



UNIVERSITE DE LILLE FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année de soutenance : 2022

N°:

THESE POUR LE

DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le 6 décembre 2022

Par DELORMEL Valentin Né le 15 décembre 1997 à Compiègne

MISE EN FORME DES CERAMIQUES DENTAIRES PAR STEREOLITHOGRAPHIE : ETAT DE L'ART ET PROBLEMATIQUE DU TAUX DE RETRAIT.

JURY

Président : Monsieur le Professeur Etienne DEVEAUX Assesseurs : Monsieur le Docteur Lieven ROBBERECHT Madame le Docteur Marion DEHURTEVENT <u>Monsieur le Docteur Corentin DENIS</u>





| Président de l'Université | : | Pr. R. BORDET |
|--|---|-----------------|
| Directrice Générale des Services de l'Université | : | M-D. SAVINA |
| Doyen UFR3S | : | Pr. D. LACROIX |
| Directrice des Services d'Appui UFR3S | : | G. PIERSON |
| Doyen de la faculté d'Odontologie – UFR3S | : | Pr. C. DELFOSSE |
| Responsable des Services | : | M. DROPSIT |
| Responsable de la Scolarité | : | G. DUPONT |
| | | |

PERSONNEL ENSEIGNANT DE LA FACULTE.

PROFESSEURS DES UNIVERSITES :

| K.AGOSSA | Parodontologie | | |
|-------------|--|--|--|
| P. BEHIN | Prothèses | | |
| T. COLARD | Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux | | |
| C. DELFOSSE | Doyen de la faculté d'Odontologie – UFR3S Odontologie Pédiatrique | | |
| E. DEVEAUX | Responsable du Département de Dentisterie Restauratrice Endodontie | | |

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

| T. BECAVIN | Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux |
|----------------|---|
| A. BLAIZOT | Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale. |
| P. BOITELLE | Responsable du Département de Prothèses |
| F. BOSCHIN | Responsable du Département de Parodontologie |
| E. BOCQUET | Responsable du Département d'Orthopédie Dento-Faciale |
| C. CATTEAU | Responsable du Département de Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale. |
| X. COUTEL | Biologie Orale |
| A. de BROUCKER | Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux |
| M. DEHURTEVENT | Prothèses |
| T. DELCAMBRE | Prothèses |
| F. DESCAMP | Prothèses |
| M. DUBAR | Parodontologie |
| A. GAMBIEZ | Dentisterie Restauratrice Endodontie |
| F. GRAUX | Prothèses |
| C. LEFEVRE | Prothèses |
| M. LINEZ | Dentisterie Restauratrice Endodontie |
| T. MARQUILLIER | Odontologie Pédiatrique |
| G. MAYER | Prothèses |
| L. NAWROCKI | Responsable du Département de Chirurgie Orale Chef du Service d'Odontologie A. Caumartin - CHRU Lille |
| C. OLEJNIK | Responsable du Département de Biologie Orale |
| P. ROCHER | Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux |
| L. ROBBERECHT | Dentisterie Restauratrice Endodontie |
| M. SAVIGNAT | Responsable du Département des Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux |
| T. TRENTESAUX | Responsable du Département d'Odontologie Pédiatrique |
| J. VANDOMME | Prothèses |

Réglementation de présentation du mémoire de Thèse

Par délibération en date du 29 octobre 1998, le Conseil de la Faculté de Chirurgie Dentaire de l'Université de Lille 2 a décidé que les opinions émises dans le contenu et les dédicaces des mémoires soutenus devant jury doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, et qu'ainsi aucune approbation ni improbation ne leur est donnée.

Remerciements

Aux membres du jury,

Monsieur le Professeur Etienne DEVEAUX

Professeur des Universités – Praticien hospitalier

Section de réhabilitation orale Département de dentisterie restauratrice endodontie

Docteur en chirurgie dentaire Docteur en sciences odontologiques Docteur en odontologie de l'Université de Lille 2

Habilité à diriger des recherches

6

Doyen honoraire de la faculté de chirurgie dentaire de Lille Ancien membre associé national de l'Académie nationale de chirurgiedentaire Ancien président de la Société française d'endodontie Chevalier dans l'Ordre des palmes académiques.

