

**UNIVERSITE DU DROIT ET DE LA SANTE DE LILLE 2**

**FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE**

Année de soutenance : 2016

N°:

THESE POUR LE

**DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE**

Présentée et soutenue publiquement le 25 Octobre 2016

Par **Wandrille HAUZAY**

Né le 17 Juillet 1991 à Montivilliers – FRANCE

**ÉVALUATION PAR MICROTOMOGRAPHIE DE L'ADAPTATION DE  
CÉRAMIQUES D'INFRASTRUCTURE MISES EN FORME PAR  
STÉRÉOLITHOGRAPHIE.**

**JURY**

Président :

Monsieur le Professeur Pascal BEHIN

Assesseurs :

Monsieur le Docteur François DESCAMP

Monsieur le Docteur Jérôme VANDOMME

Madame le Docteur Marion DEHURTEVENT

Président de l'Université	:	Pr. X. VANDENDRIESSCHE
Directeur Général des Services de l'Université	:	P-M. ROBERT
Doyen	:	Pr. E. DEVEAUX
Vice-Doyens	:	Dr. E. BOCQUET, Dr. L. NAWROCKI et Pr. G. PENEL
Responsable des Services	:	S. NEDELEC
Responsable de la Scolarité	:	L. LECOCQ

## **PERSONNEL ENSEIGNANT DE L'U.F.R.**

### **PROFESSEURS DES UNIVERSITES :**

P. BEHIN	Prothèses
H. BOUTIGNY	Parodontologie
T. COLARD	Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysiques, Radiologie
<b>E. DELCOURT-DEBRUYNE</b>	Responsable de la Sous-Section de <b>Parodontologie</b>
E. DEVEAUX	Odontologie Conservatrice - Endodontie <b>Doyen de la Faculté</b>
<b>G. PENEL</b>	Responsable de la Sous-Section des <b>Sciences Biologiques</b>
M.M. ROUSSET	Odontologie Pédiatrique

## **MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES**

<b>T. BECAVIN</b>	Responsable de la Sous-Section d' <b>Odontologie Conservatrice - Endodontie</b>
F. BOSCHIN	Parodontologie
<b>E. BOCQUET</b>	Responsable de la Sous- Section d' <b>Orthopédie Dento-Faciale</b>
<b>C. CATTEAU</b>	Responsable de la Sous-Section de <b>Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale.</b>
A. CLAISSE	Odontologie Conservatrice - Endodontie
M. DANGLETERRE	Sciences Biologiques
A. de BROUCKER	Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysiques, Radiologie
T. DELCAMBRE	Prothèses
<b>C. DELFOSSE</b>	Responsable de la Sous-Section d' <b>Odontologie Pédiatrique</b>
F. DESCAMP	Prothèses
A. GAMBIEZ	Odontologie Conservatrice - Endodontie
F. GRAUX	Prothèses
P. HILDELBERT	Odontologie Conservatrice - Endodontie
<b>J.M. LANGLOIS</b>	Responsable de la Sous-Section de <b>Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique, Anesthésiologie et Réanimation</b>
C. LEFEVRE	Prothèses
J.L. LEGER	Orthopédie Dento-Faciale
M. LINEZ	Odontologie Conservatrice - Endodontie
G. MAYER	Prothèses
L. NAWROCKI	Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique, Anesthésiologie et Réanimation Chef du Service d'Odontologie A. Caumartin - CHRU Lille
C. OLEJNIK	Sciences Biologiques
P. ROCHER	Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysiques, Radiologie
<b>M. SAVIGNAT</b>	Responsable de la Sous-Section des <b>Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysiques, Radiologie</b>
T. TRENTESAUX	Odontologie Pédiatrique
<b>J. VANDOMME</b>	Responsable de la Sous-Section de <b>Prothèses</b>

## Remerciements :

*Aux membres du jury ...*

## **Monsieur le Professeur Pascal BEHIN**

**Professeur des universités – Praticien hospitalier des CSERD**  
*Sous-Section Prothèses*

Docteur en Chirurgie Dentaire  
Docteur de l'Université Paris DESCARTES (Paris V – mention  
Odontologique)  
Habilitation à diriger des recherches  
Responsable de l'Unité Fonctionnelle de Prothèses

*Vous me faites l'honneur d'accepter de  
présider mon jury de thèse et je vous en  
remercie.*

*J'admire votre dévotion pour la recherche  
et la faculté.*

*Veillez trouver dans ce travail  
l'expression de mon profond respect.*

**Monsieur le Docteur François DESCAMP**

**Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier  
des CSERD**

*Sous-Section Prothèses*

Docteur en Chirurgie Dentaire

Maîtrise de Sciences Biologiques et Médicales

Maîtrise Universitaire de Pédagogie des Sciences de la Santé

D.E.S.S. Education et Santé

D.E.A. Sciences de l'Education

Lauréat de l'Académie Nationale Chirurgie Dentaire

Médaille de Bronze de la Défense Nationales (Agrafe « service de  
santé »)

*Depuis mon arrivée dans cette faculté,  
vous avez toujours été un professeur  
dévoué et bienveillant envers vos  
étudiants et moi même.*

*Je vous remercie de m'avoir fait  
découvrir la Revue, la Prothèse Fixée et  
pour votre disponibilité et votre bonne  
humeur durant ces années à la faculté.  
Je vous en remercie infiniment.*

*Trouvez ici le témoignage de ma plus  
haute estime.*

**Monsieur le Docteur Jérôme VANDOMME**

**Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier  
des CSERD**

*Sous-Section Prothèses*

Docteur en Chirurgie Dentaire

*Je vous suis très reconnaissant d'avoir  
accepté de faire partie de mon jury.*

*Je vous remercie pour votre pédagogie  
et votre sympathie, durant mes études et  
d'avoir accepté d'être le premier acteur  
à jouer pour moi pour la Revue.*

*Veillez trouver ici le témoignage de ma  
plus profonde reconnaissance.*

**Madame le Docteur Marion DEHURTEVENT**  
**Assistante Hospitalo-Universitaire des CSERD**  
*Sous-Section Prothèses*

Docteur en Chirurgie Dentaire

*Je suis très sensible à l'honneur que tu m'as fait en acceptant de diriger cette thèse.*

*Je te remercie pour ta disponibilité, ton attention et la patience dont tu as fait preuve durant ce travail, comme tu as pu le faire lors de mes débuts de chef vidéo à la Revue. Malgré ton emploi du temps chargé, tu as toujours su être présente et à l'écoute. Ce fut un réel plaisir d'avoir travaillé avec toi sur ce travail.*

*Puisses-tu trouver ici l'expression de ma gratitude. Je suis fier d'avoir travaillé avec toi et de soutenir cette thèse.*

*Je dédie cette thèse à ...*



**ÉVALUATION PAR MICROTOMOGRAPHIE DE  
L'ADAPTATION DE CÉRAMIQUES D'INFRASTRUCTURE  
RÉALISÉES PAR STÉRÉOLITHOGRAPHIE.**

## **Table des abréviations**

CAO : Conception Assistée par Ordinateur

CFAO : Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur

CHR : Centre Hospitalier Régional

FAO : Fabrication Assistée par Ordinateur

$H_0$  : Hypothèse nulle

fLS : Frittage Laser Sélectif

FLS : Fusion Laser Sélective

MPU : Modèle Positif Unitaire

## Table des matières

<b>1. Introduction .....</b>	<b>1</b>
<b>2. Rappel : les céramiques dentaires .....</b>	<b>3</b>
<b>2.1 Classification selon les microstructures .....</b>	<b>5</b>
2.1.1 Matrice vitreuse avec charges dispersées.....	5
2.1.2 Matrice totalement cristalline .....	6
<b>2.2 Classification selon la composition.....</b>	<b>7</b>
2.2.1 Céramiques feldspathiques .....	7
2.2.2 Vitrocéramiques : Leucites et disilicate de lithium .....	10
2.2.3 Céramiques zircones .....	13
2.2.4 Céramiques alumines et hybrides .....	17
<b>2.3 Classification selon le procédé de fabrication.....</b>	<b>19</b>
2.3.1 Méthode par addition .....	20
2.3.2 Méthode par soustraction .....	23
2.3.3 Méthode par prototypage rapide par addition.....	24
<b>2.4 Expérimentation par stéréolithographie à masque dynamique .....</b>	<b>27</b>
<b>3. Matériel et méthode.....</b>	<b>30</b>
<b>3.1 Sélection et préparation dentaire .....</b>	<b>30</b>
<b>3.2 Conception et fabrication des pièces prothétiques.....</b>	<b>31</b>
<b>3.3 Assemblage.....</b>	<b>32</b>

3.4	Acquisition par microtomographie des échantillons sur la préparation	33
3.5	Mesure de l'adaptation des pièces prothétiques à la préparation dentaire.....	33
3.6	Analyse statistique .....	36
4.	Résultats .....	37
4.1	Choix du matériau de stabilisation adapté à la microtomographie. ....	37
4.2	Evaluation de l'adaptation d'une armature de couronne mise en forme par stéréolithographie sur une préparation dentaire. ....	39
5.	Discussion .....	42
6.	Conclusion.....	45
7.	Bibliographie .....	46
8.	Annexe .....	53

## **1. Introduction**

La Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur (CFAO) permet de mettre en forme par une machine outils des pièces prothétiques modélisées numériquement. Aujourd'hui, l'usinage est une technique de fabrication fréquemment utilisée en chirurgie dentaire. Perfectionnée au fil des années, elle permet de fabriquer des pièces avec précision (1).

Parallèlement, des progrès techniques ont permis de diversifier l'offre de FAO par l'arrivée de nouveaux procédés de fabrication par addition des céramiques. Celle-ci possède une rapidité d'exécution et une économie de matériau intéressantes par rapport à la FAO soustractive (2). Parmi les différents procédés disponibles, la stéréolithographie par masque dynamique apporte les meilleurs propriétés mécaniques, état de surface, précision et limite le risque de fracture de la céramique (3,4). Cette méthode de fabrication consiste en la photopolymérisation d'une barbotine de céramique associée à une résine photosensible. La polymérisation de couches successives est permise par une lumière ultra-violette reflétée grâce à un système de micro-miroirs.

Actuellement, le développement de nouvelles céramiques aux propriétés élevées a permis d'augmenter la palette de matériaux disponibles pour les restaurations (5). Parmi les différentes restaurations périphériques totales, la couronne céramo-céramique avec infrastructure présente le meilleur compromis propriétés mécanique et optique, pour les dents postérieures.

L'alumine et la zircone sont les 2 céramiques polycristallines disponibles pour mettre en forme une infrastructure de couronne (6). La zircone présente de meilleures propriétés mécaniques mais également un coefficient de réfraction de la lumière plus important. Ce paramètre est primordial pour une mise en forme rapide par stéréolithographie.

En effet, la réfraction importante de la zircone limite la profondeur de photopolymérisation et impose des épaisseurs de couches plus fines et donc un temps de mise en forme plus long. De plus, l'alumine mise en forme par stéréolithographie présente des propriétés mécaniques suffisantes pour une infrastructure (7,8). Une exploration du procédé avec des céramiques alumineuses est donc nécessaire

pour ensuite prévoir l'adjonction de zircone à la suspension. En effet, l'utilisation conjointe d'alumine et de zircone semble optimiser les différentes propriétés de la pièce par rapport aux céramiques prises isolément (8).

La fiabilité clinique d'une restauration prothétique dépend de son adaptation avec sa préparation dentaire (9–11). Certains auteurs conseillent de ne pas dépasser 120  $\mu\text{m}$  d'espace marginal (11) et la plupart des systèmes CFAO présentent un hiatus inférieur à 80  $\mu\text{m}$  (1). A notre connaissance, aucune étude n'évalue l'espace entre une pièce prothétique mise en forme par stéréolithographie et sa préparation dentaire.

De nombreuses méthodes d'évaluation de l'adaptation d'une armature existent. Parmi elles, la microtomographie (3,12,13) et la méthode de triple-scan (4,14,15) sont les plus précises. Elles permettent d'évaluer l'adaptation externe et interne (16), sont non destructrices vis-à-vis du modèle et présentent une résolution de l'ordre du micron (11). La microtomographie est la méthode d'acquisition la plus rapide (3). Son principe consiste en l'analyse des informations d'absorption des photons X de chaque point de l'échantillon.

L'objectif de ce travail sera tout d'abord de présenter les différents céramiques et procédés de mise en forme actuellement utilisés. Secondairement, nous analyserons le hiatus et le surcontour d'une pièce prothétique mise en forme par addition sur sa préparation dentaire à l'aide de la microtomographie.

## **2. Rappel : les céramiques dentaires**

Le chirurgien dentiste est quotidiennement amené à utiliser les céramiques pour les restaurations dentaires. L'indication de ces céramiques diffère selon des propriétés physiques, optiques et mécaniques. Les restaurations sont individuelles et doivent être fabriquées sur mesure par biomimétisme. La maîtrise du matériau est donc primordiale pour une application clinique.

La céramique est un agglomérat de poudres d'origine minérale. Elle peut être mise en forme dans un état liquide ou solide. Un traitement thermique, le frittage, assure ensuite la densification et la consolidation. Ainsi, la composition des poudres, leur procédé de mise en forme et leur traitement thermique associé font varier la microstructure et les propriétés des céramiques.

Dans la littérature, les céramiques dentaires étaient anciennement classées par leur température de fusion (Tab.1) (17,18). Aujourd'hui, de nouvelles classifications sont disponibles selon leur microstructure, leur procédé de mise en forme et leur nature chimique (Tab. 2) (18,19).

Tableau 1 : Classification des céramiques dentaires selon leur température de fusion.

<b>Type de céramique</b>	<b>Température de fusion</b>
<b>Céramique très basse fusion</b>	660°C – 780°C
<b>Céramique basse fusion</b>	870°C – 1065°C
<b>Céramique moyenne fusion</b>	1090°C – 1260°C
<b>Céramique haute fusion</b>	1290°C – 1390°C

L'utilisation quotidienne des céramiques par les chirurgiens dentistes et prothésistes a permis une sélection des céramiques les plus adaptées aux exigences dentaires. Aujourd'hui, certaines de ces céramiques ne sont plus commercialisées comme les alumines polycristallines et les céramiques infiltrées In-Ceram<sup>®</sup> Alumina, Zirconia et Spinell de VITA Zahnfabrik. Ces céramiques étaient les seules à présenter une microstructure particulière de matrice hautement ou totalement cristalline avec infiltration, mais leur temps de mise en forme et le coût de fabrication associé étaient trop importants.

Tableau 2 : Classification des céramiques selon Sadoun et Ferrari (19–21).

<b>Composition chimique</b>	<b>Procédé de mise en forme</b>	<b>Microstructure</b>
<b>Céramique feldspathique</b>	Avec armature métallique	Matrice vitreuse avec charges dispersées
<b>Vitrocéramique</b>	Sans armature métallique	
<b>A base d'oxyde de zirconium</b>		Matrice hautement ou totalement cristalline <u>sans</u> infiltration
<b>Alumineuse</b>		Matrice hautement ou totalement cristalline <u>avec</u> infiltration

En chirurgie dentaire, les céramiques doivent répondre à des exigences esthétiques et mécaniques (22) selon la dent et le type de restauration à réaliser. En effet, un bridge postérieur autorise des valeurs optiques plus faibles et impose des propriétés mécaniques plus élevées qu'un onlay sur une première prémolaire. Les restaurations aux exigences mécaniques limitées peuvent donc être mises en forme par une technique dite du « tout-céramique » (même composition pour l'infrastructure et le cosmétique) dont les propriétés optiques sont élevées. A l'inverse, l'association d'une céramique d'infrastructure de composition différente à la céramique cosmétique assure des propriétés mécaniques plus élevées.

Aujourd'hui, la classification française de Sadoun et Ferrari (Tab. 2) peut être actualisée (Tab. 4). En effet, seules deux microstructures de céramiques et trois procédés de fabrication sont disponibles pour quatre compositions chimiques de céramiques différentes. De plus, cette classification doit impérativement être en lien avec ses indications cliniques pour une meilleure visibilité par le chirurgien-dentiste (23,24) (Tab. 4).

## 2.1 Classification selon les microstructures

La microstructure des céramiques dentaires informe sur les propriétés esthétiques, mécaniques et fonctionnelles du matériau. Celle-ci peut aujourd'hui varier sous deux formes : matrice vitreuse avec charges dispersées ou matrice totalement cristalline (Fig. 1). Ces deux phases sont biocompatibles par leurs liaisons chimiques fortes, de nature ionique ou covalente (17).

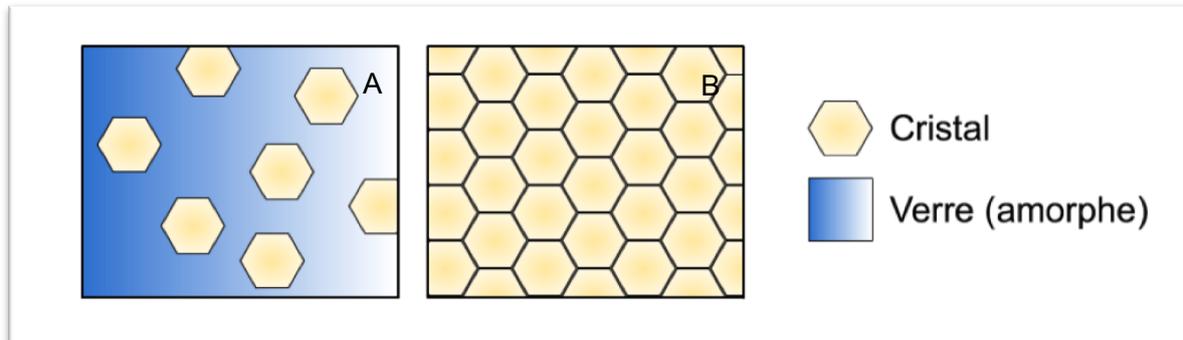


Figure 1 : Microstructure des céramiques dentaires – de gauche à droite – A : céramique vitreuse à charges dispersées ; B : céramique polycristalline (18).

