Zircone Prettau®: analyse de la littérature et indications

Maximilien Parnot

▶ **To cite this version:**

Maximilien Parnot. Zircone Prettau®: analyse de la littérature et indications. Médecine humaine et pathologie. 2016. dumas-01467511

HAL Id: dumas-01467511

https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01467511

Submitted on 14 Feb 2017

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

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

UNIVERSITÉ NICE-SOPHIA ANTIPOLIS
FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE
24 Avenue des Diables Bleus, 06357 Nice Cedex 04

ZIRCONE PRETTAU® : ANALYSE DE LA LITTÉRATURE ET INDICATIONS

Année 2016 Thèse n° 42-57-16-23

THÈSE

Présentée et publiquement soutenue devant
la Faculté de Chirurgie Dentaire de Nice
Le 22/09/2016 par

Monsieur Maximilien PARNOT

Né le 10 octobre 1991 à Nice

Pour obtenir le grade de :

DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE
(Diplôme d'État)

Examinateurs :

Monsieur le Professeur	Patrick MAHLER	Président du jury
Monsieur le Docteur	Eric LEFORESTIER	Assesseur
Monsieur le Docteur	Yves ALLARD	Directeur de thèse
Monsieur le Docteur	Antoine OUDIN	Assesseur

Faculté de Chirurgie dentaire
Odontologie

Année universitaire 2016/2017

CORPS ENSEIGNANT

56ème section : DEVELOPPEMENT, CROISSANCE ET PREVENTION

Sous-section 01 : ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE
Professeur des Universités : Mme MULLER-BOLLA Michèle
Maître de Conférences des Universités : Mme JOSEPH Clara
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme PIERRE Audrey
Sous-section 02 : ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE
Professeur des Universités : Mme MANIERE-EZVAN Armelle
Assistante Associée-Praticien Associée : Mme OUEISS Arlette
Assistant Hospitalier Universitaire : M. BUSSON Floriant
Sous-section 03 : PREVENTION, EPIDEMIOLOGIE, ECONOMIE DE LA SANTE, ODONTOLOGIE LEGALE
Professeur des Universités : Mme LUPI-PEGURIER Laurence
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme SOSTHE Anne Laure
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme BORSA Leslie

57ème section : SCIENCES BIOLOGIQUES, MEDECINE ET CHIRURGIE BUCCALE

Sous-section 01 : PARODONTOLOGIE
Maître de Conférences des Universités : M. CHARBIT Yves
Maître de Conférences des Universités : Mme VINCENT-BUGNAS Séverine
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme LAMURE Julie
Assistant Hospitalier Universitaire : M. RATHELOT Benjamin
Sous-section 02 : CHIRURGIE BUCCALE, PATHOLOGIE ET THERAPEUTIQUE, ANESTHESIE ET REANIMATION
Professeur des Universités Associées : Mme MERIGO Elisabetta
Maître de Conférences des Universités : M. COCHAIS Patrice
Maître de Conférences des Universités : M. SAVOLDELLI Charles
Assistant Hospitalier Universitaire : M. PAUL Adrien
Sous-section 03 : SCIENCES BIOLOGIQUES
Professeur des Universités : Mme PRECHEUR-SABLAYROLLES Isabelle
Maître de Conférences des Universités : Mme RAYBAUD Hélène
Maître de Conférences des Universités : Mme VOHA Christine

58ème section : SCIENCES PHYSIQUES ET PHYSIOLOGIQUES ENDODONTIQUES ET PROTHETIQUES

Sous-section 01 : ODONTOLOGIE CONSERVATRICE, ENDODONTIE
Professeur des Universités : Mme BERTRAND Marie-France
Professeur des Universités : M. MEDIONI Etienne
Professeur Emérite : M. ROCCA Jean-Paul
Maître de Conférences des Universités : Mme BRULAT-BOUCHARD Nathalie
Maître de Conférences Associé des Université : M. CEINOS Romain
Assistant Hospitalier Universitaire : M. MORKOWSKI-GEMMI Thomas
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme DUVERNEUIL Laura
Assistant Hospitalier Universitaire : M. GANDJIZADEH GHOUCHANI Mir-Payam
Sous-section 02 : PROTHESES
Professeur des Universités : Mme LASSAUZAY Claire
Maître de Conférences des Universités : M. ALLARD Yves
Maître de Conférences des Universités : M. LAPLANCHE Olivier
Maître de Conférences des Universités : Mme POUYSSEGUR-ROUGIER Valérie
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme CERETTI Léonor
Assistant Hospitalier Universitaire : M. OUDIN GENDREL Antoine
Assistant Hospitalier Universitaire : M. SABOT Jean-Guy
Assistant Hospitalier Universitaire : M. SAMMUT Arnaud
Sous-section 03 : SCIENCES ANATOMIQUES ET PHYSIOLOGIQUES
Professeur des Universités : M. BOLLA Marc
Professeur des Universités : M. MAHLER Patrick
Maître de Conférences des Universités : Mme EHRMANN Elodie
Maître de Conférences des Universités : M. LEFORESTIER Eric
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme CANCEL Bénédicte

REMERCIEMENTS

A Monsieur le Professeur Patrick MAHLER

Docteur en Chirurgie Dentaire
Professeur des Universités, Praticien Hospitalier
Sous-section sciences anatomiques et physiologiques

Je vous remercie de m'avoir fait l'honneur d'accepter de présider ce jury de thèse. J'ai eu un immense plaisir de pouvoir travailler avec vous lors de mes dernières années de clinique et d'apprendre toutes ces techniques que vous maitrisez. Veuillez trouver dans ce travail l'expression de toute ma gratitude, mon profond respect et ma grande reconnaissance pour tout ce que vous m'avez apporté.

A Monsieur le Docteur Yves ALLARD

Docteur en Chirurgie Dentaire
Maitre de Conférences des Universités, Praticien Hospitalier
Sous-section prothèse

Vous compter dans ce jury est un immense plaisir et un honneur. Vous m'avez fait partager votre expérience pour me faire progresser et je ne l'oublierai jamais. Vous êtes un excellent praticien et un véritable mentor pour moi. Veuillez trouver dans ce travail le témoignage de toute ma reconnaissance et de ma profonde considération.

A Monsieur le Docteur Antoine OUDIN-GENDREL

Docteur en Chirurgie Dentaire – Assistant Hospitalo-Universitaire
Sous-section prothèse

Je vous remercie de l'honneur que vous me faites en siégeant dans ce jury. Les conseils et le temps passé sur ce travail m'ont profondément touché. Votre bonne humeur, votre sympathie, et votre disponibilité m'ont beaucoup aidé durant ces années cliniques. Veuillez trouver dans ce travail l'expression de toute ma gratitude et de mon profond respect.

A Monsieur le Docteur Eric LEFORESTIER

Docteur en Chirurgie Dentaire
Maître de Conférence Hospitalo-Universitaire
Sous-section sciences anatomiques et physiologiques

C'est avec un immense plaisir que je vous compte parmi ce jury. Vous êtes un enseignant passionné et vous m'avez transmis le gout pour les biomatériaux. Vous avez toujours été disponible lorsque j'en avais besoin et je vous en remercie. Veuillez trouver dans ce travail le témoignage de toute ma reconnaissance et de ma profonde estime.

A Monsieur le Docteur Nicolas Lehmann

Docteur en Chirurgie Dentaire - Ancien Assistant Hospitalo-Universitaire

J'ai eu la chance de pouvoir vous assister dans votre pratique quotidienne. J'ai pu découvrir quel praticien extraordinaire vous êtes. Je vous remercie infiniment pour tout ce que vous m'avez apporté tant dans la dentisterie que dans ce travail.

A Elisa, mon grand amour, tu as toujours été présente pour moi et mon avenir est impensable sans ta présence. Je suis heureux et fier d'être ton alter ego. Je t'aime

A mes parents, vous avez toujours été présents et votre soutien m'est indispensable.

A mon frère Boris, tu es et tu resteras toujours un modèle d'excellence pour moi, je te remercie pour avoir toujours veillé sur moi et su me donner de précieux conseils

A ma sœur Juliette, on a grandi ensemble et nous sommes inséparable. Je te remercie pour tous ces bons moments partagés.

A ma famille Nicole, Sophie, Margaux, Nicolas, vous êtes très chers à mes yeux. Nous sommes éloignés physiquement mais vous restez tous dans mon cœur en ce jour spécial.

A mon meilleur ami Arthur, on s'est vu grandir et on a muri ensemble et nous serons toujours présents l'un pour l'autre.

A mes amis d'enfance Clara, Lisa, Charles, Paul, Thibault, notre amitié est très forte et je vous remercie pour qui vous êtes.

A mes amis Adrien, Polo, Florian, Floux, Dorian, Dylan, Julien.

A mon binôme Julien, j'ai découvert une personne d'une grande générosité et un très bon clinicien. Merci de m'avoir supporté. Tu es devenu une personne très importante à mes yeux.

A Faouzi, Josselin, qui m'avaient fait rire toutes ces années, j'espère pouvoir partager d'autres moments avec vous.

A mes amis, Pierre, Maher, Chloé, Tom, Keke, Guillaume, Sista, Maxime, Charlotte, Marion, merci pour tous ces moments insolites passés avec vous.

A Gwenaël, un breton qui m'a beaucoup appris et avec qui j'ai passé de bons moments.

A tous les dentaires, Julian, Adrien, Marie, Sarah, Sophie, Tessa, Matthieu, Maxime, Matthew, Edouard, Aimen, David, Rodo, et tous les autres.

A mes 4èmes années, Serena, Sarah, Thibault, Johanna

Aux praticiens qui m'ont beaucoup coaché, appris, et m'ont accompagné tout au long de mes études

TABLE DES MATIÈRES

1. INTRODUCTION 8

2. RAPPELS SUR LES CÉRAMIQUES 9

2.1 Généralités 9
2.2 Classifications 10
2.2.1 Classificationtraditionnelle 10
2.2.2 Classification actuelle 11
2.2.2.1 Céramiques feldspathiques 11
2.2.2.2 Vitrocéramiques 12
2.2.2.3 Verres hydrothermaux 12
2.2.2.4 Céramiques alumineuses 12
2.2.2.5 Céramiques à base d'hydroxyde de zirconium 13

3. LA ZIRCONE 14

3.1 Historique 14
3.2 Structure 14
3.3 Propriétés 16
3.4 Fabrication 17
3.4.1 Usinage de blocs doux ou pré-frittés 17
3.4.2 Usinage de blocs durs ou entièrement frittés 18

4. INTÉRÊT DE LA ZIRCONE 19

4.1 Résistance 19
4.2 Biocompatibilité 19
4.2.1 Inertie 19
4.2.2 Biocompatibilité parodontale 20
4.3 Esthétique 21
4.3.1 Limites de préparation 21
4.3.2 Transmission de la lumière 22

5. LIMITES DE LA ZIRCONE 23

5.1 Dégradation à basse température 23
5.2 Problèmes d'adhésion 23
5.2.1 Les différents types de liaisons 23

5.2.2 Coefficients de dilatation thermique 24
5.2.3 Cuisson 25
5.2.4 Refroidissement 25
5.2.5 Autres facteurs 26
5.2.6 Solutions proposées 27
5.2.6.1 Composites de collage contenant un groupement MDP 27
5.2.6.2 Modifications de surface de la zircone.....28
5.3 Chipping et fractures 30
5.3.1 Définition 30
5.3.2 Facteurs 31
5.3.3 Cas des cantilevers 33
5.3.4 Cas des restaurations supra implantaires 33
5.3.5 Cas de la zircone monolithique 34

6. ZIRCONE PRETTAU 36

6.1 Définition.....36
6.2 Composition.....37
6.3 Avantages 37
6.4 Indications.....38
6.5 Conception.....40
6.5.1 Préliminaires au fraisage 41
6.5.2 Fraisage 41
6.5.3 Préparation au frittage secondaire ou sintérisation 42
6.5.4 Traitement thermique 43
6.5.5 Grattage et colorations terminales 44
6.5.6 Etats de surface 44
6.6 CFAO.....44

7. CAS CLINIQUES 46

7.1 Cas clinique 1 46
7.2 Cas clinique 2 54

8. CONCLUSION 60

BIBLIOGRAPHIE.....61

1. INTRODUCTION

Les dernières années ont été marquées par de nombreuses avancées autant technologiques que dans le domaine de la dentisterie esthétique. L'essor des procédés « tout céramique « a permis de créer des restaurations mécaniquement stables et plus esthétique que les procédés à infrastructure métallique.

L'arrivée de la zircone en dentisterie fut l'occasion de passer dans une nouvelle ère, celle du tout céramique pour les restaurations plurales. Les restaurations céramo-métalliques, elles, restent toujours d'actualités mais présentent de moins en moins d'avantages, déclinant peu à peu au profit de la zircone. Cependant cette dernière présente des limites notables dans le domaine de l'esthétique et aussi commme toute céramique, elle présente des carences mécaniques aux niveau de ses interfaces, la rendant sensible à certaines forces masticatoires.

La zircone, utilisée en céramique d'infrastructure, est associée à une céramique cosmétique afin de s'affranchir des inconvénients esthétiques et électrochimiques des matériaux métalliques. La restauration céramo-céramique doit assurer résistance mécanique à long terme, biocompatibilité et apparence naturelle.
Cependant ces systèmes ne sont pas exempts de tout défaut. L'écaillement ou le « chipping » reste un des problèmes majeurs à ce jour suite à l'engouement des prothésistes pour l'utilisation de la zircone stratifiée dans les restaurations plurales. De plus, les fractures de l'infrastructure, le vieillissement, ou les différentiels de coefficients de dilatation thermique demeurent des enjeux à surmonter.
Les laboratoires et industriels s'investissent sans cesse dans un but d'obtenir le meilleur matériau possible.

Ce travail étudiera particulièrement, l'un d entre eux : la Zircone Prettau®, qui d'après son concepteur s'émancipe de tous problème de chipping et présente un résultat de très haut niveau esthétique. Nous présenterons enfin des réalisations cliniques suivant ce prcédé.

2. RAPPELS SUR LES CERAMIQUES

2.1 Généralités

Le terme céramique provient du terme « Keramos » signifiant argile en grec ancien. La céramique est longtemps restée l'art de façonner l'argile et d'en fixer les formes par la cuisson. Ces céramiques traditionnelles utilisaient comme matières premières : les argiles, les feldspaths et le quartz.

De nos jours, peut être considéré comme céramique : « tout matériau inorganique non métallique, mis en forme à haute température, à partir d'une poudre dont la consolidation fait appel à un frittage » (1).
Le frittage est défini comme « une opération pour réaliser, par chauffage, une agglomération des produits traités, afin de leur donner une cohésion et une rigidité suffisantes sans avoir recours à une fusion complète » (2).

En odontologie, elles sont principalement utilisées dans les reconstructions prothétiques, mais aussi plus récemment dans d'autres domaines, tels que l'implantologie ou encore l'orthodontie…

C'est un matériau inorganique composé d'oxydes, de carbures, de nitrures et de borures. Les atomes y sont liés par des liaisons fortes de type covalentes ou ioniques (3).
Sa mise en forme se fait à partir d'une poudre de granulométrie adaptée, qui est agglomérée après son mélange avec l'eau. Puis un phénomène de condensation s'opère par élimination des particules d'eau, ce qui permet d'améliorer la résistance de la céramique. Un séchage est ensuite réalisé. Puis un frittage sous vide est effectué, ce qui permet de diminuer la viscosité du matériau ainsi qu'un rapprochement des grains qui le composent. Après refroidissement, un glaçage est par la suite appliqué.

Les céramiques sont composées de deux phases distinctes :

- Une phase vitreuse (où la matrice est désordonnée) : elle permet de rendre la restauration esthétique mais n'est pas chargée, et donc peu résistante.
- Une phase cristalline dispersée (où la matrice est ordonnée) : elle n'apporte aucune propriété esthétique, mais elle est chargée et procure une résistance importante.

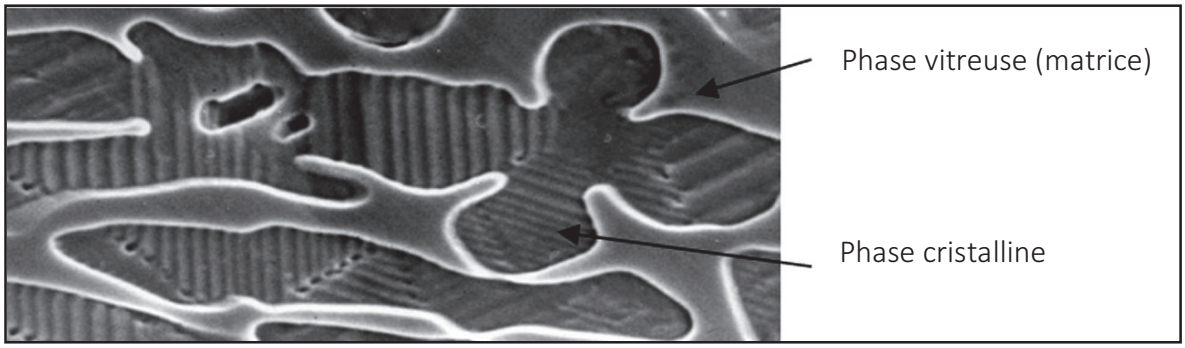


Schéma 1 : Phases de la céramique

2.2 Classification

2.2.1 Classification traditionnelle

Elle est fonction de la température de frittage, qui découle elle même de la température de fusion de l'alliage. On distingue :

- La céramique haute fusion : de 1280 à 1390°C : c'est une céramique principalement utilisée pour les dents artificielles des prothèses amovibles.
- La céramique moyenne fusion : de 1090 à 1260°C : elle est utilisée notamment dans les jackets cuites sur platine.
- La céramique basse fusion : de 870 à 1065°C : on la retrouve notamment principalement dans l'émaillage des couronnes céramo-métalliques.
- La céramique très basse fusion : de 660 à 780°C : c'est une céramique destinée à l'émaillage du titane et des alliages or, dans les couronnes céramo-céramiques, et au niveau des joints céramique - dent.