Responsable du Département de Dentisterie Restauratrice Endodontie

Chargé de mission Relations Institutionnelles avec le CHU

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter de présider ce jury de thèse, je vous remercie. Veuillez trouver dans ce travail l'expression de mes sincères remerciements et de mon plus profond respect.

Monsieur le Docteur Lieven ROBBERECHT

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier

Section Réhabilitation Orale Département Dentisterie Restauratrice Endodontie

Docteur en Chirurgie Dentaire

Assesseur Développement Durable

Je vous suis très reconnaissant d'avoir accepté de siéger dans ce jury. Je vous remercie également pour tous vos enseignements qu'ils soient pratiques ou théoriques pendant toutes ces années. Apprendre vos côtés a été très enrichissant. Veuillez recevoir mon profond respect.

Madame le Docteur Marion DEHURTEVENT

Maître de Conférences des Universités – Praticien hospitalier

Section Réhabilitation Orale Département Prothèses

Docteur en Chirurgie Dentaire Chargée de mission Nouvelles Technologies

> Je vous suis reconnaissant d'avoir accepté de siéger dans ce jury. Je vous remercie également pour tous vos enseignements et pour la pédagogie dont vous faites preuve envers les étudiants au cours des premières années de clinique. Soyez assurée de mon profond respect et de ma sincère reconnaissance.

Monsieur le Docteur Corentin DENIS

Maître de Conférences des Universités (Associé) – Praticien Hospitalier

Section Réhabilitation Orale Département Prothèses

Docteur en Chirurgie Dentaire Master II « Sciences du médicaments » - Parcours « Dispositifs Médicaux – Biomatériaux » - Université Lille2 C.E.S Prothèses Fixées – Université d'Aix-Marseille

> Je vous remercie de m'avoir sollicité pour réaliser un petit morceau de votre travail de recherche et d'avoir accepté la direction de cette thèse. Merci de votre confiance. Ce fut un réel plaisir de travailler avec vous. Recevez l'expression de ma profonde gratitude.

A mes proches,

Table des matières

| Table des abréviations 13 | | | | |
|------------------------------|---------|------|--|------|
| Int | troduct | ion | | . 14 |
| 1. | Mise | en f | orme des céramiques par technique additive | . 16 |
| | 1.1 | Diff | érentes techniques de mise en forme additive | 17 |
| | 1.1.1 | Voie | e solide | 17 |
| | 1.1.2 | Voie | e poudre | 17 |
| | 1.1.3 | Voie | e liquide | 19 |
| | 1.2 | Cał | nier des charges d'une céramique en dentisterie | 21 |
| | 1.2.1 | Pro | priétés physiques | 21 |
| | 1.2.2 | Pro | priétés mécaniques | 22 |
| | 1.2.3 | Pro | priétés chimiques et biologiques | 23 |
| | 1.2.4 | Pro | priétés « dimensionnelles » | 23 |
| | 1.3 | Sté | réolithographie : une méthode de mise en forme prometteuse | 24 |
| | 1.3.1 | Dét | ermination de la matière première | 25 |
| | 1.3. | 1.1 | Composition de la barbotine | 25 |
| | 1.3. | 1.2 | Nature de la céramique | 26 |
| | 1.3. | 1.3 | Rhéologie de la solution | 26 |
| | 1.3. | 1.4 | Taille des particules | 28 |
| | 1.3. | 1.5 | Concentration en matière sèche : | 29 |
| | 1.3. | 1.6 | Dispersants | 30 |
| | 1.3.2 | Mise | e en forme par SLA | 30 |
| | 1.3.2 | 2.1 | Vitesse d'impression et temps d'exposition | 30 |
| | 1.3.2 | 2.2 | Orientation des couches | 31 |
| | 1.3.2 | 2.3 | Recouvrement des couches | 32 |
| | 1.3.2 | 2.4 | Photopolymérisation | 33 |
| | 1.3.2 | 2.5 | Structure support | 34 |
| | 1.3.3 | Trai | tements thermiques | 35 |
| | 1.3.3 | 3.1 | Le déliantage | 35 |
| | 1.3.3 | 3.2 | Le frittage | 36 |
| 2. | Retra | it a | nisotrope des céramiques mises en forme par techni | que |
| ad | ditive | | | . 38 |
| 2 | 2.1 | Déf | inition | 38 |
| | 2.2 | Étic | ologies | 39 |
| | 2.2.1 | Para | amètres de mise en forme | 39 |
| | 2.2.2 | Мас | crostructurale | 39 |
| | 2.2.3 | Mic | rostructurale | 40 |
| | | | | |