### 2.1.1 Matrice vitreuse avec charges dispersées

La matrice vitreuse est désordonnée et composée majoritairement de silice. Elle présente des propriétés optiques élevées et une faible résistance mécanique. En effet, le verre est fragile et possède une faible capacité à la déformation plastique (19). L'incorporation d'une phase cristalline limite la propagation des fissures et permet ainsi une amélioration des propriétés mécaniques au détriment des propriétés optiques (17).

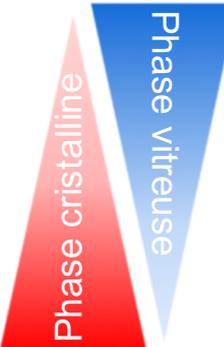
La microstructure biphasée peut être subdivisée en quatre catégories selon Sadoun et Ferrari (20) :

- Faible taux cristallin,
- Haut taux cristallin : supérieur à 40 % en poids,
- Vitrocéramiques,
- Vitrocéramiques renforcées : environ 10 % en poids de leucite, de disilicate de lithium ou de zircon.

### 2.1.2 Matrice totalement cristalline

Les céramiques polycristallines, zircono ou alumine, présentent des cristaux hautement condensés lors du frittage et ne possèdent pas de phase vitreuse. Ainsi ces céramiques montrent des propriétés mécaniques importantes mais aussi une rétraction importante lors de la densification (Tab. 3). La réalisation de prothèse en céramique polycristalline ajustée à la préparation dentaire est donc difficile sans procédés de CFAO pour anticiper le retrait dimensionnel.

Tableau 3 : Propriétés mécaniques de différentes céramiques (20).



Marques	Résistance à la rupture en flexion (MPa)	Tenacité (MPa)
<b>Matrice partiellement cristalline</b>		
<b>Feldspathique</b>	70	NR
<b>Empress® (Ivoclar Vivadent)</b>	160	0,85
<b>Empress II® (Ivoclar Vivadent)</b>	360	1,6
<b>Matrice totalement cristalline</b>		
<b>Procera® Alumine (Nobel Biocare)</b>	700	4,5
<b>Procera® Zircono (Nobel Biocare)</b>	1100	10
<b>NanoZr® (Panasonic)</b>	1500	18

## 2.2 Classification selon la composition

Quatre compositions de céramiques dentaires aux propriétés différentes sont présentes sur le marché : les feldspathiques, les vitrocéramiques de disilicate de lithium, les alumines et les zircones.

### 2.2.1 Céramiques feldspathiques

« Porcelaine dentaire » ou céramique feldspathique

*Composition :*

En dentisterie, la « porcelaine dentaire » est la céramique technique la plus anciennement utilisée et maîtrisée. Elle est mise en forme selon une méthode de manuelle d'un mélange liquide-poudre ou par pression à chaud (25) (Fig. 2). La céramique feldspathique est majoritairement composée de feldspath (aluminosilicate) présent sous la forme de différents oxydes : principaux, modificateurs et mineurs (19,25). Ces différents composants régissent les propriétés mécaniques et optiques de la céramique. L'alumine, par exemple, présent en faible quantité dans la phase cristalline, est responsable d'une diminution de la translucidité et d'une augmentation de la résistance mécanique (17).



Figure 2 : Exemples de céramiques feldspathiques commercialisées – de gauche à droite. A : d.Sign® de Ivoclar Vivadent AG (26) ; B : Initial® de GC (27) ; C : All In One® de VITA Zahnfabrik (28)

### Microstructure :

La microstructure de la « porcelaine dentaire » est une phase cristalline dispersée dans une matrice vitreuse avec un faible taux cristallin (Fig. 1). Le diamètre de ses cristaux varie entre 4 et 100  $\mu\text{m}$  et sa matrice vitreuse est composée d'une vitrocéramique (18).

Initialement, la vitrocéramique est présente sous forme de verre. Elle est ensuite traitée thermiquement pour cristalliser de manière partielle. Le nombre de cristaux, leur croissance et leur taille finale sont régulés par des agents de nucléation (groupes d'atomes où apparaissent les premiers germes cristallins), ainsi que par le temps et la température du traitement thermique (Fig. 3) (18,29). La matrice vitreuse de la céramique feldspathique contient donc elle-même une faible portion de phase cristalline.

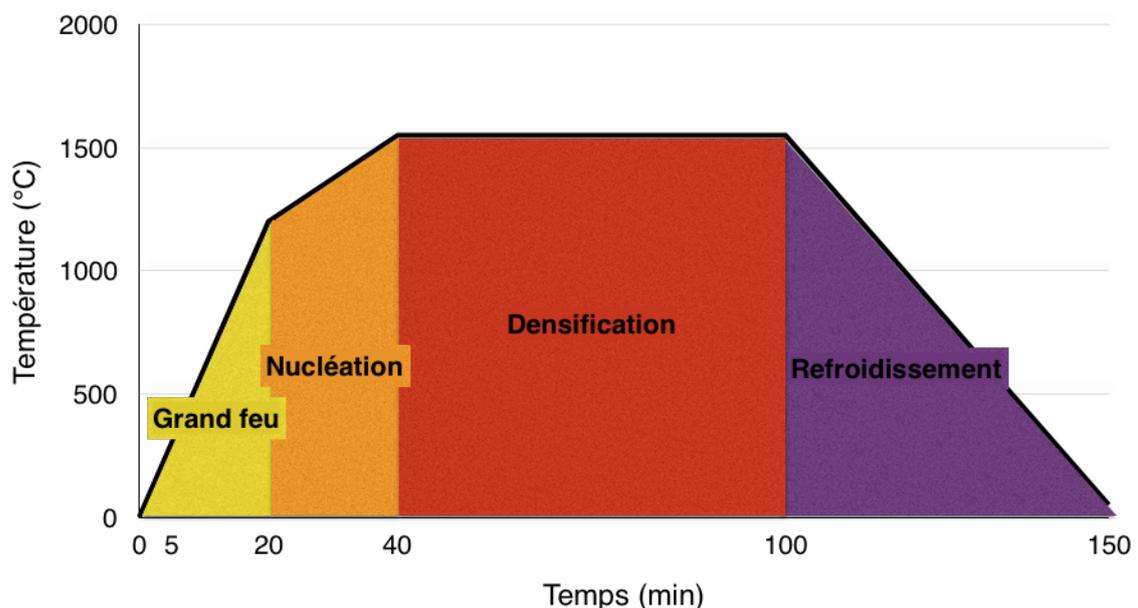


Figure 3 : Courbe type de température de cuisson de la vitrocéramique (30).

### Indications :

La phase vitreuse importante associée à des oxydes mineurs permet de stratifier la céramique feldspathique et d'assurer un biomimétisme esthétique de la dent. Elles sont donc indiquées comme céramiques cosmétiques pour infrastructure céramique ou métallique de couronne unitaire ou plurale.

Il existe une variation des oxydes permettant d'ajuster les différents coefficients de dilatation thermique selon la nature de l'infrastructure.

## La « céramique feldspathique renforcée »

### *Composition :*

Les céramiques feldspathiques renforcées sont définies par une augmentation du nombre de cristaux (supérieur à 40 % en poids) (31) sans modification de la phase vitreuse. Ces cristaux sont ajoutés secondairement à la phase cristalline (alumine, leucite, zircone) (9) et aucun traitement thermique de cristallisation n'est donc nécessaire pour augmenter la taille des grains de la vitrocéramique.

### *Indications :*

L'adjonction de charges limite la propagation des fissures et améliore les propriétés mécaniques. Elles peuvent être utilisées pour réaliser des restaurations partielles (inlay, onlay), des facettes ou des couronnes unitaires antérieures « tout-céramique » à faible charge occlusale (incisive latérale sans charge occlusale statique et dynamique) (Tab. 4). Toutefois, une stratification par une céramique feldspathique est recommandée pour assurer l'esthétique de la restauration (9,32).

### *Produits :*

La mise en forme de cette céramique peut être sous forme usinée ou pressée à chaud (5). La céramique feldspathique renforcée la plus présente sur le marché est IPS Empress® (Ivoclar Vivadent AG) (Fig. 4). Celle-ci est pressée à chaud dans un moule fabriqué à partir de la technique de cire perdue. Cette technique permet de diminuer la formation de porosités (33). Et un meilleur ajustage cervical par rapport aux techniques soustractives (34)

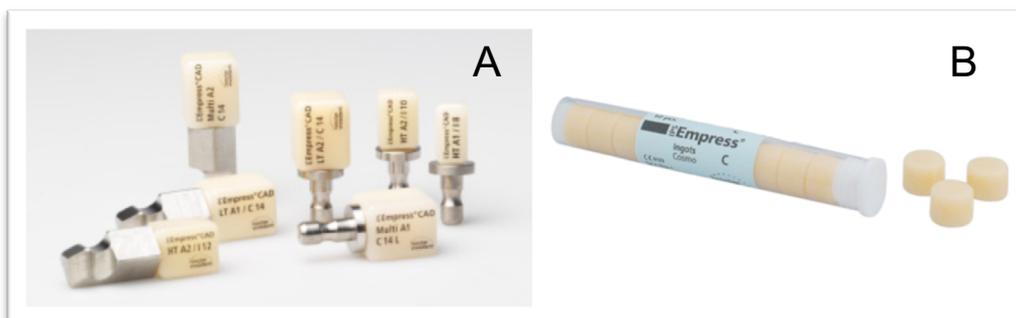


Figure 4 : Exemples de céramiques feldspathique renforcées – de gauche à droite – A : IPS Empress CAD®, pour usinage ; B : IPS Empress Cosmo Ingot®, pour pressage à chaud.

## 2.2.2 Vitrocéramiques : Leucites et disilicate de lithium

### *Composition :*

Initialement, la vitrocéramique dentaire est un verre de  $\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$  et forme, lors du traitement thermique, une phase cristalline : le disilicate de lithium ( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ ). Ces cristaux représentent environ 70 % du volume de la céramique. De l'orthophosphate de lithium ( $\text{Li}_3\text{PO}_4$ ) est aussi formé, mais en plus faible quantité (32).

### *Indication :*

Les propriétés optiques et la translucidité très élevées des vitrocéramiques sont dues à une compatibilité entre la matrice vitreuse et la phase cristalline. De plus, l'orientation et la taille des cristaux permettent de limiter la propagation des fissures (35). Ces matériaux peuvent ainsi être utilisés pour réaliser des restaurations « tout-céramique » unitaires (Tab. 4) (32). Cependant, comme pour les céramiques feldspathiques renforcées, il est toujours conseillé d'utiliser la vitrocéramique (monoteinte) en céramique d'infrastructure seule pour assurer l'esthétique des restaurations.

L'utilisation de vitrocéramique, comme pour les céramiques feldspathiques renforcées, est contre-indiquée : si l'épaisseur de préparation est trop faible au risque de fracture de la céramique, si la préparation est dyschromiée ou restaurée par inlay-core sous peine de modification de l'esthétisme recherché (Fig. 5). Afin de pallier ces limites, des céramiques de moyennes opacités sont disponibles (e.max CAD MO, Ivoclar Vivadent) (36) au détriment de ses propriétés optiques.



**Figure 5 :** Différence de diffusion lumineuse entre une restauration : A : « tout-céramique » ; B : céramo-métallique (18).

### Produits commercialisés :

La vitrocéramique la plus présente sur le marché est IPS Empress II® / IPS e.max® (Ivoclar Vivadent AG) (Fig. 6). Les températures de traitement permettent l'apparition de cristaux de 0,2 à 1 micron puis une croissance jusque 5 microns. La méthode de mise en forme peut être par liquide-poudre, usinée ou pressée à chaud. Les restaurations usinées sont mises en forme avant cristallisation et selon différentes méthodes comme pour les feldspathiques renforcées et les zircones. En effet, le bord incisif des couronnes unitaires antérieures peut ou non être mis en forme par de la céramique feldspathique avant ou après la cristallisation (18).

Actuellement, Ivoclar Vivadent AG propose des blocs e.max® CAD veneering solution pour une utilisation comme céramique cosmétique. Celle-ci est collée secondairement sur une infrastructure. Cependant, les interfaces et la mise de dépouille de l'infrastructure limitent son utilisation clinique.

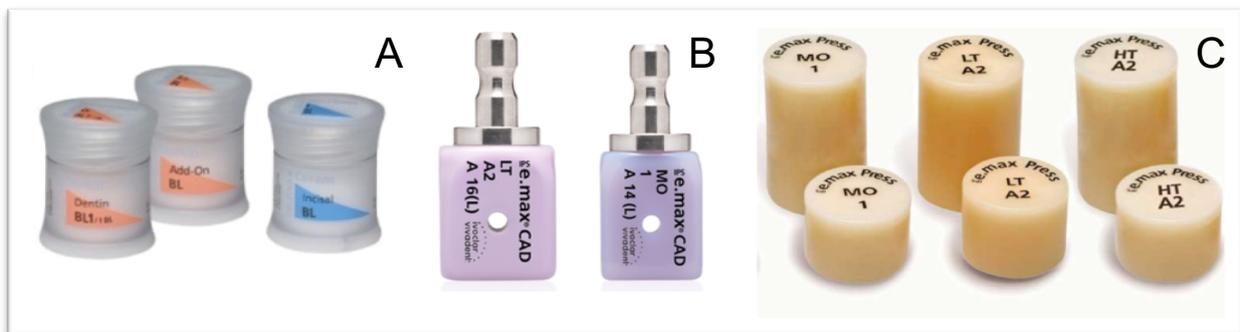


Figure 6 : Différentes formes de disilicate de lithium - A : Barbotine : e.max® Ceram (Ivoclar Vivadent) (37) ; B : Usinage : e.max® CAD (Ivoclar Vivadent) (36) ; C : Pressage à chaud : e.max® Press (Ivoclar Vivadent) (38).

### La « vitrocéramique renforcée »

L'adjonction de charges dans la vitrocéramique permet d'améliorer les propriétés mécaniques de la céramique. Les différents minéraux ajoutés, lors de la phase liquide, sont de la fluorcanasite (39) ou de la zircone, jusqu'à 10 % du poids, (40). Certains auteurs ont montré une augmentation de la résistance à la fracture et la dureté de Vickers (41,42). Cette amélioration permet l'utilisation plus étendue de la vitrocéramique renforcée, sans permettre de nouvelle indication (Tab. 4).

### Produits commercialisés

Actuellement, seule la vitrocéramique renforcée par adjonction de zircone est commercialisée (Suprinity, VITA Zahnfabrik ; Celtra Duo, Dentsply) (Fig. 7). Les blocs Suprinity, partiellement cristallisés, nécessitent une cuisson de cristallisation après leur mise en forme. La Celtra Duo, cristallisée également, nécessite un maquillage et glaçage pour obtenir des propriétés mécaniques suffisantes aux exigences cliniques (210 MPa sans glaçage à 370 MPa avec glaçage) (43).

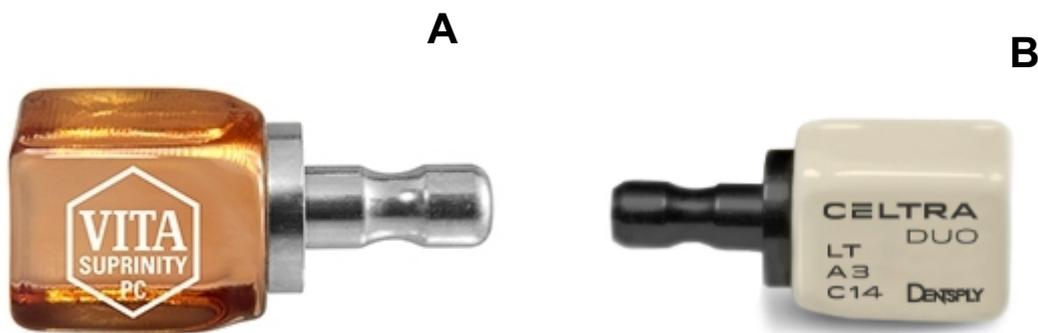


Figure 7 : Les feldspathiques renforcées – de gauche à droite – A : Suprinity® (VITA Zahnfabrik) (40), B : Celtra Duo® (Dentsply) (43).

### 2.2.3 Céramiques zircons

*Composition :*

La zircone est la céramique monophasée la plus couramment utilisée en chirurgie dentaire. Cependant, elle possède 3 formes instables (44) et la transition entre ces formes dépend de la température. En dessous de 1170 °C, les mailles sont monocliniques (Fig. 8). Entre 1170 °C et 2370 °C, les mailles sont quadratiques ou tétraogonales et présentent des propriétés mécaniques élevées. Au-dessus de 2370 °C, les mailles sont cubiques. Lors du refroidissement de la zircone après frittage (1560 °C), un changement de structure vers la forme monoclinique provoque une expansion de 3 à 4 %. Ces modifications engendrent des contraintes importantes au sein de la céramique et peuvent provoquer des fractures. Ainsi, 3 à 5 % d'oxyde d'yttrium ( $Y_2O_3$ ) et 2 % d'oxyde d'hafnium ( $HfO_2$ ) sont ajoutés à la zircone pour stabiliser la structure sous forme tétraogonale (Y-TZP) (Fig. 9) (44). Les oxydes d'yttrium (0,96 Å de rayon ionique), plus grands que l'ion zircone (0,82 Å) permettent une stabilisation de la zircone sous forme tétraogonale à température ambiante.

