiographies de contrôle :

- à 3 mois, le groupe des prothèses BMA montre une résorption d'os marginal significativement plus élevée que le groupe NMA ($p = 0,003$) et plus élevée que ZBC (non significatif). NMA montre des valeurs résorptions osseuses très légèrement inférieures à ZBC, la différence n'est pas significative.

- à 6 mois, le groupe des prothèses BMA montre une perte d'os marginal significativement plus élevée que les groupes NMA ($p = 0.038$) et ZBC ($p = 0.031$). NMA et ZBC montrent des niveaux de résorption osseuse similaires.

- à 12 mois : le groupe des prothèses BMA montre une perte d'os marginal significativement plus élevée que les groupes NMA et ZBC ($p = 0.00$). NMA et ZBC montrent des niveaux de résorption osseuse similaires, la différence de résorption entre NMA et ZBC n'est pas significative.

En tenant compte des limites de cette étude, les prothèses céramo-métalliques à armature à base d'alliage non noble causent une résorption osseuse significativement plus importante que les prothèses à armature en zircone ou en alliage noble. Il n'y a pas de différence significative concernant le niveau de l'os péri-implantaire entre les prothèses à base d'alliage noble ou de zircone.

Concernant les prothèses monolithiques en disilicate de lithium, Joda et al. (9) évaluent le niveau de l'os péri-implantaire en mésial et en distal, à l'aide de clichés rétro-alvéolaires standardisés réalisés après 2 ans de fonction. Tous les implants montrent des niveaux osseux stables en mésial et en distal, donnant à la variable « bone » du score FIPS (*Annexe 4*) une valeur de 2/2. Les auteurs concluent à une stabilité de l'os marginal mésial et distal des implants, à 2 ans.

Le type de matériau utilisé en prothèse supra-implantaire en secteur postérieur montre une influence significative sur la transmission du stress occlusal à l'implant et à l'os péri-implantaire, et par conséquent sur la résorption osseuse péri-implantaire.

Il n'y a pas de différence significative entre le niveau de résorption osseuse autour des restaurations céramo-céramiques et céramo-métalliques à base d'alliage précieux. En revanche, les valeurs de résorption osseuse sont significativement plus élevées autour des restaurations à base d'alliage non précieux. A un an, les valeurs de résorption osseuse sont cliniquement acceptables pour ces trois types de matériaux.

Le niveau de l'os péri-implantaire autour de restaurations monolithiques à base de disilicate de lithium est stable à 2 ans. D'autres études doivent être menées pour évaluer ce paramètre à long terme.

3.3 Abord Esthétique

Notre étude concerne les prothèses implanto-portées postérieures, dont l'impact esthétique est plus faible qu'en secteur antérieur. Néanmoins, les paramètres esthétiques tels que la teinte et la morphologie des prothèses, ou encore le ressenti du patient, sont des paramètres tout aussi importants à prendre en compte dans la réussite du traitement implantaire.

3.3.1 Correspondance de teinte

Pour Hosseini (31,30), la correspondance de teinte des couronnes céramo-céramiques est significativement meilleure que celle des couronnes céramo-métalliques. Il faut cependant préciser qu'une des deux études (31) comprend dans ce résultat des couronnes implanto-portées postérieures et antérieures, avec une majorité de couronnes céramo-céramiques placées en secteur antérieur. Des attentes plus importantes en termes d'esthétique, et une meilleure application des techniciens de laboratoire lors de la conception des couronnes antérieures, peuvent entraîner un biais dans ce résultat. Aussi, la correspondance de teinte est évaluée à partir de photographies prises des couronnes lors de la pose et à 3 ans d'observation. La reproductibilité de cette méthode d'évaluation peut être critiquable.

Nous avons vu que l'utilisation de prothèses monolithiques permet d'éviter certaines complications techniques comme le chipping, et de résister à des forces occlusales importantes. En revanche, dans l'étude de Joda et al. (9), les couronnes monolithiques en disilicate de lithium ont un score FIPS (*Annexe 4*) faible (1 sur 2) pour la variable design. Cette variable comprend à la fois la correspondance de teinte et la forme de la couronne, cependant les auteurs ne précisent pas lequel de ces deux paramètres est en cause dans le faible score. Dans une autre étude (36), 62,5 % des couronnes monolithiques en disilicate de lithium montrent un défaut de teinte (< à 1 niveau de teinte Vitashade®). Selon les auteurs, ce défaut est principalement dû à un décalage avec le gradient de teinte des dents naturelles adjacentes. Malgré ce résultat, les patients reportent un score VAS (échelle visuelle analogique) de 90 % concernant la teinte des couronnes le jour de la pose.

Les couronnes céramo-céramiques ont une correspondance de teinte significativement meilleure que les couronnes céramo-métalliques. Les couronnes monolithiques en disilicate de lithium semblent légèrement moins performantes concernant ce paramètre.

3.3.2 Coloration des tissus mous péri-implantaires

Parmi les études de notre analyse de la littérature, l'étude randomisée de Sailer et al. (32) analyse la couleur et l'épaisseur des tissus mous péri-implantaires de restaurations céramo-céramiques supportées par pilier zircone ou céramo-métalliques supportées par pilier titane. Des mesures spectrophotométriques sont réalisées au niveau des sites restaurés, et au niveau de dents naturelles (groupe contrôle). Les deux types de supra-structures entraînent une coloration de la muqueuse péri-implantaire, de magnitude similaire, en accord avec les résultats mentionnés dans l'étude de Jung et al. (28). Les auteurs ne montrent pas de différence significative entre les deux types de restaurations concernant la coloration gingivale. Néanmoins, ils observent une légère différence entre les valeurs de clarté de la muqueuse péri-implantaire au niveau des restaurations supportées par un pilier zircone, comparé à celle des restaurations céramo-métalliques sur piliers titane qui peuvent aboutir à une légère coloration grisée de la muqueuse (32).

Dans une seconde étude de notre analyse, la coloration de la gencive péri-implantaire ne varie pas de façon significative selon le matériau utilisé pour le pilier implantaire (zircone, titane ou alliage d'or), ni selon la position (secteur antérieur ou postérieur) (31). On note tout de même légèrement moins de coloration de la muqueuse péri-implantaire pour les superstructures ayant un pilier zircone.

Concernant les couronnes monolithiques à base de disilicate de lithium, scellées sur pilier en zircone, Spies et al. (36) notent une légère décoloration marginale autour de 2 couronnes sur 24, à 5 ans.

Les tissus mous péri-implantaires ont une morphologie différente par rapport à la gencive autour de la dent. La muqueuse péri-implantaire s'apparente à un tissu de type cicatriciel, avec un conjonctif riche en collagène, dont les fibres cheminent parallèlement à la surface du col implantaire ou du pilier implantaire. Une différence majeure avec la gencive autour de la dent, est que la muqueuse péri-implantaire contient une plus faible quantité de vaisseaux sanguins. En effet, les structures vasculaires sont moins étendues, due à l'absence de ligament, et donc de vascularisation d'origine desmodontale (62). Une étude clinique (64) réalisée à partir de photographies et d'analyses histologiques et immunologiques, a démontré que la coloration rouge de la gencive dépend du degré de kératinisation de celle-ci, et de la distribution et du nombre de vaisseaux sanguins. Ainsi pourrait être expliquée la différence de coloration entre la gencive naturelle et la muqueuse péri-implantaire retrouvée dans les études de notre analyse.

Un autre facteur à prendre en compte dans l'analyse de ce paramètre est l'épaisseur des tissus péri-implantaires : la coloration de la muqueuse tend à être plus faible avec l'augmentation de l'épaisseur de celle-ci (32). Une étude *in vitro* montre que le changement de couleur de la muqueuse péri-implantaire apparaît pour une épaisseur de 2 mm ou moins, quel que soit le pilier (titane ou zircone). Le changement de couleur des tissus péri-

implantaire tend à diminuer avec l'augmentation de l'épaisseur de celle-ci, quel que soit le matériau utilisé (65).

On notera que dans notre analyse, les études qui traitent de la coloration des tissus péri-implantaires s'intéressent essentiellement à la nature du pilier implantaire plus qu'à celle de la couronne.

Les restaurations tout-céramique sur pilier zircone et céramo-métalliques sur pilier titane entraînent des colorations de la muqueuse péri-implantaire, quelle que soit la position de l'implant. Les restaurations céramo-métalliques sur pilier titane semblent entraîner une coloration plus importante que les restaurations tout-céramiques sur pilier zircone. Cette coloration diminue avec l'augmentation de l'épaisseur de la muqueuse, pour les deux types de restauration.

3.3.3 Morphologie

Hosseini et al. (31,30) comparent la morphologie de couronnes unitaires sur implant en secteur postérieur. Le score de morphologie est mesuré par des professionnels. Concernant le type de matériau employé, la morphologie des prothèses ne varie pas de façon significative selon les matériaux utilisés (céramo-métalliques ou céramo-céramiques).

Pour les couronnes monolithiques en disilicate de lithium, nous avons vu qu'elles obtiennent dans l'étude prospective de Joda et al. (9) un score FIPS (*Annexe 4*) de 1/2 pour la variable design comprenant la forme de la couronne dans son évaluation. Les auteurs ne donnent pas d'avantages d'information concernant ce faible score esthétique. D'autres études concernant ce paramètre sont nécessaires afin de comparer ce résultat.

Les matériaux utilisés dans la confection des prothèses supra-implantaires ne semblent pas influencer sur la morphologie de celles-ci. D'autres études aux méthodes d'analyses plus précises sont nécessaires à l'évaluation de ce paramètre.

3.3.4 Ressenti du patient sur son traitement

Une étude de notre analyse (31) met en avant le ressenti du patient concernant l'esthétique des couronnes, la fonction masticatoire, ainsi que l'impact de leur santé buccale sur la qualité de leur vie. Ces paramètres sont recueillis par des questionnaires avant le début de l'étude, au début du traitement, puis au bout des 3 ans d'observation. Il n'y a pas de différence significative concernant l'esthétique des couronnes ($p = 0,403$), la mastication ($p = 0,633$) et le ressenti général sur la qualité de vie (0,726) entre les couronnes céramo-métalliques et céramo-céramiques. Il peut exister des biais d'information liés à la méthode de récolte des résultats (questionnaires). On ne retrouve pas non plus de différence

significative concernant l'esthétique globale des couronnes ($p = 0,92$) dans une autre étude de notre analyse (30). Elle est évaluée par le patient à l'aide d'une échelle visuelle analogique de 100 mm avec les phrases « très mauvaise esthétique » à 0, et « très bonne esthétique » à 100 mm, sur laquelle les patients placent le curseur, mais la précision de cette méthode d'évaluation est critiquable.