| 2.2 | 2.3.1 La taille et la forme des particules40 | | |
|--|---|--|--|
| 2.2 | 2.3.2 Les pores | | |
| 2.2 | .3.3 Diffusion des joints de grains40 | | |
| 2.3 | Méthode d'évaluation du taux de retrait et des déformations | | |
| dimens | ionnelles41 | | |
| 2.3.1 | Techniques d'évaluation du taux retrait41 | | |
| 2.3 | .1.1 Mesures manuelles | | |
| 2.3 | .1.2 Microscopie à image confocale | | |
| 2.3 | .1.3 Dilatométrie42 | | |
| 2.3 | .1.4 Mesures informatiques | | |
| 2.4 | Techniques d'évaluation de la précision d'adaptation | | |
| 2.4.1 | Méthode par réplica au silicone44 | | |
| 2.4.2 | Mesures informatiques44 | | |
| 3 Taux | | | |
| J. Tuux | ' de retrait et adantation des céramiques mises en torme nar | | |
| - 4 <i>4 vá</i> - 1:41 | de retrait et adaptation des ceramiques mises en forme par | | |
| stéréolitl | de retrait et adaptation des ceramiques mises en forme par nographie : revue de littérature 46 | | |
| <i>stéréolitl</i> 3.1 | de retrait et adaptation des ceramiques mises en forme par nographie : revue de littérature 46 Méthode de recherche dans la base de données scientifiques 46 | | |
| <i>stéréolitl</i> 3.1 3.2 | de retrait et adaptation des ceramiques mises en forme par nographie : revue de littérature 46 Méthode de recherche dans la base de données scientifiques 46 Résultats | | |
| stéréolith 3.1 3.2 3.2.1 | c de retrait et adaptation des ceramiques mises en forme par nographie : revue de littérature | | |
| stéréolith 3.1 3.2 3.2.1 3.2.2 | c de retrait et adaptation des ceramiques mises en forme par nographie : revue de littérature | | |
| <pre>stéréolitl 3.1 3.2 3.2.1 3.2.2 3.3</pre> | c de retrait et adaptation des ceramiques mises en forme par nographie : revue de littérature | | |
| stéréolith 3.1 3.2 3.2.1 3.2.2 3.3 3.3.1 | a retrait et adaptation des ceramiques mises en forme par nographie : revue de littérature | | |
| stéréolith 3.1 3.2 3.2.1 3.2.2 3.3 3.3.1 3.3.2 | a retrait et adaptation des ceramiques mises en forme par nographie : revue de littérature | | |
| stéréolith 3.1 3.2 3.2.1 3.2.2 3.3 3.3.1 3.3.2 3.3.3 | a retrait et adaptation des ceramiques mises en forme par nographie : revue de littérature | | |
| stéréolith 3.1 3.2 3.2.1 3.2.2 3.3 3.3.1 3.3.2 3.3.3 3.3.4 | a retrait et adaptation des ceramiques mises en forme par nographie : revue de littérature | | |
| stéréolith 3.1 3.2 3.2.1 3.2.2 3.3 3.3.1 3.3.2 3.3.3 3.3.4 stéréo | a retrait et adaptation des ceramiques mises en forme par nographie : revue de littérature | | |
| stéréolith 3.1 3.2 3.2.1 3.2.2 3.3 3.3.1 3.3.2 3.3.3 3.3.4 stéréo | c de retrait et adaptation des ceramiques mises en forme par nographie : revue de littérature | | |
| stéréolith 3.1 3.2 3.2.1 3.2.2 3.3 3.3.1 3.3.2 3.3.3 3.3.4 stéréo Conclusi Référenc | retrait et adaptation des ceramiques mises en forme par nographie : revue de littérature 46 Méthode de recherche dans la base de données scientifiques 46 Résultats 47 Articles retenus et analysés 47 Descriptions des articles retenus 48 Discussion 62 Discussion concernant les taux de retrait issus de la littérature 62 Discussion concernant les déviations dimensionnelles issues de la littérature 62 Discussion concernant l'influence du retrait sur les propriétés mécaniques 63 Discussion concernant l'adaptation des restaurations mises en forme par 64 es bibliographiques 65 | | |
| stéréolith 3.1 3.2 3.2.1 3.2.2 3.3 3.3.1 3.3.2 3.3.3 3.3.4 stéréo Conclusi Référenc | r de retrait et adaptation des ceramiques mises en forme par nographie : revue de littérature 46 Méthode de recherche dans la base de données scientifiques 46 Résultats 47 Articles retenus et analysés 47 Descriptions des articles retenus 48 Discussion 62 Discussion concernant les taux de retrait issus de la littérature 62 Discussion concernant les déviations dimensionnelles issues de la littérature 62 Discussion concernant l'influence du retrait sur les propriétés mécaniques 63 Discussion concernant l'adaptation des restaurations mises en forme par 64 Mitographie et les conséquences en chirurgie-dentaire 65 on | | |
| stéréolith 3.1 3.2 3.2.1 3.2.2 3.3 3.3.1 3.3.2 3.3.3 3.3.4 stéréo Conclusi Référenc Table des | retrait et adaptation des ceramiques mises en forme par nographie : revue de littérature | | |