2.2.2 Classification actuelle : Sadoun & Ferrari

Elle est basée sur la composition chimique.

2.2.2.1 Céramiques feldspathiques

Ce sont des céramiques traditionnelles, utilisées principalement pour l'émaillage des couronnes céramo-métalliques. Elles peuvent également être utilisées sans armature métallique. Elles sont très peu utilisées, dans moins d'1% des cas.

- Composition physique : la poudre est composée de grains de 4 à 100µm ainsi que de plastifiants hydrosolubles et de colorants.

- Composition minéralogique :
  - Elle se compose d'une matrice *vitreuse* (d'une température de fusion allant de 1100 à 1300°C), faite de feldspaths & feldspathoïdes.
  - Ainsi que d'une matrice *cristalline* (d'une température de fusion de 1700°C), composée de quartz.

- Composition chimique
  - On observe des *oxydes principaux:*
    .Oxyde de Silicium (SiO_2 en majorité) : composé de phases cristallines & vitreuses
    .Oxyde d'Aluminium (Al_2O_3, < à 10%) : composé de phase vitreuse essentiellement, parfois cristalline.
  - On observe également des *oxydes alcalins* modificateurs, tels que les oxydes de cations alcalins monovalents (Na_2O, K_2O, Li_2O).
  - Mais également des *oxydes mineurs*, qui sont des opacifiants (ZrO_2 , SnO_2 , TiO_2), des fondants (B_2O_3 , $Na_2B_4O_7$) et des colorants (oxydes métalliques et terres rares).

2.2.2.2 Vitrocéramiques

Ces céramiques sont mises en forme à l'état de verre puis un traitement thermique est effectué : c'est ce qu'on appelle la cristallisation (elle est volontaire, contrôlée et partielle). C'est un matériau plus récent que la feldspathique, qui lui procure de meilleures propriétés, tant sur le plan mécanique que thermique.

Deux procédés se sont développés : Dicor® & Cerapearl®.

D'autres procédés ont depuis vu le jour : les vitrocéramiques renforcées à la leucite puis au dissilicate de lithium Elles sont élaborées à partir d'une maquette en cire puis mises en revêtement réfractaire. Les maquettes seront ensuite introduites dans un cylindre chauffé à 850°C, puis des lingotins de céramique préchauffés seront pressés. Après refroidissement, démoulage et élimination du revêtement, il y a deux possibilités : un maquillage peut être réalisé ou une stratification de céramique feldspathique peut être effectuée.

2.2.2.3 Verres hydro-thermaux

Ce sont des matériaux monophasés (une seule phase cristalline) avec des ions OH incorporés dans la structure. Ils sont peu utilisés en dentisterie.
Ils possèderaient un comportement de surface, c'est à dire une dureté, plus proche de celle de l'émail, ce qui les rend fragiles et donc peu intéressants.

2.2.2.4 Céramiques alumineuses

Leur constituant principal est l'alumine (Al_2O_3) dont le but est de renforcer le matériau.
Il en existe plusieurs types selon leur teneur en alumine :

- 40% : qu'on appelle Jacket de Mac Lean.
- 65% : de type Cerestore.
- 85% : In ceram® à base de barbotine.
- > 98% : Procera®, usinée par CFAO.

2.2.2.5 Céramiques à base d'hydroxyde de zirconium

Il s'agit d'alumine mélangée à de l'oxyde de zirconium où la phase cristalline est prépondérante.

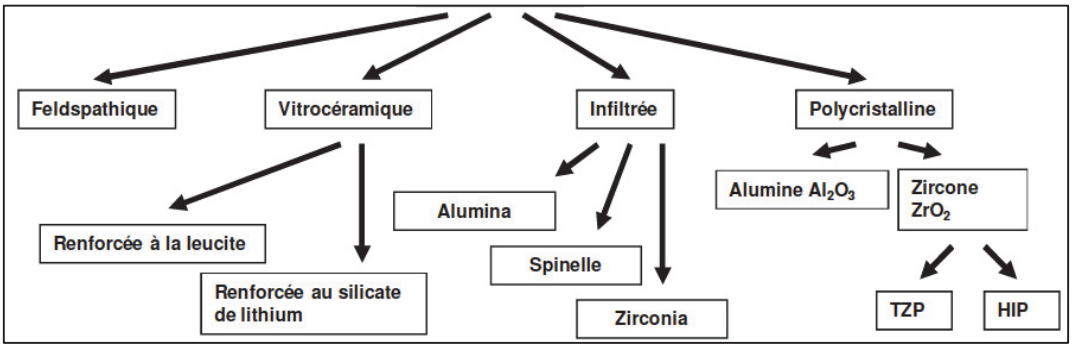


Schéma 2 : Les différents types de céramique

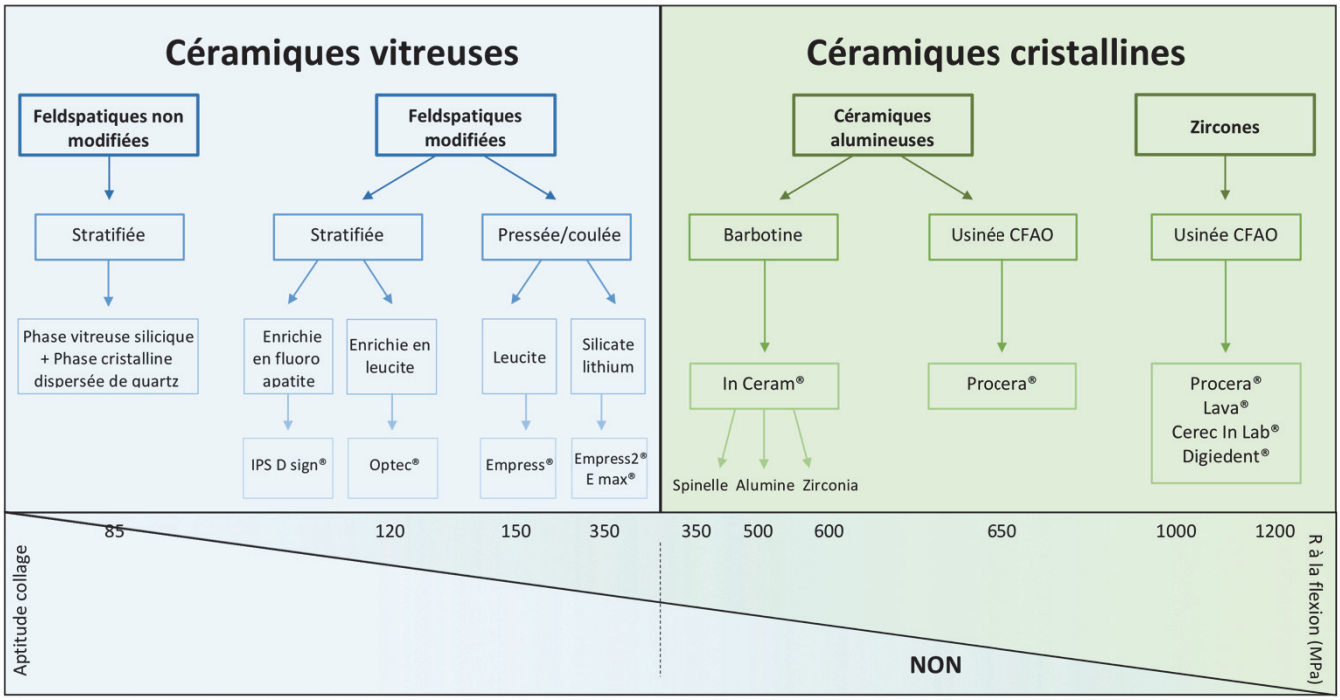


Schéma 3 : Les différents types de céramiques et leur résistance à la flexion

3. LA ZIRCONE

3.1 Historique

Le mot Zirconium provient de l'arabe Zargon signifiant « doré ».
L'utilisation de l'oxyde de zirconium pour des raisons médicales a été proposé pour la première fois en 1969 en orthopédie, comme matériau de prothèse de hanche.
Ce sont avec des études in vivo avant les années 90 tout d'abord, puis après 1990 grâce à des études in vitro, que l'usage de la zircone, ne présentant pas de résultats défavorables, s'est largement répandu.

Les premières applications en dentisterie furent dans le domaine prothétique, avec des coiffes céramo-céramiques sur dents antérieures. Puis plus tard en orthodontie, dans un but d'améliorer l'esthétique des brackets. Enfin c'est dans le domaine de l'implantologie, avec les piliers puis les implants, qu'elle fit son apparition.

3.2 Structure

Son terme scientifique est le Dioxyde de Zirconium ZrO_2.
Il en existe plusieurs variétés à ce jour :

- La zircone frittée HIP
- La zircone pré-frittée

La zircone cristallise dans trois types de réseaux : Monoclinique, tétragonal et cubique.
À température ambiante la zircone est de type monoclinique, mais elle ne présente, sous cette forme, aucune propriété intéressante.

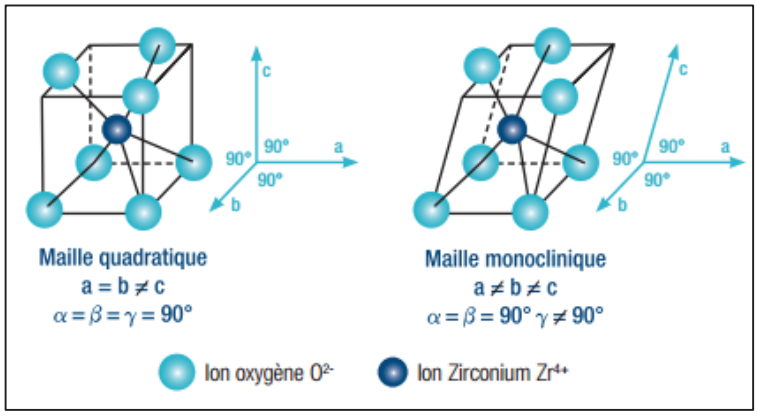


Schéma 4 : Structures cristallographiques quadratiques et monocliniques de la zircone

Lors des variations de températures, il se produit des transformations allotropiques, c'est à dire un passage d'un type de réseau à un autre. En d'autres termes on obtient un renforcement mécanique par transformation de phase.

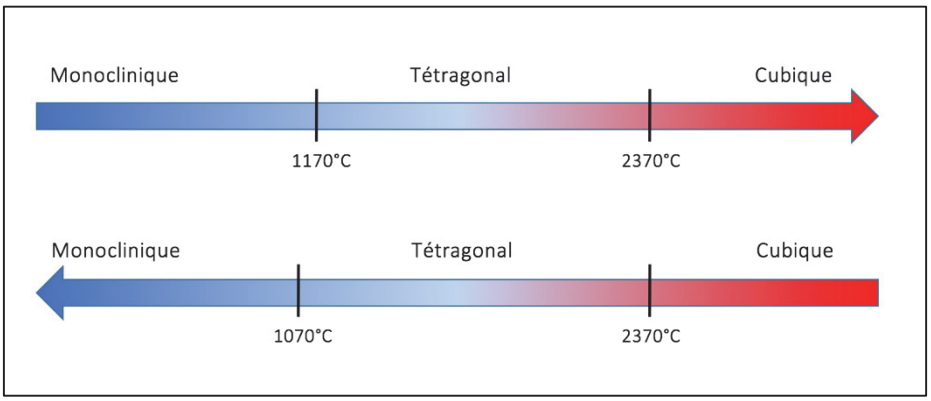


Schéma 5 : Tableau des transformations allotropiques de la zircone au cours du réchauffement et du refroidissement

Comme l'explique la figure 3, lors de l'élévation de la température, la zircone passe successivement du réseau monoclique à tétragonal puis cubique. Les changements de phase se font à 1170°C et à 2370°C.

Inversement en cas d'abaissement de température, ces changements se produisent respectivement à 1070°C et 2370°C.

Le problème majeur vient du fait que, lors du refroidissement du frittage des céramiques, le changement de réseau s'accompagne d'une expansion de 3 à 4 %, ce qui génère de fortes contraintes et un risque accru de fractures.

Dans une recherche de stabilisation de la zircone, l'ajout de 3 à 4 % d'Oxyde d'Ytrium Y_2O_3 a été réalisé (Zircone YTZP). Il en résulte une présence de cristaux en phase tétragonale, et par conséquent l'absence de cristaux monocliniques.

Lors de la propagation d'une fissure (notamment sous l'effet de la chaleur, du fraisage, ou d'un sablage non contrôlé), on assiste à la transformation de la maille tétragonale en maille monoclinique, ce qui s'accompagne d'une expansion dimensionnelle. On parle de renforcement mécanique par transformation martensitique (4).
Ce champ de contraintes, lié à l'expansion dimensionnelle, s'oppose à celui provoqué par la propagation de la fissure. Ceci aboutit à une augmentation de la résistance du matériau.

Nous pouvons noter l'existence de deux autres types de Zircone utilisés en dentisterie :

- La Glass-infiltrated Zirconia-Toughened Alumina (ZTA). Ici, la zircone est combinée avec une matrice alumineuse (In-Ceram® ou Alumina®). En 2016, ce matériau est de moins en moins utilisé
- La Magnesia Partially Stabilized Zirconia (Mg-PSZ). Elle est peu utilisée car c'est un matériau poreux associé à une taille de grains importante provoquant une usure plus importante et plus rapide.

3.3 Propriétés

Toutes ces céramiques sont très résistantes en compression mais moins en flexion et traction. Leur fracture est de type fragile, sans déformation préalable.
Cependant les céramiques faites de zircone possèdent d'excellentes propriétés mécaniques.

Matériau	Composition	Flexion (mpa)	Ténacité (mpa)	Translucidité
Céramique feldspathique conventionnelle	Silice	90	1,6	+++
Empress 2	Silice + dissilicate de lithium	350	1,6	+
IPS e-max Press	Silice + dissilicate de lithium	400	2,75	3 niveaux d'opacité
IPS e-max CAD	Silice + dissilicate de lithium	360	2,25	2 niveaux d'opacité, MO 5 teintes, LO 9 teinte+ 4 bleachs
In Ceram Spinell	$MgAl_2O_3$+ Infiltration	350	2,2	++
In Ceram Alumina	Al_2O_3 +Infiltration	500	4,5	-
In Ceram Zirconia	Al_2O_3/ZrO^{2+} Infiltration	700	6,2	-
Procera Alumina	Al_2O_3 haute densité	700	4,5	+/-
YTZP HIP (ou non)	$ZrO_2Y_2O_3$	1100	9,5	+

Tableau 1 : Récapitulatif des propriétés des différentes céramiques (5)

3.4 Fabrication

Les restaurations en zircone sont mises en forme par usinage doux de blocs pré-frittés, suivi d'un frittage à haute température, ou directement par usinage dur de blocs entièrement frittées.

3.4.1 Usinage de blocs doux ou pré-frittés

Ce procédé est devenu très populaire chez les prothésistes dentaires.

Le pré-frittage consiste en une cuisson du bloc à une température inférieure à celle nécessaire, pour obtenir une densification totale.

Une fois le die consécutif à l'empreinte scannée, le design de la restauration est conçu par logiciel spécialisé (CAD) puis un bloc pré-fritté de zircone est usiné par une machine assistée

par un ordinateur (FAO). La restauration zircone est ensuite frittée à haute température (entre 1300°C et 1500 °C) afin de la densifier totalement et lui donner ses propriétés mécaniques définitives : c'est ce qu'on appelle la sintérisation.

3.4.2 Usinage de blocs durs ou entièrement frittés

Les blocs sont pré-frittés à une température ne dépassant pas les 1500°C, pour atteindre une densité d'au moins 95 % de la densité théorique, puis ils sont ensuite pressés. Ces derniers vont par la suite être traités par pressage isostatique à chaud, à des températures entre 1400 et 1500°C, sous haute pression, dans une atmosphère de gaz inerte. Ce traitement permet d'atteindre 99% de densité théorique. Les blocs peuvent ensuite être usinés.

Étant donné la très grande résistance du bloc de zircone, l'usineuse doit être particulièrement robuste.

4. INTERET DE LA ZIRCONE

4.1 Résistance

La zircone présente de bonnes propriétés mécaniques : une excellente résistance à la flexion et à la propagation de fissures, ainsi qu'une capacité à résister aux contraintes en fatigue (6).

L'augmentation de la résistance mécanique de l'armature zircone, par rapport à la céramique classique, permet de minorer l'épaisseur des murs axiaux de cette dernière. Cette épaisseur peut ainsi être réduite jusqu'à 0,5 mm pour le Y-TZP, minimisant ainsi la mutilation de l'organe dentaire.

De plus l'état de surface de ces céramiques est tel qu'il limite l'adhésion de la plaque bactérienne. La zircone entraine moins de dépôts bactériens que le titane (7,8).

4.2 Biocompatibilité

4.2.1 Inertie

Les céramiques sont des matériaux biocompatibles car ils sont inertes :

- Chimiquement, ce qui permet de limiter les réactions de la dent support
- Electriquement
- Mais aussi thermiquement, afin d'isoler le complexe pulpo-dentinaire des variations de température.

Ces inerties confèrent à la zircone une grande stabilité dans le temps (par rapport aux métaux ou résines), ainsi qu'une résistance accrue à la corrosion (9).