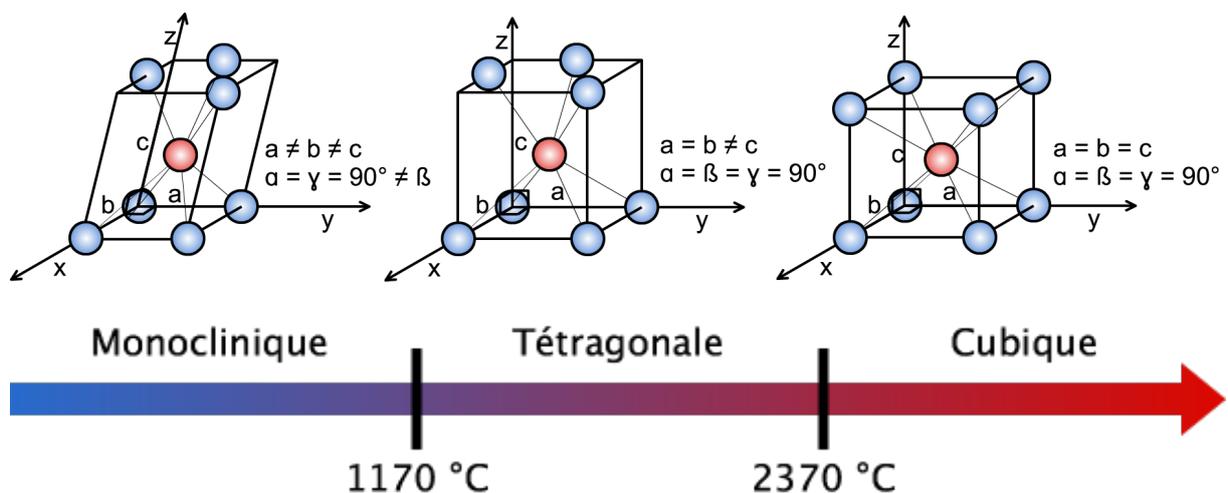


Figure 8 : Evolution des formes des mailles selon la température, centrées sur l'ion  $Zr^{4+}$  (44).

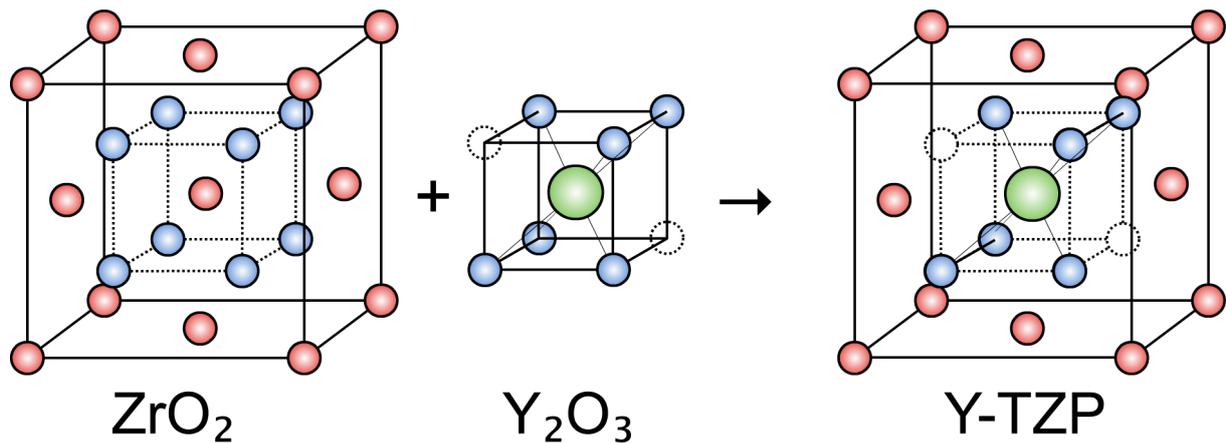


Figure 9 : Forme stabilisée de zircone Y-TZP par adjonction d'un ion yttrium (45).

Le principal avantage de la zircone est sa capacité de cicatrisation, dite de « renforcement par transformation de phase ». En effet, une fissure transmet de l'énergie à la céramique lors de sa propagation. Celle-ci est responsable de la transformation martensitique des structures tétraogonales de la zircone vers des structures monocliniques, plus volumineuses de 3 à 5 %. Ainsi, l'augmentation de la taille des grains associée à des contraintes de compression limitent la propagation de la fissure (Fig. 10) (17,46,47).

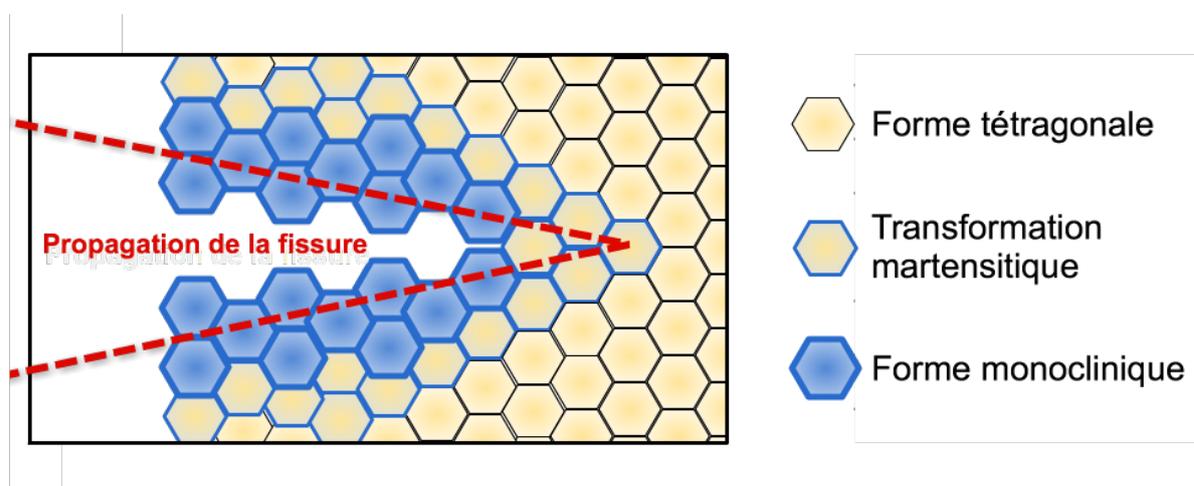
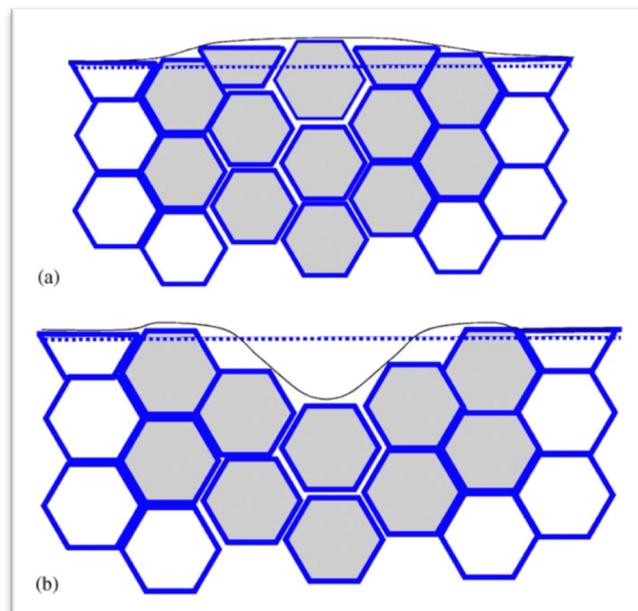


Figure 10 : Schéma de la propagation d'une fissure et la transformation des grains (17).

*Indications :*

La zircone présente une résistance mécanique élevée : sa ténacité, sa résistance à la rupture en flexion, sa stabilité à long terme et sa résistance à la corrosion sont élevées mais ses propriétés optiques sont limitées, même les céramiques translucides aujourd'hui commercialisées (48). En effet, son coefficient de réfraction élevé la rend opaque. Cette céramique ne peut donc être utilisée que pour des infrastructures de restauration unitaire ou plurale (44,49).

Après vingt ans d'utilisation clinique, l'utilisation de la zircone reste controversée. En effet, la transformation de phase de cette céramique vers une forme monoclinique peut aussi se produire au contact de l'eau. Ce phénomène, dit de « dégradation à basse température », s'accompagne alors d'une augmentation de la taille des grains et de microfissurations (Fig. 11) (50), contre-indiquant la réalisation de couronne « tout-zircone ». Actuellement, de nouvelles céramiques hybrides permettent de limiter ces dégradations (Katana, Kuraray Noritake Dental Inc.) (51).



**Figure 11 :** Schéma de la dégradation de la surface de la zircone – de haut en bas –  
A : Augmentation de la taille des grains provoquant une rugosité ; B : Microfissurations (50).

*Produits commercialisés :*

Les procédés de mise en forme sont usinés dans un état fritté ou préfritté. La technique Procera® (Nobel Biocare) permet de presser la poudre de céramique sur un moule surdimensionné. Le cahier des charges de ces poudres leur impose d'être homogènes et rigoureusement caractérisées pour anticiper le retrait lors du traitement thermique (5). De même, les blocs préfrittés sont mis en forme à environ 70 % de leur densité théorique, le taux de retrait est donc lui aussi très important lors du frittage. Un code barre sur le bloc de céramique informe de la densité réelle et permet ainsi de prévoir numériquement ce retrait. Enfin, les céramiques peuvent aussi être usinées dans des blocs de zircone frittés où le taux de retrait est nul, mais où l'usure des consommables est plus importante (Fig. 12).



**Figure 12 :** Céramiques d'infrastructure usinées dans des blocs de Zircone : VITA YZ HT de VITA Zahnfabrik (28)

## 2.2.4 Céramiques alumines et hybrides

### *Composition :*

Aujourd'hui, seuls les mélanges alumine-zircone polycristallins sont commercialisés. Durant de nombreuses années, il y eut les alumines injectées telles que les Cerestore ou infiltrées comme les InCeram<sup>®</sup> de VITA Zahnfabrik (Spinell, Alumina et Zirconia) et les polycristallines alumine monophase. Toutefois, celles-ci ont vu leurs propriétés mécaniques et leurs mises en œuvre dépassées.

De nouvelles céramiques d'infrastructure issues d'un mélange de 60 mol% de  $ZrO_2$ , 30 mol% d' $Al_2O_3$  avec 10 mol% Ce-TZP apparaissent sur le marché (52). Leur durabilité est supérieure en terme de résistance et de rugosité (53) et de dégradation basse température (54). L'alumine permet une augmentation de la diffusion de la lumière (55,56) à l'inverse du cérium.

### *Indications :*

Les céramiques hybrides polycristallines aux propriétés mécaniques élevées et optiques limitées, peuvent être utilisées pour réaliser des armatures de couronne unitaire ou de bridge antérieur. Elles permettent de réduire la taille d'une chape à 0,3 mm contre 0,5 pour de la zircone Y-TZP (57).

### *Produits commercialisés :*

Les procédés de mise en forme sont uniquement par technique soustractive, en bloc préfritté. Actuellement, seule la NanoZr de Panasonic Healthcare est aujourd'hui commercialisée (Fig. 13)



Figure 13 : Céramique hybride usinée dans des blocs de NANOZR (Panasonic Healthcare) (58).

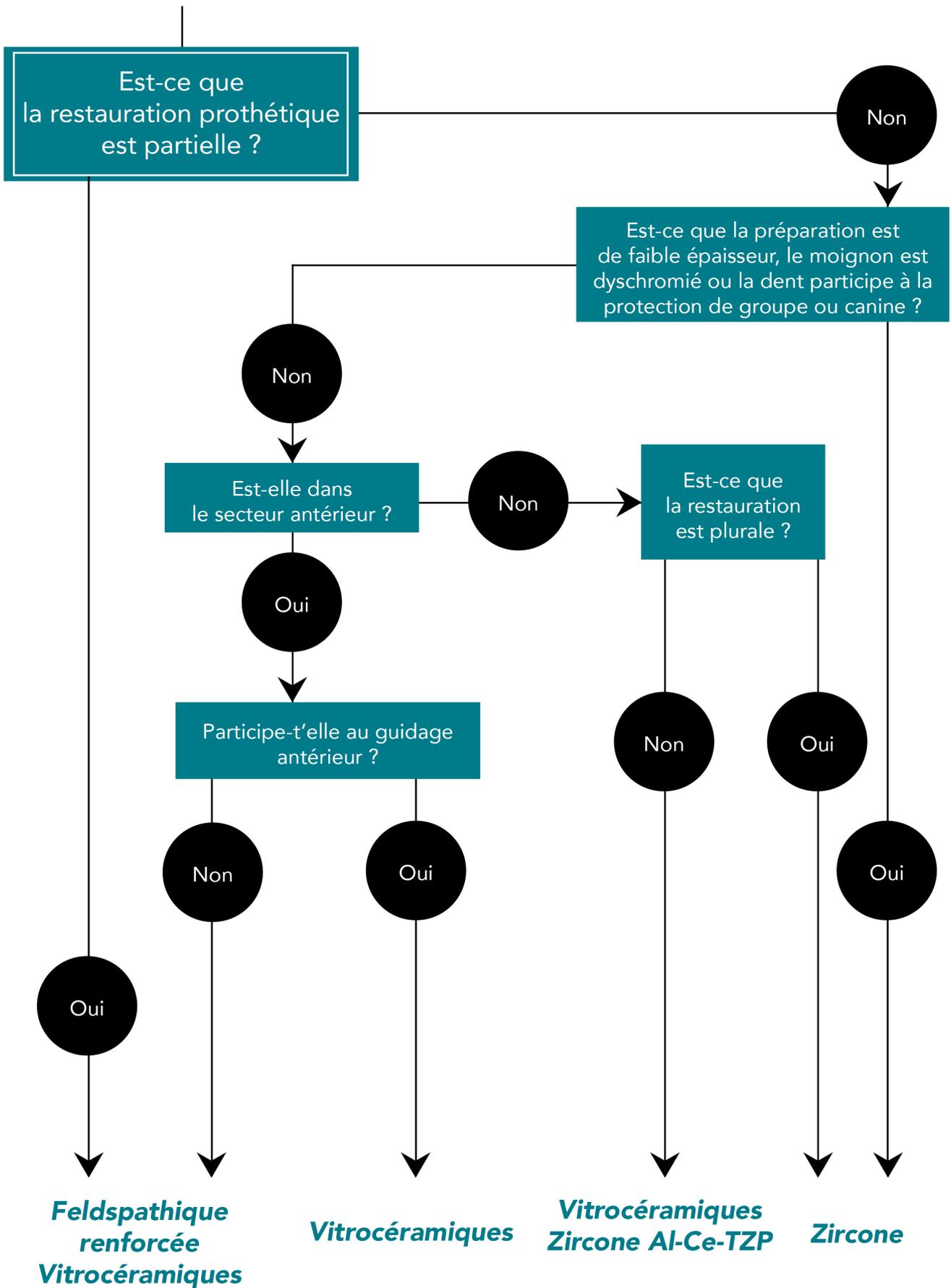
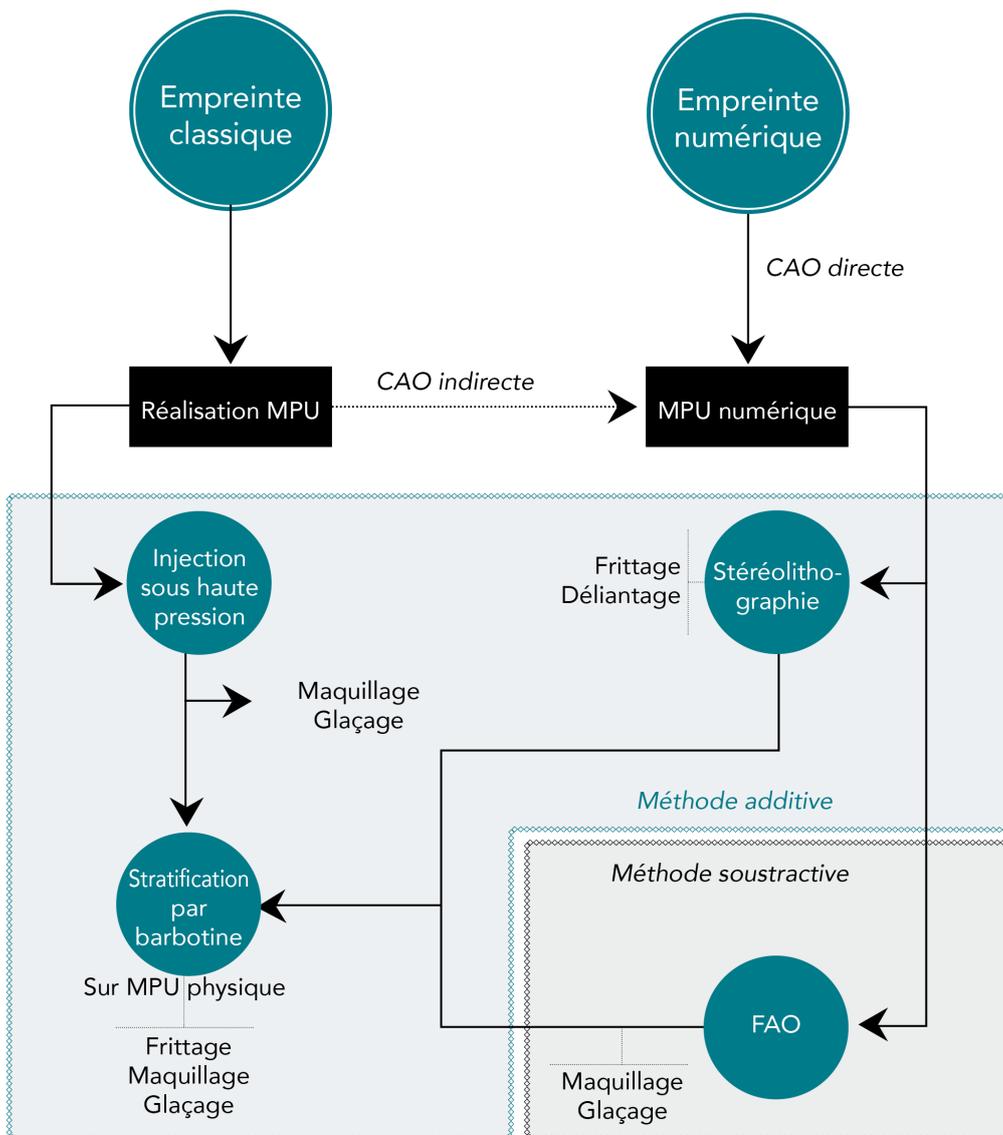


Tableau 4 : Tableau de synthèse avec indications (Illustration personnelle).