Bien qu'il n'y ait pas de différence significative en termes d'aspect esthétique général, les patients comme les praticiens sont légèrement plus satisfaits par les restaurations céramo-céramiques que céramo-métalliques, ceci pouvant s'expliquer, selon les auteurs, par la meilleure correspondance de teinte de ce type de couronne, et la moindre coloration gingivale des piliers en zircon (31,30). Les taux de satisfactions des prothèses céramo-céramiques relevés sont très hauts (35). En effet, 71 % des couronnes unitaires céramo-céramiques sont jugées entièrement satisfaisantes, 26 % sont jugées satisfaisantes, et seules 3 % reçoivent des critiques mineures sur l'esthétique. Pour les bridges céramo-céramiques, 86,4 % sont très satisfaisant, et 13,6 % sont jugés satisfaisant.

L'utilisation de couronnes monolithiques en disilicate de lithium donne des résultats très satisfaisants concernant le ressenti du patient (9,36). A 5 ans, les patients de l'étude de Spies et al. (36) rapportent des scores VAS (échelle visuelle analogiques) très hauts ($> 90\%$) concernant les paramètres suivants : « fonction », « esthétique », « sensation (d'une dent naturelle) », « parole » et « estime de soi ». Aussi, les auteurs notent une augmentation de ces scores entre le début de l'étude et après la pose de la prothèse. Dans l'étude de Joda et al. (9) le Score FIPS global (*Annexe 4*) est de 7,7/10 à 2 ans d'observation. Selon les auteurs, ce haut score indique que le traitement par des couronnes monolithiques en disilicate de lithium est réussi.

Il est difficile de comparer ces résultats de part le manque de standardisation des critères utilisés dans ces différentes études, mais aussi à cause de la subjectivité de chacun dans l'évaluation de ces critères. L'ensemble des matériaux étudiés donnent des résultats satisfaisants concernant le ressenti du patient par rapport à son traitement. Les restaurations céramo-céramiques sont légèrement plus satisfaisantes concernant l'aspect esthétique global.

3.4 Les prothèses monolithiques en zircon

La zircon dispose de propriétés mécaniques supérieures, mais de part son opacité et sa couleur blanche, elle nécessite d'être recouverte par de la céramique feldspathique afin d'obtenir une apparence naturelle et un aspect esthétique acceptable (17). C'est pourquoi nous avons vu, au travers des différentes études de notre analyse, que la zircon est largement utilisée comme infrastructure de prothèses céramo-céramiques. Néanmoins, le chipping de la céramique cosmétique est la complication la plus retrouvée au sein de ces

prothèses. Afin d'empêcher l'apparition de ce phénomène, il est possible d'influer sur les facteurs de risques qui ont été énoncés plus haut, tel que diminuer l'épaisseur de la céramique cosmétique et la vitesse de refroidissement, ou utiliser une technique de pressage de la céramique cosmétique. Une autre solution pour éviter cette complication est l'utilisation de prothèses non recouvertes par de la céramique feldspathique, cosmétique.

A ce jour, les études cliniques concernant l'utilisation de prothèses monolithiques implanto-portées postérieures sont rares. Seule deux études concernant les prothèses monolithiques en disilicate de lithium ont pu être incluses à notre analyse. En revanche, aucune étude clinique n'existe concernant l'utilisation de prothèses implanto-portées fixes monolithiques en zircone, en secteur postérieur. Afin d'évaluer les performances de ce matériau, nous devons nous contenter d'études *in-vitro*, et de quelques études cliniques traitant de prothèses dento-portées postérieures.

3.4.1 Etudes *in-vitro*

3.4.1.1 Résistance aux fractures

Nous avons vu en première partie (*Figure 3*) que la zircone possède les plus grandes valeurs de résistance en flexion (1000 MPa) et de ténacité ($10,00 \text{ MPam}^{1/2}$) comparé aux autres types de céramiques. Des études *in-vitro* s'accordent sur le fait que les couronnes monolithiques en zircone présentent une meilleure résistance aux fractures que les couronnes céramo-céramiques à armature zircone (66,67), ainsi que les couronnes monolithiques en disilicate de lithium (68,69) ou les couronnes céramo-métalliques (66).

Néanmoins, nous avons vu dans la première partie de la thèse que la zircone est sujette à un phénomène de dégradation basse température (LTD), créant de micro-fractures au sein du matériau, pouvant diminuer sa résistance. Ce phénomène est favorisé par le contact de l'eau. Les prothèses monolithiques en zircone sont au contact direct avec la cavité buccale et sont donc davantage concernées que les infrastructures prothétiques en zircone qui sont recouvertes de céramique cosmétique (16).

3.4.1.2 Usure de la dent antagoniste

Au vu des performances mécaniques et de la dureté de la zircone, il est bon de s'interroger sur son comportement sur l'émail des dents naturelles. Les prothèses monolithiques en zircone tendent à user davantage l'émail des dents antagonistes que les dents naturelles. Néanmoins cette usure est comparable voire plus faible que celle causée par les prothèses céramo-métalliques (70) ou des prothèses en alumine ou vitrocéramiques (17,71). Deux traitements de surfaces peuvent être appliqués sur les prothèses monolithiques en zircone, afin d'améliorer l'esthétique et d'obtenir une surface prothétique lisse. Le polissage résulte d'une action mécanique à l'aide de pointes diamantées ou de pâte abrasive. Le glaçage est réalisé par cuisson d'une fine couche de verre à la surface de la

prothèse. Les prothèses glacées entraînent plus d'usure de l'émail des dents antagonistes que les prothèses polies (17).

3.4.1.3 Propriété optiques et esthétiques

L'obtention d'une esthétique satisfaisante est plus difficile pour les prothèses monolithiques, puisqu'elles sont issues d'un seul et même bloc de céramique. Il est toutefois possible d'appliquer des liquides colorés, afin de teinter et de caractériser la prothèse en surface. Le polissage et le glaçage de la prothèse permettent d'obtenir un aspect final proche de celui d'une dent naturelle. La translucidité du matériau est un paramètre essentiel dans l'esthétique de la prothèse. La structure de la zircone lui confère ses excellentes propriétés mécaniques mais diminue sa translucidité. L'opacité de la zircone a été améliorée et il existe à ce jour des zircons dites « haute translucidité » (72). Harada et al. (73) ont réalisé une étude in-vitro testant au spectrophotomètre des rectangles de 0,5 mm et 1 mm d'épaisseur, constitués de disilicate de lithium (IPS E-max®) et de 5 types de zircone de translucidités différentes. Les résultats montrent que les valeurs de translucidité de certaines zircons se rapprochent de celles du disilicate de lithium. Néanmoins, l'E-max possède une translucidité significativement plus élevée que les zircons testées. Ainsi, certains auteurs s'accordent sur le fait que les prothèses monolithiques en zircone ne peuvent rivaliser avec l'esthétique des vitrocéramiques (17,69).

3.4.2 Etudes cliniques

En 2014, Batson et al. (74) évaluent pendant 6 mois 32 restaurations unitaires postérieures céramo-métalliques, en zircone monolithique, et en disilicate de lithium chez 22 patients. Les résultats montrent que les couronnes monolithiques en zircone montrent une meilleure adaptation marginale et nécessitent moins de retouches occlusales que les couronnes des deux autres groupes. La même année, Stober et al. ont évalué 20 couronnes en zircone monolithiques chez 20 patients après 6 mois d'utilisation clinique. Les auteurs ont constaté que les couronnes en zircone entraînent une plus grande usure de l'émail antagoniste par rapport aux dents naturelles (75). En 2017, Bömicke et al. comparent des couronnes céramo-céramiques à armature zircone et des couronnes monolithiques zircone à 3 ans d'observation. Dans le groupe monolithique, les complications techniques ne sont limitées qu'au descellement de deux couronnes. Les autres complications sont des complications biologiques liées au support dentaire (carie, complication endodontique). Dans le groupe céramo-céramique, les auteurs observent les mêmes complications, avec en plus des fractures de la céramique cosmétique. Les taux de succès des restaurations céramo-céramique et monolithique sont respectivement de 95,5 % et 93,6 %. Les auteurs concluent que les couronnes monolithiques en zircone peuvent être utilisées avec de bons taux de survie et de succès (76).

3.4.3 Synthèse à propos des couronnes monolithiques en zircone

Le nombre d'articles cliniques disponibles est limité, et les études cliniques sont de courte durée (6 à 36 mois). Les performances mécaniques avec entre autres le phénomène de dégradation basse température (LTD), doivent être évaluées à long terme. Néanmoins, les résultats concernant les couronnes monolithiques en zircone sont prometteurs, et d'autres études devront être menées pour évaluer leur utilisation à long terme, ainsi que leur utilisation en restauration supra-implantaire.

Les résultats des études concernant les prothèses monolithiques en zircone ont montré que :

- les couronnes monolithiques en zircone présentent une meilleure résistance aux fractures que les autres types de couronnes ;
- la zircone entraîne une usure de l'émail des dents antagonistes comparable à celle causée par les autres types de prothèses ;
- les propriétés optiques et esthétiques sont plus faibles que celle des prothèses monolithiques en disilicate de lithium ou les prothèses recouvertes de céramique cosmétique ;

Les prothèses en zircone monolithique semblent être une option prometteuse en restauration implanto-portée postérieure. Néanmoins, l'évaluation clinique à long terme est cruciale pour évaluer le comportement mécanique et la fiabilité de ces restaurations. Aussi, des études portant sur l'utilisation des prothèses monolithiques en zircone implanto-portées sont nécessaires afin d'évaluer leur performance clinique.

3.5 La céramique hybride, une perspective d'avenir ?

Récemment, un nouveau matériau biocompatible hybride a vu le jour. Développé par l'entreprise VITA (VITA Zahnfabrik, H. Rauter GmbH & Co. KG) il s'agit d'une combinaison entre deux matériaux : la céramique et les composites. Destiné à la CFAO, le VITA ENAMIC® peut servir à la confection de prothèses unitaires antérieures et postérieures (77).