Une étude in vivo de Solazzo et son équipe sur l'ostéo-intégration a permis de comparer la biocompatibilité de la zircone par rapport aux biomatériaux de référence tels que l'or ou le titane. D'après ces auteurs, il en résulte une biocompatibilité supérieure de la zircone dopée a l'Ytrium (Y-TZP) face à la majorité des autres matériaux utilisés en dentisterie (10,11), mais ces résultats restent controversés.

D'autres tests ont montré une similitude entre la zircone et l'alumine en terme d'absence de cytotoxicité, ou d'effets carcinogènes et mutagènes sur les fibroblastes et les cellules sanguines in vitro.

4.2.2 Biocompatibilité parodontale

Grâce à cette même biocompatibilité, et sous condition d'une bonne hygiène bucco-dentaire, le parodonte ne subit quasiment aucune réaction inflammatoire.
On assiste même une ré-attache des hemi-desmosomes gingivaux après la pose de ce type de prothèses. Cette attache, ressemblant à une attache rampante, empêche également la migration apicale des tissus mous parodontaux (12), prévenant ainsi les récessions gingivales.

Pour l'adhésion du matériau cosmétique, l'infrastructure en zircone ne nécessite pas de couche d'oxydation à sa surface, comme c'est le cas pour les restaurations céramo-métalliques. Ceci permet ainsi d'éviter la libération d'ions toxiques par cette dernière, susceptible d'induire une inflammation gingivale (13,14,15,16).

4.3 Esthétique

4.3.1 Limites de préparations

Une analyse pré-prothétique est nécessaire avant toute étape d'élaboration prothétique. Ainsi, lorsqu'elle n'est pas prise en compte ou lorsqu'elle omet le facteur parodontal, une migration apicale de l'attache est à craindre. En effet, toute agression sur le parodonte augmente significativement son risque de récession (17). Cette dernière peut être accentuée, par exemple lorsque l'espace biologique n'est pas respecté lors de la préparation. C'est en général dans les cas où les limites sont trop enfouies. La récession peut ainsi laisser apparaître un liseré métallique, ainsi que l'émergence radiculaire, qui est source de doléances pour les patients (18).

Avec les armatures zircone, cette absence de liseré métallique permet également d'obtenir un résultat esthétique plus satisfaisant, même en cas de récession.
Le maquillage de l'armature permet de placer la limite dent-restauration en juxta-ginvival, ce qui rend le joint invisible a l'œil nu.

De plus, selon le métal utilisé, des phénomènes d'oxydation peuvent apparaître et être responsables de colorations gingivales.

En cas de restaurations supra-implantaires, l'épaisseur de la muqueuse péri-implantaire a un rôle déterminant dans le résultat esthétique final. Une muqueuse épaisse va pouvoir masquer les limites prothétiques, surtout en présence d'infrastructures métalliques. À l'inverse, un phénotype gingival fin, en présence de restaurations métalliques, laissera apparaître une ombre grisâtre par translucidité.
Jung et al ont conclu que la zircone n'induisait pas de coloration visible par transparence lorsque la muqueuse est comprise entre 2 et 3mm d'épaisseur (12).

Cependant, dans certains cas particuliers comme dans les restaurations implantaires antérieures, des alliages précieux peuvent être utilisés car ils sont peu dégradables, biocompatibles et esthétiquement satisfaisants.

4.3.2 Transmission de la lumière

Outre la présence d'un liseré gris marginal, les restaurations céramo-métalliques favorisent l'absorption de la lumière et empêchent sa transmission. Ceci découle directement de l'application d'une couche d'opaque, utilisée afin de masquer le métal de l'infrastructure. Avec les systèmes céramo-céramiques la lumière est d'avantage transmise, avec pour résultat un rendu plus esthétique et plus naturel.

En présence de piliers très dyschromiés (comme une dent dépulpée ou encore une dent support de faux moignon métallique, sur dent ou implant, l'opacité d'une armature en zircone permettra la plupart du temps de masquer toute coloration, qui aurait un effet négatif sur le résultat esthétique.

L'adaptation marginale reste identique entre systèmes céramo-métalliques et céramo-céramiques (12). La seule différence réside dans les cas de conception numérique, où les systèmes tout-céramique bénéficient d'une adaptation supérieure et d'une précision de réalisation, par rapport à une technique classique d'empreinte (19).

En ce qui concerne les bridges zircone : il faudra tenir compte de l'épaisseur plus importante de zircone au niveau des pontiques pour la prise de teinte. Elle est de 12mm^2 pour la zircone face à seulement 9mm^2 pour les armatures métalliques (20). En effet la transmission lumineuse en sera moindre, et la céramique cosmétique devra être montée avec une teinte moins saturée à ces endroits-là.

5. LIMITES DE LA ZIRCONE

5.1 Dégradation à basse température

La dégradation à basse température (LTD pour Low Temperature Degradation) ou vieillissement de zircone est un procédé bien connu. Elle consiste en une lente transformation spontanée des cristaux de la phase tétragonale en phase monoclinique, en l'absence de toute contrainte mécanique. Ce phénomène a pour inconvénient de diminuer les propriétés mécaniques du matériau et expose la zircone à un risque d'échec (21).

D'autres facteurs entrent également en jeu : la température, la vapeur, la taille des grains, les défauts de surface du matériau, le type, le pourcentage et la distribution des oxydes stabilisants ou encore les techniques de traitement.

Même si les effets à long terme de la LTD sur la zircone ne sont pas encore entièrement connus, ce vieillissement est considéré comme susceptible d'induire des changements nuisibles dans le comportement du matériau (microfissures, diminution de la résistance, ou encore augmentation du taux d'usure) (22).
Une récente revue de la littérature a conclu que, laissée en autoclave plus de 20 heures, à une pression supérieure à 2 bars et à une température égale à 134°C, la zircone subissait un phénomène de dégradation, affectant sa résistance à la flexion (23).

5.2 Problèmes d'adhésion

5.2.1 Les différents types de liaisons

L'adhésion céramique – métal des couronnes prothétiques est atteinte par une liaison à la fois mécanique et chimique, c'est ce qu'on appelle « l'effet de frettage ». La liaison mécanique est obtenue par le remplissage des irrégularités de la surface métallique par la céramique (aussi appelée « effet de verrouillage »). D'autre part, la liaison chimique est la

liaison entre les atomes d'oxygène de la céramique et un film d'oxyde (composé d'oxyde d'étain et d'indium) sur la surface du cadre métallique. Cela permet d'améliorer la mouillabilité et l'adhérence de la céramique au métal.

Or, en ce qui concerne les restaurations céramo-céramiques, il n'y a, pour l'instant, pas de preuve démontrant la présence d'une liaison chimique entre la zircone et la céramique de supra-structure, bien qu'elle soit suggérée par certains articles (24). La liaison mécanique jouerait alors un rôle majeur dans l'intégration des restaurations céramo-céramiques. Le traitement de surface, la finition de surface, le type et la méthode de réalisation de la céramique de supra-structure auront une incidence sur cette liaison.

La force d'adhérence entre le métal et la porcelaine est évaluée de deux manières : un essai de flexion en 3 points et un essai de cisaillement. Il existe de nombreux rapports sur l'utilisation d'un test de cisaillement pour évaluer la résistance de la liaison entre la zircone et la céramique cosmétique. Il en existe même une norme internationale (ISO9693).
Pour une utilisation clinique, les restaurations doivent obtenir une force de liaison de 25Mpa ou plus.

Dans les expériences comparant la force de liaison des restaurations céramo-metalliques et céramo-céramiques, il a été rapporté la supériorité de la liaison pour les restaurations céramo-métalliques (25,26).
Malgré le peu d'articles concernant l'évaluation de l'intégration de la zircone à la céramique cosmétique via des tests en flexion, ceux rapportés expriment une force de liaison de 25 MPa ou plus, soit le minimum requis pour une possible utilisation clinique.

5.2.2 Coefficients de dilatation thermique

Une des explications concernant les fractures adhésives des systèmes céramo-céramiques semble être le différentiel de coefficient de dilatation thermique entre l'armature et la

céramique cosmétique (27). En effet, la résistance de la liaison entre zircone et céramique cosmétique varie considérablement selon le type de céramique utilisé. Ceci est dû aux différentes valeurs de coefficient de dilatation thermique selon la céramique utilisée (28).

Ce dernier, entre zircone et céramique cosmétique, doit être compris entre : 0,3 et 1,5 x 10^{-6} K^{-1} (29). Des céramiques cosmétiques adaptées à la zircone ont ainsi été créées.

Lorsque le coefficient de dilatation thermique de la zircone est inférieur à celui de la céramique de supra-structure, des délaminations et des microfissures ont lieu (30,31).

5.2.3 Cuisson

Lors de la stratification de la céramique, le nombre de cuissons peut également affecter la force de liaison. Certains auteurs rapportent que, entre trois et cinq cuissons, augmenter le nombre de cuissons augmente la force de liaison (32,33). Mais, d'après une autre étude, après six cuissons, la force de liaison diminuerait (34). Il est aussi décrit des modifications de la structure cristalline de certaines céramiques après un certain nombre de cuissons (35). Il est donc préférable d'éviter d'augmenter le nombre de cuissons de façon abusive.

5.2.4 Refroidissement

Une autre explication des fractures adhésives est le refroidissement trop rapide de la restauration après frittage de la céramique cosmétique.
En effet, la zircone présente une thermoconductivité plus lente, comparée à d'autres biomatériaux (36,37). Cette faible conductivité retarde le refroidissement à l'interface. Cela génère un stress résiduel thermique (38,39), et peut créer des cycles de délamination sur la céramique de supra-structure (25). Des phases plus longues de refroidissement ont été

proposées pour réduire ce stress (27,40,41). De lentes périodes de refroidissement amélioreraient la résistance des céramiques (42,43). Cependant Gostemeyer et al (44) ont conclu qu'ajouter 5 minutes de refroidissement dans un four diminuerait la force de liaison. Komine, lui, explique que ces données contradictoires sont le résultat de différentes méthodes et tests de refroidissement (45).

De plus, certains auteurs ont expliqué que le taux de refroidissement après cuisson affectera la force de liaison des restaurations céramo-céramiques (46,47,48). La vitesse de refroidissement devra donc être correctement réglée en fonction du type de céramique utilisé.
Il est dés à présent admis que l'utilisation d'un liner au départ de la stratification de la céramique sur la zircone ne conduit pas une amélioration de la résistance d'adhésion (49,50,51).

5.2.5 Autres facteurs

Récemment, le taux de libération d'énergie de ces 2 matériaux ainsi que l'adhésion à leur interface ont été évalués avec une méthode reproductible. Cette adhésion est grandement influencée par les tensions résiduelles qui peuvent persister au sein même du matériau.
Ces dernières sont elles même affectées par les caractéristiques thermiques de chaque céramique. Dans ce contexte, un léger stress de compression, correspondant à environ 20 MPa à l'interface d'adhésion, est bénéfique pour la liaison zircone-céramique de suprastructure (52).

De plus, la composition chimique de la céramique cosmétique semblerait influencer l'adhésion à cette l'interface et devrait être prise en compte. Ces variations chimiques n'affecteraient pas en premier lieu l'adhésion entre matériaux, mais influenceraient la viscosité et donc les paramètres structuraux. Ce phénomène touche particulièrement les propriétés thermiques du matériau (53).

Concernant la zircone, c'est la taille de ses grains qui influence l'adhésion, en particulier ceux de la zircone Y-TZP. La grande variété de température de frittage a une incidence sur la taille des particules et plus tard sur la phase stable de la zircone Y-TZP (9).

5.2.6 Solutions proposées

Dans un but de succès à long terme, la zircone et sa possible adhésion font l'objet de nombreuses recherches. Or nous savons qu'elle est quasiment insensible à tout traitement chimique ou mécanique, de par son extrême dureté et de sa composition cristalline. Que ce soit sur un principe d'etching avec des solutions acides, ou encore avec l'application de silane, ces essais n'ont donné aucun résultat positif car la zircone est dépourvue de silice.
Le comportement adhésif de la zircone a été principalement décrit dans la liaison des brackets orthodontiques et la résine adhésive.

5.2.6.1 Composite de collage contenant un groupement MDP

Une des approches pour obtenir une adhésion entre la zircone et la résine de collage a été d'utiliser des primers contenant des molécules de phosphate.
Kern et Wegner (54) ont étudié le collage de la zircone partiellement stabilisée à l'ytrium avec plusieurs agents de collage. Leurs résultats démontrent l'efficacité des deux agents de collage contenant le phosphate de dihydrogène 10-méthacryloyloxydécyle (aussi appelé groupement MDP).

La surface de la zircone est munie d'un film d'oxyde ainsi que des groupements hydroxyles. Or, les phosphates ester monomère des molécules MDP peuvent adhérer directement aux oxydes métalliques tel que le chrome, nickel, titane, ou encore l'oxyde de zirconium. Les monomères MDP peuvent donc adhérer à la couche d'oxyde sur la surface du matériau.

Des réactions ont lieu entre les groupements hydroxyles des molécules MDP et ceux de la zircone (55).

Plusieurs chercheurs ont également décrit les colles auto-adhésives à groupements MDP comme améliorant la liaison envers la zircone TZP (56,57), zircone YPS (58), zircone Inceram (59). Les colles auto-adhésives ainsi que les colles à potentiel adhésif ont montré de bons résultats (60).

5.6.2.2 Modifications de surface de la zircone

Des techniques de modifications mécano-chimiques de la zircone ont également été introduites. En plus d'utiliser le silane comme base chimique pour le lien avec la zircone, une des principales techniques est mécanique et additive et consiste en l'application de silice. L'addition des deux, d'après Ozcan and Vallittu (61), apporterait les meilleurs résultats en terme de rétention. C'est à dire avec un traitement par la silice (mécanique) puis une application de silane sur la zircone (chimique).

L'application de silice peut se faire de plusieurs façons : par mordançage, par air abrasion, ou encore pendant le frittage de la zircone.

- L'approche par un gel mordançant acide : l'application d'acide fluorhydrique à 40% peut en effet dissoudre la structure du verre des céramiques feldspathqiues et créer une structure poreuse au niveau microscopique et ainsi créer une rétention mécanique. Cependant ce traitement ne change réellement pas la surface de la zircone et n'augmente pas sa rugosité significativement. De plus, il paraît peu pratique de par le temps important d'application et difficile à réaliser (62,63). Certains auteurs ont expérimenté l'utilisation d'acide fluorhydrique à faible concentration (9,5%) durant un temps de 1 à 2 minutes, mais aucun changement significatif n'a été observé à la surface du matériau (64).

- L'air abrasion par traitement tribo-chimique permet de déposer la silice par un impact chargé en énergie et augmenter ainsi la force d'adhésion (65).
- L'application de silice, pendant le frittage de la zircone, a été expérimentée sur des blocs de zircone pré-frittés. La température importante pendant le frittage (1350°C) permet d'apporter l'énergie nécessaire à l'intégration des particules de silices à la zircone. Cependant l'intégration de la silice à la zircone est toujours incertain.

Concernant les performances de collage de la silice, elles ont été comparées par l'équipe de Janda (66). Les résultats ont montré une force de liaison supérieure pour la silice avec l'alumine par rapport à la zircone.

Pour résumer, même s'il n'est pas obligatoire, un traitement mécanique combiné à l'application de l'agent de liaison permet d'augmenter la stabilité et la fiabilité du collage des restaurations zircone.

La combinaison pour une liaison plus fiable semble regrouper un revêtement de silice, l'application de silane et des groupements MDP (67,68,69,70).
D'après Tanaka et son équipe (71), c'est précisément le sablage réactif qui convient le mieux à cette combinaison.

Une récente revue de la littérature, réalisée par G. Tzanakakis et al (72) a analysé les différentes méthodes et matériaux existants afin d'améliorer l'adhésion de la zircone. Il en résulte une réelle difficulté de comparaison face à la pléthore de techniques existantes, mais aussi par la taille des échantillons comparés et les types de tests réalisés.
Les conclusions sont néanmoins les suivantes :

- Les traitements mécaniques (par abrasion) sont considérés comme le gold standard. Mais les valeurs d'adhésion restent faibles, et quasiment nulles après le phénomène de vieillissement.
- Les applications tribo-chimiques de silices (par addition) permettent d'améliorer l'adhésion, en particulier en combinaison avec l'utilisation de silane.
- Les monomères adhésifs sont nécessaires pour obtenir une adhésion.

- Le traitement par laser reste controversé
- La contamination salivaire ainsi que le vieillissement ont un effet négatif sur l'adhésion à la zircone. Le rôle de ce dernier est très important et son ampleur doit être confirmée par des essais cliniques.

Malgré tout, les implications cliniques et des recommandations sont difficiles à expliciter car les valeurs obtenues par les tests laboratoires restent relatives et contradictoires et doivent être confirmées par des études cliniques. Un système unique de rétention, idéal et universel, n'a pas encore vu le jour et les études de laboratoire se poursuivent dans cette voie.

5.3 Chipping et fractures

5.3.1 Définition

Le point faible de toute restauration prothétique stratifiée en céramique reste la céramique cosmétique, dont les propriétés de résistance mécanique sont faibles (70 à 120 MPa de résistance en flexion). Il devient donc impératif de concevoir des schémas d'armature permettant le soutien de la céramique cosmétique afin d'éviter tout « porte-à-faux », pouvant entrainer chipping et fractures.

Par exemple, il est recommandé que l'épaisseur de la céramique de recouvrement ne doit pas excéder deux fois celle de la zircone.

Le chipping est défini comme « un échec typique des charges de contact, normalement produites lorsqu'une fissure générée ou propagée par des charges de contact, dévie en raison de la présence d'une surface libre à proximité » (73,74).
Une contrainte de traction induit une fracture de la céramique, fragile, généralement perpendiculaire à la force appliquée (75).