## Classification selon le procédé de fabrication

Sadoun et Ferrari (20) ont décrit dans leur classification des procédés de fabrication avec ou sans armature métallique. Aujourd'hui, les céramiques sans armature métallique peuvent être développées en deux sous-catégories : céramique cosmétique avec infrastructure et les « tout-céramique ». La mise en forme de ces céramiques en chirurgie dentaire peut être réalisée par addition ou soustraction, avant, pendant ou après le traitement thermique (Fig. 14) (Tab. 5) (5).



**Figure 14 :** Organigramme des différentes mises en forme de la céramique dentaire. (MPU : Modèle Positif Unitaire)

Tableau 5 : Procédés de mise en forme des céramiques dentaires.

<b>Procédé de mise en forme</b>	<b>Céramique utilisée</b>
Barbotine	Feldspathique classique Vitrocéramique cosmétique
Injectée sous pression	Feldspathique renforcée Vitrocéramique
Usinée	Feldspathique renforcée Vitrocéramique Polycristalline Alumine et Zircone
Pressée à froid	Polycristalline Zircone

### **2.2.5 Méthode par addition**

Avant le traitement thermique :

- *Barbotine*

Aujourd'hui, seules les céramiques feldspathiques conventionnelles sont mises en forme par le mélange d'une poudre de céramique avec, le plus fréquemment, de l'eau déminéralisée associée à un dispersant (18,37). Elle permet le montage de céramique cosmétique sur armature métallique ou céramique, selon sa composition.

Cette technique se réalise à l'aide d'un pinceau sur l'armature :

- Mélange liquide-poudre puis montage de la pâte sur le support,
- Condensation par vibration et pompage,
- Déliantage à haute température (600 °C - 660 °C) pour éliminer les différents additifs nécessaires au montage de la céramique,
- Frittage sous vide (940 °C - 960 °C) (17) afin d'agglomérer les grains entre eux,
- Glaçage et maquillage de la restauration pour fermer les pores et donner une surface lisse et brillante (18).

- *Pressage à froid*

Le système Procera permet la réalisation de céramiques d'infrastructure en zircon. Le procédé consiste en :

- Compactage des poudres pures à très haute pression sur un MPU (Modèle Positif Unitaire) en matériau réfractaire surdimensionné de 20 %,
- Fraisage du contour externe de la chape,
- Frittage pendant 3 heures à plus de 1700 °C,
- Application de céramique cosmétique en barbotine.

Pendant le traitement thermique :

- *Injection sous pression*

Les feldspathiques renforcées et les vitrocéramiques sont mises en forme par injection à chaud sous haute pression (All In One<sup>®</sup>, IPS e.max Press<sup>®</sup> et ZirPress<sup>®</sup>, Ducera Press<sup>®</sup>, PM9<sup>®</sup>). Cette méthode suit le principe de la cire-perdue.

- Confection des maquettes en cire calcinable sur un MPU (Fig. 15),
- Mise en revêtement des maquettes avec les tiges de coulée,
- Préchauffage des lingotins de céramique à 280 °C, 850 °C puis 1100 °C,
- Injection sous vide de la céramique à une pression de 4 bars,
- Après refroidissement, élimination des excès (Fig. 16) et sablage à l'alumine (Fig. 17),
- Enfin (Fig. 19 et 20) :
  - Si la totalité de la restauration est réalisée par injection : application de maquillage pour obtenir la teinte voulue associée à une application de glaçure.
  - Si réalisation d'une armature, ou technique cut-back (élimination d'une partie du bord libre pour accentuer la translucidité des mamelons incisifs (59)) : Application de céramique cosmétique en barbotine.



Figure 15, 16 : De gauche à droite : A : Cires pour céramiques ; B : Céramiques brutes pressées (Illustration : Perelmutter *et al* (18)).

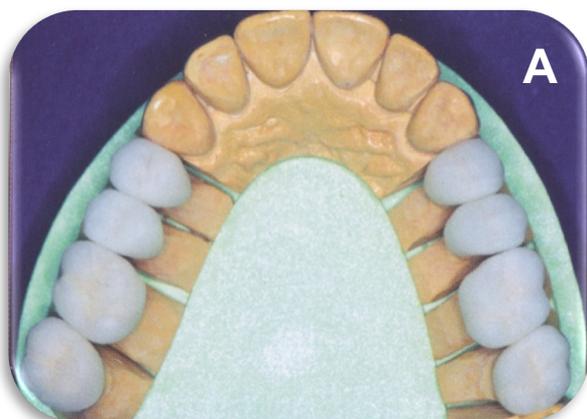


Figure 17, 18 : De gauche à droite : A : Céramiques brutes sur le modèle ; B : Céramiques après cuisson de la céramique cosmétique (Illustration : Perelmutter *et al* (18)).

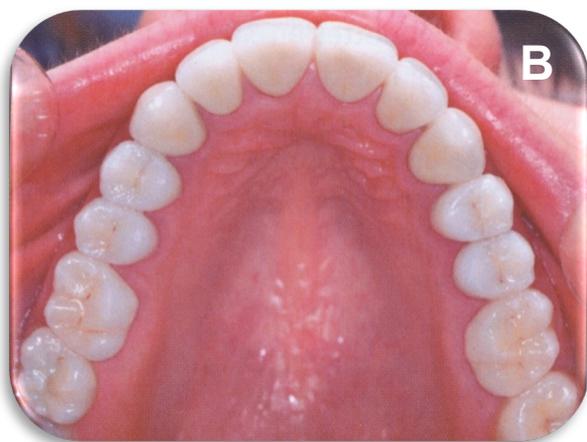


Figure 19, 20 : De gauche à droite : A : Céramiques sur le modèle ; B : Vue clinique. (Illustration : Perelmutter *et al* (18)).

### 2.2.6 Méthode par soustraction

La mise en forme précise en technique soustractive par fabrication assistée par ordinateur (FAO) de restauration prothétique est aujourd'hui possible en chirurgie dentaire.

#### Protocole :

- Acquisition de la dent préparée, de l'empreinte ou d'un MPU,
- Conception de la maquette numériquement,
- Fabrication de la restauration par une machine-outil,
- Elimination du point de positionnement,
- Frittage secondaire en cas d'utilisation de bloc préfritté ou précristallisé.
- Enfin :
  - Si la totalité de la restauration est réalisé par CFAO : Application de maquillage pour obtenir la teinte voulue associée à une application de glaçure.
  - Si réalisation d'une armature, ou technique cut-back : Application de céramique cosmétique en barbotine sur modèle physique.

### 2.2.7 Méthode par prototypage rapide par addition

Le prototypage rapide par addition, appelé aussi impression 3D, se développe depuis plus de 30 ans. L'intérêt de ce type de mise en forme est la diversité des matériaux disponibles (résine, bois, métal, céramique), la rapidité de production, la baisse des coûts par l'absence de moule et de perte de matériau, et la précision pouvant atteindre le micron. Il existe de nombreux systèmes de prototypage rapide, variant selon la nature, la taille ou le nombre d'objets à « imprimer ». Le processus commence par une modélisation numérique de l'objet, puis la mise en forme peut être réalisée par extrusion de matériau, par jet de poudre ou de colle, par collage laminaire ou encore par fusion laser.

Ces technologies sont répandues dans de nombreux domaines d'activité (Fig. 21) (60,61) et se démocratisent dans le milieu médical. En France, la société 3DCeram, société limougeaude associée au CHR de Limoges, a permis l'implantation de prothèses crâniennes sur mesure en substitut osseux mises en forme par stéréolithographie en 2014.

Dans le domaine dentaire, le prototypage le plus répandu est celui du Frittage Laser Sélectif (FLS) pour le montage de châssis de stellite. Les imprimantes par jet ou extrusion de matériau sont également utilisées pour la réalisation de modèle d'étude, de couronne provisoire, de facette d'essayage, de châssis métallique ou de gouttière comme par exemple en orthodontie (62).

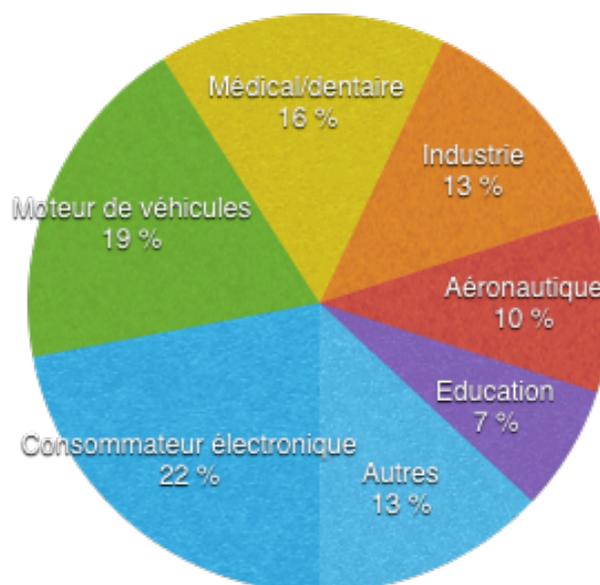


Figure 21 : Présence du prototypage rapide selon différents secteurs (60,61).

Il existe de nombreux prototypages rapides existant dans le monde dentaire (4,63,64).

- L'extrusion de matériau permet de fabriquer des pièces en chauffant et en extrudant un filament thermoplastique jusqu'à atteindre un état semi-liquide. Celui-ci est déposé en couches successives. Les modèles et les pièces sont prêts à l'utilisation dès leur sortie de la machine. Aucun séchage supplémentaire n'est nécessaire, mais il est néanmoins possible d'utiliser une résine avec des propriétés mécaniques plus élevées après cuisson.
- La technique de jet de matériau ou d'adhésif permet d'injecter et de durcir instantanément de minuscules gouttelettes de photopolymère liquide ou d'adhésif. Les fines couches s'accumulent sur le plateau de fabrication pour créer des modèles d'études, des guides chirurgicaux, des porte-empreintes individuels (PEI), des wax-up, ou toute structure utilisant la technique de cire perdue. Les modèles et les pièces sont prêts à l'utilisation dès leur sortie de la machine.
- La stratification par feuille (65) assure une rapidité de mise en forme. Des feuilles de matériau sont déposées, découpées puis pressées successivement. Malgré une cadence élevée, il y a une perte de temps à recycler le surplus de feuille non utilisé. Un large choix de matériau est cependant disponible.
- La Fusion Laser Sélective (FLS) permet de réaliser des pièces couche par couche, en fusionnant de la poudre de résine, de cire ou bien de métal, grâce à un laser souvent CO<sub>2</sub>, dont la puissance est adaptée selon le matériau utilisé. Elle est souvent mise en œuvre pour la réalisation de châssis métallique de stellite, d'armatures de couronne et bridges céramo-métalliques, des structures implantaires personnalisés. Cette technique peut être adaptée à la céramique par Frittage Laser Sélectif (fLS). Les modèles et les pièces sont prêts à l'utilisation dès leur sortie de la machine ; aucun séchage supplémentaire n'est nécessaire.
- La stéréolithographie est la technologie pionnière du prototypage rapide. Elle polymérise couche par couche une suspension à l'aide d'un laser ultra-violet. Ce liquide contient une résine photopolymérisable associée à différents matériaux comme de la céramique. L'intérêt de cette technologie réside,

par rapport aux autres, dans ses propriétés mécaniques, sa précision et son état de surface élevés. L'utilisation de micro-miroirs à masque dynamique pour ajuster le faisceau laser permet d'augmenter la précision de réalisation.

Nombre de ces techniques peuvent être adaptées de façon expérimentale à la mise en forme de céramique pour substitut osseux (4). Actuellement, aucun système n'est commercialisé. Parmi les différents procédés, seule la fLS ne nécessite pas de traitement thermique, au détriment de sa précision (Tab. 6).

Tableau 6 : Classification des différentes mises en forme par technique additive.  
(4,63,64)

<b>Techniques d'addition</b>	<b>Précision</b>	<b>Avantages</b>
<b>Extrusion de matériau</b> (Par points / par couches)	1 mm	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Séparation aisée du support</li> <li>• Bonne propriété mécanique</li> <li>• Pas de perte de matière</li> </ul>
<b>Jet de matériau</b>	0,05 mm	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Haute précision</li> <li>• Bonne finition de surface</li> <li>• Variété de matériau</li> </ul>
<b>Jet d'adhésif</b>	0,05 à 0,1 mm	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Large variété de matériau</li> <li>• Technologie simple</li> </ul>
<b>Stratification par feuille</b> (Collage avec adhésif / photocollage)	0,1 mm	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Production à haute cadence</li> <li>• Large variété de matériau</li> <li>• Bas coûts</li> <li>• Pas besoin de support</li> </ul>
<b>Frittage laser sélectif</b>	0,2 à 0,5 mm	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Production à haute cadence</li> <li>• Designs complexes</li> <li>• Bas coûts</li> <li>• Bonne finition de surface</li> </ul>
<b>Stéréolithographie</b> (Par point / par couche / par hologramme)	0,01 à 0,1 mm	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Designs complexes</li> <li>• Bonne finition de surface</li> <li>• Bonne propriétés mécaniques</li> <li>• Haute précision</li> </ul>

### 2.3 Expérimentation par stéréolithographie à masque dynamique

La recherche et le développement de nouvelle méthode de mise en forme des céramiques dentaires ne font que progresser (4). Parmi ces technologies de mise en forme, la stéréolithographie par masque dynamique permet de polymériser de la céramique en suspension, par projection d'un masque ultra-violet (Fig. 24).

Le début du processus est similaire à la technique CAO soustractive, citée précédemment (Fig. 22) :



Figure 22 : A : acquisition de l'empreinte numérique ; B : modélisation numérique des chapes (Illustration : LYRA™).

Les fichiers sont ensuite préparés pour permettre la mise en forme par technique additive de couche par couche :

- Section numérique de la maquette en couches d'épaisseur constante,
- Fabrication des couches successives par stéréolithographie (Fig. 24),
- Elimination de la résine et densification des grains de céramique par traitement thermique.

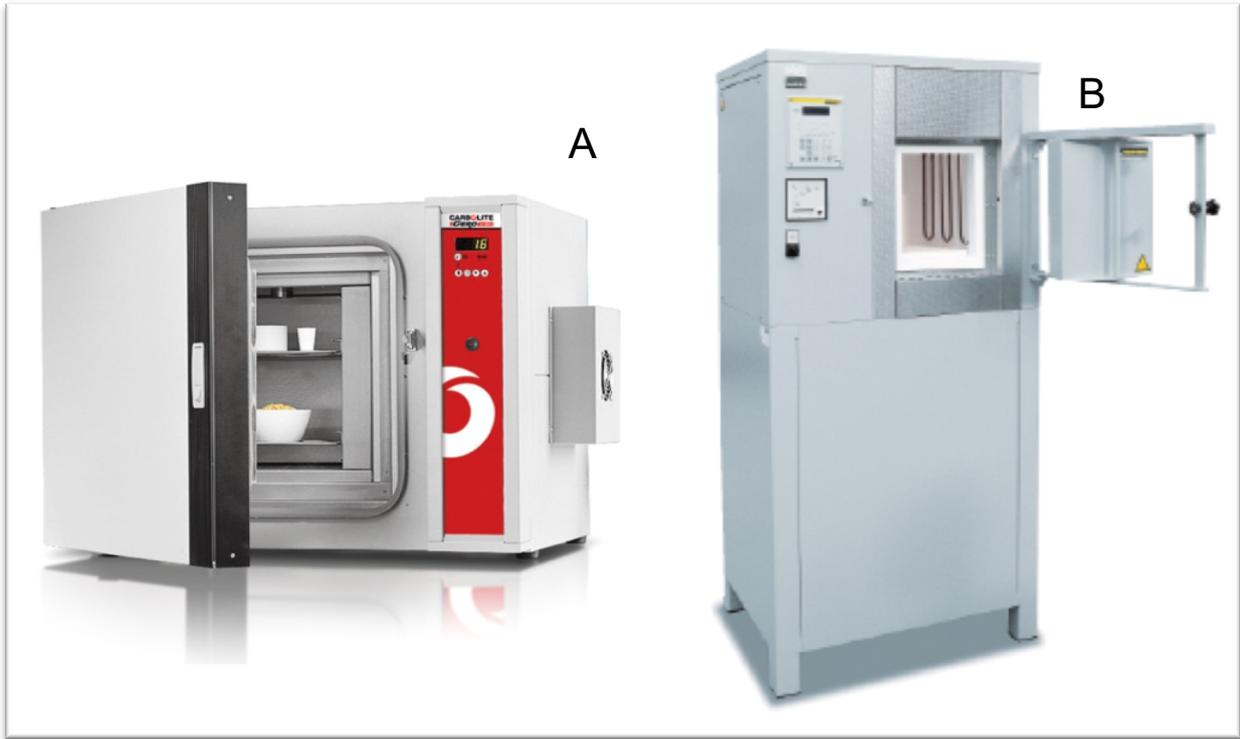


Figure 23 : A : étuve, LHT, Carbolite ; B : four, HT16/17, Nabertherm.