Selon les données du fabricant (77), cette céramique hybride est composée à 86 % d'une matrice de céramique frittée, dont les pores ont été comblés avec un matériau polymère composite (14 %). La partie céramique se compose de céramique feldspathique et d'oxyde d'alumine (20 à 23%). Avec un module d'élasticité de 30 GPa, donc proche de celui de la dentine (20 à 30 GPa), ce matériau hybride va pouvoir absorber les forces de mastication de façon plus importante qu'un matériau dur, tel que la zircone (module d'élasticité : 210 GPa). Ceci présente un intérêt particulier pour les prothèses implanto-portées postérieures, afin de diminuer les contraintes exercées sur l'implant et l'os péri-implantaire. Aussi, sa structure étant constituée de deux polymères, l'adhésion de résine composite est possible en respectant le protocole du fournisseur. La réparation au fauteuil en cas d'éclats du cosmétique pourrait être envisagée.

Une étude *in-vitro* (23) montre que les matériaux à base de résine permettent de réduire les contraintes sur l'implant, mais leur faible résistance à l'abrasion et à la fracture ne permettent pas leur utilisation pour une restauration d'usage. Selon les études issues de la documentation technique du fabricant, les couronnes implanto-portées postérieures en VITA ENAMIC® résistent à la fracture jusqu'à une charge statique moyenne d'environ 926 N, comparativement à la force volontaire de morsure maximale d'environ 1000 N (22). Selon une observation *in-vivo*, les couronnes implantaire VITA ENAMIC® ont affiché un taux de survie de 98,7 % avec une durée d'observation maximale de 4 ans (77). Il faut néanmoins rester prudent concernant ces résultats provenant d'études internes du fabricant.

Quelques études *in-vitro* (78–80) étudient les performances mécaniques de restaurations implanto-portées conçues avec ce matériau. Les résultats mécaniques concernant les restaurations en composite telles que VITA ENAMIC®, avec un faible module d'élasticité, sont prometteurs. Néanmoins les restaurations en céramique monolithique affichent de meilleures performances mécaniques (78). Leung et al. (80) montrent que la disilicate de lithium a une résistance à la fracture significativement meilleure que la céramique hybride, avec des valeurs respectives de 341.88 ± 40.25 MPa contre 145.95 ± 12.65 MPa. Mais ce résultat est nuancé plus récemment par l'étude de Weyhrauch et al. (79), qui ne montre pas de différence significative entre les couronnes monolithiques en céramique hybride VITA ENAMIC® et celles en disilicate de lithium.

D'autres études cliniques doivent être menées concernant ce nouveau matériau hybride, qui pourrait devenir une alternative dans la confection de prothèses implanto-portées postérieures.

4 Critères de choix des matériaux en prothèse implanto-portée fixée postérieure

L'analyse de la littérature nous a permis de mettre en avant des similitudes et des différences concernant les caractéristiques des prothèses, qui doivent être prises en compte dans le choix du matériau selon la situation clinique. Le tableau ci-dessous s'appuie sur les résultats des parties précédentes de la thèse, et présente de façon synthétique quelques éléments pouvant guider le praticien dans le choix du matériau.

| Type de prothèse | Prothèse unitaire | Prothèse plurale |
|----------------------------|---|--|
| | Couronne céramo-métallique | Bridge céramo-métallique |
| | Couronne céramo-céramique (armature zircon) | Bridge céramo-céramique (armature zircon) |
| | Couronne monolithique en disilicate de lithium | Bridge monolithique zircon |
| | Couronne monolithique en zircon | |
| Paramètres liés au patient | Forces exercées moyennes Pas de parafonction | Forces exercées excessives Parafonctions |
| | Prothèse céramo-métallique | Prothèse monolithique en zircon |
| | Prothèse céramo-céramique (armature zircon) | |
| | Prothèse monolithique en disilicate de lithium | |
| | Prothèse monolithique en zircon | |
| Demande esthétique | Faible | Forte |
| | Prothèse monolithique en zircon | Prothèse céramo-métallique |
| | | Prothèse céramo-céramique (armature zircon) |
| | | Prothèse monolithique en disilicate de lithium |
| Conception et fabrication | Au laboratoire | Au fauteuil (<i>chair side</i>) |
| | Prothèse céramo-métallique | Prothèse monolithique en disilicate de lithium |
| | Prothèse céramo-céramique (armature zircon) | Prothèse monolithique en zircon |
| | Prothèse monolithique en disilicate de lithium | |
| | Prothèse monolithique en zircon | |

Figure 16 : Tableau synthétique des critères de choix des matériaux

Conclusion

Les restaurations céramo-métalliques sont aujourd'hui largement utilisées, et les prothèses céramo-céramiques à armature en zircone semblent être la principale alternative en secteur postérieur. Plus récemment, les prothèses monolithiques en disilicate de lithium et en zircone se sont développées. Le but de notre travail de thèse était de comparer ces matériaux, lorsqu'ils sont utilisés dans la confection de prothèses supra-implantaires postérieures, au travers des résultats d'études cliniques.

La fracture de la céramique cosmétique (ou chipping) est l'une des principales cause d'échec des restaurations prothétiques implanto-portées postérieures, et les prothèses céramo-céramiques à armature zircone sont significativement plus concernées par ce phénomène. L'apparition de cette complication est influencée par différents paramètres, liés ou non aux propriétés du matériau employé. Nous avons pu voir que l'utilisation de couronnes monolithiques (en disilicate de lithium ou en zircone), issues d'un seul et même bloc de matériau, permet d'éviter l'apparition du chipping de la céramique.

D'un point de vue biologique, la santé des tissus autour des prothèses implanto-portées céramo-métalliques, céramo-céramiques et monolithiques (disilicate de lithium) est satisfaisante à court et moyen terme. On notera que le type de matériau utilisé a une influence significative sur la transmission du stress occlusal à l'implant et à l'os péri-implantaire, et par conséquent sur la résorption osseuse péri-implantaire, avec des valeurs de résorption osseuse significativement plus élevées autour des restaurations à base d'alliage non précieux.

Concernant l'esthétique des prothèses, les couronnes céramo-céramiques tirent leur avantage en ayant une meilleure correspondance de teinte que les couronnes céramo-métalliques ou les couronnes monolithiques. De plus les restaurations tout-céramiques sur pilier zircone semblent entraîner une moindre coloration de la muqueuse péri-implantaire. Les restaurations céramo-céramiques semblent légèrement plus satisfaisantes concernant l'aspect esthétique global. L'ensemble des matériaux étudiés donne des résultats satisfaisants concernant le ressenti du patient par rapport à son traitement.

Nous avons vu que seules deux études rapportent les performances de couronnes monolithiques implanto-portées postérieures en disilicate de lithium. Ce matériau semble donner des résultats prometteurs du point de vue mécanique, biologique et esthétique, à court et moyen terme. Néanmoins les propriétés mécaniques du disilicate de lithium ne permettent que des reconstitutions unitaires lorsqu'il s'agit du secteur postérieur. D'autres études doivent être menées pour évaluer les performances de ce matériau à long terme.

A ce jour, il n'y a pas d'étude clinique étudiant les prothèses monolithiques en zircone implanto-portées postérieures. Les résultats des études *in vitro*, ou *in vivo* dento-portées montrent que la zircone est un matériau biocompatible qui possède une grande résistance mécanique, au détriment de ses propriétés esthétiques (de par son opacité). L'amélioration de la translucidité et les possibilités de maquillage de surface permettent néanmoins l'utilisation de ces prothèses en secteur postérieur. Des études cliniques à long terme sont nécessaires pour évaluer le comportement mécanique et la fiabilité de ces restaurations. En effet, ces prothèses monolithiques, non recouvertes de céramique cosmétique, sont au contact direct de l'humidité et peuvent être d'avantage concernées par le phénomène de « dégradation basse température ».

L'analyse de la littérature nous a montré que la plupart des auteurs ne donnent pas suffisamment d'informations concernant les patients, les parafunctions occlusales, ou la nature des dents antagonistes, notamment lors de l'évaluation du chipping de la céramique. Un autre biais de notre analyse est lié au fait que les études ayant les plus grands effectifs et les plus longues durées d'observation sont des études de niveau 4 (Grade C), de faible preuve scientifique. De plus, aucune étude ne compare les prothèses monolithiques aux autres types de prothèses.

Le choix des matériaux utilisés a une influence directe sur le succès à long terme du traitement. L'arrivée de matériaux hybrides à base de céramique et de résine composite sera peut-être une nouvelle alternative dans le traitement d'édentements postérieurs par prothèses fixes implanto-portées. D'autres études seront nécessaires à l'évaluation clinique à long terme des matériaux.

Liste des abréviations

CFAO : Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur

OIM : Occlusion d'Intercuspidie Maximale

ORM : Occlusion de Relation Centrée

CCM : Couronne céramo-métallique

CCC : Couronne céramo-céramique

BCM : Bridge céramo-métallique

BCC : Bridges céramo-céramique

LTD : Low Temperature Degradation

Annexes

Annexe 1 : Analyse descriptive de la littérature

| Type d'étude Titre Auteur Année de publication | Objectifs de l'étude | Matériel et méthode | Résultats | Conclusion | Biais de l'étude |
|--|--|---|---|--|---|
| <p>RCT (Randomized Clinical Trial)</p> <p>Clinical performance of screw-retained and cemented implant-supported zirconia single crowns : 36-month results</p> <p>Cacaci et al.</p> <p>2017</p> <p>(34)</p> | <p>Evaluer la performance de couronnes implanto-portées postérieures céramo-céramiques à armature zirconie, ainsi que l'influence du mode de rétention.</p> | <p>Prothèses étudiées : Couronnes céramo-céramiques (armature zirconie + céramique pressée)</p> <p>Etude randomisée 3 ans 58 patients 114 implants en région molaire et prémolaire 53 couronnes vissées 61 couronnes scellées Evaluation clinique des couronnes tout les 6 mois pendant 3 ans.</p> | <p>Technique : Survie implantaire 100% Survie des restaurations : 100% Succès à 3 ans : 98,2 % Pas de relation significative entre le type de rétention et l'apparition du chipping. Chipping 1,8 % Pas d'autre complication Pas de gap au niveau de l'adaptation marginale.</p> <p>Biologique : Survie implantaire : 100 % Pas de complication biologique. Pas d'association entre l'indice de plaque et le saignement au sondage avec le type de rétention utilisé.</p> <p>Esthétique : Pas d'irrégularités de surface.</p> | <p>Taux de succès à 3 ans satisfaisant des couronnes postérieures céramo-céramiques à armature zirconie et céramique cosmétique pressée. Performances comparables entre les couronnes vissées et scellées.</p> | <p>Taille de l'échantillon de patient assez faible. Plusieurs examinateurs. Pas d'information sur la nature des dents antagonistes ou la présence de parafonctions.</p> |
| <p>RCT (Randomized Clinical Trial)</p> <p>Fracture analysis of randomized implant-supported fixed dental prostheses</p> <p>Esquivel-Upshaw et al.</p> <p>2014</p> <p>(41)</p> | <p>Déterminer si il existe une corrélation entre : la présence d'une dent distale au pilier le plus distal de l'édentement ; la localisation des contacts sur la prothèse ; la puissance de la force exercée ; avec les fractures du vernis sur des bridges postérieurs céramo-métalliques et céramo-céramiques.</p> | <p>Prothèses étudiées : Bridges céramo-métalliques (armature zirconie + céramique fluoroapatite) Bridges céramo-céramiques (armature alliage noble + céramique pressée)</p> <p>Etude randomisée 68 patients 89 bridges implanto-portés postérieurs : 41 bridges céramo-céramiques 48 céramo-métalliques. Antagonistes : dents naturelles Evaluation clinique des couronnes tout les 6 mois pendant 3 ans.</p> | <p>Technique : Succès à 3 ans : Bridges céramo-métalliques 85,4 % Bridges céramo-céramiques : 85,4 % Présence de fractures du vernis sur 13 bridges / 6 céramo-céramiques (14,6%) et 7 céramo-métalliques (15 %)</p> <p>Biologique : Survie implantaire : 100 %</p> | <p>Corrélation significative entre les contacts au point d'intercuspidation maximale et l'apparition de fracture du vernis. Pas de corrélation entre la présence d'une dent distale au pilier le plus distal de l'édentement, la puissance de la force exercée avec les fractures du vernis.</p> | <p>Assez faible échantillon. Manque d'information sur les patients (parafonctions, occlusion).</p> |