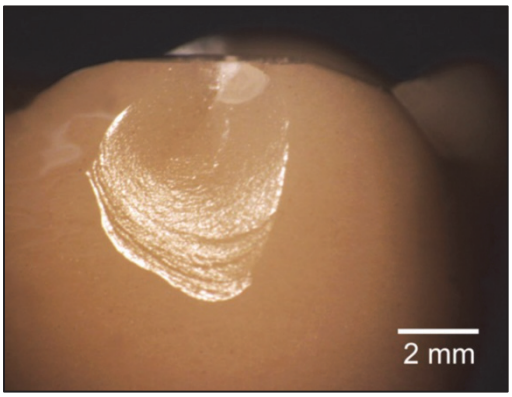


Photo 1 : Chipping (76)

Photo 2 : Chipping (Cas du Dr Oudin)

Photo 3 et 4 : Fracture d'une couronne à infra structure zircone lors de l'essayage (Cas du Dr Lehmann)

5.3.2 Facteurs

La comparaison entre les différentes études est difficile car le diagnostic et l'analyse du chipping ne sont pas standardisés. Il n'existe, pour le moment, pas de concensus.
Par exemple, certaines études ne prennent pas en compte les petits éclats de céramiques.

Certains auteurs (77) affirment une association entre le type de zircone utilisé et le taux de chipping. La zircone pré-frittée (non HIP) induirait significativement plus de fractures d'armature. Ce résultat peut être expliqué par sa plus faible densité ainsi que par sa résistance moindre, et par la force inférieure, en comparaison avec la zircone HIP.
Dans une autre étude (78), portant sur 163 bridges céramo-céramiques, issus de cinq systèmes différents, sur près de deux ans, nous constatons un taux de fracture de la

céramique cosmétique cinq fois supérieur à celui constaté sur des reconstructions céramo-métalliques.
Les conclusions de cette étude sont les suivantes : 48% de chipping, 45% de dégradations de surface et 7% fractures, cracks, délaminations.
Les forces occlusales, telles que la direction, l'amplitude et la fréquence sont également à prendre en considération (79,80). En effet, les surcharges occlusales ou le bruxisme peuvent rendre la céramique rugueuse, et ainsi induire des phénomènes de chipping. L'analyse de la fractographie a révélé que la propagation de fissures avait pour origine les zones ajustement occlusal (81,82,83).

Selon le Dr Monjain, la présence de parafonctions et l'absence de gouttières occlusales sont des facteurs cruciaux. Ces dires sont confirmés par deux autres études (84,85).

Quant au taux de survie, certains auteurs expliquent que ceux des prothèses fixées en zircone peuvent être de 100% à 3 ans (86,87,88,89) et même à 5 ans (90,91,92). Mais ces résultats sont surestimés car les études excluent de nombreux patients à risque (ayant des activités parafonctionnelles), et donc à haut risque de chipping.

Dans une autre étude rétrospective, menée à l'université de Lièges, toujours par le Dr Monjain (93), 147 restaurations fixées en zircones ont été étudiées. Leur taux de survie est de 93,5% à 3,5 ans et un taux de succès de 81,6% à 3,5ans.
La fracture de la céramique cosmétique est la première cause d'échec avec un taux de 15% de chipping. Sept restaurations parmi les 147 ont dû être remplacées à cause d'un chipping trop important. Cela confirme que la céramique cosmétique est le point faible des restaurations céramo-céramiques à infrastructure zircone (76). La majorité des patients ne s'était pas rendu compte de ces fractures.

D'autres études ont également montré que le sablage ou des indentations, même faibles, pouvaient être préjudiciables pour la longévité de la zircone (94,95,96).

5.3.3 Cas des cantilevers

Même si des études parlent d'un très bon taux de survies des cantilevers distaux après 3 ans (87), l'utilisation de la zircone dans cette indication est risquée. En effet, les connexions sont soumises à de fortes contraintes mécaniques, et donc exposées à un taux supérieur de fractures.

5.3.4 Cas des restaurations supra implantaires

En comparant une restauration fixe sur implant ou sur dent, une revue systématique de la littérature a conclu à d'avantages de complications pour les restaurations implantaires (97). Car, malgré l'avantage d'apporter un support rigide à la restauration (98), l'implant diminue la proprioception (en l'absence de ligament parodontal) et augment les contraintes occlusales (99). Pour les restaurations supra implantaires vissées, le nombre d'éléments ainsi que la quantité de contraintes externes appliquées sur la restauration, amenera des phénomènes de chipping.
De plus, le pilier implantaire en lui même, peut être source d'échec. Lorsque celui ci est en zircone (embase zircone), de nombreuses fractures ou altérations de la connectique implantaire ont été observées. Une résistance supérieure a été observée pour des restaurations zircone utilisant une embase métallique (100).

Dans le cas des bridges zircone implantaires de longues portées, avec la présence de céramique en antagoniste, ils ont un risque plus important de fracture.
Dans la littérature, le taux de fracture varie d'une étude à une autre, de 0% à 2,3 et 5 ans (101,102,103) et jusqu'à 88,9% à 8 ans (104).

L'équilibration occlusale de ces restaurations est fondamentale, afin d'éviter toute surcharge occlusale pouvant mener à des phénomènes de chipping, de fractures, voir

même de perte d'implants. Ce paramètre doit être finement évalué, cependant il est souvent délaissé par les praticiens.

4.3.5 Cas de la zircone monolithique

Même si la tendance actuelle prône l'utilisation de zircone monolithique pour sa plus grande résistance au chipping, l'utilisation de céramique cosmétique est toujours d'actualité, pour un résultat esthétique supérieur. Ceci impose d'améliorer la résistance au chipping de ces dernières.
Les restaurations monolithiques n'ont pas encore prouvé leur efficacité à long terme. Par exemple, la présence de céramique cosmétique est une barrière à la pénétration de l'eau. En son absence, la dégradation à basse température est augmentée, particulièrement dans la partie occlusale, qui est d'avantage soumise à ce phénomène (105). De plus, d'un point de vue esthétique, les restaurations monolithiques sont moins adaptées dans le secteur antérieur.

Comme nous l'avons expliqué, la céramique feldspathique sur la zircone est beaucoup utilisée dans les restaurations prothétiques. En effet elle bénéficie d'une extrême ressemblance aux dents naturelles, mais aussi d'une biocompatibilité, d'une résistance à la corrosion et de bonnes propriétés mécaniques.
Les fractures des dents en porcelaine sont un problème affectant l'intégrité des restaurations. D'importantes forces masticatoires peuvent induire des déformations ou fracture, pouvant apparaître très rapidement. mais la majorité des échecs survient après de nombreux cycles. Les phénomènes de chipping demeurent les échecs prédominants. Ils peuvent être attribués à plusieurs raisons : une faible résistance à la rupture, une infrastructure inappropriée, des forces de cisaillement et une faible cohésion entre l'armature et la céramique cosmétique tout comme des fêlures à proximité des points de contact occlusaux dans la sphère buccale

Pour résumer, malgré des avantages mécaniques et sa biocompatibilité, la zircone présente néanmoins de nombreux inconvénients comme nous l'avons vu (chipping, fractures, adhésion moindre, problèmes de compatibilité avec la céramique cosmétique…).

C'est dans un but d'amélioration des systèmes céramo-céramiques à long terme, que les laboratoires dentaires ce sont intéressés à de nouvelles méthodes de réalisation des couronnes prothétiques. Parmi eux, un laboratoire Italien développa un nouveau système avec une stratification différente de la céramique cosmétique et l'absence de celle-ci sur les faces occlusales des prothèses (uniquement en zircone) en vue de diminuer le phénomène de chipping. Celle ci se prénomme la zircone Prettau®.

6. ZIRCONE PRETTAU®

6.1 Définition

Depuis plusieurs années, la zircone n'a cessé d'évoluer sur le marché dentaire, par le biais des industriels et des maitres prothésistes, qui ont cherché à obtenir un matériau satisfaisant d'un point de vue esthétique, mais également au niveau de l'abrasion, du confort en bouche et de la résistance.

Nous avons précédemment énoncé les limites de ce biomatériau, principalement le chipping, résultant de la faible liaison mécanique avec la céramique cosmétique mais aussi, les rapports de masses céramique-zircone, les erreurs de cuisson, les mauvaises formes d'armature, ou encore les problèmes de compatibilité des coefficients de dilatation thermique. Il apparaît donc que, pour obtenir une zircone fiable, il est nécessaire de réduire au maximum la quantité de céramique cosmétique. En poussant le raisonnement, il faudrait même faire de la zircone dite monobloc, sans l'apport d'autres types de céramique. Ce matériau doit également posséder de bonnes qualités optiques, car la zircone n'est pas hautement esthétique, comparée à une céramique vitreuse.

Afin de trouver un compromis entre un comportement biomécanique adéquat de la zircone, une dissipation des contraintes de laboratoires et de l'esthétisme, Enrico Steger a proposé une nouvelle méthode de stratification de la zircone qu'il nomme « Prettau® ».
Le procédé fait appel à une méthode artisanale, permettant aux prothésistes dentaires la maîtrise de la phase de fabrication d'une prothèse zircone. Ce procédé permet de réaliser des pièces prothétiques de grande étendue, en particulier dans des situations complexes lorsque certaines machines outils atteignent leurs limites.

L'idée de départ de ce concept était de pouvoir réaliser des structures, en zircone, au laboratoire avec un contrôle total, de la conception à la fabrication du matériau, en laissant libre cours à la création pour valoriser l'esthétique des pièces.

Ainsi la zircone Prettau® est le matériau le plus adapté dans certaines situations comme des problèmes d'espace ou de parafonctions occlusales. C'est une solution qui est non seulement fonctionnelle mais aussi esthétique (106).

6.2 Composition

La zircone Prettau® est différente des autres zircones d'infrastructure. Les propriétés mécaniques sont réduites d'environs 20% du fait de l'introduction d 'éléments permettant une translucidité accrue. Cependant les éléments seront plus épais, avec des liaisons plus importantes du fait de l'absence de céramique cosmétique au niveau des faces occlusales.

Sa composition est, dans les principales phases, la suivante :

- Oxyde de zirconium < 86%
- Oxyde d'aluminium < 1%
- Oxyde d'ytrium < 6%
- Oxyde de hafrium < 5%
- Masse vitreuse et additifs < 3%

Elle possède une densité importante, obtenue par une pression mécanique axiale. Il est ainsi possible de conditionner des blocs de fraisage pour des arcades complètes jusqu'à 50 mm d'épaisseur.

6.3 Avantages

En l'absence de propriocepteurs, de fortes contraintes mécaniques sont générées sur les restaurations implanto-portées, menant ainsi à des phénomènes de chipping de la céramique cosmétique. Ce risque peut être évité grâce à la zircone Prettau®, car elle ne nécessite pas de stratification au niveau des zones occlusales.

Cependant, dans les cas exigeants et pour un résultat optimal, une stratification de céramique cosmétique peut être réalisée sur les faces vestibulaires. C'est également le cas dans les restaurations implantaires nécessitant un artifice gingival, ou trop spécifiques en couleur, les fausses gencives sont réalisées en céramique cosmétique pour un résultat hautement mimétique. Il existe pour cela plusieurs nuances de roses.

Cela permet ainsi de marier les avantages mécaniques et esthétiques de cette nouvelle zircone avec les habilités de stratification d'un céramiste, pour satisfaire le meilleur esthétisme possible. Ce type de restauration garantie une très bonne résistance ainsi qu'une excellente stabilité, à condition de les avoir réalisées en respectant les différents critères de conception (épaisseurs des connexions, temps de refroidissement…).

Cette nouvelle méthode de stratification de la céramique est surtout utilisée pour les restaurations plurales implantaires à forts risques occlusaux.

6.4 Indications

Il y a 5 facteurs à prendre en compte pour le choix d'un matériau prothétique :

- La translucidité des dents voisines
- Le degré de luminosité des dents voisines
- L'espace prothétique disponible
- La coloration de la dent pillier
- La situation de la préparation dentaire

Comme chaque matériau, la zircone Prettau® a ses propres indications et des situations cliniques où son utilisation est favorable.

Dans les restaurations unitaires, le recours à la zircone Prettau® est assez limité, particulière en antérieur.

En postérieur, l'absence de céramique cosmétique permet son utilisation en cas de faible hauteur prothétique disponible. Globalement, la zircone Prettau® est préconisée en cas de forces occlusales élevées.

C’est dans les restaurations plurales que la zircone Prettau® prend tout son sens, surtout de longues portées, que ce soit sur dents naturelles ou sur implants.

Elle permet des restaurations esthétiques, résistantes, mais sans abraser l’arcade antagoniste, et avec, d’après ses concepteurs, un meilleur taux de survie avec un taux bien inférieur de chipping.

Elle pourrait bientôt devenir le gold standard dans les restaurations plurales implantaires à forts risques occlusaux ou d’hauteur prothétique faible avec une demande esthétique en vestibulaire, par exemple sur une prémolaire maxillaire.

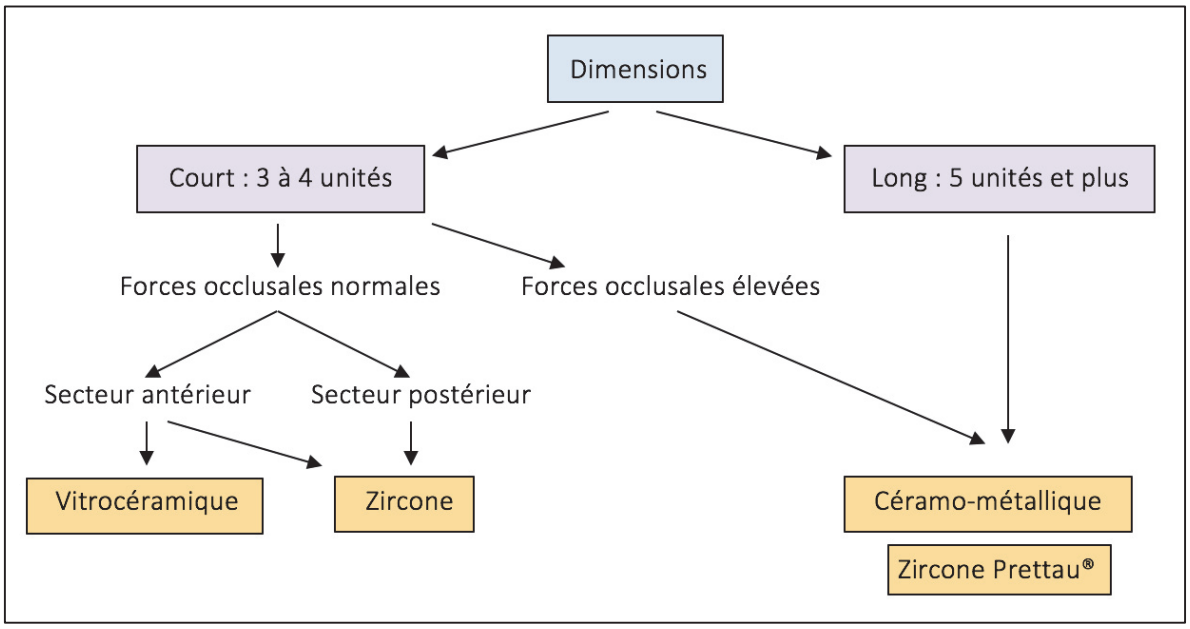


Schéma 6 : Arbre décisionnel

6.5 Conception

6.5.1 Maquettage

Comme bon nombre de restaurations prothétiques fixées, tout commence avec un modèle en plâtre, mis en die, suivi d'un détourage soigné, en ayant parfaitement précisé la contre-dépouille à la limite de finition prothétique afin de visualiser parfaitement les limites prothétiques. Ces dernières sont tracées à la mine de cire et un durcisseur est appliqué (photo 5).

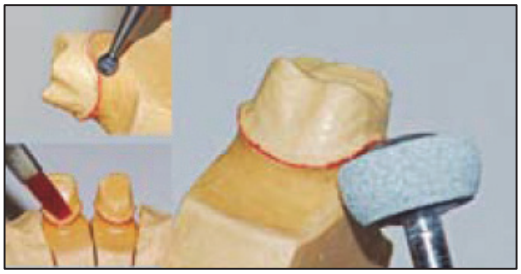


Photo 5 : Mise en die du modèle en plâtre et traçage des limites à la mine de cire

Il est souhaitable d'obtenir des préparations de dépouille, au risque d'avoir recours à des cires de correction afin d'idéaliser l'axe et l'insertion. Une fine couche de vaseline isolante est appliquée sur le plâtre.

Une résine photopolymérisable est par la suite appliquée, par additions successives (photo 6). Celle ci est sculptée en essayant de minimiser les distorsions du matériau. À cette étape, il est possible d'ajouter un bandeau de renfort périphérique (photo 7).

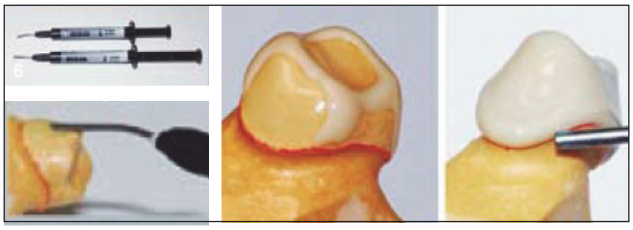


Photo 6: Application de la résine photopolymérisable

Photo 7: Polissage/lissage

Dans le but d'obtenir un bridge passif, un deuxième apport de résine permet de créer les éléments intermédiaires, qui sont ensuite collés aux piliers. Un lissage minutieux vient terminer cette étape, afin de supprimer toute irrégularité pouvant provoquer des rugosités (photo 7). Il est également possible de créer des réserves dans le but de coller des inserts de connexion implantaire et obtenir une passivité parfaite.