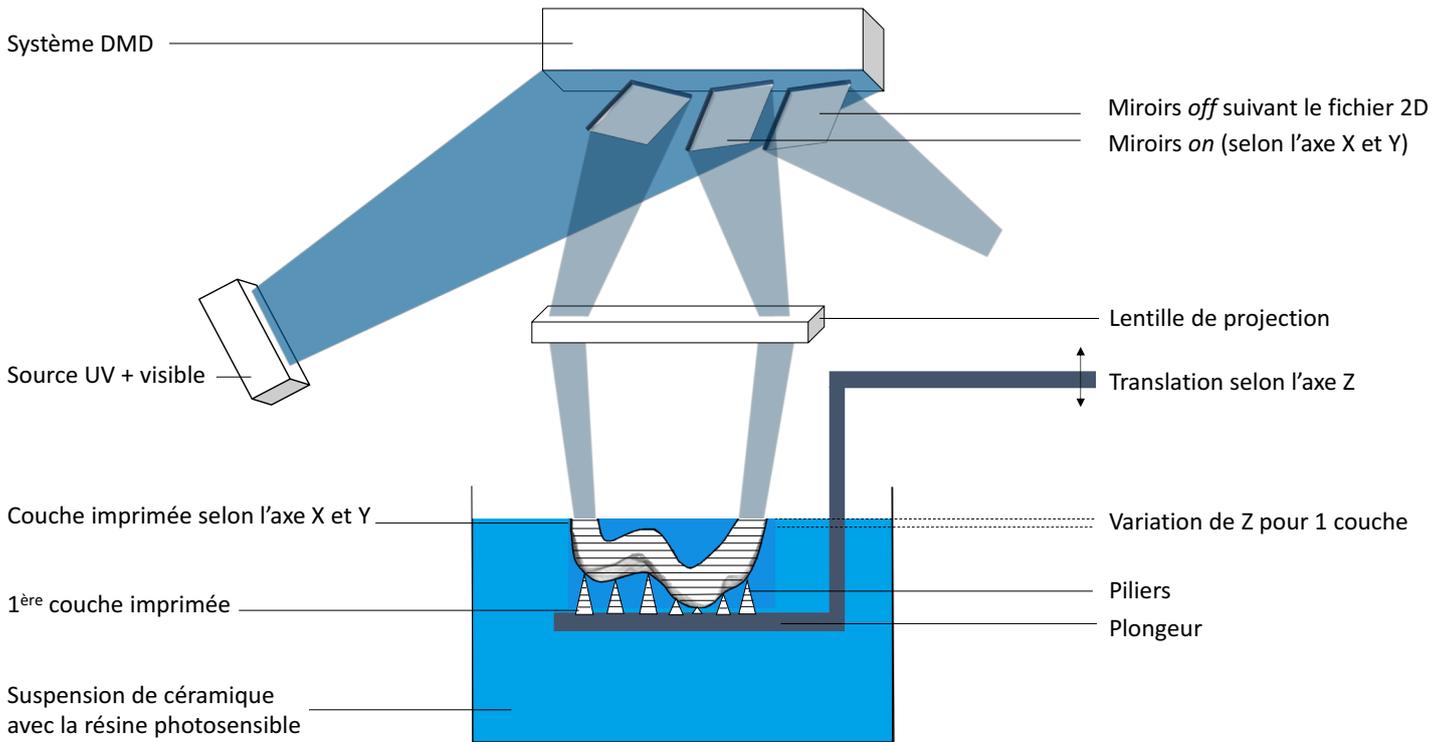


Figure 24 : Description du procédé de fabrication par stéréolithographie à masque dynamique (Illustration : Marion Dehurtevent).

Une source lumineuse émet un faisceau ultra-violet vers le masque dynamique. Celui-ci servira d'obturateur et formera une image modifiable sur la cuve (Fig. 24). Le masque dynamique est composé d'un modulateur spatial à micro-miroirs qui reflèteront alors l'image. Elle sera ensuite concentrée par une lentille dirigée vers la cuve. Une interface électronique permet le pilotage direct de ce masque (Fig. 25) (66). Le mélange photosensible ne durcit qu'au contact de l'image projetée par ultra-violet. Chaque image représente une couche de la prothèse à réaliser.

Les échantillons subissent ensuite deux traitements thermiques, le déliantage pour éliminer les polymères par pyrolyse puis le frittage pour une densification de la céramique (Fig. 23). Une réduction dimensionnelle se produit lors du frittage et ce retrait doit être compensé lors de la préparation numérique des fichiers.

Les pièces céramiques obtenues en alumine ont des propriétés ressemblantes à celles produites par pressage ou injection (67). Certains auteurs proposent la mise en forme de céramiques poreuses infiltrées avec du silicate de lanthane lors d'un troisième traitement thermique (similaire à anciennement les InCeram) (67) ou de céramiques denses (10). La mise en forme d'une céramique dense diminue le temps de cuisson de la céramique finale et permet une augmentation des propriétés mécaniques de l'alumine (67).

Cette technique reste aujourd'hui expérimentale. Plusieurs sociétés développent cette technologie, mais aucune imprimante n'est commercialisée pour le moment.



Figure 25 : Photographie du poste de stéréolithographie au LMCPA de Maubeuge (Illustration : Marion Dehurtevent).

### **3. Matériel et méthode**

Une étude préliminaire a permis de déterminer la méthode de stabilisation la plus adaptée à la microtomographie, d'une pièce prothétique mise en forme par stéréolithographie sur une préparation dentaire. Les acquisitions ont été effectuées sans matériau de stabilisation, avec un silicone light (President light<sup>®</sup>, Coltene) ou avec un ciment provisoire (TempBond<sup>®</sup>, Kerr) (Tab.7).

Une évaluation de l'adaptation d'armatures mise en forme par stéréolithographie, au protocole optimisé, a permis de déterminer la reproductibilité de mise en forme (Tab. 7).

Tableau 7 : Nom et matériau de stabilisation des différents échantillons.

<b>Nom de l'échantillon</b>	<b>Matériau de stabilisation</b>
<b>Evaluation du matériau de stabilisation</b>	
<b>Echantillon préliminaire</b>	Sans matériau, Silicone light
<b>Evaluation de l'adaptation</b>	
<b>Echantillon 1</b>	Silicone light
<b>Echantillon 2</b>	Silicone light
<b>Echantillon 3</b>	Silicone light

#### **3.1 Sélection et préparation dentaire**

La collecte de la dent a été réalisée suivant le consentement du comité d'éthique (DC-2008-642). Le choix s'est porté sur une deuxième prémolaire supérieure gauche, sans défaut visible, extraite pour raison orthodontique ou prothétique. Elle a été maintenue après extraction dans une solution de chloramine (1,5 %) à température ambiante.

La dent a été préparée (68) (Tab. 8) à l'aide d'une fraise diamantée bague verte Komet<sup>®</sup> de Gebr (Ref : 6856.314.023) puis d'une fraise finition diamantée bague rouge Komet<sup>®</sup> (Ref : H375R.314.023), de diamètre 2,3 mm, à extrémité ronde.

Tableau 8 : Valeurs de réduction dentaire pour couronne céramo-céramique (68).

<b>Préparation dentaire</b>	<b>Valeurs</b>
<b>Réduction vestibulaire</b>	1,4 mm
<b>Réduction proximale</b>	0,9 mm
<b>Réduction linguale</b>	1,1 mm
<b>Réduction occlusale</b>	2 mm
<b>Axe de préparation</b>	8°

Une fenestration dans la racine a permis une meilleure rétention et stabilité dans le socle de plâtre pierre type IV (Odoncia<sup>®</sup>, Dentsply). La préparation dentaire a été positionnée perpendiculairement et 1 mm au-dessus du socle en plâtre (Fig. 26).

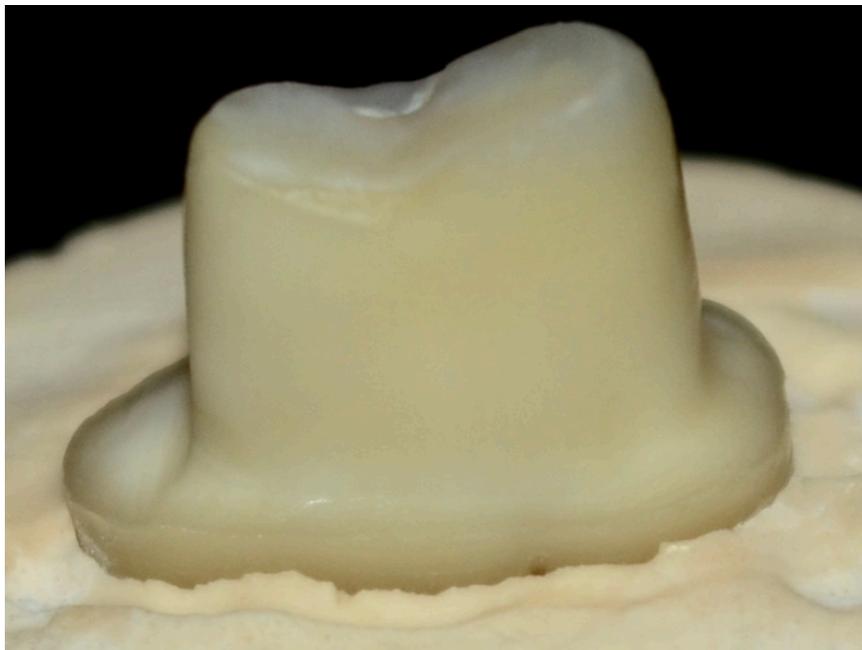


Figure 26 : Photographie de la préparation dentaire sur le socle en plâtre (Illustration personnelle).

### **3.2 Conception et fabrication des pièces prothétiques**

L'acquisition de la préparation dentaire a été réalisée à l'aide d'un scanner par méthode de projection de bandes lumineuses dans deux plans (Ceramill Map400, Amann Girrbach) d'une précision de 20  $\mu\text{m}$ . La conception de l'armature de couronne a ensuite été réalisée à l'aide du logiciel Ceramill<sup>®</sup> Mind design software (Amann Girrbach). Celle-ci a été supportée par des piliers (diamètre de la pointe : 0,2 mm,

diamètre de la base : 0,7 mm et hauteur : 2 mm) et découpés numériquement (largeur = direction Z ; épaisseur de couche = 50 µm) par le logiciel de CAO, Creation Workshop (Envisionlabs). Les données ont ensuite été transmises au logiciel de mise en forme (CryoCeram Printer, CryoBeryl Software) puis à la machine-outil (CryoCeram, CryoBeryl Software).

Parallèlement, la barbotine a été préparée avec de la poudre d'alumine (CT1200SG, Almatic) déshydratée pendant une heure dans une étuve à 90°C (Beschickung loading model 100-800, Memmert). L'alumine a ensuite été conditionnée dans un container hermétique (TROP-500-010, Labbox) à température ambiante. Quatre-vingt grammes d'alumine ont été ajoutés à 20 gr de résine acrylique photo-sensible (C1-alumina, CryoBeryl Software) dans une jarre, puis homogénéisés à 150 tours par minute pendant 30 minutes (PM100, Retsch).

Après la mise en forme, les échantillons ont été soumis à un traitement thermique de déliantage (450°C, 0,1°C/min) dans une étuve (LHT, Carbolite) puis frittés (1690°C, 15°C/min) sous atmosphère (HT16/17, Nabertherm).

### **3.3 Assemblage de la pièce prothétique sur sa préparation dentaire**

Lors de l'étude préliminaire pour le choix du matériau de stabilisation : l'armature a été positionnée sur sa préparation à l'aide de 3 méthodes différentes (Tab. 7). Les 3 méthodes ont été : sans matériau de stabilisation, à l'aide d'un silicone light (President The Original light body<sup>®</sup>, Coltene) et un ciment provisoire (TempBond<sup>®</sup>, Kerr).

L'armature a été insérée avec des mouvements de rotation sous température contrôlée (23°C) puis maintenue sous pression digitale constante pendant toute la durée de prise (3 min pour le silicone et 7 min pour le ciment provisoire).

### **3.4 Acquisition par microtomographie des échantillons sur la préparation**

Chaque échantillon a été placé dans le microtomographe Skycann 1172 (11 mégapixels) (Skyscann). La microtomographie permet de visualiser la structure d'un échantillon de façon tridimensionnelle par l'analyse des informations d'absorption des rayons X (3,12,13).

L'acquisition a été réalisée à 80 kV et 100  $\mu$ A, avec un temps d'exposition de 1325 ms par image. La rotation entre chaque prise est de 0,6° jusqu'à 180°. Le filtre utilisé a été Al + Cu. Des images bidimensionnelles (définition : 666x1000, résolution des pixels : 20,06  $\mu$ m) ont été reconstruites grâce au logiciel InstaRecon®. Après reconstruction informatisée des coupes, le logiciel DataViewer® (Brüker) a été utilisé pour analyser les scans. Ces reconstructions tridimensionnelles ont permis l'analyse qualitative des matériaux de stabilisation puis secondairement la mesure de l'adaptation de la pièce prothétique.

### **3.5 Mesure de l'adaptation des pièces prothétiques à la préparation dentaire**

L'évaluation de l'adaptation d'armature sur sa préparation a été réalisée suivant 4 plans passant par le centre de la dent (lignes bleues) (Fig. 27). Le premier plan a été réalisé dans la plus grande longueur vestibulo-palatine, suivi d'un décalage de 45°.

Afin de limiter l'effet de parallaxe lors de la lecture, les mesures ont été réalisées sur une section perpendiculaire à la tangente passant par la jonction plan (lignes bleues)-préparation dentaire (coupes 1 à 8, Fig. 27).

Aucun accord dans la littérature n'impose de nombre de mesures. Celles-ci ont été réalisées en 6 points reproductibles, sur 8 coupes, comme dans la majorité des études de ce type (11) (Tab. 9) (Fig. 28). Dans une zone rectiligne, comme le pan vestibulaire, le hiatus a été mesuré sur la perpendiculaire entre les 2 plans : préparation et pièce prothétique. Dans une zone courbe, comme pour la pointe cuspidienne, l'espace a été mesuré sur la perpendiculaire à la tangente d'un point de la préparation (Fig. 28). Un pixel issu du logiciel de mesure (DataViewer®) correspond à 0,20  $\mu$ m, pour un grossissement  $\times 1,6$ .

Tableau 9 : Localisation des 6 points de mesures.

Mesure	Localisation
1	Largeur marginale en sur-extension
2	Espace marginal décrit par Holmes
3	Zone de transition entre la zone marginale et la paroi coronaire de la préparation
4	Mi-hauteur de la paroi coronaire
5	Pointe cuspidienne de la préparation
6	Sillon occlusal de la préparation

L'espace marginal entre la couronne et la dent préparée est déterminé, selon Holmes *et al.* (15,69–71) (Fig. 29), par la distance verticale de la surface interne de la couronne à la surface préparée de la dent, au plus près de la ligne de finition.

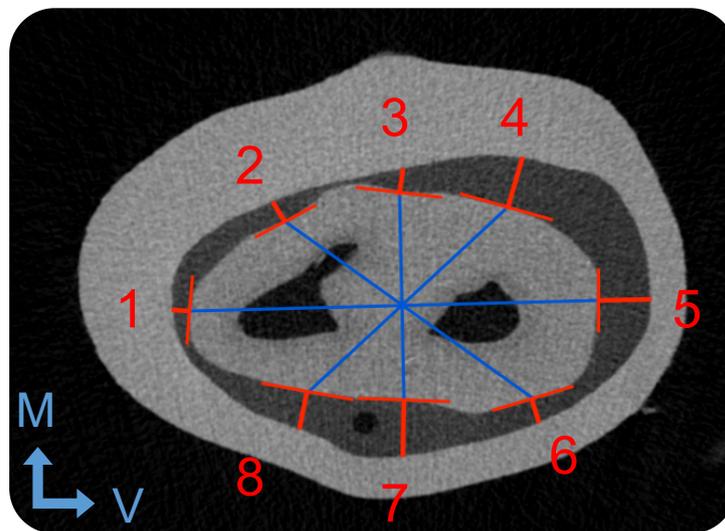


Figure 27 : Coupe axiale (M : mésio – V : vestibulaire) de la dent préparée avec la chape scellée au light, avec les différentes sections indiquées et la perpendiculaire à la tangente jusqu'à l'intrados de la reconstitution (Illustration personnelle).

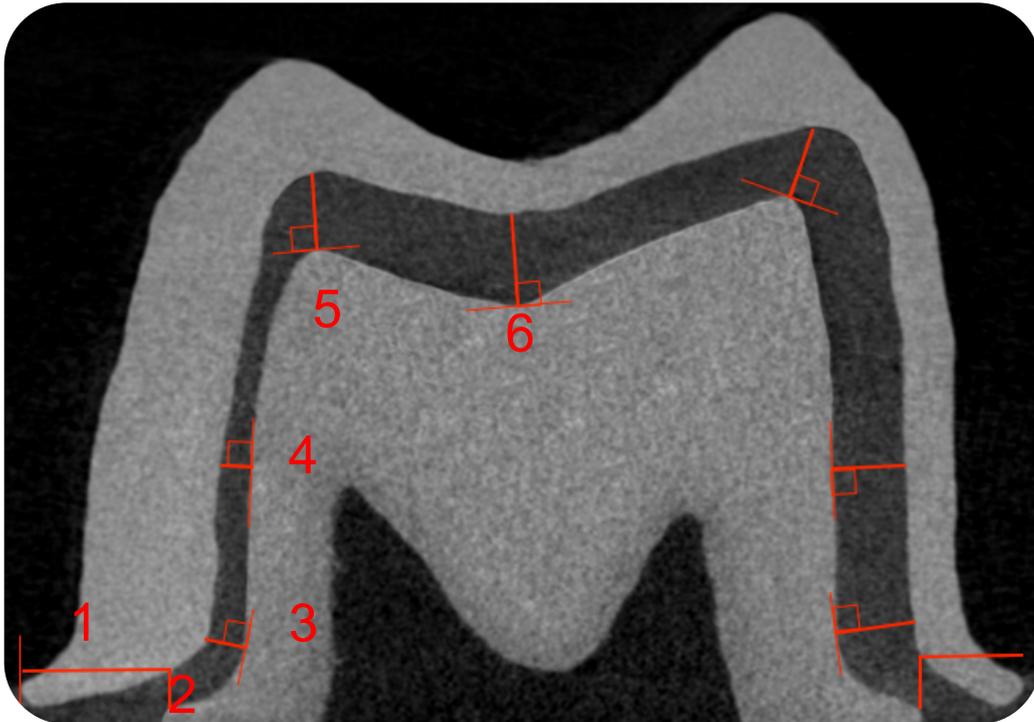


Figure 28 : Coupe longitudinale (X-Z) de la dent préparée avec la chape scellée au silicone light (Illustration personnelle).