| | | | | | |
|--|--|--|---|--|--|
| <p>RCT (Randomized Clinical Trial)</p> <p>Randomized Clinical Trial of Implant-Supported Ceramic-Ceramic and Metal-Ceramic Fixed Dental Prostheses: Preliminary Results</p> <p>Esquivel-Upshaw et al.</p> <p>2014</p> <p>(15)</p> | <p>Déterminer le taux de survie des prothèses implanto-portées céramo-métalliques et céramo-céramiques en fonction de différents paramètres.</p> | <p>Prothèses étudiées :</p> <p>Bridges céramo-céramique (armature zircon + vernis céramique fluoroapatite)</p> <p>Bridges céramo-métallique (armature en alliage noble + vernis céramique pressée)</p> <p>Etude randomisée en simple aveugle</p> <p>2 ans</p> <p>55 patients</p> <p>72 bridges implanto-portés postérieurs</p> <p>36 bridges céramo-céramique</p> <p>36 bridges céramo-métallique</p> <p>Les deux groupes sont subdivisés en 3 catégories selon l'épaisseur de la couche cosmétique, le rayon de courbure des connexions du bridge et la hauteur des connexions. Les patients sont rappelés à 6 mois, à 1 an puis 2 ans après la pose des bridges pour analyser les différents paramètres.</p> | <p>Technique :</p> <p>Taux de survie à 2 ans : global 98 %</p> <p>Bridges céramo-métalliques : 100 %</p> <p>Bridges céramo-céramiques : 97,2 %</p> <p>Taux de succès à 2 ans : global 86 %</p> <p>Bridges céramo-métalliques : 88,9 %</p> <p>Bridges céramo-céramiques : 83,3 %</p> <p>Chipping de la céramique : 13,9 %:</p> <p>Bridges céramo-métalliques 11,1 %</p> <p>Bridges céramo-céramiques 16,7 %</p> <p>Biologique :</p> <p>Survie implantaire : 100 %</p> | <p>Pas de corrélation entre les fractures et le type de matériau, l'épaisseur de la couche de céramique cosmétique, le rayon de courbure de la connexion et la hauteur de la connexion du bridge.</p> | <p>Faible effectif et faible nombre de fractures ne permettant pas d'obtenir de différence significative entre les groupes.</p> <p>Pas d'information sur la nature des dents opposées.</p> <p>Pas d'information sur les parafunctions</p> |
| <p>Etude prospective</p> <p>A 3-year prospective study of implant-supported, single-tooth restorations of all-ceramic and metal-ceramic materials in patients with tooth agenesis</p> <p>Hosseini et al.</p> <p>2013</p> <p>(31)</p> | <p>Décrire les résultats du traitement par restauration unitaire implanto-portée par piliers métalliques ou zircon et couronnes céramo-métalliques ou céramo-céramiques.</p> | <p>Prothèses étudiées :</p> <p>Couronnes céramo-métalliques (alliage noble + vitrocéramique cosmétique)</p> <p>Couronnes céramo-céramiques (armature zircon + vitrocéramique cosmétique)</p> <p>Etude prospective</p> <p>3 ans</p> <p>59 patients</p> <p>98 couronnes</p> <p>52 couronnes céramo-céramique sur pilier en zircon (11 couronnes postérieures)</p> <p>46 couronnes céramo-métalliques sur 25 piliers en alliage or, 21 piliers titanes (respectivement 9 et 10 couronnes postérieures).</p> <p>Les paramètres sont évalués à 2 mois et à 3 ans.</p> | <p>Technique :</p> <p>Taux de survie des couronnes en secteur postérieures à 3 ans (calculé) : 100 %</p> <p>Taux de succès des couronnes postérieures à 3 ans (calculé) :</p> <p>Couronnes céramo-métalliques : 89,4 %</p> <p>Couronnes céramo-céramiques : 100 %</p> <p>Chipping de la céramique : 1 en antérieur, 0 en postérieur. Mauvaise adaptation marginale : 1 en antérieur</p> <p>Biologique :</p> <p>Survie implantaire de 100 %.</p> <p>Fistules pour 3 couronnes céramo-céramiques</p> <p>Les indices de plaque et de saignement péri-implantaires ne sont pas significativement différents selon le type de matériau.</p> <p>La perte d'os marginal n'est pas significativement différente entre les matériaux</p> <p>Esthétique et considérations du patient :</p> <p>Pas de différence pour les scores de morphologie. Meilleure correspondance de teinte pour couronnes céramo-céramiques</p> <p>Pas de différence pour le ressenti du patient.</p> | <p>Haut taux de survie et de succès à 3 ans.</p> <p>Meilleure adaptation marginale des couronnes céramo-métalliques par rapport aux couronnes céramo-céramiques.</p> <p>Meilleure correspondance de teinte pour les couronnes céramo-céramiques.</p> | <p>Pas de randomisation sur la distribution des types de couronnes.</p> <p>Groupes non comparables.</p> <p>Pas de distinction des résultats selon la localisation de la prothèse sur l'arcade, mis à part pour les complications techniques.</p> <p>Pas de données sur la nature des dents antagonistes.</p> |

| | | | | | |
|---|--|---|--|--|---|
| <p>RCT (Randomized Clinical Trial)</p> <p>A 1-year randomised controlled trial comparing zirconia versus metal-ceramic implant supported single-tooth restorations</p> <p>Hosseini et al.</p> <p>2011</p> <p>(30)</p> | <p>Comparer les variables biologiques, techniques et esthétiques des couronnes implanto-portées céramo-céramiques avec pilier zircone et des couronnes implanto-portées céramo-métalliques avec pilier titane, chez des patients présentant une agénésie dentaire en secteur prémolaire.</p> | <p>Prothèses étudiées :</p> <p>Couronnes céramo-métalliques (alliage noble + vitrocéramique cosmétique)</p> <p>Couronnes céramo-céramiques (armature zircone + vitrocéramique cosmétique)</p> <p>Etude randomisée</p> <p>1 an</p> <p>36 patients</p> <p>75 couronnes (prémolaires).</p> <p>38 couronnes céramo-céramiques sur pilier zircone</p> <p>37 couronnes céramo-métalliques sur pilier titane (35) ou alliage d'or (2).</p> <p>Les paramètres biologiques, techniques, et esthétiques et sont évalués au début de l'étude (à 2 mois) et à 1 an.</p> | <p>Technique :</p> <p>Taux de survie à 1 an :</p> <p>Couronnes céramo-céramiques : 100 %</p> <p>Couronnes céramo-métalliques : 97,4 %</p> <p>Taux de succès à 1 an :</p> <p>Couronnes céramo-métalliques : 97,4 %</p> <p>Couronnes céramo-céramiques : 100 %</p> <p>1 fracture de la céramique cosmétique (céramo-métallique) et 1 descellement (céramo-métallique). Les scores d'adaptation marginale sont significativement plus faibles (meilleur adaptation) pour les couronnes céramo-métalliques que les céramo-céramiques.</p> <p>Biologique :</p> <p>Survie implantaire 100 %</p> <p>Pas de différence significative entre couronnes céramo-céramiques et céramo-métalliques pour l'indice de plaque et le saignement au sulcus. Le niveau de l'os marginal est significativement plus apical pour les couronnes céramo-céramiques au début de l'étude mais pas de différence significative à un an.</p> <p>10 réactions inflammatoires (7 céramo-céramiques et 2 céramo-métalliques). Pas de relation significative entre les scores d'adaptation marginale et la perte d'os marginal.</p> <p>Esthétique : pas de variation significative de la morphologie des couronnes entre les deux types. Les couronnes céramo-céramiques ont une correspondance de teinte significativement meilleure que les couronnes céramo-métalliques.</p> <p>Pas de différence significative pour l'esthétique reportée par les professionnels</p> <p>Pas de différence significative pour l'esthétique reportée par les patients (index VAS : échelle visuelle analogique).</p> | <p>A 1 an, davantage de réactions inflammatoires au niveau des couronnes céramo-céramiques que céramo-métalliques.</p> <p>Les complications techniques sont rares.</p> <p>Meilleure adaptation marginale des couronnes céramo-métalliques.</p> <p>Meilleure correspondance de teinte pour les couronnes céramo-céramiques.</p> | <p>Deux types de design d'étude : groupes parallèles et split-mouth (même individu). Ne concerne que des prémolaires. Durée de l'observation courte (1 an). Pas de données sur la nature des dents opposées.</p> <p>Pas d'information sur les parafunctions</p> |
|---|--|---|--|--|---|