6.5.2 Préliminaires au fraisage

La maquette de la restauration réalisée en résine photopolymérisable va ensuite être positionnée sur un disque de préhension sur la machine de fraisage. Un gabarit permet de placer idéalement les éléments en fonction de la dimension des blocs de zircone pré-frittée. Dans un espace libéré avec une fraise, la maquette est solidarisée avec de la colle cyanoacrylate voire de la résine (photo 8). Cela permet de conserver la bonne position des éléments malgré des mouvements possibles des matières en réaction, ce qui pourrait provoquer des déformations. L'ensemble est fixée à la fraiseuse par un intermédiaire métallique sur un support 5 axes (photo 9).

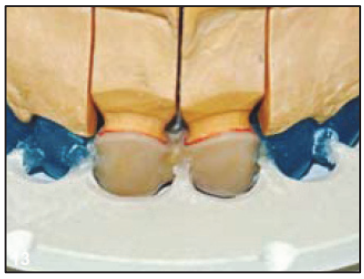


Photo 8 : Maquette solidarisée

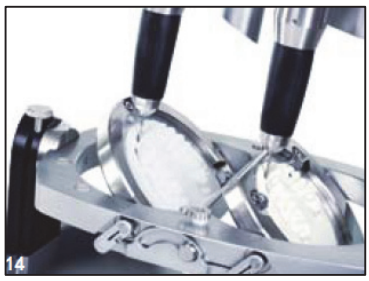


Photo 9 : Fixation à la fraiseuse

6.5.3 Fraisage

La maquette est ensuite positionnée sous un « porte palpeur » (photo 10), sur lequel un bloc de zircone est placé et collé. Puis une fraise sur pièce à main, se déplace à la vitesse de

15000 tours/minute sur la matière (photo 11). Le surdimensionnement est contrôlé et constant, d'environs 1,24 fois le volume de la maquette guide.
La pièce zircone est ainsi usinée, en copie conforme de la maquette réalisée par le prothésiste. Des blocs de grande hauteur (50mm) permettent de réaliser des bridges monolithiques.

Photo 10 : Porte palpeur

Photo 11 : Fraiseur

6.5.4 Préparation au frittage secondaire ou « sintérisation »

À la fin du fraisage, la pièce est dissociée de son support et régularisée à la cheville (photo 12). Cette étape nécessite une précaution toute particulière, car toute mauvaise manœuvre est irréparable.

Une coloration est ensuite est réalisée, qui est cruciale pour le résultat final.
Celle-ci se fait au pinceau, en imprégnant la matière de gouttes très localisées qui pénètrent la surface par capillarité, plutôt que par trempage, qui serait uniforme et incontrôlable (Photo 13). Dans chaque teinte A, B, C et D, il est possible, en jouant sur la quantité de liquide, d'intensifier les niveaux 1, 2, 3, 3.5 et 4. Du bleu, gris, orange, brun, pourpre ou encore rose permettent des pré-caractérisations. Ces colorants sont diluables pour être rendus plus diffus ou pastel et peuvent être utilisés sur n'importe quel type de zircone.
En revanche, les colorants traditionnels sont inutilisables sur la Prettau®.

Photo 12: Finitions et polissage

Photo 13 : Coloration de la zircone Prettau®

Pour finir, un brulage et un séchage ont lieu, de 30 à 90 minutes, en fonction de la quantité de colorants utilisés et de la masse à imprégner. Le cœur du matériau, lui, reste toujours pur. Même si la coloration altère la surface de la zircone, superficielle, elle n'affecte pas la solidité de la structure interne.

6.5.5 Traitement thermique

La pièce finale est placée sur un socle dans un four de traitement programmé (photo 14). Le cycle de chauffe est de 16 heures et 30 minutes va jusqu'à atteindre les 1500°C. La montée en température est de 8 degrés/minute, stabilisée pendant 2 heures, suivie d'un refroidissement, impératif, lent, de 8 à 9 heures. La pièce devient alors à l'échelle 1/1.

Photo 14 : Four programmable

6.5.6 Grattage et coloration terminale

Dans une recherche poussée de passivité, des meulages et grattages peuvent être réalisés, pour recevoir de la céramique stratifiée ou des colorants de finition (photo 15).
Les cuissons sont proportionnelles aux masses de céramique ajoutées : pour 1 à 3g de céramique rajoutée, la montée en température peut atteindre 25 à 55°C/minute, avec un refroidissement de 8 à 20 minutes.

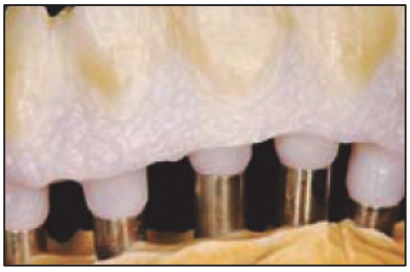


Photo 15 : Finitions de surface

6.5.7 Etat de surface

Un glaçage vient parfaire l'état de surface de la restauration, qui sera ensuite polie pour obtenir un état optimal.

6.5.8 CFAO

Toutes ces étapes peuvent également être réalisées directement sur ordinateur, après empreinte optique ou scan du modèle de travail (CAO).

Dans le cas où la conception et la fabrication sont entièrement numérisées, avec comme point de départ une empreinte optique, il y a peu d'étapes manuelles de la part du prothésiste. Une fois l'empreinte reçue par fichier informatique, ce dernier s'occupera de la préparation du modèle (Mise en die, tracé de limites par ordinateur) pour pouvoir après

concevoir et dessiner l'armature à usiner, entièrement via le logiciel dédié. Ce dessin va ensuite être transmis aux usineuses.
Ce procédé est maintenant largement répandu de par sa facilité de mise en œuvre par rapport au protocole initial et l'absence d'étapes nombreuses et fastidieuses.
Après usinage, dès la sintérisation, les étapes sont identiques jusqu'à la pose de la prothèse.
Dans le cas numéro 1, présenté page 45, c'est une conception informatique qui a été réalisée, à la seule différence que le modèle en plâtre a été scanné.

Cependant, certains prothésistes, par souci d'une plus grande maîtrise des étapes laboratoires et un souci d'esthétique (afin de se ménager plus d'espace), ne font intervenir la CFAO que plus tardivement dans le protocole.
L'empreinte de travail se fait de manière conventionnelle et un modèle en plâtre est réalisé. Un montage directeur est ensuite réalisé de façon traditionnelle et dupliqué en résine de laboratoire. Ce duplicata est ensuite retravaillé que ce soit au niveau des embrasures, des limites, ou de la texture de surface. Un « cut back ». Cette opération consiste à retirer une épaisseur de matériau en vestibulaire afin de venir stratifier de la céramique cosmétique sur cet espace crée au niveau de la future armature.
C'est cette maquette qui sera scannée pour être usinée. La conception est donc « manuelle » avec une plus faible modification numérique. Les retouches sur logiciel sont donc principalement axées sur les émergences implantaires ou le perfectionnement de l'adaptation. C'est ce protocole qui est présenté dans le cas clinique 2 à la page 53.

Pour résumer, le procédé initial présenté ici, fastidieux et minutieux, a depuis été délaissé avec l'avènement de la CFAO. En effet, la zircone, de par sa dureté, n'autorise qu'un usinage. La CFAO intervient désormais à différents niveaux et permet ainsi à chaque prothésiste le libre choix de son protocole.

7. CAS CLINIQUES

7.1 Cas clinique n°1

Madame X est reçue en consultation pour une réhabilitation globale par le Dr Lehmann.

La patiente n'est pas satisfaite de son sourire.

La patiente possède de nombreuses couronnes fixées au maxillaire ainsi que plusieurs racines résiduelles. On peut observer une absence de calage postérieur ainsi qu'une inflammation des tissus mous.

Photos 16,17 : Photos exobuccales, face et profil

Photo 18 : Photo endobuccale de face

Photo 19 : Vue latérale droite

Photo 20 : Vue latérale gauche

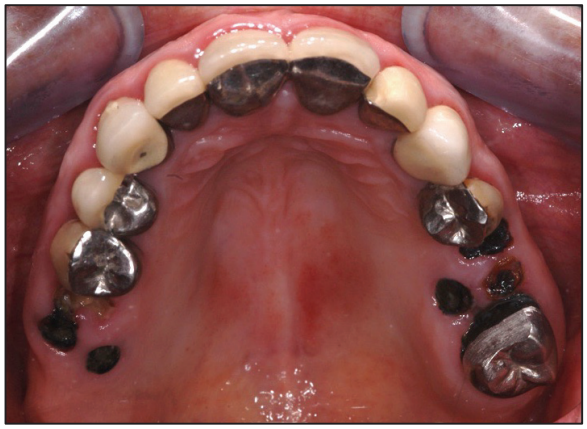


Photo 21 : Vue occlusale du maxillaire

Photo 22 : Vue occlusale de la mandibule

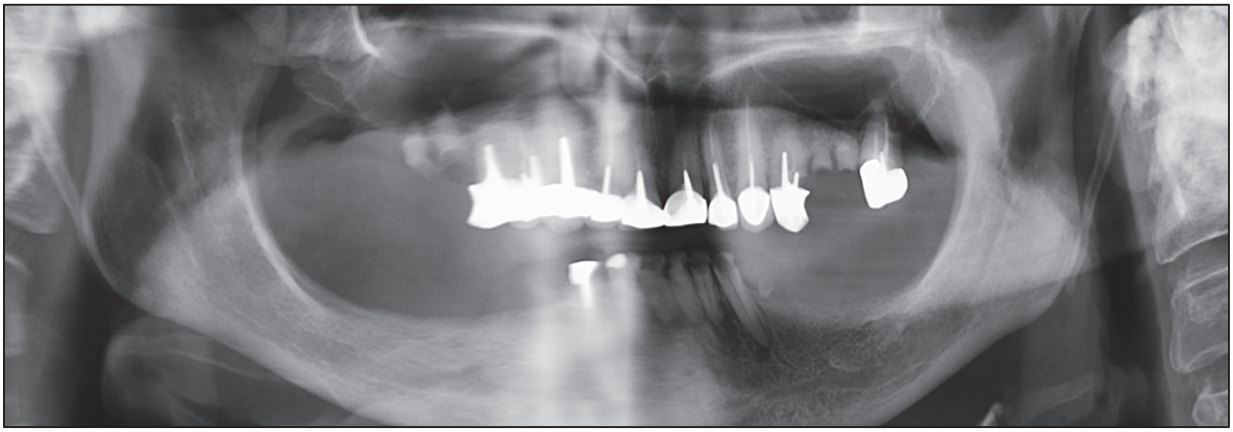


Photo 23 : Orthopantomogramme

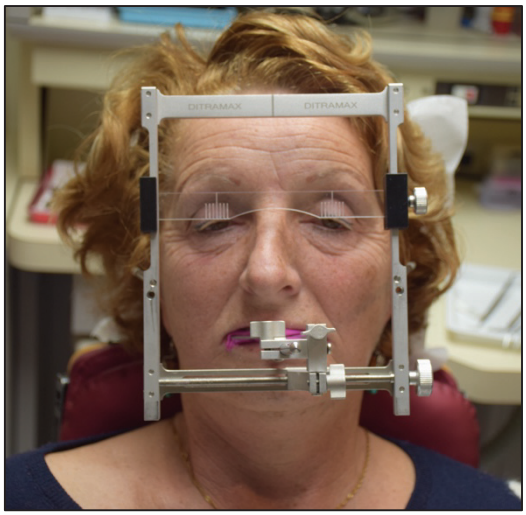


Photo 24 : Utilisation du Ditramax® pour les axes de référence esthétique

Photo 25 : Vue du Ditramax® au laboratoire relever et transfert les axes sur le modèle de travail

Il a été décidé, en accord avec la patiente, de déposer les prothèses maxillaires et réaliser de nouvelles prothèses fixes de 16 à 26. A la mandibule : il a été choisi d'avulser les dents restantes, de réaliser la pose de 6 implants et d'un bridge en zircone Prettau®.

Des wax up ont été réalisé sur le modèle maxillaire afin de pré-visualiser le résultat final.

Photo 26 : Modèle en plâtre initial

Photo 27 : Wax up maxillaires

Les dents mandibulaires ont été avulsées. Des implants ont été posés après cicatrisation.

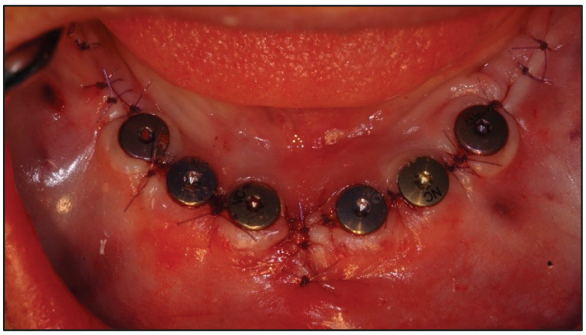


Photo 28 : Pose des implants mandibulaires

Photo 29 : Implants après cicatrisation

Une fois, les implants ostéointégrés, une empreinte pour la prothèse définitive a été réalisée. Une clé de validation va être réalisée pour vérifier que l'empreinte reflète exactement la position des implants en bouche.

Photo 30 : Empreinte au plâtre

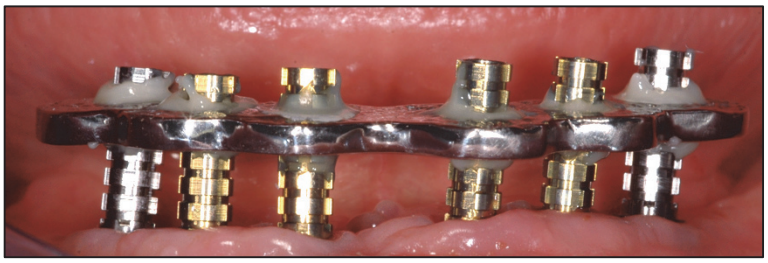


Photo 31 : Clé de validation de l'empreinte

Une fois l'empreinte réalisée et validée, puis scannée, l'armature va être modélisée par ordinateur et va être créée grâce à une usineuse 5 axes.

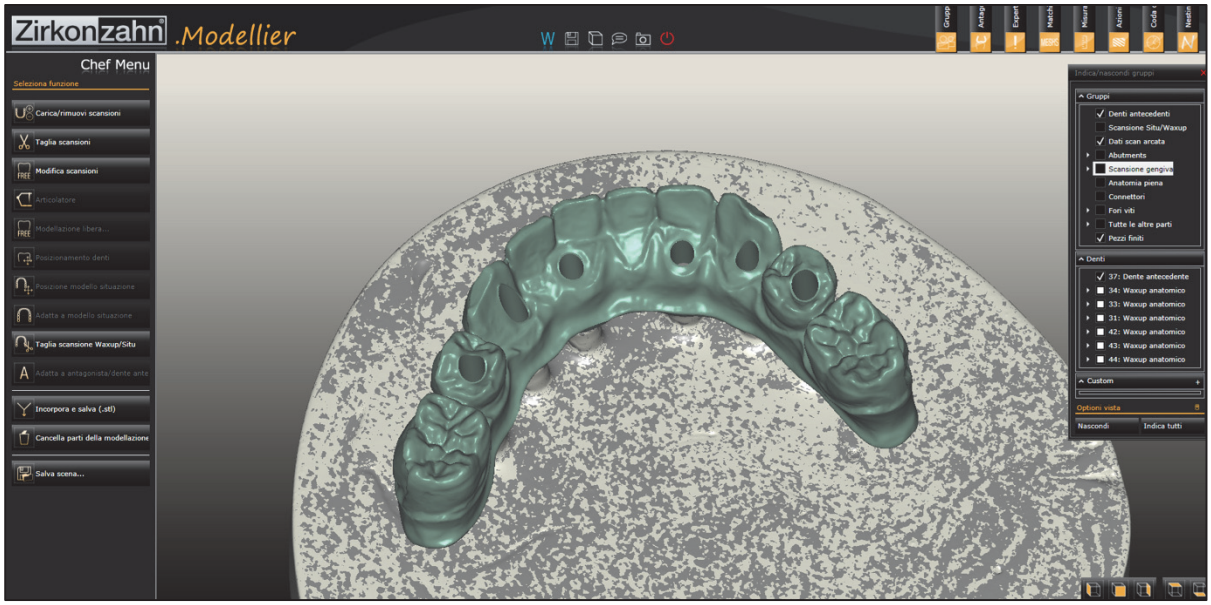


Photo 32 : Modélisation de la maquette

Photo 33 : Positionnement virtuel de la maquette dans le bloc à fraiser

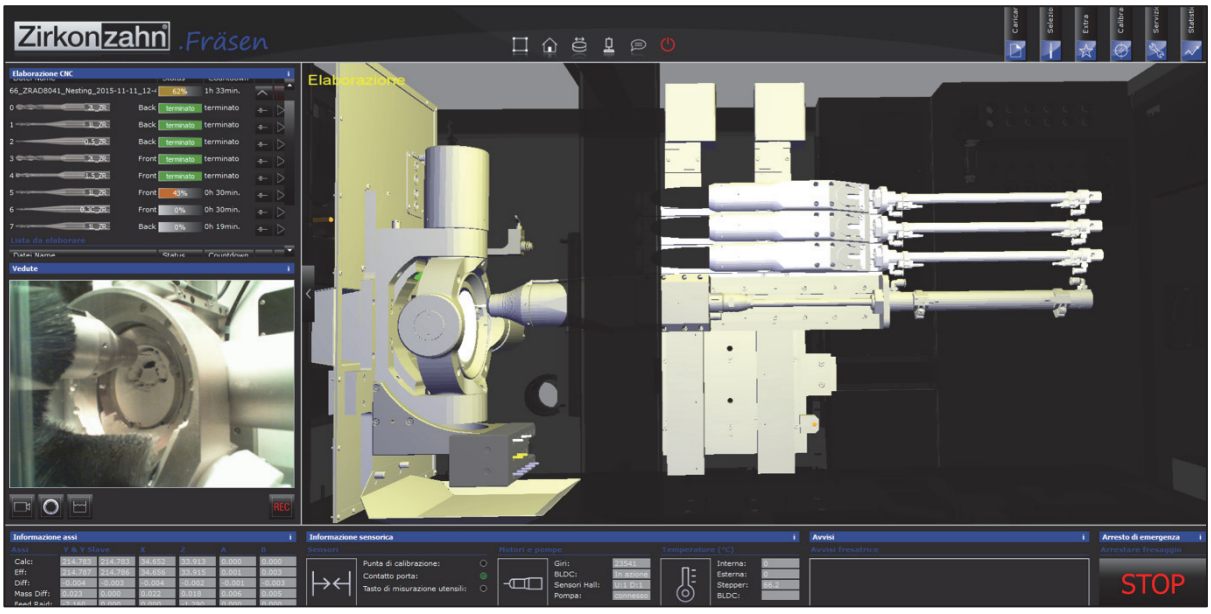


Photo 34 : Fraisage de la maquette

Puis une colorisation est réalisée au pinceau et un frittage secondaire est réalisé. Le design spécifique de la maquette va permettre de stratifier de la céramique cosmétique au niveau des faces vestibulaires.