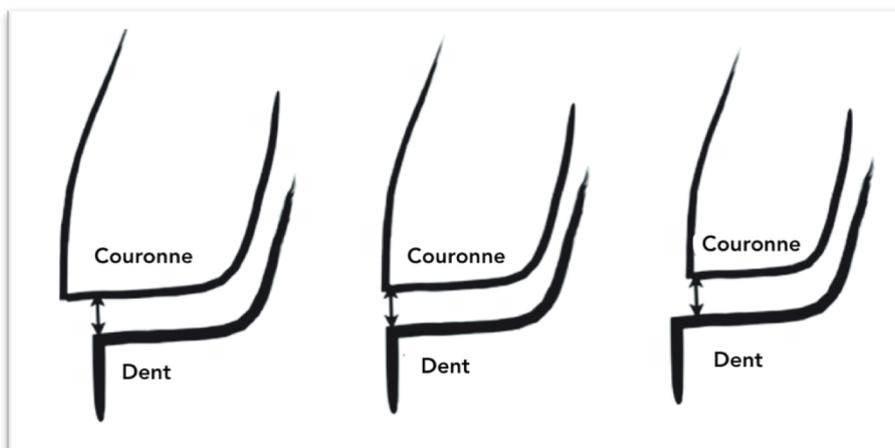


Figure 29 : Représentation de l'espace marginal défini par Holmes (71).

### 3.6 Analyse statistique

La méthode de stabilisation de la pièce n'était pas comparable ; aucune analyse statistique n'a pu être réalisée.

L'analyse des résultats obtenus pour l'évaluation de l'adaptation de 3 échantillons issus d'un même fichier numérique a été réalisée :

- Le test Shapiro-Wilk (W) a permis d'analyser la normalité de chacune des distributions, avec un seuil de signification  $\alpha$  égal à 5 %. L'hypothèse nulle  $H_0$  a été que la distribution a suivi une loi normale (72)

$$W = \frac{\left[ \sum_{i=1}^{\lfloor \frac{n}{2} \rfloor} a_i (x_{(n-i+1)} - x_{(i)}) \right]^2}{\sum_i (x_i - \bar{x})^2}$$

- Le test non paramétrique ANOVA de Friedman (F) complété par le post-test de Dunn (SE) a permis d'évaluer la ressemblance des échantillons appariés, et donc la reproductibilité de la mise en forme, avec un seuil de signification  $\alpha$  égal à 5 %. L'hypothèse nulle  $H_0$  a été que les échantillons ne présentent pas de différence significative.

$$SE = \sqrt{\left( \frac{N(N+1)}{12} - \frac{K}{12(N-1)} \right) \left( \frac{1}{n_B} + \frac{1}{n_A} \right)}$$

$$F = \frac{12}{nk(k+1)} * \sum_{i=1}^k R_i^2 - 3n(k+1)$$

L'analyse statistique a été réalisée avec le logiciel Prism 7 (GraphPad).

## 4. Résultats

### 4.1 Etude préliminaire : Choix du matériau de stabilisation adapté à la microtomographie.

L'analyse des mesures entre l'armature de couronne mise en forme par stéréolithographie avec la préparation dentaire ont été réalisées sans ciment de scellement, avec silicone light et avec ciment provisoire.

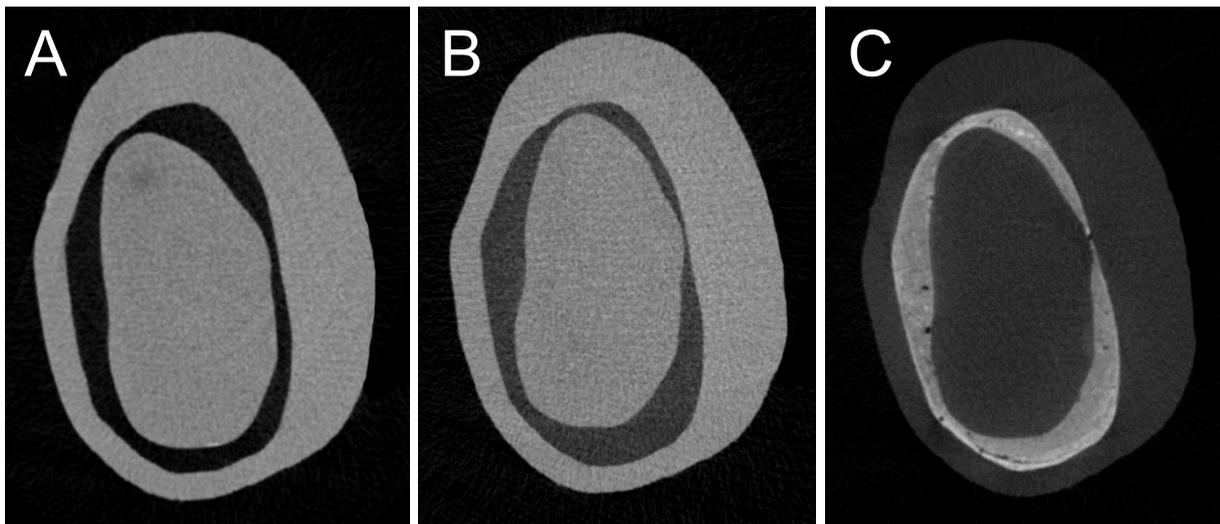


Figure 30 : Coupe axiale d'une pièce prothétique sur sa préparation dentaire – de gauche à droite – A : sans matériau de stabilisation ; B : avec silicone ; C : avec ciment provisoire.

Tableau 12 : Moyennes et écart-types des mesures ( $\mu\text{m}$ ) armature-préparation dentaire selon la méthode de stabilisation et la localisation.

Moyennes	Sans scellement	Silicone light
Surcontour : 1	1266,8 $\pm$ 558,2	1446,9 $\pm$ 601,1
Espace de Holmes : 2	299,4 $\pm$ 169,1	461,5 $\pm$ 276,6
Partie axiale : 3, 4	611,6 $\pm$ 245,0	678,6 $\pm$ 309,7
Face occlusale : 5, 6	899,3 $\pm$ 342,4	859,9 $\pm$ 367,2

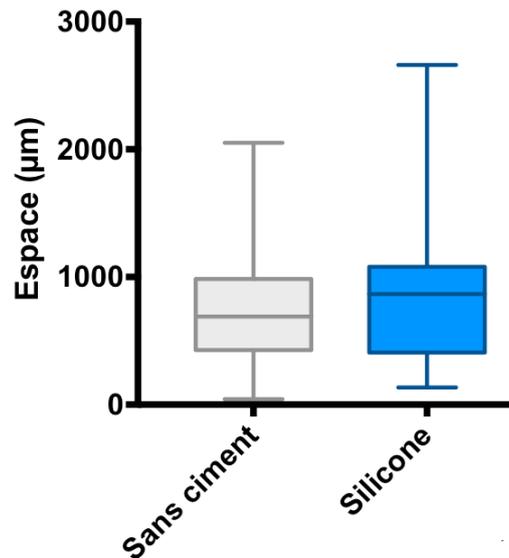


Figure 31 : Boîtes à moustache de l'ensemble des valeurs issues de l'évaluation de la méthode de stabilisation.

Les résultats issus de l'interprétation de l'acquisition sans matériau de stabilisation semblent montrer une meilleure adaptation de la pièce prothétique comparée au silicone (Fig. 31) (Tab. 10, 11). Cependant, l'absence de matériau autorise des micromouvements dus aux vibrations lors de l'acquisition au microtomographe. De plus, la radio-opacité du ciment provisoire (TempBond®) a créé des artefacts et a faussé la précision des mesures. La lecture fiable de cette acquisition a donc été impossible et aucune mesure n'a pu être réalisée (Fig. 26). **Le silicone light semble donc être le matériau de choix pour l'acquisition par microtomographie (11).**

Lors de cette étude préliminaire, 99% des valeurs observées entre la pièce prothétique et sa préparation avec ou sans matériau de stabilisation étaient au-dessus de la limite clinique acceptable de 120 µm (11). Une amélioration de l'anticipation du taux de rétraction de la céramique après le traitement thermique a donc été nécessaire avant d'évaluer secondairement l'adaptation de la pièce. Le modèle initial numérique a donc été sous dimensionné de 40% à 34%. Le choix de ce taux de retrait a été déterminé par des tests réalisés dans le cadre de la thèse d'Université du docteur Dehurtevent.

## 4.2 Evaluation de l'adaptation d'une armature de couronne mise en forme par stéréolithographie sur une préparation dentaire.

Le tableau 13 en annexe montre le hiatus mesuré entre l'armature de couronne mise en forme par stéréolithographie avec la préparation dentaire. Les mesures ont été réalisées sur trois échantillons réalisés à partir du même fichier numérique. Chaque échantillon a été assemblé au silicone light, sous pression digitale.

Suite à l'anticipation empirique du taux de retrait, les valeurs observées ont été 2 fois plus faibles que lors de l'étude préliminaire (Tab.12 et 14). Le surcontour (zone 1) de la pièce prothétique a présenté des valeurs uniquement positives comprises entre 486 et 2661  $\mu\text{m}$ . La partie axiale a montré les valeurs de hiatus les plus importantes (Fig. 33, 37).

Une différence significative entre les trois armatures issues d'un même fichier numérique a été observée ( $F = 8,365 / p = 0,0151$ ) (Tab 14) (Fig. 32, 35, 36, 37, 38). En effet, des différences ont été constatées entre l'ensemble des valeurs de 1 et 3 (Test de Dunn,  $p = 0.0239$ ). La plus grande différence de hiatus a été observée au niveau de l'espace de Holmes (zone 2) (Tab. 14) (Fig. 36 en annexe). Nous avons également observé un délaminage ainsi qu'un trait de fracture sur l'échantillon 3 (Fig. 34). Suite à ces observations, L'hypothèse selon laquelle les 3 échantillons ne présentent de différence significative ( $H_0$ ) a donc été rejetée.

Tableau 14 : Moyennes et écart-types des mesures ( $\mu\text{m}$ ) armature-préparation dentaire selon l'échantillon mis en forme.

<b>Moyennes</b>	<b>Armature 1</b>	<b>Armature 2</b>	<b>Armature 3</b>
<b>Surcontour : 1</b>	<b>862,5 <math>\pm</math> 678,9</b>	<b>899,8 <math>\pm</math> 630,9</b>	<b>871,3 <math>\pm</math> 624,1</b>
<b>Espace de Holmes : 2</b>	<b>233,3 <math>\pm</math> 125,1</b>	<b>138,9 <math>\pm</math> 91,4</b>	<b>120,9 <math>\pm</math> 58,8</b>
<b>Partie axiale : 3, 4</b>	<b>361,8 <math>\pm</math> 184,3</b>	<b>318,9 <math>\pm</math> 118,2</b>	<b>339,0 <math>\pm</math> 93,9</b>
<b>Face occlusale : 5, 6</b>	<b>366,9 <math>\pm</math> 148,6</b>	<b>321,4 <math>\pm</math> 137,2</b>	<b>291,0 <math>\pm</math> 145,7</b>

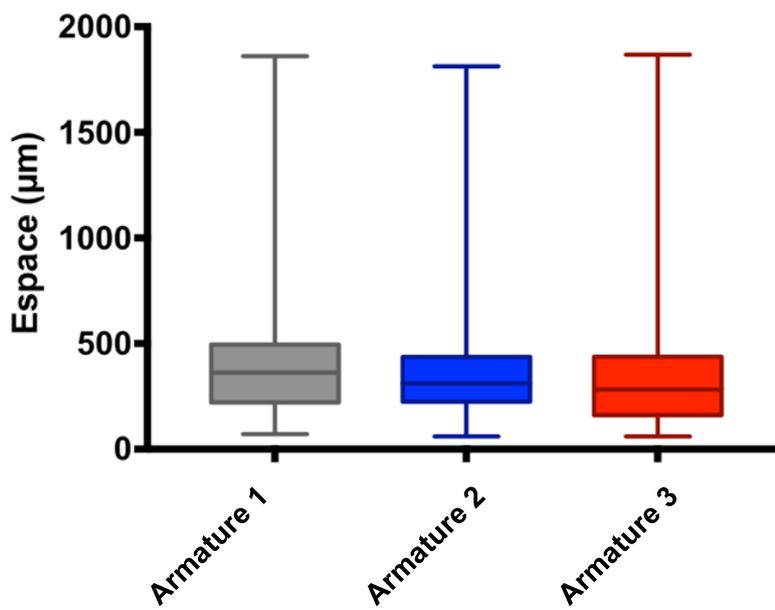


Figure 32 : Boîtes à moustaches de l'ensemble des valeurs issues de l'évaluation de l'adaptation d'une armature de couronne sur la préparation dentaire.

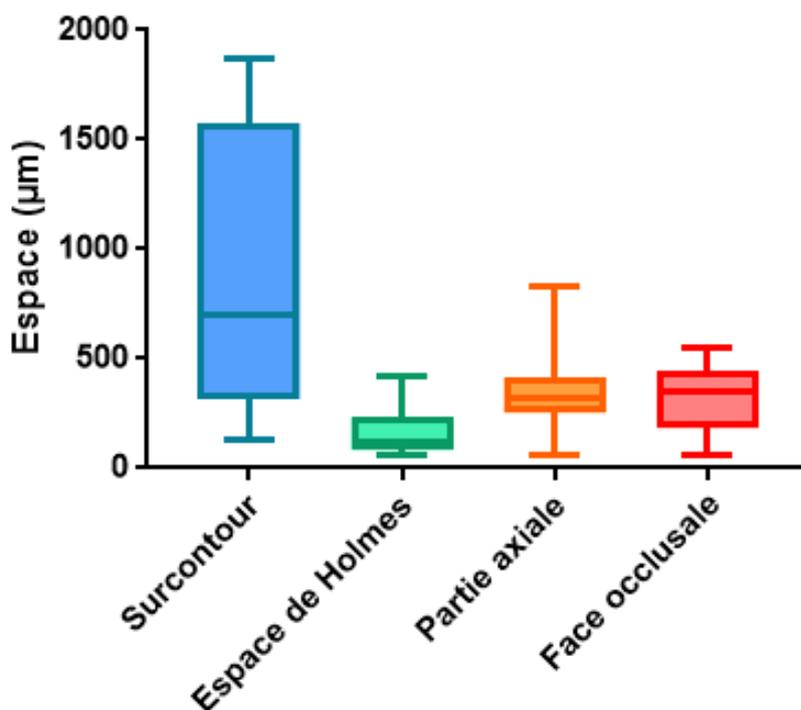


Figure 33 : Boîtes à moustaches de l'ensemble des valeurs issues de l'évaluation de l'adaptation par zone de mesure.

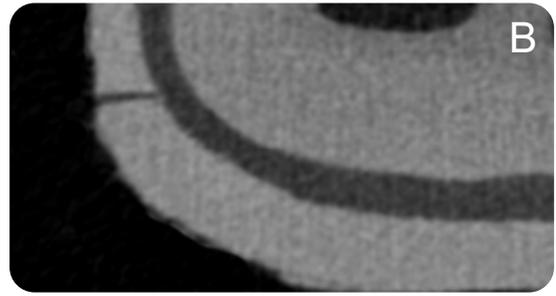
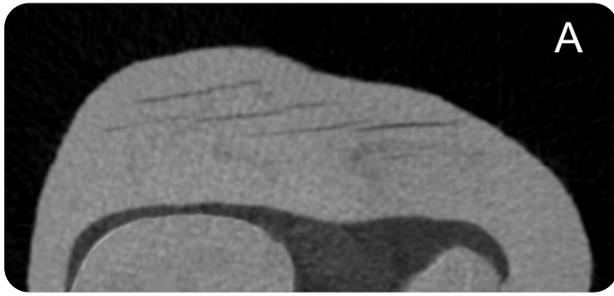


Figure 34 : A : Marque de délaminage sur une coupe d'armature sur préparation.  
B : trait de fracture sur coupe d'armature sur préparation.

## 5. Discussion

La Conception Assistée par Ordinateur (CAO) assure une précision d'adaptation des armatures de couronnes sur leur préparation dentaire (69). Les procédés soustractifs sont actuellement limités par l'usure du consommable, le stress sur la pièce prothétique et la perte du matériau résiduel. Les techniques additives appliquées à la céramique tendent à pallier ces limites. Parmi ces procédés, la stéréolithographie par masque dynamique assure les meilleurs propriétés mécaniques, état de surface et précision (4). A notre connaissance, la fiabilité de ce procédé n'a jamais été évaluée sur des pièces prothétiques dentaires. Le but de ce travail a donc été d'évaluer l'adaptation clinique d'une armature de couronne mise en forme par stéréolithographie à sa préparation sur dent naturelle par microtomographie.

La préparation dentaire a suivi un protocole adapté au système de CFAO et au matériau utilisé. En effet, la préparation dentaire influence la qualité du modèle numérique lors de l'acquisition et donc de la précision d'adaptation de la pièce prothétique finale (73). La microtomographie est une analyse non destructive et précise (1,3,12,13,74). Elle permet ainsi avec un protocole standardisé de limiter les biais liés à la méthode de mesure et l'effet opérateur-dépendant.