| | | | | | |
|---|---|---|---|---|--|
| <p>Etude prospective</p> <p>Monolithic implant-supported lithium disilicate (LS2) crowns in a complete digital workflow: A prospective clinical trial with a 2-year follow-up</p> <p>Joda et al.</p> <p>2017</p> <p>(9)</p> | <p>Analyser le concept de traitement par couronnes unitaires implanto-portées en disilicate de lithium dans un flux de travail numérique complet.</p> | <p>Prothèses étudiées : Couronnes monolithiques en disilicate de lithium</p> <p>Etude prospective 2ans 44 patients 50 couronnes monolithiques transvissées en disilicate de lithium situées en secteur postérieur. Les couronnes sont réalisées uniquement à partir de fichiers informatiques et de CFAO. Les couronnes sont directement collées sur des piliers en titane préfabriqués. Visite tous les 6 mois et à 2 ans.</p> <p>Calcul du score FIPS : « Fonctionnal Implant Prosthodontic Score » (détail en <i>Annexe 4</i>)</p> | <p>Technique : Survie prothétique : 100 % Succès prothétique : 100 % Pas de complication technique</p> <p>Biologique : Survie implantaire : 100 % Pas de complication biologique</p> <p>Score FIPS : « Fonctionnal Implant Prosthodontic Score » Total score 7.7/10 indique un traitement fonctionnel globalement réussi à 2 ans des couronnes monolithiques en disilicate de lithium. - Les scores des points de contact (score 1,8) et de l'occlusion (1,7) sont relativement bons - Les scores « design » (1) et « mucosa » (1,2) sont plus faibles. - Os stable en mésial et distal des sites implantaire à 2 ans. (score 2)</p> | <p>Les couronnes monolithiques implanto-portées en disilicate de lithium, produites par CFAO dans un flux de travail numérique complet, semblent être une approche de traitement réalisable pour la réhabilitation d'édentements postérieurs unitaires.</p> | <p>Etude à court terme Pas de randomisation Pas d'information sur les patients Pas d'information sur parafonctions Pas de test de la reproductibilité du score FIPS car un seul examinateur. Edentement encadré uniquement</p> |
| <p>Etude rétrospective</p> <p>Retrospective analysis of porcelain failures of metal ceramic crowns and fixed partial dentures supported by 729 implants in 152 patients: Patient-specific and implant-specific predictors of ceramic failure</p> <p>Kinsel et al.</p> <p>2009</p> <p>(42)</p> | <p>Evaluer les facteurs prédictifs des fractures de la céramique sur les couronnes céramo-métalliques sur implant.</p> | <p>Prothèses étudiées : Couronnes et bridges céramo-métalliques (alliage précieux + céramique feldspathique).</p> <p>Etude rétrospective 152 patients. 998 unités prothétiques implanto-portés céramo-métalliques.</p> <p>Les variables spécifiques des implants et des restaurations sont enregistrées (type de restauration, durée de mise en fonction, nombre d'implants, localisation sur l'arcade, dentition opposée, occlusion, bruxisme, utilisation d'un dispositif de protection occlusal, présence ou absence de fractures de céramique, sexe et âge du patient).</p> | <p>Technique : 558 reconstructions sont localisées en secteur postérieur, et 9.1% (51) présentent des fractures de la céramique.</p> <p>L'étude montre de façon significative que les fractures de la céramique sont augmentées quand la dent opposée est une couronne céramo-métallique sur implant, par rapport à une couronne céramo-métallique sur dent naturelle, ou une dent naturelle.</p> <p>Chez les patients présentant un bruxisme, les fractures de la céramique sont significativement plus nombreuses que chez les patients sans bruxisme.</p> <p>Chez les patients portant un dispositif de protection occlusal, les fractures de la céramique sont significativement moins nombreuses que chez les patients n'en portant pas.</p> | <p>L'étude montre de façon significative que les fractures de la céramique des couronnes et bridges céramo-métalliques supra-implantaires sont augmentées quand la dent opposée est une couronne céramo-métallique sur implant, chez les patients présentant un bruxisme, et chez les patients ne portant pas de dispositif de protection occlusal.</p> | <p>Design rétrospectif de l'étude, sans précision sur l'âge exact des prothèses. La présence de bruxisme est déterminée par examen clinique et par le questionnement des patients (biais d'information). Le seul paramètre étudié est la présence ou l'absence de fracture de la céramique. Pas de données sur les variables biologiques ou sur les possibles erreurs de fabrication au laboratoire.</p> |

| | | | | | |
|---|--|--|--|--|---|
| <p>RCT (Randomized Clinical Trial)</p> <p>Five-Year Follow-up of Implant-Supported Y-TZP and ZTA Fixed Dental Prostheses. A Randomized, Prospective Clinical Trial Comparing Two Different Material Systems</p> <p>Larsson et al.</p> <p>2010</p> <p>(38)</p> | <p>Evaluer la performance clinique de bridges céramo-céramiques implanto-portés de deux à 5 unités, et comparer deux systèmes céramo-céramiques.</p> | <p>Prothèses étudiées : Bridges céramo-céramiques (armature zircone + céramique cosmétique) Bridges céramo-céramiques (armature alumine renforcée en zircone + céramique cosmétique)</p> <p>Etude randomisée 5 ans 18 patients 25 bridges céramo-céramiques implanto-portés de 2 à 5 unités. Infrastructure céramiques : InZ : In-Ceram Zirconia (alumine renforcée en zircone) ; DZ : Zircone Y-TZP (Yttria Tetragonal Zirconia Polycrystal) 9 patients reçoivent 13 bridges de système DZ (total de 31 unités), 9 reçoivent 12 bridges de système InZ (total de 35 unités). Les bridges sont évalués après 6 mois, 1 an, 3 ans et 5 ans.</p> | <p>Technique : Taux de survie prothétique : 100 % Taux de succès : 83 % bridges In-Ceram Zirconia 31 % bridges Y-TZP</p> <p>Aucune fracture de l'infrastructure céramique n'a été relevée. Seule complication technique : chipping de la céramique cosmétique sur des unités de bridges postérieures. différence significative entre les deux groupes (succès et taux de chipping).</p> <p>Biologique : Survie implantaire : 100 %</p> | <p>Les bridges implanto-portés céramo-céramiques peuvent être considérés comme une alternative de traitement. Nombreuses fractures de céramiques relevées pour les bridges à armature zircone.</p> | <p>Très faible effectif (18 patients).</p> |
| <p>Etude rétrospective</p> <p>Clinical evaluation of zirconia-based restorations on implants: a retrospective cohort study from the AIOP clinical research group</p> <p>Monaco et al.</p> <p>2015</p> <p>(35)</p> | <p>Evaluer les performances cliniques de couronnes et bridges implanto-portés à armature zircone, sur une période de 1 à 5 ans.</p> | <p>Prothèses étudiées : Couronnes et bridges céramo-céramiques (armature zircone + céramique cosmétique)</p> <p>Etude rétrospective Durée d'observation maximale : 5 ans 131 patients. 44 bridges postérieurs. 103 couronnes unitaires postérieures.</p> | <p>Technique : Taux de survie à 5 ans couronnes : 87,82 % Taux de survie à 5 ans bridges : 95,45 % Taux de succès à 5 ans couronnes : 85,53 % Taux de succès à 5 ans bridges : 88,11 %</p> <p>Fracture de l'armature : 3 couronnes unitaires Chipping : 5 couronnes unitaires dont 3 nécessitant le remplacement de la couronne, 5 bridges dont 2 nécessitant le remplacement.</p> <p>Esthétique : Satisfaction du patient : 73 couronnes et 38 bridges : entièrement satisfaits 27 couronnes et 6 bridges : satisfaits 3 couronnes : critiques mineures de l'esthétique</p> | <p>Les résultats à court et moyen termes sont prometteurs. Les échecs sont limités, et surviennent principalement chez les patients ayant des parafunctions.</p> | <p>Manque de précision dans la méthode et l'énonciation des résultats (renvoie seulement à une étude précédente).</p> |

| | | | | | |
|--|--|---|--|--|--|
| <p>Etude prospective</p> <p>Prefabricated zirconium dioxide implant abutments for single-tooth replacement in the posterior region: evaluation of peri-implant tissues and superstructures after 12 months of function</p> <p>Nothdurft et al.</p> <p>2010</p> <p>(33)</p> | <p>Connaitre les performances cliniques de piliers en zircone et de couronnes céramo-céramiques, placés en région postérieure.</p> | <p>Prothèses étudiées : Couronnes céramo-céramiques (armature zircone + céramique cosmétique)</p> <p>Etude prospective 1 an 24 patients 40 couronnes unitaires Les couronnes sont évaluées à 12 mois.</p> | <p>Technique : Taux de survie prothétique 100 % Taux de succès prothétique : 90 % Fracture de la céramique cosmétique : 4 couronnes (10%) présentent des fractures de céramique, peu importantes, polies.</p> <p>Biologique : Survie implantaire : 100 % 1 seul site présente un signe d'inflammation. Saignement au sondage : index moyen 0.6 Profondeur de poche : moyenne 2.3 mm Niveau de l'os marginal : perte plus importante en distal qu'en mésial.</p> | <p>A un an, aucun échec mécanique n'est rencontré au niveau des piliers. Les tissus mous et durs péri-implantaires sont pour la majorité sains et sans inflammation. Chipping retrouvé dans 10% des cas.</p> | <p>Peu de données sur les patients. Durée courte de l'étude.</p> |
| <p>Etude prospective</p> <p>Minimally invasive treatment of the atrophic posterior maxilla: a proof-of-concept prospective study with a follow-up of between 36 and 54 months</p> <p>Pozzi et al.</p> <p>2012</p> <p>(40)</p> | <p>Evaluer le traitement du maxillaire atrophique à l'aide d'implant axiaux et inclinés, avec mise en charge immédiate de bridges sur piliers zircone et titane produits par CFAO.</p> | <p>Prothèses étudiées : Bridges céramo-céramiques (armature zircone + céramique cosmétique)</p> <p>Etude prospective 3 ans 27 patients 81 implants : 39 implants axiaux (pilier titane), 42 implants inclinés (piliers zircone) 37 bridges scellés de 3 à 5 éléments.</p> <p>Pose de bridges provisoires immédiats en résine, puis 5 à 6 mois après, mise en place de bridges céramo-céramiques à armature zircone.</p> <p>Suivi tout les ans jusqu'à 3 ans</p> | <p>Technique : Taux de survie prothétique : 100 % Taux de succès prothétique : 91.9 % 3 chipping de céramique Pas de corrélation entre le chipping et le type de denture opposée, mais certainement lié à des parafunctions ou une mauvaise équilibration occlusale.</p> <p>Biologique : Survie implantaire : 96.3 % Aucune complication biologique</p> <p>Pas de corrélation entre la résorption osseuse marginale et le type de connexion implantaire, ni avec le type d'implant (axial ou incliné).</p> | <p>Le traitement implantaire du secteur maxillaire atrophique à l'aide d'implant axiaux et inclinés, avec mise en charge immédiate de bridges sur piliers zircone et titane produits par CFAO, est une alternative efficace et biologiquement bénéfique à l'élévation du plancher sinusien maxillaire.</p> | <p>Effectif peu élevé. Pas de précision sur la localisation des éclats de céramique.</p> |