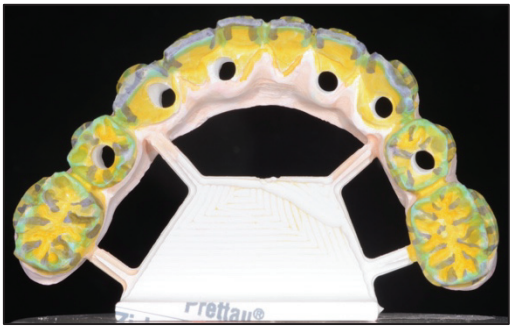


Photo 35 : Colorisation de l'armature

Photo 36 : Armature après frittage secondaire

Photo 37 : Armature après frittage secondaire, avant stratification esthétique

Photo 38 : Essayage de l'armature en bouche

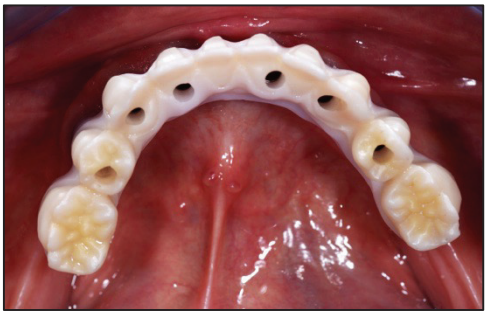


Photo 39 : Vue occlusale de l'armature

Photo 40 : Stratification de l'armature

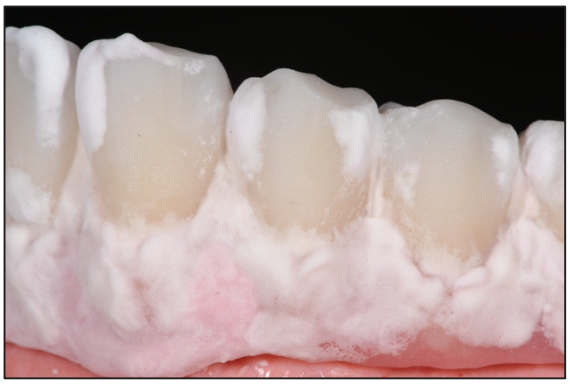


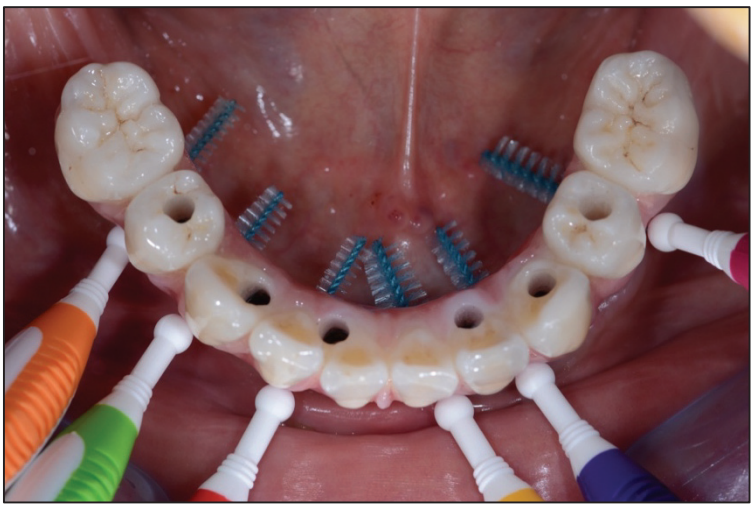
Photo 41 : Stratification de l'armature

Photo 42 : Bridge après stratification

Photo 43 : Bridge après stratification

Photo 44 : Bridge après stratification et finitions

Photo 45 : Vue occlusale du bridge au moment de la pose. À la demande du praticien, des espaces ont été ménagé pour permettre le passage de brossettes inter-dentaires et donc un maintien optimal de l'hygiène au niveau des implants mandibulaires



Après la fin des travaux mandibulaires, la patiente s'est décidée à effectuer les travaux maxillaires.

Photo 46 : Vue occlusale du maxillaire avant empreinte

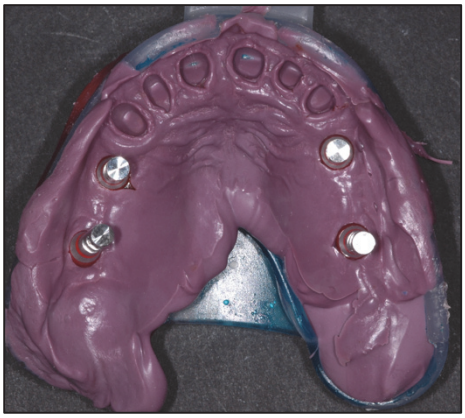


Photo 47 : Empreinte implantaire

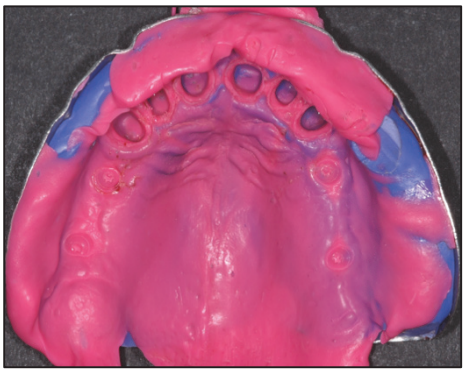


Photo 48 : Empreinte pour couronnes

Photo 49 : Vue des chappes sur le modèle

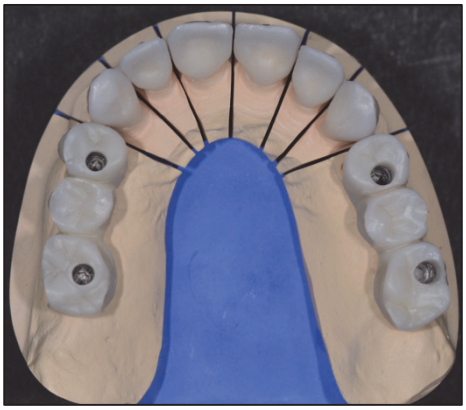


Photo 50 : Vue occlusale des chappes

Photo 51 : Essayage des chappes en bouche

Photo 52 : Stratification

Photo 53 : Vue vestibulaire après pose

Photo 54 : Sourire après traitement

Photo 55 : Vue occlusale du maxillaire après pose

Photo 56 : Photo exo buccale du sourire

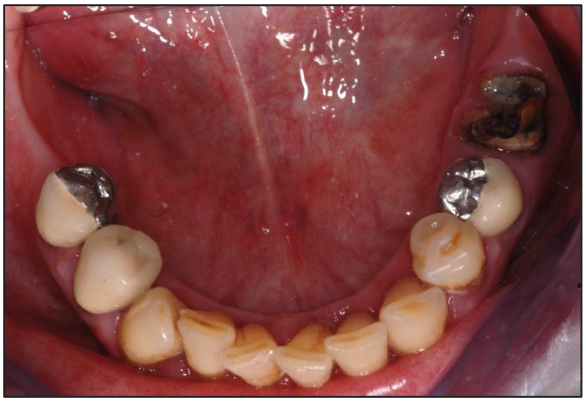
Prothésiste : Fabio Levratto (Monaco)

7.2 Cas clinique n°2

Cette patiente vient consulter le Dr Lehmann car elle souhaite une réhabilitation maxillaire et une amélioration de son sourire

Photo 57 : Photo du sourire

Photo 58 : Vue endo-buccale de face



Après étude clinique et radiologique, il a été décidé en accord avec la patiente, de réaliser un assainissement parodontal complet, de réaliser l'avulsion des dents maxillaires d'une racine résiduelle mandibulaire. Un bridge complet sur implant en zircone Prettau® sera effectué au maxillaire et deux couronnes sur implants a la mandibule. Nous nous intéresserons ici qu'a la séquence de traitement de la réhabilitation maxillaire.