Table des abréviations

- 3D: Tridimensionnel
- **DLP**: Digital Light Processing
- FDM: Fused Deposition Modelling
- FEP: Fluor Ethylene Propylene
- HDDA: 1,6- Diacrylate d'hexanediol
- LCD: Liquid Crystal Display
- LED: Light Emitting Diode
- LOM: Laminated Object Manufacturing
- Micro-CT: Microtomographie à rayon X
- MPa: Mégapascal
- Ra: Roughness value
- RMSE: Root-Mean-Square Error
- **SLA**: Stéréolithographie
- SLM: Selective Laser Melting
- SLS: Selective Laser Sintering
- STL: Standard Tessellation Language
- **TMPTA**: Triacrylate de trimethylopropane
- VHN: Nombre de dureté de Vickers
- Zircone Y-TZP: Yttria Tetragonal Zirconia Polycrystal

Introduction

Les techniques qui façonnent les restaurations utilisées en chirurgie dentaire et les matériaux qui composent ces restaurations sont nombreux. Les technologies de fabrications additives sont devenues une partie intégrante des applications potentielles, notamment pour les polymères, le métal ou la cire. Les restaurations prothétiques doivent répondre à un cahier des charges précis pour être cliniquement acceptables en chirurgie dentaire, notamment concernant la précision d'adaptation au pilier support et les propriétés mécaniques. Les applications possibles pour les céramiques mises en forme par des techniques additives sont encore en développement.

La stéréolithographie permet la mise en forme d'objets en céramique, par photopolymérisation de couches successives d'une barbotine. Les particules de céramiques sont associées à un monomère photopolymérisable afin d'être mises en forme. Pour acquérir ses caractéristiques finales, la pièce doit subir des traitements thermiques : le déliantage et le frittage. La pièce est d'abord débarrassée de sa trame organique puis elle est densifiée pour acquérir ses propriétés physiques et mécaniques. C'est durant cette dernière étape qu'un retrait en volume s'opère. Ce retrait est anisotrope, cela signifie que les taux de retrait dans les 3 sens de l'espace sont différents et non proportionnels.