| | | | | | |
|--|---|---|---|---|--|
| <p>RCT (Randomized Clinical Trial)</p> <p>Randomized controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for canine and posterior single-tooth implant reconstructions: preliminary results at 1 year of function</p> <p>Sailer et al.</p> <p>2009</p> <p>(32)</p> | <p>Comparer le taux de survie de piliers personnalisés en zircone par rapport au titane, dans les régions canines et postérieures, et comparer les résultats esthétiques.</p> | <p>Prothèses étudiées : Couronnes céramo-métalliques Couronnes céramo-céramiques (armature zircone ou alumine)</p> <p>Etude randomisée 1 an 20 patients 31 couronnes unitaires placées en région canine, prémolaire, et molaire. 13 couronnes céramo-métalliques (sur pilier titane sauf 1 sur pilier zircone) 18 couronnes céramo-céramiques (sur pilier zircone)</p> <p>Les paramètres techniques, biologiques et esthétiques sont évalués à 1 an.</p> | <p>Technique : Taux de survie prothétique : 100 % Taux de succès prothétique : Couronnes céramo-métalliques : 83,3 % Couronnes céramo-céramiques : 100 % 2 fractures de céramique cosmétique sur couronnes céramo-métalliques (16.7%).</p> <p>Biologique : Taux de survie implantaire : 100 % Pas de complication biologique Pas de différence entre les deux groupes concernant les paramètres biologiques évalués (plaque, saignement, profondeur de poche). La présence de plaque et le saignement au sondage tendent à être un peu plus élevés autour des couronnes céramo-céramiques sur pilier zircone.</p> <p>Esthétique : Changement de couleur de la muqueuse péri-implantaire dans les deux types de restaurations, de magnitude similaire.</p> | <p>Les résultats de l'étude indique que les restaurations céramo-céramiques sur pilier zircone peuvent être utilisées dans les régions canines, prémolaires et molaires avec des succès techniques, biologiques et esthétiques similaires par rapport aux couronnes céramo-métalliques supportées par pilier titane.</p> | <p>Durée d'étude faible (1an). Faible effectif Manque de précision concernant le nombre de couronnes à armature zircone et de couronnes à armature en alumine.</p> |
| <p>Etude rétrospective</p> <p>Survival and chipping of zirconia-based and metal-ceramic implant-supported single crowns</p> <p>Schwarz et al.</p> <p>2012</p> <p>(1)</p> | <p>Comparer l'incidence du chipping de couronnes céramo-métalliques et céramo-céramiques implanto-portées.</p> | <p>Prothèses étudiées : Couronnes céramo-métalliques (armature alliage précieux + céramique cosmétique) Couronnes céramo-céramiques (armature zircone + céramique cosmétique).</p> <p>Etude rétrospective Durée d'observation maximale : 5,8 ans 153 patients 232 couronnes unitaires 206 couronnes postérieures 179 couronnes céramo-métalliques 53 couronnes céramo-céramiques</p> <p>Evaluation des taux de survie, succès et incidence du chipping de la céramique.</p> | <p>Technique : Taux de survie prothétique à 5,8 ans : Couronnes céramo-métalliques : 98,3 % Couronnes céramo-céramiques : 86,8 % Taux de succès prothétique : Céramo-métalliques : 78.2 % à 5,8 ans. Céramo-céramiques : 69.8 % à 4,4 ans. Chipping de la céramique pour 13 céramo-céramiques (24.5%) et 17 céramo-métalliques (9.5%)</p> <p>Taux de chipping significativement plus grand pour couronnes céramo-céramiques (facteur de risque 3.8). L'âge, le sexe, la position de la couronne, le ciment utilisé n'ont pas d'influence significative sur l'incidence du chipping pour les couronnes unitaires.</p> <p>Biologique : Taux de survie implantaire : 99,6 %</p> | <p>Le taux de survie et de succès des couronnes céramo-céramiques à armature en zircone est significativement plus faible que celui des couronnes céramo-métalliques.</p> <p>Le chipping de la céramique est la complication la plus représentée, et augmente significativement avec le temps. L'incidence du chipping pour les couronnes céramo-céramiques est significativement plus grande que les couronnes céramo-métalliques.</p> | <p>Pas de renseignement sur la nature des piliers. Les groupes ne sont pas comparables. Plusieurs praticiens intervenants dans l'étude et récoltant les informations nécessaire à l'étude.</p> |

| | | | | | |
|---|--|---|---|---|--|
| <p>Etude retrospective</p> <p>Hardware complications and failure of three-unit zirconia-based and porcelain-fused-metal implant-supported fixed dental prostheses: a retrospective cohort study with up to 8 years</p> <p>Shi et al.</p> <p>2016</p> <p>(2)</p> | <p>Evaluer les complications matérielles et la survie de bridges trois éléments implanto-portés céramo-céramiques et céramo-métalliques.</p> | <p>Prothèses étudiées : Bridges céramo-métalliques (armature en alliage précieux + céramique cosmétique) Bridges céramo-céramiques (armature zircone + céramique cosmétique)</p> <p>Etude rétrospective Durée d'observation maximale : 8 ans (moyenne 4.8 ans) 237 patients 152 bridges céramo-métalliques 127 bridges céramo-céramiques</p> <p>Evaluation des taux de survie, succès et incidence du chipping de la céramique.</p> | <p>Technique : Taux de survie prothétique : Bridges céramo-métallique : 94,4 % Bridges céramo-céramique : 94,6 % Taux de succès prothétique : Bridges céramo-métalliques : 81,58 % Bridges céramo-céramiques : 69,93 % Pas de différence significative pour les taux de survie. Différence significative pour les taux de succès.</p> <p>Chipping de céramique : Grade 1 : mineur, pouvant être poli. 14 céramo-céramiques, 7 céramo-métalliques. Différence significative</p> <p>Grade 2 : moyen, réparation composite nécessaire. 17 céramo-céramiques, 11 céramo-métalliques. Pas de différence significative.</p> <p>Grade 3 : sévère, remplacement de la couronne. 3 céramo-céramiques, 4 céramo-métalliques. Pas de différence significative.</p> <p>Biologique : Taux de survie implantaire : Bridges céramo-métallique : 94,7 % Bridges céramo-céramique : 95,3 %</p> | <p>Haut taux de survie pour les bridges céramo-céramiques et céramo-métalliques implanto-portés en secteur postérieur.</p> <p>Plus de complications matérielles pour les prothèses céramo-céramiques.</p> <p>Les prothèses à armature zircone nécessitent plus de polissage, et plus de maintenance que les prothèses céramo-métalliques.</p> | <p>Combien d'expérimentateurs ? Reproductibilité dans l'évaluation des paramètres</p> |
| <p>CAD/CAM-fabricated ceramic implant-supported single crowns made from lithium disilicate: Final results of a 5-year prospective cohort study</p> <p>Spies et al.</p> <p>2017</p> <p>(36)</p> | <p>Evaluer les résultats cliniques à 5 ans de couronnes unitaires implanto-portées monolithiques en disilicate de lithium, supportées par des implants en zircone.</p> | <p>Prothèses étudiées : Couronnes monolithiques en disilicate de lithium</p> <p>Etude prospective 5 ans 24 patients Implants zircone 24 couronnes monolithiques en disilicate de lithium (4 antérieures / 20 postérieures). Les paramètres sont évalués tous les ans durant 5 ans</p> | <p>Technique : Taux de survie à 5 ans : 100 % Taux de succès à 5 ans : 91,7 % Pas de différence significative pour le succès entre couronnes antérieures et postérieures. 1 éclat mineur de céramique 2 couronnes surfaces occlusales rugueuses. Augmentation significative de cette complication dans le temps. Pas de corrélation entre les complications techniques et le type d'antagoniste (dent naturelle ou restaurée)</p> <p>Biologique : Pas de complications biologiques à 5 ans.</p> | <p>Taux de survie et succès à 5 ans prometteurs. Les complications techniques sont significativement plus faibles comparées à des restaurations zircone recouvertes de céramique cosmétique.</p> | <p>Faible effectif (24 patients) Peu de précisions sur les patients inclus (parafonctions) Pas de précision concernant la localisation des couronnes impliquées dans les complications. Utilisation d'une échelle visuelle analogique (très subjective).</p> |

| | | | | | |
|---|---|--|--|--|--|
| <p>Spies et al. 2017 (36)</p> | | | <p>Esthétique : Ressenti patient : augmentation des scores VAS (échelle visuelle analogique) des paramètres « fonction » « esthétique » « sensation » « parole » entre le début (avant traitement) et après pose de la prothèse. Légères différences au niveau de la correspondance de teinte pour 62,5 % des couronnes, essentiellement dues au gradient de couleur des dents adjacentes. Mais pour les patients : score VAS de 90 % pour esthétique lors de la pose.</p> | | |
| <p>RCT (Randomized Clinical Trial) Marginal bone loss of two implant systems with three different superstructure materials: a randomized clinical trial Türk et al. 2013 (39)</p> | <p>Evaluer l'effet de trois matériaux utilisés en prothèse supra-implantaire et de deux systèmes implantaires sur la perte d'os marginal.</p> | <p>Prothèses étudiées : Prothèses de 2, 3 ou 4 éléments : Céramo-métallique (alliage non précieux) Céramo-métallique (alliage précieux) Céramo-céramique (armature zircon) Etude randomisée 23 patients 67 implants postérieurs : deux systèmes implantaires : 35 Dentsply-Friadent-Xive® 32 Zimmer-TSV® Les patients reçoivent de manière aléatoire l'un ou l'autre type d'implant, et l'un des trois matériaux. 27 prothèses, divisées en unités prothétiques : 22 alliage non-noble = BMA 25 alliage noble = NMA 20 oxyde de zirconium = ZBC Evaluation des prothèses et radiographies de contrôle à la mise en charge des implants, puis à 3, 6 et 12 mois.</p> | <p>Technique : Taux de survie prothétique de 100 % Taux de succès prothétique de 100 % Aucune complication technique à 1 an. Biologique : Niveau d'os marginal : à 3 mois : le groupe des prothèses BMA montre une perte d'os marginal significativement plus élevée que le groupe NMA. NMA et ZBC révèlent des pertes d'os marginales similaires. La différence entre BMA et ZBC n'est pas significative. à 6 mois : le groupe des prothèses BMA montre une perte d'os marginal significativement plus élevée que les groupes NMA et ZBC. La différence entre NMA et ZBC n'est pas significative. à 12 mois : le groupe des prothèses BMA montre une perte d'os marginal significativement plus élevée que les groupes NMA et ZBC. La différence entre NMA et ZBC n'est pas significative. Pas de différence significative relevée entre les deux types de systèmes implantaires.</p> | <p>Les matériaux utilisés pour la superstructure implantaire ont un rôle prédominant sur la perte d'os crestal péri-implantaire. Les prothèses céramo-métalliques à armature à base d'alliage non précieux causent une perte plus importante d'os que les prothèses à base de zircon ou d'alliage précieux. Pas de différence significative entre les prothèses à base d'alliage précieux ou de zircon. Toutes les restaurations sont cliniquement acceptables.</p> | <p>Pas de simple ni double-aveugle. Faible durée d'étude. Faible effectif (27 bridges). Utilisation d'unités prothétiques pour augmenter effectif mais ne reflète pas la réalité clinique car ne prend pas la prothèse dans son ensemble. Etude en 2D (radiographies) pouvant créer des biais d'interprétation (superpositions par exemple).</p> |