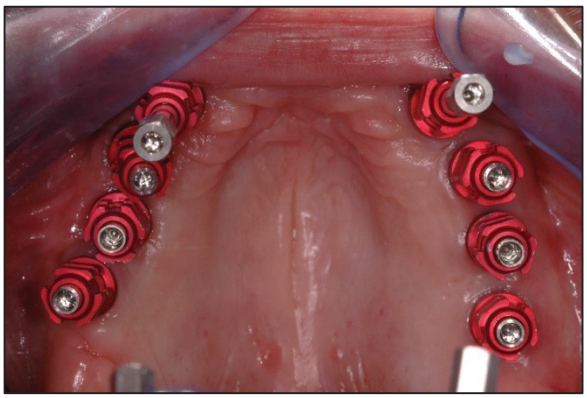


Photo 61 : Pose de 8 implants maxillaires

Photo 62 : Empreinte au plâtre

Photo 63 : Clé de validation

Photo 64 : Montage directeur

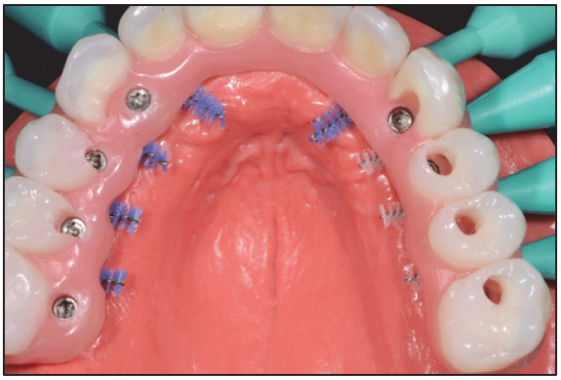


Photo 65 : Travail des embrasures implantaires pour le passage des brossettes

Photo 66 : Empreinte des embrasures

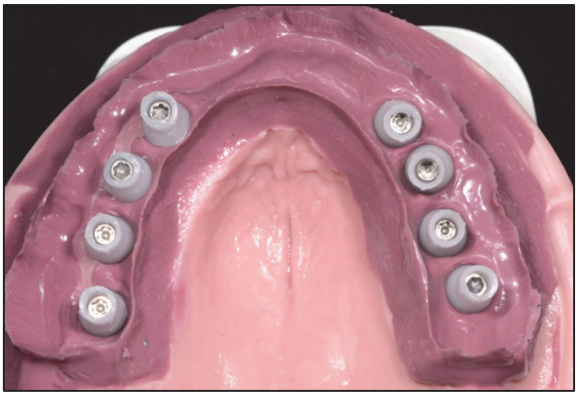


Photo 67 : Résultat après empreinte

Photo 68 : Empreinte du montage directeur pour duplicata

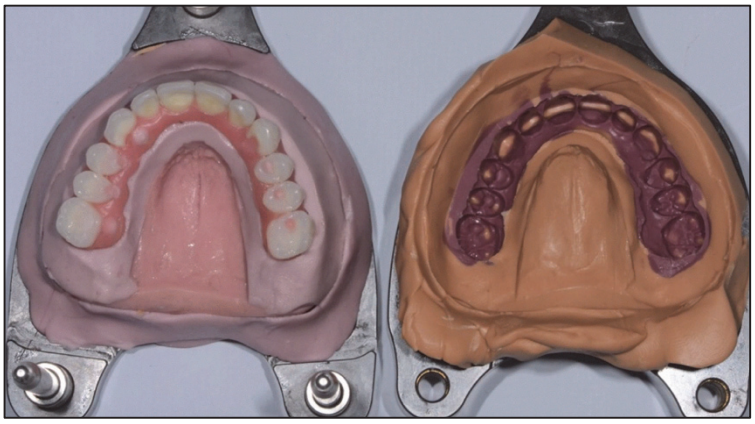


Photo 69: Empreinte du montage directeur pour duplicata

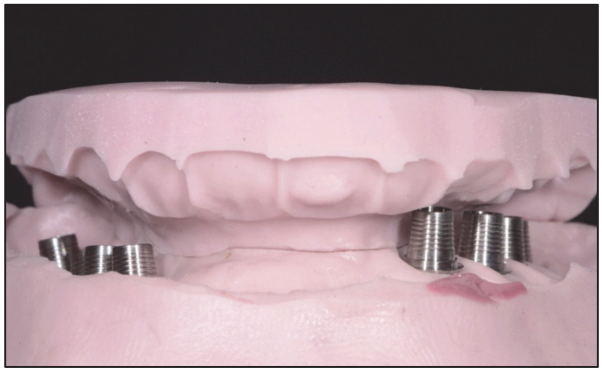


Photo 70 : Vue avec embase titane

Photo 71 : Travail des émergences de vis

Photo 72 : Préparation pour le duplicata du montage directeur en résine

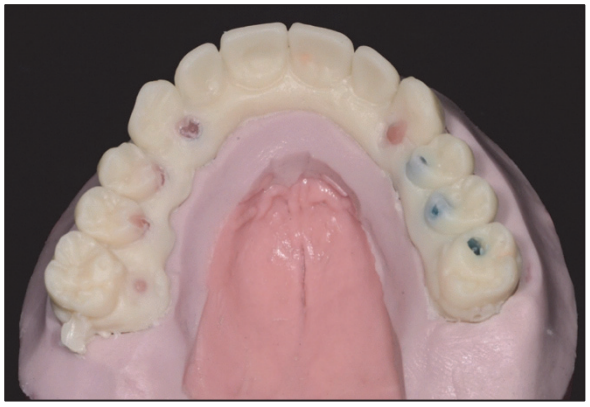


Photo 73 : Duplicata en résine

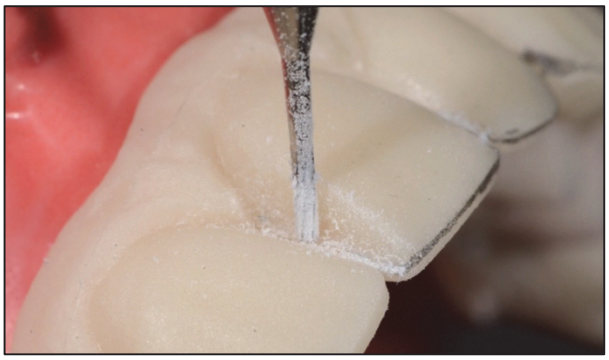


Photo 74 : Travail des embrasures

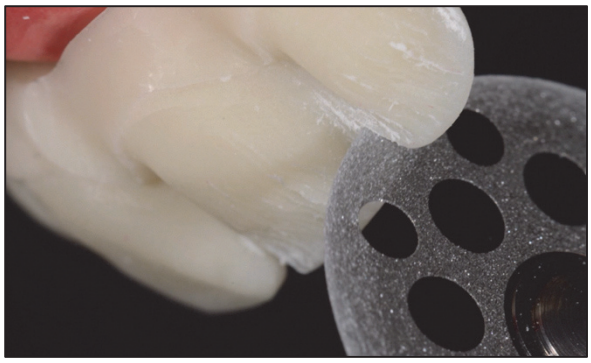


Photo 75 : Travail des embrasures

Photo 76 : Préparation pour le cut back

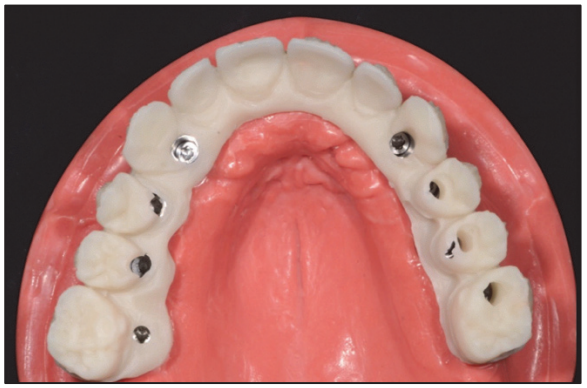


Photo 77 : Vue occlusale du duplicata terminé

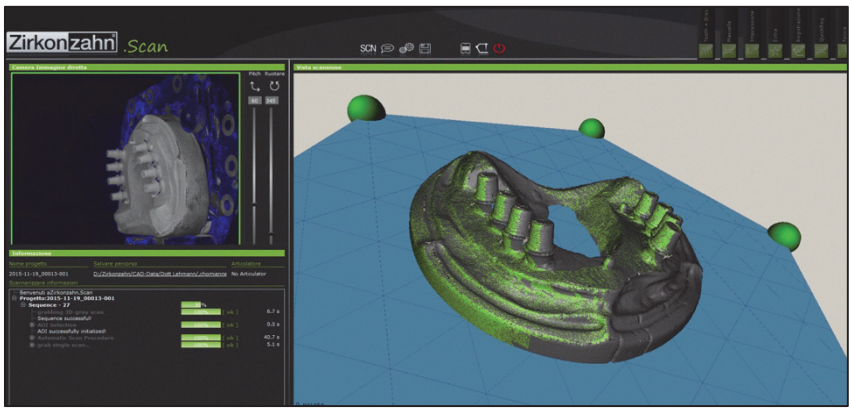


Photo 78 : Scan du modèle avec les connectiques implantaires

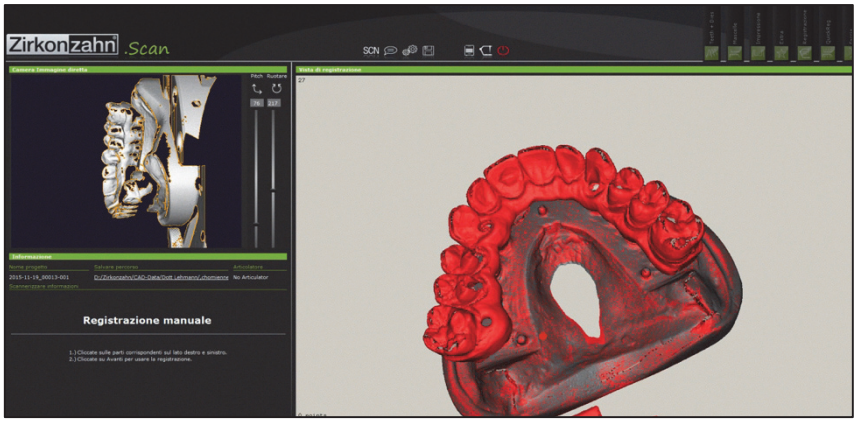


Photo 79 : Scan du duplicata en résine

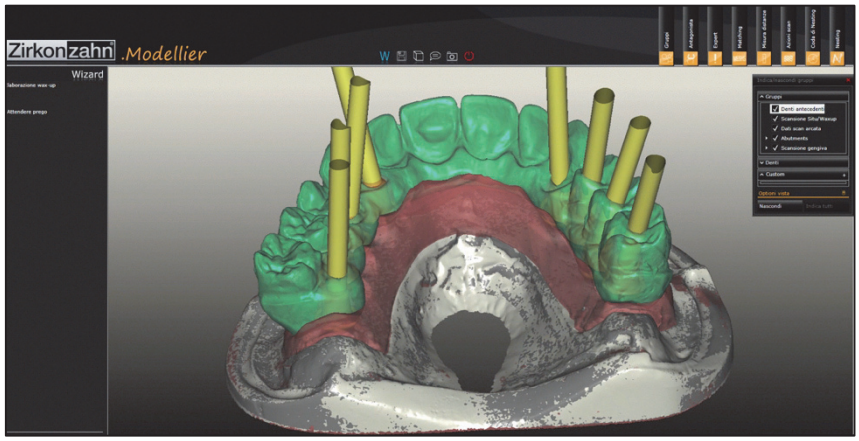


Photo 80 : Modélisation de la maquette et des axes implantaires

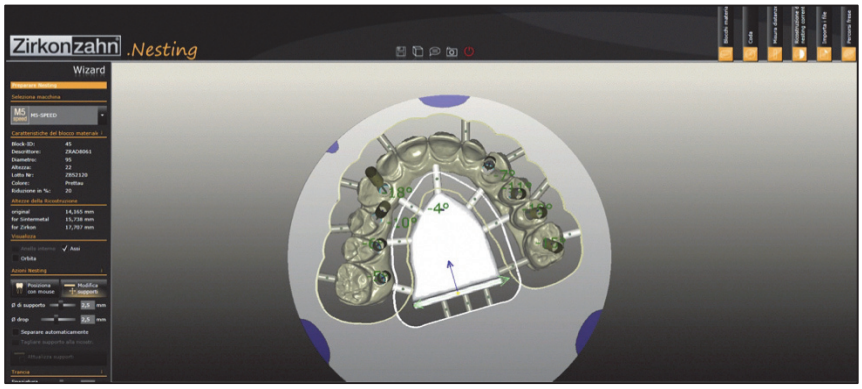


Photo 81 : Positionnement de la future armature dans la galette de zircone Prettau®

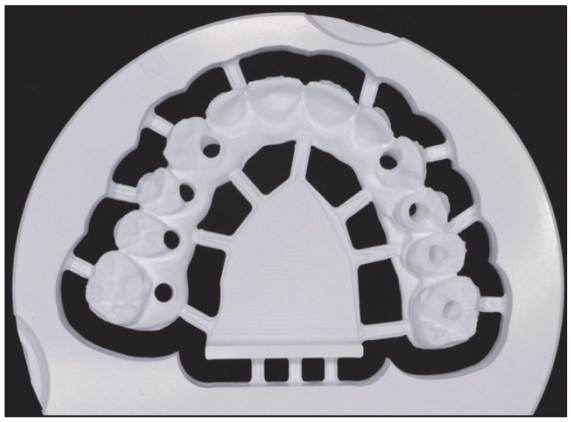


Photo 82 : Armature usinée

Photo 83 : Travail de l’armature

Photo 84 : Travail de la fausse gencive

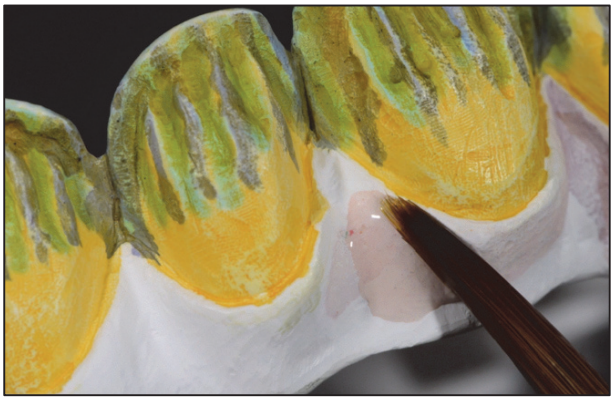


Photo 85 : Colorisation de l’armature

Photo 86 : Séchage via une lampe

Photo 87 : Armature après sintérisation

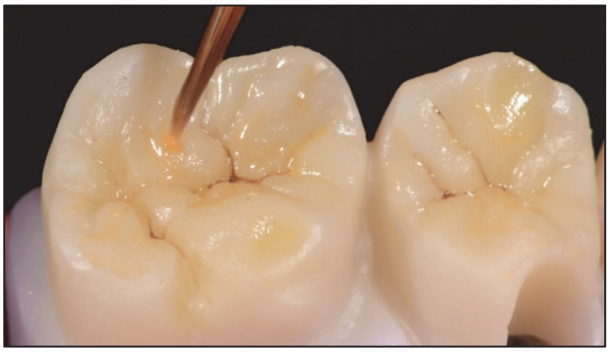


Photo 88 : Maquillage des faces occlusales

Photo 89 et 90 : Stratification des faces vestibulaires

Photo 91 : Stratification terminale des faces vestibulaires

Photo 92 : Vue après cuisson

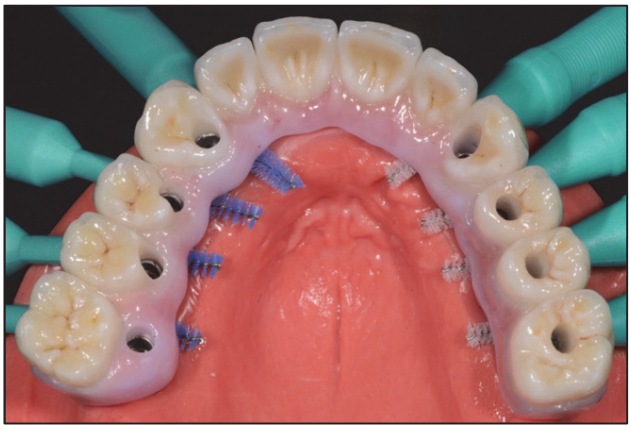


Photo 93 : Vue occlusale du bridge terminé avec passage des brossettes

Photo 94 : Bridge terminé

Photo 95 : Vue occlusale après obturation des puits de vis implantaires

Photo 96 : Vue du sourire après la pose

Prothésiste : Fabio Levratto (Monaco)

8. CONCLUSION

Nous avons pu comprendre au cours de ce travail l'importance que représente les systèmes céramo-céramiques . Encore peu utilisés il y a 20 ans, ils occupent de nos jours une part prépondérante de nos arsenaux thérapeutiques

La zircone s'est peu à peu imposée comme matériau réunissant les propriétés mécaniques et esthétiques satisfaisantes pour les restaurations plurales, en particulier implantaire. L'industrie et les laboratoires ont un rôle moteur dans l'évolution de ces systèmes. Nous avons observé que malgré de nombreux avantages, les restaurations en zircone présentent certaines limites. Parmi elles, le chipping et les fractures du matériau, qui sont très étudiées par la communauté scientifique. Ainsi de nombreuses études montrent des échecs liés à ce phénomène.

Afin de palier à ces soucis, la société Zirkonzahn® a crée grâce à Enrico Steger un procédé de stratification innovant ; la zircone Prettau®. Outre une nouvelle composition chimique qui confère au matériau une très grande dureté et un état de surface très lisse . Ceci lui procure de très bonnes propriétés mécaniques et n'abrase pas les dents naturelles. De plus la méthode de réalisation de ces restaurations permet de s'affranchir de céramique cosmétique sur les faces occlusales, ce qui permet une importante diminution des phénomènes de chipping.

Ainsi la zircone Prettau® permet de réaliser des restaurations plurales esthétiques sans risque de chipping, problèmes toujours ennuyeux pour le patient et stressant pour le praticien devant reprendre son travail.

Au travers des cas cliniques, nous avons pu observer que ce procédé permettait d'obtenir des résultats esthétiques similaires aux autres systèmes céramo-céramiques.

Néanmoins les indications de ce procédé restent restreintes, de par leur coût mais nécessitent surtout une mise en œuvre par des prothésistes très compétents techniquement afin d'obtenir des résultats satisfaisants.

Ce procédé relativement récent demande à voir son comportement en bouche dans le temps, afin de modifier la technique ou la composition du matériau.

BIBLIOGRAPHIE

(1) JM. Poujade, C. Zerbib, D. Serre, « Céramiques dentaires », http://www.em-premium.com/data/traites/mb/28-53414/, 20 novembre 2008.

(2) Définition Dictionnaire Larousse en ligne

(3) M Sadoun « Céramiques dentaires. Matériau céramique et procédé de mise en forme. » Tech Dent 2000; 165/166 :13-17

(4) Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN « Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. » J Biomed Mater Res. 1989 Jan;23(1):45-61.

(5) Mainjot A. « La zircone dans tous ses états », conférence, congrès ADF 2016.

(6) Rountree P, Nothdurft F, Pos Piech P. « In vitro investigations on the fracture strength of all-ceramic posterior bridges of ZrO2-ceramic ». J Dent Res 2001;80:57

(7) Rimondini L. et al., « Bacterial Colonization of Zirconia Ceramic Surfaces: An in Vitro and in Vivo Study », The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants 17, n° 6 (décembre 2002): 793‑98.

(8) Scotti R. et al., « SEM Evaluation of in Situ Early Bacterial Colonization on a Y-TZP Ceramic: A Pilot Study », The International Journal of Prosthodontics 20, n° 4 (août 2007): 419‑22.

(9) Denry I. et Kelly J., « State of the Art of Zirconia for Dental Applications », Dental Materials 24, n° 3 (mars 2008): 299‑307.

(10) Sollazzo V. et al., « Zirconium Oxide Coating Improves Implant Osseointegration in Vivo », Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials 24, n° 3 (mars 2008): 357‑61.

(11) May KB. et al., « Precision of Fit: The Procera AllCeram Crown », The Journal of Prosthetic Dentistry 80, n° 4 (octobre 1998): 394‑404.

(12) Jung RE. et al., « In Vitro Color Changes of Soft Tissues Caused by Restorative Materials », The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry 27, n° 3 (juin 2007): 251‑57.

(13) Hempel U. et al., « Response of Osteoblast-like SAOS-2 Cells to Zirconia Ceramics with Different Surface Topographies », Clinical Oral Implants Research 21, n° 2 (février 2010): 174‑81.

(14) Maccauro G. et al., « Development of a New Zirconia-Toughened Alumina: Promising Mechanical Properties and Absence of in Vitro Carcinogenicity », International Journal of Immunopathology and Pharmacology 22, n° 3 (septembre 2009): 773‑79.

(15) Soumeire J., Dejou J. « Comparaison in vitro de l'adaptation marginale de restaurations céramiques et céramo-métalliques ». J Biomater Dent 1997;12:5-11.

(16) Christensen GJ. , « Choosing an All-Ceramic Restorative Material: Porcelain-Fused-to-Metal or Zirconia-Based? », Journal of the American Dental Association (1939) 138, n° 5 (mai 2007): 662‑65.

(17) Happe A. et al., « In Vitro Color Changes of Soft Tissues Caused by Dyed Fluorescent Zirconia and Nondyed, Nonfluorescent Zirconia in Thin Mucosa », The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry 33, n° 1 (février 2013): e1-8.

(18) Kohal RJ., Klaus G., et Strub JR., « Zirconia-Implant-Supported All-Ceramic Crowns Withstand Long-Term Load: A Pilot Investigation », Clinical Oral Implants Research 17, n° 5 (octobre 2006): 565‑71.

(19) Almeida e Silva JS. et al., « Marginal and Internal Fit of Four-Unit Zirconia Fixed Dental Prostheses Based on Digital and Conventional Impression Techniques », Clinical Oral Investigations 18, n° 2 (2014): 515‑23.

(20) Samama Y., Dejou J., Coudray L. « Dossier Ceramique ». L'information Dentaire. 92-41-42- novembre 2010. 22-60

(21) Chistensen GJ. « PFM vs zirconia restorations. How are they compaIr clinically ? » CRA nov 2 008 1.

(22) Basu B., Vleugels J., et Van Der Biest O., « Microstructure–toughness–wear Relationship of Tetragonal Zirconia Ceramics », Journal of the European Ceramic Society 24, n° 7 (juin 2004): 2031‑40.

(23) Pereira GKR. et al., « Low-temperature degradation of Y-TZP ceramics: A systematic review and meta-analysis », Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials 55 (mars 2016): 151‑63.

(24) Fischer J., Grohmann P, et Stawarczyk B., « Effect of Zirconia Surface Treatments on the Shear Strength of Zirconia/veneering Ceramic Composites », Dental Materials Journal 27, n° 3 (mai 2008): 448‑54.

(25) Guess et al., « Shear Bond Strengths between Different Zirconia Cores and Veneering Ceramics and Their Susceptibility to Thermocycling ».The Journal of Prosthetic Dentistry 105, n°5 (mai 2010) :267-274

(26) Bu-Kyung Choi et al., « Shear Bond Strength of Veneering Porcelain to Zirconia and Metal Cores », The Journal of Advanced Prosthodontics 1, n° 3 (novembre 2009): 129‑35

(27) M. V. Swain, « Unstable Cracking (Chipping) of Veneering Porcelain on All-Ceramic Dental Crowns and Fixed Partial Dentures », Acta Biomaterialia 5, n° 5 (juin 2009): 1668‑77.

(28) Göstemeyer G. et al., « Effect of Thermal Expansion Mismatch on the Y-TZP/veneer Interfacial Adhesion Determined by Strain Energy Release Rate », Journal of Prosthodontic Research 56, n° 2 (avril 2012): 93‑101

(29) Sailer et al., « Five-Year Clinical Results of Zirconia Frameworks for Posterior Fixed Partial Dentures ». International Journal of Prosthodontics 20, n°4 (juillet-aout 2007) :383-388

(30) Aboushelib MN. et al., « Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations », Dental Materials 21, n° 10 (octobre 2005): 984‑91.

(31) Saito A. et al., « A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal », The Journal of Prosthetic Dentistry 104, n° 4 (octobre 2010): 247‑57.

(32) Cavalcanti Queiroz JR. et al., « Effect of multiple firing and silica deposition on the zirconia–porcelain interfacial bond strength », Dental Materials 28, n° 7 (juillet 2012): 763‑68.

(33) Flávia Z. Trindade et al., « Zirconia-Porcelain Bonding: Effect of Multiple Firings on Microtensile Bond Strength », The Journal of Adhesive Dentistry 15, n° 5 (octobre 2013): 467‑72.

(34) Zeighami S. et al., « The Effect of Multiple Firings on Microtensile Bond Strength of Core-Veneer Zirconia-Based All-Ceramic Restorations », Journal of Prosthodontics 22, n° 1 (1 janvier 2013): 49‑53.

(35) Xuehua Tang et al., « Effects of Multiple Firings on the Mechanical Properties and Microstructure of Veneering Ceramics for Zirconia Frameworks », Journal of Dentistry 40, n° 5 (mai 2012): 372‑80.

(36) Werner H. Mörmann et al., « Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: Two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness », Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials 20 (avril 2013): 113‑25.

(37) Tinschert J. et al., « Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics », Journal of Dentistry 28, n° 7 (septembre 2000): 529‑35.

(38) Kim JW. et al., « Fracture Modes in Curved Brittle Layers Subject to Concentrated Cyclic Loading in Liquid Environments », Journal of materials research 24, n° 3 (1 mars 2009): 1075‑81.