A priori, aucune convention ne détermine le nombre de coupes et de points de mesure pour évaluer le hiatus entre une pièce prothétique et sa préparation (16). Dans ce travail, le choix des coupes au nombre de 8 a été fait de manière arbitraire. Cependant la localisation des zones de mesure a été sélectionnée dans un but de reproductibilité et en accord avec la littérature (71). Leur nombre peut être augmenté pour améliorer la précision de l'étude.

L'adjonction de matériau (ciment provisoire ou silicone light) semble augmenter l'épaisseur du hiatus. En effet, certains auteurs ont montré que l'adjonction de matériau augmentait significativement l'espace marginal (11). Cependant, un matériau de stabilisation est indispensable pour empêcher les micromouvements de la pièce lors de l'acquisition.

L'évaluation des 3 échantillons issus d'un même fichier a démontré qu'il existe une différence significative entre eux. Celle-ci semble mettre en évidence le manque

de reproductibilité de mise en forme par stéréolithographie d'un même fichier numérique ou une limite de protocole inhérente à l'important hiatus entre la pièce prothétique et la préparation dentaire. En effet, lors de la mise en forme d'une grande pièce prothétique, l'augmentation du temps de fabrication entraîne une sédimentation de la céramique dans la suspension. Cette variation de densité de la barbotine provoque une augmentation de la quantité de monomères sur les dernières couches polymérisées. Ces monomères peuvent être à l'origine d'un délaminage résiduel (Fig. 34) et de déformations structurelles (fracture). Il semble donc nécessaire de limiter l'effet de sédimentation, pour améliorer la fiabilité de mise en forme. En effet, la plus faible reproductibilité a été observée en regard de la zone marginale. Dans cette zone, un trait de fracture a été mis en évidence et tend à confirmer notre hypothèse. Dans la littérature, l'incorporation d'un autre dispersant dans la suspension ou une adjonction de zircone de plus faible granulométrie semblent limiter l'effet de sédimentation d'une barbotine (75,76). Des études supplémentaires dans cette voie sont donc nécessaires.

Parallèlement, dans notre étude, la pièce prothétique a été assemblée avec une pression digitale. Cette pression et les déplacements tridimensionnels présumés de la pièce (latéralités et rotation) peuvent influencer l'épaisseur du hiatus. Lors de l'étude préliminaire, la variation des mesures du surcontour de la pièce prothétique avec et sans matériau de stabilisation peut être influencé par une rotation de la pièce lors de la mise en place (Fig. 26). Des travaux supplémentaires sont donc nécessaires pour évaluer l'influence des biais méthodologiques.

L'espace marginal décrit par Holmes entre les armatures mises en forme par stéréolithographie et leur préparation a varié entre 60 et 417  $\mu\text{m}$  avec une moyenne de  $164 \pm 104 \mu\text{m}$ . Aucune de ces valeurs n'a été égale à zéro. Celles-ci valeurs peuvent être inhérentes à l'interférence observée de la pièce prothétique sur sa préparation en disto-vestibulaire. Cette interférence a été rigoureusement mise en évidence sur la même localisation pour tous les échantillons. Seuls les échantillons 2 et 3 ont montrés un contact supplémentaire en disto-palatin. Ces interférences peuvent donc être à l'origine de bascules et de variabilités des mesures. Les valeurs de l'espace marginal sont donc supérieures aux recommandations en vigueur de 120  $\mu\text{m}$  et aux procédés soustractifs commercialisés d'une précision inférieure à 80  $\mu\text{m}$  (1). L'adaptation interne des pièces était de  $281 \pm 151 \mu\text{m}$  dans la partie axiale, et

de  $326 \pm 144 \mu\text{m}$  dans la partie occlusale. Ces valeurs sont également supérieures aux différents systèmes soustractifs, respectivement de  $154,1 \pm 10,4 \mu\text{m}$  et  $219,12 \pm 87,24 \mu\text{m}$  pour les moins performants (1). Enfin, les valeurs liées au surcontour doivent tendre vers zéro pour une acceptation clinique. Cependant, les valeurs de ces zones pour les 3 échantillons ont toujours été positives. Il est donc nécessaire de réaliser une compensation spatiale adaptée lors de la conception du modèle numérique. En effet, l'alumine possède un coefficient de rétraction variable selon l'axe de mise en forme par stéréolithographie.

## **6. Conclusion**

La revue des céramiques dentaires actuellement commercialisées montre l'influence de la situation clinique sur le choix du matériau et sur son procédé de mise en forme. L'utilisation de nouveaux outils de conception et fabrication, tel que la stéréolithographie favorise l'optimisation des procédés et/ou des propriétés des céramiques.

Au terme de ces études, il apparaît que la mise en forme d'une armature de couronne en alumine par technique additive est possible. Cette céramique permet une exploration du procédé de stéréolithographie par masques dynamiques. Ces suspensions pourront ensuite être mélangées à de la zircone pour augmenter les propriétés mécaniques.

Les matériaux de stabilisation sont impératifs lors des acquisitions par microtomographie pour limiter les micromouvements mais tendent à augmenter le hiatus entre la pièce prothétique et la préparation dentaire. L'adaptation d'une pièce prothétique mise en forme par stéréolithographie est cliniquement non acceptable et non reproductible. Une optimisation de la composition de la suspension et de la compensation volumique de la pièce lors du traitement thermique est nécessaire pour respectivement limiter la déformation issue du délaminage résiduel et améliorer l'adaptation clinique.

## 7. Bibliographie

1. Boitelle P, Mawussi B, Tapie L, Fromentin O. A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations. *J Oral Rehabil.* 2014;41(11):853-74.
2. Pham D., Gault R. A comparison of rapid prototyping technologies. *Int J Mach Tools Manuf.* oct 1998;38(10-11):1257-87.
3. Borba M, Miranda WG, Cesar PF, Griggs JA, Bona AD. Evaluation of the adaptation of zirconia-based fixed partial dentures using micro-CT technology. *Braz Oral Res.* 2013;27(5):396-402.
4. Chartier T, Dupas C, Lasgorceix M, Brie J, Champion E, Delhote N, et al. Additive Manufacturing to Produce Complex 3D Ceramic Parts. *Journal of Ceramic Science and Technology.* 2015;
5. Srinivasa Raju D, Rama Krishna A, Venkata Ramaraju A, P. Jithendra B, Anusha K. Dental Ceramics: Part II - Recent Advances in Dental Ceramics. *Am J Mater Eng Technol.* 2015;3(2):19-26.
6. P. Jithendra B, Rama Krishna A, Venkata Ramaraju A, Srinivasa Raju D, Anusha K. Dental Ceramics: Part I: An Overview of Composition, Structure and Properties. *American Journal of Materials Engineering and Technology.* 2015;19-26.
7. Fadhel A. A-S, Ahmed A. M, Nasr H. A-Q. Alumina Ceramic for Dental Applications : A Review Article. *American Journal of Materials Research.* 2014;26-34.
8. Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *J Prosthodont Res.* 2014;58(4):208-16.
9. PröBster L, Geis-Gerstorfer J, Kirchner E, Kanjantra P. In vitro evaluation of a glass-ceramic restorative material. *J Oral Rehabil.* 2008;24(9):636-45.
10. Dehurtevent M, Béhin P, Robberecht L, Deveaux E, Hornez J. Manufacturing alumina dental ceramic by stereolithography. *European Cells and Materials.* Vol. 30 Suppl. 5. 2015;page 23.
11. Contrepois M, Soenen A, Bartala M, Laviolle O. Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2013;110(6):447-454.e10.
12. Pelekanos S, Koumanou M, Koutayas S-O, Zinelis S, Eliades G. Micro-CT evaluation of the marginal fit of different In-Ceram alumina copings. *Eur J Esthet Dent Off J Eur Acad Esthet Dent.* 2009;4(3):278-92.
13. Wakabayashi K, Sohamura T, Nakamura T, Kojima T, Kinuta S, Takahashi J, et

- al. New Evaluation Method by Microfocus Radiograph CT for 3D Assessment of Internal Adaptation of All-Ceramic Crowns. *Dent Mater J*. 2005;24(3):362-7.
14. Holst S, Karl M, Wichmann M, Matta R-ET. A new triple-scan protocol for 3D fit assessment of dental restorations. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. 2011;42(8):651-7.
  15. Mously HA, Finkelman M, Zandparsa R, Hirayama H. Marginal and internal adaptation of ceramic crown restorations fabricated with CAD/CAM technology and the heat-press technique. *J Prosthet Dent*. 2014;112(2):249-56.
  16. Nawafleh NA, Mack F, Evans J, Mackay J, Hatamleh MM. Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: a literature review. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont*. 2013;22(5):419-28.
  17. Dejou J. Les céramiques. Société Francophone des Biomatériaux Dentaires; 2010.
  18. Perelmutter S, De Cooman J, Degrange M, Lelievre F, Lecardonne A, Pompignoli M, et al. Les céramo-céramiques. In: *Les Céramo-céramiques*. 2e édition. Paris; 2011. (Kleinfinger S, Goldberg M. Les Dossiers de l'ADF).
  19. Poujade J-M, Zerbib C, Serre D. Céramiques dentaires. *Céramiques Dent* [Internet]. 2008 [cité 10 sept 2015];(28-215-NaN-10). Disponible sur: <http://www.em-premium.com.doc-distant.univ-lille2.fr/showarticlefile/189323/28-53414.pdf>
  20. Ferrari JL, Sadoun M. Classification des céramiques dentaires. *Encycl Med Chir Odontologie*. 1995;
  21. Lasserre JF, Pham Van V, Chevallier JM. Restaurations céramiques du secteur antérieur: évolution et révolution dans les concepts. *Stratégie Prothétique*. 2005;247-60.
  22. Koubi S-A, Brouillet J-L, Faucher A, Koubi G, Tassery H. Nouveaux concepts en dentisterie esthétique. 2008 [cité 22 oct 2015];(28-745-NaN-10). Disponible sur: <http://www.em-premium.com.doc-distant.univ-lille2.fr/showarticlefile/189421/28-53479.pdf>
  23. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2007;98(5):389-404.
  24. Margossian P, Laborde G. Restaurations céramocéramique. *Restaur Céramocéramiques* [Internet]. 2008 [cité 10 sept 2015];(28-740-NaN-10). Disponible sur: <http://www.em-premium.com.doc-distant.univ-lille2.fr/showarticlefile/189419/28-53477.pdf>

25. Arib A, Sarhiri A, Moussa R, Remmal T, Gomina M. Caractéristiques structurales et mécaniques de céramiques à base d'argiles : influence de la source de feldspath. *Comptes Rendus Chim.* 2007;10(6):502-10.
26. Ivoclar Vivadent. IPS d.Sign [Internet]. Ivoclar Vivadent - IPS d.Sign. 2016. Disponible sur: [http://www.ivoclarvivadent.us/en-us/p/laboratory-professional/products/metal-ceramics/ips-d\\_sign](http://www.ivoclarvivadent.us/en-us/p/laboratory-professional/products/metal-ceramics/ips-d_sign)
27. GC Europe. Initial GC [Internet]. GC EUROPE - initial GC. 2016. Disponible sur: <http://www.gceurope.com/news/press/>
28. Zahnfabrik V. PM 9 [Internet]. VITA Zahnfabrik. [cité 3 mai 2016]. Disponible sur: <https://www.vita-zahnfabrik.com/fr/VITAPM9-30041.html>
29. Karpukhina N, Hill RG, Law RV. Crystallisation in oxide glasses – a tutorial review. *Chem Soc Rev.* 2014;43(7):2174.
30. d.SIGN(R) Ivoclar Vivadent - Mode d'emploi. 2002;
31. Kelly J, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice: Ceramic materials in dentistry. *Aust Dent J.* 2011;56:84-96.
32. Ritzberger C, Schweiger M, Höland W. Principles of crystal phase formation in Ivoclar Vivadent glass-ceramics for dental restorations. *J Non-Cryst Solids* [Internet]. 2015 [cité 9 nov 2015]; Disponible sur: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022309315300077>
33. Sorensen JA, Choi C, Fanuscu MI, Mito WT. IPS Empress crown system: three-year clinical trial results. *J Calif Dent Assoc.* 1998;26(2):130-6.
34. Karataşlı O, Kursoğlu P, Capa N, Kazazoğlu E. Comparison of the marginal fit of different coping materials and designs produced by computer aided manufacturing systems. *Dent Mater J.* 2011;30(1):97-102.
35. Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: An update. *J Conserv Dent JCD.* 2010;13(4):195-203.
36. Ivoclar Vivadent. IPS e.max Ceram [Internet]. 2016. Disponible sur: <http://www.ivoclarvivadent.fr/fr/ips-emax-ceram>
37. Ivoclar Vivadent. IPS e.max CAD [Internet]. Disponible sur: <http://www.ivoclarvivadent.fr/fr/tout-ceramique/systeme-ips-emax-prothesistes-dentaires/ips-emax-cad/>
38. Ivoclar Vivadent. IPS e.max Press [Internet]. Ivoclar Vivadent - IPS e.max Press. 2016. Disponible sur: <http://www.ivoclarvivadent.fr/fr/systeme-ips-emax->

prothesistes-dentaires/ips-emax-press

39. Pollington S, van Noort R. Manufacture, characterisation and properties of novel fluorcanasite glass–ceramics. *J Dent*. 2012;40(11):1006-17.
40. Zahnfabrik V. SUPRINITY [Internet]. VITA Zahnfabrik. [cité 1 oct 2016]. Disponible sur: <https://www.vita-zahnfabrik.com/fr/VITA-SUPRINITY-PC-44050.html>
41. Traini T, Sinjari B, Pascetta R, Serafini N, Perfetti G, Trisi P, et al. The zirconia-reinforced lithium silicate ceramic: lights and shadows of a new material. *Dent Mater J*. 2016;35(5):748-55.
42. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater*. 2016;32(7):908-14.
43. Celtra Duo Denstply [Internet]. [cité 1 oct 2016]. Disponible sur: <http://www.dentsply.fr/export/sites/default/.content/datas/technical-supports/DFU-Modes-d-emploi/dfu-Celtra-Duo-2014-02.pdf>
44. Denry I, Kelly J. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*. 2008;24(3):299-307.
45. Chevalier J. Etude de la propagation des fissures dans une zircone 3Y-TZP pour applications biomédicales [Thèse de doctorat]. [Lyon]: École Doctorale des Matériaux; 1996.
46. Le Bras A. Quelle zircone pour quelles prothèses dentaires ? 2003;3(5):351-62.
47. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent Off J Eur Acad Esthet Dent*. 2009;4(2):130-51.
48. Vichi A, Sedda M, Fabian Fonzar R, Carrabba M, Ferrari M. Comparison of Contrast Ratio, Translucency Parameter, and Flexural Strength of Traditional and « Augmented Translucency » Zirconia for CEREC CAD/CAM System: Comparison of Traditional and Augmented Translucency Zirconia. *J Esthet Restor Dent*. 2016;28:S32-9.
49. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *J Dent*. 2007;35(11):819-26.
50. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*. 2006;27(4):535-43.
51. Flinn BD, Raigrodski AJ, Mancl LA, Toivola R, Kuykendall T. Influence of aging on flexural strength of translucent zirconia for monolithic restorations. *J Prosthet Dent*.

2016;

52. Ban S. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. *Jpn Dent Sci Rev.* 2008;44(1):3-21.
53. Ban S, Sato H, Suehiro Y, Nakanishi H, Nawa M. Biaxial flexure strength and low temperature degradation of Ce-TZP/Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> nanocomposite and Y-TZP as dental restoratives. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 1 nov 2008;87B(2):492-8.
54. Inokoshi M, Vanmeensel K, Zhang F, De Munck J, Eliades G, Minakuchi S, et al. Aging resistance of surface-treated dental zirconia. *Dent Mater.* 2015;31(2):182-94.
55. Shiraishi T, Watanabe I. Thickness dependence of light transmittance, translucency and opalescence of a ceria-stabilized zirconia/alumina nanocomposite for dental applications. *Dent Mater.* 2016;32(5):660-7.
56. Chen Y-M, Smales RJ, Yip KH-K, Sung W-J. Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials. *Dent Mater.* 2008;24(11):1506-11.
57. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res.* 2013;57(4):236-61.
58. Ltd PHC. NANOZR milling blank | Dental | Global | Panasonic Healthcare Co., Ltd. [Internet]. [cité 7 mai 2016]. Disponible sur: <http://www.panasonic-healthcare.com/global/dental/nanozr>
59. Krai N. Les inlay-onlays céramiques réalisés par Cerec vs. les inlay-onlays réalisés par méthode traditionnelle. [Nantes]: Nantes; 2012.
60. Eckel ZC, Zhou C, Martin JH, Jacobsen AJ, Carter WB, Schaedler TA. Additive manufacturing of polymer-derived ceramics. *Science.* 2016;351(6268):58-62.
61. Zanchetta E, Cattaldo M, Franchin G, Schwentenwein M, Homa J, Brusatin G, et al. Stereolithography of SiOC Ceramic Microcomponents. *Adv Mater Deerfield Beach Fla.* 2016;28(2):370-6.
62. Lemchen M, Hüge S. Revolutionizing the impression process [Internet]. [cité 20 mai 2016]. Disponible sur: [https://www.specialtyappliances.com/files/pdfs/orthodontic\\_practice\\_scott\\_huge\\_1%202012.pdf](https://www.specialtyappliances.com/files/pdfs/orthodontic_practice_scott_huge_1%202012.pdf)
63. Nayar S, Bhuminathan S, Bhat W. Rapid prototyping and stereolithography in dentistry. *J Pharm Bioallied Sci.* 2015;7(5):218.
64. Vaezi M, Seitz H, Yang S. A review on 3D micro-additive manufacturing technologies. *Int J Adv Manuf Technol.* 2013;67(5-8):1721-54.