Annexe 2 : Tableau récapitulatif des articles inclus et leur niveau de preuve associé

| Auteur | Année | Type d'étude | Niveau de preuve |
|------------------------|-------|------------------------|------------------|
| Larsson et al. | 2010 | Etude randomisée (RCT) | 1 |
| Sailer et al. | 2009 | Etude randomisée (RCT) | 1 |
| Cacaci et al. | 2017 | Etude randomisée (RCT) | 2 |
| Esquivel-Upshaw et al. | 2014 | Etude randomisée (RCT) | 2 |
| Esquivel-Upshaw et al. | 2014 | Etude randomisée (RCT) | 2 |
| Hosseini et al. | 2011 | Etude randomisée (RCT) | 2 |
| Türk et al. | 2013 | Etude randomisée (RCT) | 2 |
| Hosseini et al. | 2013 | Etude prospective | 2 |
| Joda et al. | 2017 | Etude prospective | 2 |
| Nothduft et al. | 2010 | Etude prospective | 2 |
| Pozzi et al. | 2012 | Etude prospective | 2 |
| Spies et al. | 2017 | Etude prospective | 2 |
| Kinsel et Lin | 2009 | Etude rétrospective | 4 |
| Monaco et al. | 2015 | Etude rétrospective | 4 |
| Schwarz et al. | 2012 | Etude rétrospective | 4 |
| Shi et al. | 2016 | Etude rétrospective | 4 |

Annexe 3 : Définition « Analyse par méthode des éléments finis »

La méthode des éléments finis est une manière numérique de décrire le comportement physique d'objets. Elle consiste à résoudre, à l'aide d'un ordinateur, des équations aux dérivées partielles (81).

Annexe 4 : Score FIPS « Fonctionnal Implant Prosthodontic Score »

Ce score comprend 5 variables, notées de 0 à 2. Le score total est noté de 0 à 10. Les variables sont :

- « Interproximal » : qualité des points de contact testée par le passage du fil dentaire. Anomalie majeure (score 0), anomalie mineure (score 1), pas d'anomalie (score 2).
- « Occlusion » : testée en statique et dynamique avec du papier d'occlusion fin. Anomalie majeure (score 0), anomalie mineure (score 1), pas d'anomalie (score 2).
- « Design » : analyse la forme et la correspondance de teinte. Anomalie majeure (score 0), anomalie mineure (score 1), pas d'anomalie (score 2).
- « Mucosa » : qualité et quantité de tissu kératinisé et attaché autour de l'implant. Tissus non kératinisé et non attaché (score 0), tissus non kératinisé et attaché (score 1), tissus kératinisé et attaché (score 2).

- « Bone » : niveau de l'os marginal en mésial et distal de l'implant. Perte osseuse > 1,5 mm (score 0), perte osseuse < 1,5 mm (score 1) et pas de perte osseuse (score 2).

Bibliographie

1. Schwarz S, Schröder C, Hassel A, Bömicke W, Rammelsberg P. Survival and chipping of zirconia-based and metal–ceramic implant-supported single crowns. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14:119–25.
2. Shi J-Y, Zhang X-M, Qiao S-C, Qian S-J, Mo J-J, Lai H-C. Hardware complications and failure of three-unit zirconia-based and porcelain-fused-metal implant-supported fixed dental prostheses: a retrospective cohort study with up to 8 years. *Clin Oral Implants Res.* 2017 May;28(5):571–5.
3. P. Leclercq, S.L. Dohan, D.M. Dohan. Implantologie axiale : procédures chirurgicales et stratégies prothétiques. *Encycl Med Chir (Paris), Médecine buccale,* 28-820-G-10, 2008.
4. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1986;1(1):11–25.
5. Missika P. Accéder à l'implantologie. Rueil-Malmaison : CdP, 2003.
6. Clément M, Noharet R, Viennot S. Réalisation clinique d'une prothèse fixée unitaire : optimisation du résultat esthétique. *Encycl Med Chir (Paris), Médecine buccale,* 28-686-C-10, 2014.
7. Monchanin S, Viennot S, Allard Y, Malquarti G. Réalisation au laboratoire de prothèses fixées céramométalliques. *Encycl Med Chir (Paris), Médecine buccale,* 28-676-C-10, 2009.
8. Margossian P, Laborde G. Restaurations céramocéramiques. *Encycl Med Chir (Paris), Médecine buccale,* 28-648-C-10, 2008.
9. Joda T, Ferrari M, Brägger U. Monolithic implant-supported lithium disilicate (LS2) crowns in a complete digital workflow: A prospective clinical trial with a 2-year follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2017 Jun;19(3):505–11.
10. Rauch A, Reich S, Schierz O. Chair-side generated posterior monolithic lithium disilicate crowns: clinical survival after 6 years. *Clin Oral Investig.* 2017 Jul;21(6):2083–9.
11. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NRFA. All-ceramic systems : laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am.* 2011 Apr;55(2):333–52.
12. Behin P. Pratique clinique des matériaux dentaires en prothèse fixée. Paris : CdP, 1997. (Collection Guide clinique).
13. Hämmerle C. Les céramiques dentaires en pratique clinique. Paris : Quintessence International, 2009.

14. Ferrari JL., Sadoun M. Classification des céramiques dentaires. Cah Prothèse. 1995;(89):1–25.
15. Esquivel-Upshaw JF, Clark AE, Shuster JJ, Anusavice KJ. Randomized clinical trial of implant-supported ceramic-ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses: preliminary results. J Prosthodont. 2014 Feb;23(2):73–82.
16. Lughì V, Sergo V. Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. Dent Mater. 2010 Aug;26(8):807–20.
17. Zeynep Özkurt-Kayahan. Monolithic zirconia: A review of the literature. Biomed Res. 2016;27(4):1427–36.
18. Helvey G. Classification of dental ceramics. Dent. 2013 Apr;9(4):62–80.
19. Blatz MB, Vonderheide M, Conejo J. The effect of resin bonding on long-term success of high-strength ceramics. J Dent Res. 2017 Sep;[Epub ahead of print].
20. Gross M. Occlusion in implant dentistry. A review of the literature of prosthetic determinants and current concepts. Aust Dent J. 2008 Jun;53:S60–8.
21. Picq PG. L'articulation temporo-mandibulaire des hominidés: biomécanique, allométrie, anatomie comparée et évolution. Paris : Centre national de la recherche scientifique, Presses du CNRS, 1990. (Cahiers de paléanthropologie).
22. Van Der Bilt A. Assessment of mastication with implications for oral rehabilitation: a review. J Oral Rehabil. 2011 Oct;38(10):754–80.
23. Ciftçi Y, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000 Aug;15(4):571–82.
24. Flanagan D. Bite force and dental implant treatment: a short review. Med Devices Auckl NZ. 2017 Jun 27;10:141–8.
25. Hämmerle CHF, Wagner D, Brägger U, Lussi A, Karayiannis A, Joss A, et al. Threshold of tactile sensitivity perceived with dental endosseous implants and natural teeth. Clin Oral Implants Res. 1995 Jun 1;6(2):83–90.
26. Sheridan RA, Decker AM, Plonka AB, Wang H-L. The role of occlusion in implant therapy: a comprehensive updated review. Implant Dent. 2016 Dec;25(6):829–38.
27. Haute Autorité de Santé. Agence nationale d'accréditation et d'évaluation en santé (ANAES). Guide d'analyse de la littérature et gradation des recommandations. [Internet]. 2000. Available from: <https://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/analiterat.pdf>
28. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. Clin Oral Implants Res. 2008 Feb;19(2):119–30.

29. Jung RE, Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, Thoma DS. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Oct;23 (Suppl 6):2–21.
30. Hosseini M, Worsaae N, Schiodt M, Gotfredsen K. A 1-year randomised controlled trial comparing zirconia versus metal-ceramic implant supported single-tooth restorations. *Eur J Oral Implantol.* 2011;4(4):347–61.
31. Hosseini M, Worsaae N, Schiødt M, Gotfredsen K. A 3-year prospective study of implant-supported, single-tooth restorations of all-ceramic and metal-ceramic materials in patients with tooth agenesis. *Clin Oral Implants Res.* 2013 Oct;24(10):1078–87.
32. Sailer I, Zembic A, Jung RE, Siegenthaler D, Holderegger C, Hämmerle CHF. Randomized controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for canine and posterior single-tooth implant reconstructions: preliminary results at 1 year of function. *Clin Oral Implants Res.* 2009 Mar;20(3):219–25.
33. Nothdurft F, Pospiech P. Prefabricated zirconium dioxide implant abutments for single-tooth replacement in the posterior region: evaluation of peri-implant tissues and superstructures after 12 months of function. *Clin Oral Implants Res.* 2010 Aug;21(8):857–65.
34. Cacaci C, Cantner F, Mücke T, Randelzhofer P, Hajtó J, Beuer F. Clinical performance of screw-retained and cemented implant-supported zirconia single crowns: 36-month results. *Clin Oral Investig.* 2017 Jul;21(6):1953–9.
35. Monaco C, Caldari M, Scotti R, AIOP (Italian Academy of Prosthetic Dentistry) Clinical Research Group. Clinical evaluation of zirconia-based restorations on implants: a retrospective cohort study from the AIOP clinical research group. *Int J Prosthodont.* 2015 Jun;28(3):239–42.
36. Spies BC, Pieralli S, Vach K, Kohal R-J. CAD/CAM-fabricated ceramic implant-supported single crowns made from lithium disilicate: Final results of a 5-year prospective cohort study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2017 Jun;19(5):876–83.
37. Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Oct;23 (Suppl 6):22–38.
38. Larsson C, Steyern PV von. Five-year follow-up of implant-supported Y-TZP and ZTA fixed dental prostheses. A randomized, prospective clinical trial comparing two different material systems. *ResearchGate.* 2010 Nov;23(6):555–61.
39. Türk AG, Ulusoy M, Toksavul S, Güneri P, Koca H. Marginal bone loss of two implant systems with three different superstructure materials: a randomised clinical trial. *J Oral Rehabil.* 2013 Jun;40(6):457–63.