(39) G. P. Mora et W. J. O'Brien, « Thermal Shock Resistance of Core Reinforced All-Ceramic Crown Systems », Journal of Biomedical Materials Research 28, n° 2 (février 1994): 189‑94.

(40) Mitov G. et al., « Wear behavior of dental Y-TZP ceramic against natural enamel after different finishing procedures », Dental Materials 28, n° 8 (août 2012): 909‑18..

(41) Taskonak B. et al., « The effects of viscoelastic parameters on residual stress development in a zirconia/glass bilayer dental ceramic », Dental Materials 24, n° 9 (septembre 2008): 1149‑55.

(42) Schmitter, Mueller, et Rues, « Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer ».Journal of the American Dental Association 138, n°5 (mai 2007) :662-665

(43) Rues S. et al., « Effect of firing protocols on cohesive failure of all-ceramic crowns », Journal of Dentistry 38, n° 12 (décembre 2010): 987‑94.

(44) Göstemeyer G. et al., « Influence of Cooling Rate on Zirconia/veneer Interfacial Adhesion », Acta Biomaterialia 6, n° 12 (décembre 2010): 4532‑38.

(45) Komine F., Strub JR., et Matsumura H., « Bonding between layering materials and zirconia frameworks », Japanese Dental Science Review 48, n° 2 (août 2012): 153‑61.lia

(46) Komine F. et al., « Effect of Cooling Rate on Shear Bond Strength of Veneering Porcelain to a Zirconia Ceramic Material », Journal of Oral Science 52, n° 4 (décembre 2010): 647‑52.

(47) Göstemeyer G. et al., « Influence of Cooling Rate on Zirconia/veneer Interfacial Adhesion ». Acta Biomaterialia 6, n°12 (decembre 2010) : 4532-4538

(48) Almeida AA. et al., « Effects of Extreme Cooling Methods on Mechanical Properties and Shear Bond Strength of Bilayered porcelain/3Y-TZP Specimens », Journal of Dentistry 41, n° 4 (avril 2013): 356‑62.

(49) Fischer J. et al., « Shear Bond Strength between Veneering Ceramics and Ceria-Stabilized Zirconia/alumina », The Journal of Prosthetic Dentistry 103, n° 5 (mai 2010): 267‑74.

(50) Kim HJ. et al., « Effect of Zirconia Surface Treatments on the Shear Bond Strength of Veneering Ceramic », The Journal of Prosthetic Dentistry 105, n° 5 (mai 2011): 315‑22.

(51) Harding AB, Norling BK., et Teixeira EC. , « The Effect of Surface Treatment of the Interfacial Surface on Fatigue-Related Microtensile Bond Strength of Milled Zirconia to Veneering Porcelain », Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists 21, n° 5 (juillet 2012): 346‑52.

(52) Göstemeyer G. et al., « Effect of Thermal Expansion Mismatch on the Y-TZP/Veneer Interfacial Adhesion Determined by Strain Energy Release Rate », Journal of Prosthodontic Research 56, n° 2 (avril 2012): 93‑101.

(53) Freifrau Von Maltzahn N. et al., « Interfacial Adhesion of Zirconia/Veneer Bilayers with Different Thermal Characteristics », Dental Materials Journal 33, n° 5 (2014): 583‑90.

(54) Kern M. et Wegner SM. , « Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability », Dental Materials 14, n° 1 (janvier 1998): 64‑71.

(55) Yoshida K., Tsuo Y., et Atsuta M., « Bonding of Dual-Cured Resin Cement to Zirconia Ceramic Using Phosphate Acid Ester Monomer and Zirconate Coupler », Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials 77, n° 1 (avril 2006): 28‑33.

(56) Lüthy H., Loeffel O., et Hammerle CHF., « Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic », Dental Materials 22, n° 2 (février 2006): 195‑200.

(57) Castillo de Oyagüe R. et al., « Influence of Surface Treatments and Resin Cement Selection on Bonding to Densely-Sintered Zirconium-Oxide Ceramic », Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials 25, n° 2 (février 2009): 172‑79.

(58) Koizumi H. et al., « Bonding of Resin-Based Luting Cements to Zirconia with and without the Use of Ceramic Priming Agents », The Journal of Adhesive Dentistry 14, n° 4 (août 2012): 385‑92

(59) Saker S., Ibrahim F., et Ozcan M., « Effect of Different Surface Treatments on Adhesion of In-Ceram Zirconia to Enamel and Dentin Substrates », The Journal of Adhesive Dentistry 15, n° 4 (août 2013): 369‑76.

(60) Akio Maeda FA. et al., « Association of Different Primers and Resin Cements for Adhesive Bonding to Zirconia Ceramics », The Journal of Adhesive Dentistry 16, n° 3 (juin 2014): 261‑65.

(61) Ozcan M. et. Vallittu PK. , « Effect of Surface Conditioning Methods on the Bond Strength of Luting Cement to Ceramics », Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials 19, n° 8 (décembre 2003): 725‑31.

(62) Borges GA. et al., « Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics », The Journal of Prosthetic Dentistry 89, n° 5 (mai 2003): 479‑88.

(63) Ying Kei Lung C., Kukk E., et Matinlinna JP, « The Effect of Silica-Coating by Sol-Gel Process on Resin-Zirconia Bonding », Dental Materials Journal 32, n° 1 (2013): 165‑72.

(64) Liu D., Tsoi JK., Matinlinna JP., Wong HM "Effect of some chemical surface modif on resin zirconia adhesion" ,Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials 46 (juin 2015): 23-30.

(65) Piwowarczyk A., Lauer H.C., Sorensen J.A. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontics restorative materials. J. Prosthet. Dent. 2004;92:265–273.

(66) Janda R. et al., « A new adhesive technology for all-ceramics », Dental Materials 19, n° 6 (septembre 2003): 567‑73.

(67) .Blatz MB. et al., « In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling », The Journal of Prosthetic Dentistry 91, n° 4 (avril 2004): 356‑62.

(68) Saglam Atsu S. et al., « Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin », The Journal of Prosthetic Dentistry 95, n° 6 (juin 2006): 430‑36.

(69) Blatz MB. et al., « Influence of Surface Treatment and Simulated Aging on Bond Strengths of Luting Agents to Zirconia », Quintessence International (Berlin, Germany: 1985) 38, n° 9 (octobre 2007): 745‑53.

(70) Tanaka R. et al., « Cooperation of Phosphate Monomer and Silica Modification on Zirconia », Journal of Dental Research 87, n° 7 (juillet 2008): 666‑70.

(71) Tanaka R.,Fujishima A., Shibata Y., Manabe A., Miyazaki.,<<Cooperation of phosphate monomer and silica modification on zirconia>> Journal of Dental Research 87, n°7 (juillet 2008): 666-670

(72) Tzanakakis EMC., G. Tzoutzas IG., et Koidis PT., « Is There a Potential for Durable Adhesion to Zirconia Restorations? A Systematic Review », The Journal of Prosthetic Dentistry 115, n° 1 (janvier 2016): 9‑19.

(73) Kou W., Molin M., et Sjögren G., « Surface Roughness of Five Different Dental Ceramic Core Materials after Grinding and Polishing », Journal of Oral Rehabilitation 33, n° 2 (1 février 2006): 117‑24.

(74) Kim MJ.et al., « Wear evaluation of the human enamel opposing different Y-TZP dental ceramics and other porcelains », Journal of Dentistry 40, n° 11 (novembre 2012): 979‑88.

(75) Oh WS., DeLong R., et Anusavice KJ., « Factors affecting enamel and ceramic wear: A literature review », The Journal of Prosthetic Dentistry 87, n° 4 (avril 2002): 451‑59.

(76) Zhang Y., Chai H., Lee JJW et Lawn BR " Chipping Resistance of Graded Zirconia Ceramics for Dental Crowns" J Dent Res. 2012 Mar; 91(3): 311–315.

(77) Al-Amleh B., Lyons K., et Swain M., « Clinical Trials in Zirconia: A Systematic Review », Journal of Oral Rehabilitation 37, n° 8 (août 2010): 641‑52.

(78) Della Bona A. et Kelly JR., « The Clinical Success of All-Ceramic Restorations », Journal of the American Dental Association (1939) 139 Suppl (septembre 2008): 8S‑13S.

(79) Guess PC. et al., « Shear Bond Strengths between Different Zirconia Cores and Veneering Ceramics and Their Susceptibility to Thermocycling », Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials 24, n° 11 (novembre 2008): 1556‑67.

(80) Raigrodski A.et al., « The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide–based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study », The Journal of Prosthetic Dentistry 96, n° 4 (octobre 2006).

(81) Spiridon Oumvertos Koutayas et al., « Zirconia in Dentistry: Part 2. Evidence-Based Clinical Breakthrough », The European Journal of Esthetic Dentistry: Official Journal of the European Academy of Esthetic Dentistry 4, n° 4 (2009): 348‑80.

(82) Schmitter M., Mueller D., et Rues S., « Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer », Journal of Dentistry 40, n° 2 (février 2012): 154‑62.

(83) Sailer I. et al., « Randomized Controlled Clinical Trial of Zirconia-Ceramic and Metal-Ceramic Posterior Fixed Dental Prostheses: A 3-Year Follow-Up », The International Journal of Prosthodontics 22, n° 6 (décembre 2009): 553‑60.

(84) Kinsel RP. et 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 », The Journal of Prosthetic Dentistry 101, n° 6 (juin 2009): 388‑94.

(85) Papaspyridakos P. et Lal K., « Computer-Assisted Design/computer-Assisted Manufacturing Zirconia Implant Fixed Complete Prostheses: Clinical Results and Technical Complications up to 4 Years of Function », Clinical Oral Implants Research 24, n° 6 (juin 2013).

(86) Beuer F. et al., « Prospective Study of Zirconia-Based Restorations: 3-Year Clinical Results », Quintessence International (Berlin, Germany: 1985) 41, no 8 (septembre 2010): 631‑37.

(87) Tinschert J. et al., « Clinical Behavior of Zirconia-Based Fixed Partial Dentures Made of DC-Zirkon: 3-Year Results », The International Journal of Prosthodontics 21, n° 3 (juin 2008): 217‑22.

(88) Rinke S. et al., « Practice-Based Clinical Evaluation of Metal-Ceramic and Zirconia Molar Crowns: 3-Year Results », Journal of Oral Rehabilitation 40, n° 3 (mars 2013): 228‑37.

(89) Edelhoff D.et al., « HIP Zirconia Fixed Partial Dentures--Clinical Results after 3 Years of Clinical Service », Quintessence International (Berlin, Germany: 1985) 39, n° 6 (juin 2008): 459‑71.

(90) Ortorp A., Lind Kihl M., et Carlsson GE, « A 5-Year Retrospective Study of Survival of Zirconia Single Crowns Fitted in a Private Clinical Setting », Journal of Dentistry 40, n° 6 (juin 2012): 527‑30.

(91) Sailer I. et al., « Five-Year Clinical Results of Zirconia Frameworks for Posterior Fixed Partial Dentures », The International Journal of Prosthodontics 20, n° 4 (août 2007): 383‑88.

(92) Burke FJT. et al., « Five-Year Clinical Evaluation of Zirconia-Based Bridges in Patients in UK General Dental Practices », Journal of Dentistry 41, n° 11 (novembre 2013): 992‑99.

(93) Koenig V. et al., « Clinical Risk Factors Related to Failures with Zirconia-Based Restorations: An up to 9-Year Retrospective Study », Journal of Dentistry 41, n° 12 (décembre 2013): 1164‑74.

(94) Zhang Y.et Lawn BR., « Fatigue Sensitivity of Y-TZP to Microscale Sharp-Contact Flaws », Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials 72B, n° 2 (15 février 2005): 388‑92.

(95) Zhang Y., Pajares A., et Lawn BR., « Fatigue and Damage Tolerance of Y-TZP Ceramics in Layered Biomechanical Systems », Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials 71B, n° 1 (15 octobre 2004).

(96) Zhang Y. et al., « Effect of Sandblasting on the Long-Term Performance of Dental Ceramics », Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials 71B, n° 2 (15 novembre 2004): 381‑86.

(97) Pjetursson BE. et al., « Comparison of Survival and Complication Rates of Tooth-Supported Fixed Dental Prostheses (FDPs) and Implant-Supported FDPs and Single Crowns (SCs) », Clinical Oral Implants Research 18 Suppl 3 (juin 2007): 97‑113.

(98) Vult von Steyern P., Kokubo Y., et Nilner K., « Use of Abutment-Teeth vs. Dental Implants to Support All-Ceramic Fixed Partial Dentures: An in-Vitro Study on Fracture Strength », Swedish Dental Journal 29, n° 2 (2005): 53‑60.

(99) Larsson C. et al., « All-Ceramic Two- to Five-Unit Implant-Supported Reconstructions. A Randomized, Prospective Clinical Trial », Swedish Dental Journal 30, n° 2 (2006): 45‑53.

(100) Sailer I. Leutret, Trunsinger "Bending moments and types of failure of zirconia and titanium abutments with internal implant-abutment connections: a laboratory study". Int J Oral Maxillofac Implants. 2012 May-Jun ;27(3):505-12.

(101) Zembic A. et al., « Five-Year Results of a Randomized Controlled Clinical Trial Comparing Zirconia and Titanium Abutments Supporting Single-Implant Crowns in Canine and Posterior Regions », Clinical Oral Implants Research 24, n° 4 (avril 2013): 384‑90.

(102) Beuer F. et al., « Three-Year Clinical Prospective Evaluation of Zirconia-Based Posterior Fixed Dental Prostheses (FDPs) », Clinical Oral Investigations 13, n° 4 (décembre 2009): 445‑51.

(103) Cehreli MC., Kökat AM., et Akça K., « CAD/CAM Zirconia vs. Slip-Cast Glass-Infiltrated Alumina/Zirconia All-Ceramic Crowns: 2-Year Results of a Randomized Controlled Clinical Trial », Journal of Applied Oral Science: Revista FOB 17, n° 1 (février 2009): 49‑55.

(104) Larsson C. et Vult Von Steyern P., « Implant-Supported Full-Arch Zirconia-Based Mandibular Fixed Dental Prostheses. Eight-Year Results from a Clinical Pilot Study », Acta Odontologica Scandinavica 71, n° 5 (septembre 2013).

(105)Chevalier J. et al., « The Tetragonal-Monoclinic Transformation in Zirconia: Lessons Learned and Future Trends », Journal of the American Ceramic Society 92, n° 9 (1 septembre 2009): 1901‑20.

(106)Méthodologie (Procede Zirkonzahn de enrico steger, fouquie, realites clinique 2010,vol 21, n 3)

SERMENT D'HIPPOCRATE

En présence des Maîtres de cette Faculté, de mes chers condisciples, devant l'effigie d'Hippocrate,

Je promets et je jure, au nom de l'Etre Suprême, d'être fidèle aux lois de l'Honneur et de la probité dans l'exercice de la Médecine Dentaire.

Je donnerai mes soins gratuits à l'indigent et n'exigerai jamais un salaire au dessus de mon travail, je ne participerai à aucun partage clandestin d'honoraires.

Admis à l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui se passe, ma langue taira les secrets qui me seront confiés et mon état ne servira pas à corrompre les mœurs ni à favoriser le crime.

Je ne permettrai pas que des considérations de religion, de nation, de race, de parti ou de classe sociale viennent s'interposer entre mon Devoir et mon patient.

Je garderai le respect absolu de la vie humaine dès sa conception.

Même sous la menace, je n'admettrai pas de faire usage de mes connaissances médicales contre les lois de l'Humanité.

Respectueux et reconnaissant envers les Maîtres, je rendrai à leurs enfants l'instruction que j'ai reçue de leurs pères.

Que les hommes m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses,

Que je sois couvert d'opprobre et méprisé de mes confrères si j'y manque.

Approbation – Improbation

Les opinions émises par les dissertations présentées, doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, sans aucune approbation ou improbation de la Faculté de Chirurgie dentaire (1).

Lu et approuvé,

Le Président du jury,

Professeur

Vu,
Nice, le

Le Doyen de la Faculté de Chirurgie Dentaire de l'UNS

Professeur Armelle MANIERE

(1) Les exemplaires destinés à la bibliothèque doivent être obligatoirement signés par le Doyen et par le Président du Jury.

Maximilien PARNOT

ZIRCONE PRETTAU® : ANALYSE DE LA LITTERATURE ET INDICATIONS

Thèse : Chirurgie Dentaire, Nice, 2016, n°42-57-16-23

Directeur de thèse : Yves ALLARD

Mots-clés :

- Zircone
- Prettau®
- Céramique
- Chipping
- Restaurations prothétiques

Résumé :

Les systèmes céramo-céramiques font partie intégrante des restaurations prothétiques actuelles. La zircone s'est imposée comme matériau de choix dans la réalisation d'infrastructures. Elle possède d'excellentes propriétés mécaniques, une très bonne biocompatibilité et permet d'obtenir des résultats esthétiques satisfaisants.

Cependant d'autres facteurs interviennent venant mettre en balance ses avantages : le vieillissement, le chipping, ou encore le différentiel de coefficients de dilatation thermiques, qui sont responsables d'échecs à long terme. Dans un but de constante amélioration, les industriels se sont intéressés à de nouvelles méthodes de fabrication ainsi qu'à de nouveaux matériaux. Parmi eux, un laboratoire italien (Zirkonhzan®) a développé un nouveau système appelé Prettau®. Cette céramique permet d'obtenir une restauration hautement esthétique et de minimiser les facteurs négatifs (chipping et fractures). Afin d'illustrer ce procédé, des cas cliniques sont ici présentés ; ils nous amènent à considérer ce système comme une alternative pertinente et fiable dans des situations cliniques précises.