65. Silva NRFA, Witek L, Coelho PG, Thompson VP, Rekow ED, Smay J. Additive CAD/CAM process for dental prostheses. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont.* 2011;20(2):93-6.
66. Monneret S. Microstéréolithographie de pièces céramiques complexes. *Tech Ing.* 2004;13.
67. Suwa M, Kirihara S, Sohmura T. Fabrication of Alumina Dental Crown Model with Biomimetic Structure by Using Stereolithography. In: Ohji T, Singh M, Mathur S, éditeurs. *Ceramic Engineering and Science Proceedings [Internet].* Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc.; 2010 [cité 22 janv 2016]. p. 239-45. Disponible sur: <http://doi.wiley.com/10.1002/9780470944066.ch22>
68. Vallata A. Les limites cervicales en prothèse fixée : Concepts et préceptes [Internet]. Université Henry Poincaré Nancy I; 2011 [cité 6 nov 2015]. Disponible sur: [http://docnum.univ-lorraine.fr/public/SCDPHA\\_TD\\_2011\\_VALLATA\\_AUDE.pdf](http://docnum.univ-lorraine.fr/public/SCDPHA_TD_2011_VALLATA_AUDE.pdf)
69. Ng J, Ruse D, Wyatt C. A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *J Prosthet Dent.* 2014;112(3):555-60.
70. Euán R, Figueras-Álvarez O, Cabratosa-Termes J, Oliver-Parra R. Marginal adaptation of zirconium dioxide copings: influence of the CAD/CAM system and the finish line design. *J Prosthet Dent.* 2014;112(2):155-62.
71. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent.* 1989;62(4):405-8.
72. Rakotomalala R. Test de Normalite [Internet]. [cité 26 août 2016]. Disponible sur: [http://eric.univ-lyon2.fr/~ricco/cours/cours/Test\\_Normalite.pdf](http://eric.univ-lyon2.fr/~ricco/cours/cours/Test_Normalite.pdf)
73. Renne W, McGill ST, Forshee KV, DeFee MR, Mennito AS. Predicting marginal fit of CAD/CAM crowns based on the presence or absence of common preparation errors. *J Prosthet Dent.* 2012;108(5):310-5.
74. Krasanaki M-E, Pelekanos S, Andreiotelli M, Koutayas S-O, Eliades G. X-ray microtomographic evaluation of the influence of two preparation types on marginal fit of CAD/CAM alumina copings: a pilot study. *Int J Prosthodont.* 2012;25(2):170-2.
75. Wu KC, Seefeldt KF, Solomon MJ, Halloran JW. Prediction of ceramic stereolithography resin sensitivity from theory and measurement of diffusive photon transport. *J Appl Phys.* 2005;98(2):24902.
76. Process for the stereolithographic preparation of three-dimensional objects using a radiation-curable liquid formulation which contains fillers [Internet]. [cité 29 sept

2016]. Disponible sur: <http://www.google.com/patents/US5989475>

## 8. Annexe

Tableau 1 : Classification des céramiques dentaires selon leur température de fusion.

Tableau 2 : Classification des céramiques selon Sadoun et Ferrari

Tableau 3 : Propriétés mécaniques de différentes céramiques

Tableau 4 : Tableau de synthèse avec indications

Tableau 5 : Procédés de mise en forme des céramiques dentaires.

Tableau 6 : Classification des différents prototypages rapides par addition adaptés à la céramique.

Tableau 7 : Valeurs de réduction dentaire pour couronne céramo-céramique.

Tableau 8 : Nom et matériau de stabilisation des différents échantillons.

Tableau 9 : Localisation des 6 points de mesures.

Tableau 10 : Mesures du hiatus marginal en différents points ( $\mu\text{m}$ ). Armature A, B et C.

Tableau 11 : Moyennes et écart-types des hiatus ( $\mu\text{m}$ ) armature-préparation dentaire selon l'échantillon mis en forme.

Figure 1 : Microstructure des céramiques dentaires.

Figure 2 : Exemples de céramiques feldspathiques commercialisées.

Figure 3 : Courbe type de température de cuisson.

Figure 4 : Exemples de céramiques feldspathique renforcées.

Figure 5 : Différence de diffusion lumineuse entre une restauration « tout-céramique » et céramo-métallique.

Figure 6 : Différentes formes de disilicate de lithium.

Figure 7 : Les feldspathiques renforcées : A : Suprinity (VITA Zahnfabrik)

Figure 8 : Evolution des formes des mailles selon la température, centrées sur l'ion  $\text{Zr}^{4+}$ .

Figure 9 : Forme stabilisée de zircone Y-TZP par adjonction d'un ion Yttrium.

Figure 10 : Schéma de la propagation d'une fissure et la transformation des particules.

Figure 11 : Schéma de la dégradation de la surface de la zircone.

Figure 12 : Céramiques d'infrastructure usinées dans des blocs de Zircone.

Figure 13 : Céramique hybride usinée dans des blocs de NANOZR (Panasonic Healthcare).

Figure 14 : Organigramme des différentes mises en forme de la céramique dentaire.

Figure 15, 16 : De gauche à droite : A : Cires pour céramiques ; B : Céramiques brutes pressées.

Figure 17, 18 : De gauche à droite : C : Céramiques brutes sur le modèle ; D : Céramiques après cuisson de la céramique cosmétique.

Figure 19, 20 : De gauche à droite : E : Céramiques sur le modèle ; F : Vue clinique.

Figure 21 : Présence du prototypage rapide selon différents secteurs.

Figure 22 : A : acquisition de l'empreinte numérique ; B : modélisation numérique des chapes.

Figure 23 : A : étuve, LHT, Carbolite, Derbyshire, Angleterre ; B : four, HT16/17, Nabertherm, Lilienthal, Allemagne.

Figure 24 : Description du procédé de fabrication par stéréolithographie à masque dynamique.

Figure 25 : Photographie du poste de stéréolithographie au LMCPA de Maubeuge.

Figure 26 : Photographie de la préparation dentaire sur le socle en plâtre.

Figure 27 : Coupe axiale (X-Y) de la dent préparée avec la chape scellée au light, avec les différentes sections indiquées et la perpendiculaire à la tangente jusqu'à l'intrados de la reconstitution

Figure 28 : Coupe longitudinale (X-Z) de la dent préparée avec la chape scellée au light.

Figure 29 : Représentation de l'espace marginal défini par Holmes.

Figure 30 : Coupe axiale d'une pièce prothétique sur sa préparation.

Figure 31 : Boîtes à moustache de l'ensemble des valeurs issues de l'évaluation de la méthode de stabilisation.

Figure 32 : Boîtes à moustaches de l'ensemble des valeurs issues de l'évaluation de l'adaptation d'une armature de couronne sur la préparation dentaire.

Figure 33 : Boîtes à moustaches de l'ensemble des valeurs issues de l'évaluation de l'adaptation par zone de mesure.

Figure 34 : A : Marque de délaminage sur une coupe d'armature sur préparation. B : trait de fracture sur coupe d'armature sur préparation.

Figure 35 : Boîtes à moustaches des valeurs de la zone 1 issues de l'évaluation de l'adaptation d'une armature de couronne sur la préparation dentaire.

Figure 36 : Boîtes à moustaches des valeurs de la zone 2 issues de l'évaluation de l'adaptation d'une armature de couronne sur la préparation dentaire.

Figure 37 : Boîtes à moustaches des valeurs de la zone 3 issues de l'évaluation de l'adaptation d'une armature de couronne sur la préparation dentaire.

Figure 38 : Boîtes à moustaches des valeurs de la zone 4 issues de l'évaluation de l'adaptation d'une armature de couronne sur la préparation dentaire.

Tableau 10 : Mesures du hiatus ( $\mu\text{m}$ ) armature-préparation dentaire, sans matériau d'assemblage.

<b>Point Coupe</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>
<b>1</b>	1212	340	677	422	891	1009
<b>2</b>	2050	483	991	703	825	964
<b>3</b>	1867	122	433	279	434	1365
<b>4</b>	1242	403	716	609	906	940
<b>5</b>	783	220	567	551	829	1196
<b>6</b>	823	44	668	486	351	920
<b>7</b>	1671	522	1152	867	674	1406
<b>8</b>	486	261	425	240	295	1384

Tableau 11 : Mesures du hiatus ( $\mu\text{m}$ ) armature-préparation dentaire, avec matériau d'assemblage en silicone light.

<b>Point Coupe</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>
<b>1</b>	903	281	396	200	738	1215
<b>2</b>	1537	281	667	321	264	1205
<b>3</b>	1888	180	516	298	361	1087
<b>4</b>	2661	1064	1083	967	1283	871
<b>5</b>	987	542	973	860	842	1126
<b>6</b>	1006	361	597	404	134	993
<b>7</b>	1526	562	1198	1013	485	1016
<b>8</b>	1067	421	665	699	897	1241

Tableau 13 : Mesures du hiatus marginal en différents points ( $\mu\text{m}$ ). Armature A, B et C.

	Armature	Point 1	Point 2	Point 3	Point 4	Point 5	Point 6
<b>Coupe 1</b>	A	530	99	496	416	239	444
	B	308	60	335	253	130	477
	C	242	60	384	282	166	484
<b>Coupe 2</b>	A	340	218	266	284	71	506
	B	777	139	414	295	146	467
	C	601	119	484	276	246	444
<b>Coupe 3</b>	A	667	298	436	288	441	545
	B	755	238	566	253	259	437
	C	694	79	471	288	412	540
<b>Coupe 4</b>	A	295	159	310	99	179	403
	B	458	79	249	63	60	232
	C	702	79	376	139	107	192
<b>Coupe 5</b>	A	139	99	222	88	178	437
	B	160	99	267	240	222	386
	C	127	174	436	325	179	349
<b>Coupe 6</b>	A	1708	179	409	222	277	346
	B	1812	99	351	317	345	239
	C	1648	99	377	242	151	160
<b>Coupe 7</b>	A	1861	417	833	490	548	506
	B	1771	318	512	409	478	418
	C	1868	238	433	373	133	439
<b>Coupe 8</b>	A	1360	397	551	378	259	491
	B	1157	79	326	253	412	434
	C	1088	119	284	254	233	421
<b>Moyenne ± Ecart type</b>		<b>878 ± 617</b>	<b>164 ± 104</b>	<b>408 ± 132</b>	<b>272 ± 103</b>	<b>245 ± 132</b>	<b>408 ± 106</b>

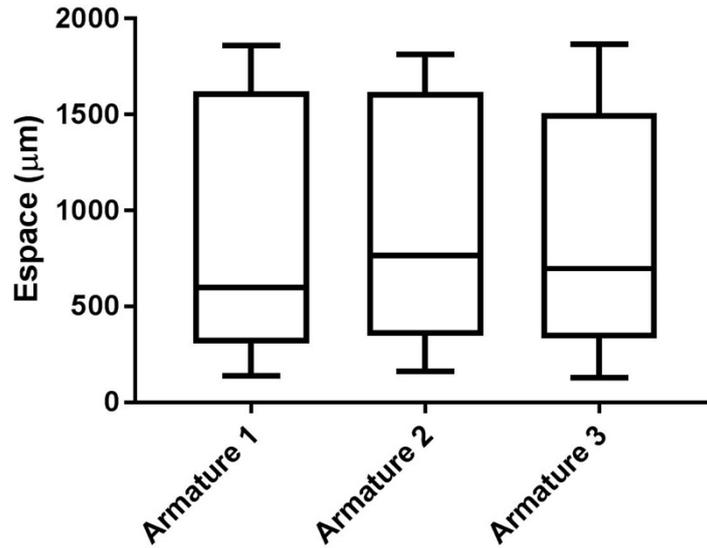


Figure 35 : Boîtes à moustaches des valeurs de la zone 1 issues de l'évaluation de l'adaptation d'une armature de couronne sur la préparation dentaire.

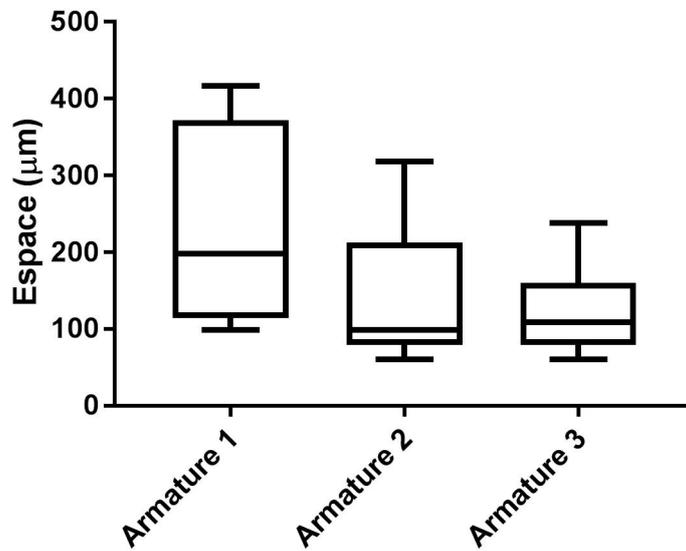


Figure 36 : Boîtes à moustaches des valeurs de la zone 2 issues de l'évaluation de l'adaptation d'une armature de couronne sur la préparation dentaire.

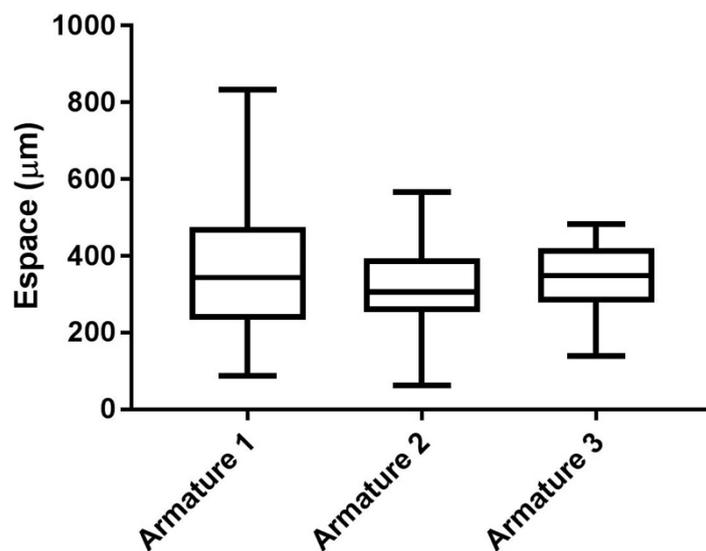


Figure 37 : Boîtes à moustaches des valeurs de la zone 3 issues de l'évaluation de l'adaptation d'une armature de couronne sur la préparation dentaire.

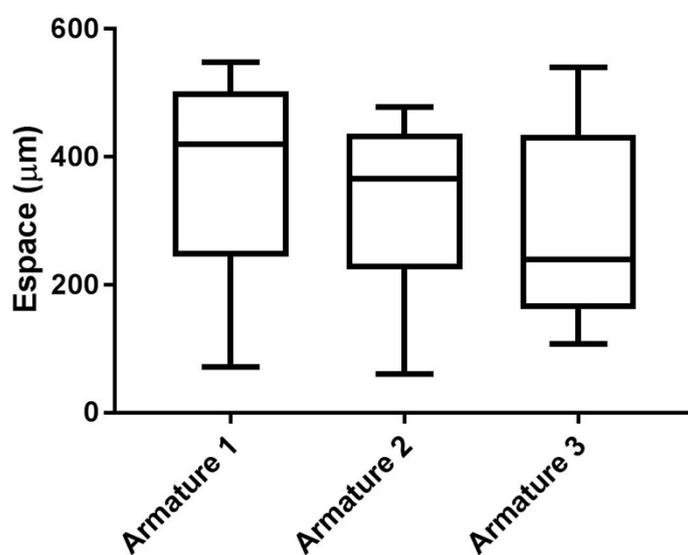


Figure 38 : Boîtes à moustaches des valeurs de la zone 4 issues de l'évaluation de l'adaptation d'une armature de couronne sur la préparation dentaire.

Evaluation par microtomographie de l'adaptation de céramiques  
d'infrastructure réalisées par stéréolithographie / **HAUZAY Wandrille**.- p.  
(69) : ill. (43) ; réf. (74).

**Domaines** : Prothèse fixée

**Mots clés Rameau** : CFAO, Stéréolithographie, Alumine  
.....Adaptation, Microtomographie

**Mots clés FMeSH** : Stéréolithographie  
.....Microtomographie

L'objectif principal de ce travail a été d'évaluer l'adaptation clinique d'une armature de couronne unitaire alumineuse sur sa préparation dentaire par microtomographie, un procédé non destructif. Cette céramique d'infrastructure a été réalisée par un nouveau procédé de mise en forme additif : la stéréolithographie.

A l'heure actuelle de nombreuses céramiques sont commercialisées. Une revue des produits disponibles, leur composition et leurs différents procédés de mise en forme a été impérative pour poser l'indication de la céramique selon la situation clinique.

Dans ce travail, des armatures ont été mises en forme par stéréolithographie. Celles-ci ont été modélisées sur une première prémolaire maxillaire gauche avec préparation périphérique totale. Une analyse préliminaire a permis de déterminer le matériau de stabilisation idéal pour la microtomographie (sans matériau, silicone fluide, ciment provisoire). Le silicone fluide a permis de limiter les micromouvements et l'apparition d'artéfacts.

La reproductibilité a ensuite été évaluée au travers de 3 armatures issues d'un même fichier numérique. Celles-ci ont montré des différences significatives entre elles ( $p > 0,05$ ). Ce manque de reproductibilité peut être associé : aux mêmes interférences observées pour tous les échantillons dans l'intrados des pièces, aux déformations de la pièce issue du délaminage ou de fracture, ou enfin aux rotations des pièces sur leur préparations lors de la stabilisation.

En conclusion, la mise en forme d'armature de couronne en alumine par stéréolithographie est possible mais les résultats actuels ne permettent pas une utilisation clinique du nouveau procédé.

**JURY :**

**Président** : ...Monsieur le Professeur Pascal BEHIN  
**Asseseurs** : Monsieur le docteur François DESCAMP  
.....Monsieur le docteur Jérôme VANDOMME  
.....Madame le docteur Marion DEHURTEVENT