40. Pozzi A, Sannino G, Barlattani A. Minimally invasive treatment of the atrophic posterior maxilla: A proof-of-concept prospective study with a follow-up of between 36 and 54 months. *J Prosthet Dent*. 2012 Nov;108(5):286–97.
41. Esquivel-Upshaw JF, Mehler A, Clark AE, Neal D, Anusavice KJ. Fracture analysis of randomized implant-supported fixed dental prostheses. *J Dent*. 2014 Oct;42(10):1335–42.
42. Kinsel RP, Lin D. Retrospective analysis of porcelain failures of metal ceramic crowns and fixed partial dentures supported by 729 implants in 152 patients: Patient-specific and implant-specific predictors of ceramic failure. *J Prosthet Dent*. 2009 Jun;101(6):388–94.
43. Christensen RP, Ploeger BJ. A clinical comparison of zirconia, metal and alumina fixed-prosthesis frameworks veneered with layered or pressed ceramic. *J Am Dent Assoc*. 2010 Nov;141(11):1317–29.
44. Pjetursson BE, Brägger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res*. 2007 Jun;18 (Suppl 3):97–113.
45. Kamio S, Komine F, Taguchi K, Iwasaki T, Blatz MB, Matsumura H. Effects of framework design and layering material on fracture strength of implant-supported zirconia-based molar crowns. *Clin Oral Implants Res*. 2015 Dec;26(12):1407–13.
46. Ansong R, Flinn B, Chung K-H, Mancl L, Ishibe M, Raigrodski AJ. Fracture toughness of heat-pressed and layered ceramics. *J Prosthet Dent*. 2013 Apr;109(4):234–40.
47. Guazzato M, Walton T, Franklin W, Davis G, Bohl C, Klineberg I. Influence of thickness and cooling rate on development of spontaneous cracks in porcelain/zirconia structures. *Aust Dent J*. 2010 Sep;55(3):306–10.
48. Taskonak B, Mecholsky JJ, Anusavice KJ. Residual stresses in bilayer dental ceramics. *Biomaterials*. 2005 Jun;26(16):3235–41.
49. Ashkanani HM, Raigrodski AJ, Flinn BD, Heindl H, Mancl LA. Flexural and shear strengths of ZrO₂ and a high-noble alloy bonded to their corresponding porcelains. *J Prosthet Dent*. 2008 Oct;100(4):274–84.
50. Farzin M, Khaledi AA, Malekpour B, Naseri MH. Evaluation of bond strength of pressed and layered veneering ceramics to nickel-chromium alloy. *J Dent*. 2015 Sep;16(3 Suppl):230–6.
51. Schmitter M, Mueller D, Rues S. In vitro chipping behaviour of all-ceramic crowns with a zirconia framework and feldspathic veneering: comparison of CAD/CAM-produced veneer with manually layered veneer. *J Oral Rehabil*. 2013 Jul;40(7):519–25.
52. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings—a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater*. 2009 Jan;25(1):121–8.

53. Koenig V, Vanheusden AJ, Le Goff SO, Mainjot AK. Clinical risk factors related to failures with zirconia-based restorations: An up to 9-year retrospective study. *J Dent.* 2013 Dec;41(12):1164–74.
54. Nishigawa K, Bando E, Nakano M. Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. *J Oral Rehabil.* 2001 May;28(5):485–91.
55. Dupont N, Koenig V, Vanheusden A, Mainjot A. Failure of zirconia-based prostheses on natural teeth and implants: focus on risk factors. *Rev Med Liege.* 2014;Spec No 69:66–71.
56. Papaspyridakos P, Lal K. Computer-assisted design/computer-assisted manufacturing zirconia implant fixed complete prostheses: clinical results and technical complications up to 4 years of function. *Clin Oral Implants Res.* 2013 Jun;24(6):659–65.
57. Ferrari M, Vichi A, Zarone F. Zirconia abutments and restorations: from laboratory to clinical investigations. *Dent Mater.* 2015 Mar;31(3):e63-76.
58. Kim JHD, Lee S-JD, Park JSD, Ryu JJD. Fracture load of monolithic CAD/CAM lithium disilicate ceramic crowns and veneered zirconia crowns as a posterior implant restoration. *Implant Dent.* 2013 Feb;22(1):66–70.
59. Fischer H, Weber M, Marx R. Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. *J Dent Res.* 2003 Mar;82(3):238–42.
60. Kohorst P, Brinkmann H, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M. Influence of the veneering process on the marginal fit of zirconia fixed dental prostheses. *J Oral Rehabil.* 2010 Apr;37(4):283–91.
61. Larsson C, Wennerberg A. The clinical success of zirconia-based crowns: a systematic review. *Int J Prosthodont.* 2014 Feb;27(1):33–43.
62. Tenenbaum H. Péri-implantites. *Encycl Med Chir (Paris), Médecine buccale,* 28-825-G-40, 2012.
63. Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. The influence of various occlusal materials on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite-element study. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2005 Apr;73(1):140–7.
64. Kleinheinz J, Büchter A, Fillies T, Joos U. Vascular basis of mucosal color. *Head Face Med.* 2005 Aug 24;1:4.
65. Jung RE, Sailer I, Hämmerle CHF, Attin T, Schmidlin P. In vitro color changes of soft tissues caused by restorative materials. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2007 Jun;27(3):251–7.
66. Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z, et al. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2014 Jul;35:93–101.

67. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth J-F, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater.* 2012 Apr;28(4):449–56.
68. Nakamura K, Harada A, Inagaki R, Kanno T, Niwano Y, Milleding P, et al. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontol Scand.* 2015;73(8):602–8.
69. Zhang Y, Lee JJ-W, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater.* 2013 Dec;29(12):1201–8.
70. Mundhe K, Jain V, Pruthi G, Shah N. Clinical study to evaluate the wear of natural enamel antagonist to zirconia and metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2015 Sep;114(3):358–63.
71. Esquivel-Upshaw JF, Rose WF, Barrett AA, Oliveira ER, Yang MCK, Clark AE, et al. Three years in vivo wear: core-ceramic, veneers, and enamel antagonists. *Dent Mater.* 2012 Jun;28(6):615–21.
72. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res.* 2013 Oct;57(4):236–61.
73. Harada K, Raigrodski AJ, Chung K-H, Flinn BD, Dogan S, Mancl LA. A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *J Prosthet Dent.* 2016 Aug;116(2):257–63.
74. Batson ER, Cooper LF, Duqum I, Mendonça G. Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent.* 2014 Oct;112(4):770–7.
75. Stober T, Bermejo JL, Rammelsberg P, Schmitter M. Enamel wear caused by monolithic zirconia crowns after 6 months of clinical use. *J Oral Rehabil.* 2014 Apr;41(4):314–22.
76. Bömicke W, Rammelsberg P, Stober T, Schmitter M. Short-term prospective clinical evaluation of monolithic and partially veneered zirconia single crowns. *J Esthet Restor Dent.* 2017 Feb;29(1):22–30.
77. VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.KG. VITA ENAMIC® Documentation technique scientifique [Internet]. 2016. Available from: <https://www.vita-zahnfabrik.com/fr/VITA-ENAMIC-24971,27568.html>
78. de Kok P, Kleverlaan CJ, de Jager N, Kuijs R, Feilzer AJ. Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *J Prosthet Dent.* 2015 Jul;114(1):59–66.
79. Weyhrauch M, Igiel C, Scheller H, Weibrich G, Lehmann KM. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns on titanium implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2016 Apr;31(2):304–9.
80. Leung BTW, Tsoi JKH, Matinlinna JP, Pow EHN. Comparison of mechanical properties of three machinable ceramics with an experimental fluorophlogopite glass ceramic. *J Prosthet Dent.* 2015 Sep;114(3):440–6.

81. Dhatt G, Touzot G. Une présentation de la méthode des éléments finis. Laval : Presses Université, 1981.

Roussay Marc

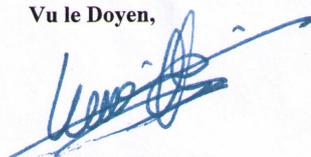
UNIVERSITÉ DE NANTES
UNITÉ DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

Vu le Président du Jury,


Pr Yves AMOURIO
Chef de Service d'Odontologie
Restauration et Chirurgicale

Vu et permis d'imprimer

Vu le Doyen,


Pr Bernard GIUMELLI

ROUSSAY (Marc). – Avantages et inconvénients des différents matériaux utilisés en prothèse implanto-portée fixée dans les secteurs postérieurs : analyse de la littérature. – 92f ; ill. ; tabl. ; 81 ref. ; 30 cm (Thèse : Chir. Dent ; Nantes ; 2018)

RESUME

La thérapeutique implantaire possède aujourd’hui une place de choix dans le traitement d’un édentement postérieur, en offrant au patient une solution fixe, et permettant une réhabilitation à la fois fonctionnelle et esthétique.

Différents matériaux peuvent entrer dans la conception des prothèses implanto-portées fixées. Ces matériaux doivent répondre à des impératifs mécaniques, biologiques et esthétiques, afin d’assurer le succès du traitement à long terme.

L’objectif de ce travail de thèse est d’évaluer les différents matériaux utilisés en prothèse implanto-portée fixée en secteur postérieur. Une analyse d’articles cliniques sur le sujet a été réalisée afin de comparer les matériaux.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT : Implantologie

MOTS CLES MESH

Implants dentaires – Dental implants

Matériaux dentaires – Dental materials

Prothèse dentaire implanto-portée – Dental prosthesis, Implant-supported

JURY

Président : Professeur Amouriq Y.

Directeur : Docteur Hoornaert A.

Assesseur : Docteur Jordana F.

Assesseur : Docteur Bernard C.

Invité : Docteur Morlock J.F.

ADRESSE DE L’AUTEUR

4 impasse de la Bichottière – 37250 Veigné

marcoussay7@hotmail.com