Les taux de retrait, correspondant aux variations dimensionnelles entre la pièce crue et la pièce densifiée, doivent être anticipés afin de surdimensionner avec les bons facteurs le fichier STL (*standard tessellation language*) servant à la mise en place de la pièce par stéréolithographie. Ce phénomène complique l'adaptation, qui doit être très précise, des restaurations prothétiques dentaires. Ce travail de revue de littérature s'intéresse aux taux de retrait constatés et aux précisions d'adaptation obtenues des céramiques mises en forme par stéréolithographie.

La première partie de ce travail résumera les différentes catégories de la fabrication additive et détaillera la technique par stéréolithographie ainsi que les grandes étapes de mise en forme de la pièce. Puis dans une deuxième partie, le retrait dimensionnel de la pièce lors de la densification, ses étiologies et les méthodes de mesure pour son évaluation, seront abordés. Enfin la troisième

partie présentera les résultats de la revue de littérature s'intéressant aux taux de retrait constatés dans la littérature.

1. Mise en forme des céramiques par technique additive

L'arrivée des techniques d'impression tridimensionnelle est une révolution en comparaison aux techniques de fabrication soustractive existantes sur le marché de la fabrication assistée par ordinateur. Elle s'inscrit dans un nouveau paradigme de fabrication par la création couche par couche d'un objet à partir d'un fichier STL (*Standard Tessellation Language*).

L'impression 3D permet un contrôle total sur la forme de l'objet permettant la mise en place de forme très complexe ou creuse ; la fabrication soustractive fonctionnant par un retrait de matière par une fraise, les limites de fraisage dans les parties internes d'une pièce complexe sont rapidement atteintes (figure 1) [41].



Figure 1 : cube cellulaire en alumine imprimé par stéréolithographie [41]

De plus, la fabrication par addition permet une économie de matières premières en comparaison aux méthodes soustractives où une grande partie de matière est perdue lors de l'usinage [11]. L'impression 3D s'applique à de nombreux matériaux comme les céramiques, les métaux ou les matières composites [28].

1.1 Différentes techniques de mise en forme additive

La mise en forme de céramique est possible grâce à de nombreuses techniques additives consistant toutes à mettre en forme un objet couche par couche. Ces techniques utilisent des procédés physico-chimiques différents pour obtenir, à partir d'une matière première crue, une pièce finale dure en trois dimensions.

1.1.1 Voie solide

La modélisation d'objets laminés ou *laminated sheet manufacturing* (LOM) est une technique de mise en forme très rapide et peu couteuse basée sur le principe « *bond then cut* » [7]. Un feuillet du matériau choisi est plaqué au précèdent via un adhésif de liaison et un roller chaud. Une fois les deux couches assemblées, un laser au CO2 coupe le feuillet nouvellement placé selon la forme désirée. L'intensité du laser est réglée de sorte qu'une seule couche soit coupée. Ensuite, la plateforme s'abaisse de l'épaisseur d'un feuillet et un nouveau feuillet est prêt à être plaqué au précédent. Pendant la mise en place, l'excédent de matériel découpé est laissé en place en guise de structure de support pour l'objet [7].

Cette technique est à mi-chemin entre les méthodes additive et soustractive car elle résulte de la découpe d'un feuillet plein pour aboutir à une couche de la forme désirée et elle génère beaucoup de matière perdue.

D'autre part, elle est peu utilisée pour des matériaux céramiques. En effet, ce procédé est plus adapté pour des matériaux comme le papier ou les plastiques [28].

1.1.2 Voie poudre

• Le frittage sélectif par laser ou selective laser sintering (SLS)

C'est une technique qui induit un frittage c'est-à-dire une agglomération de particules. Le frittage permet une cohésion des particules entre elles tout en restant à une température inférieure au point de fusion du matériau.

La mise en forme par SLS se déroule en trois temps. Un lit de poudre est déposé sur la plateforme puis un faisceau laser est projeté sur la surface suivant un tracé défini et enfin la plateforme s'abaisse de l'épaisseur d'une couche (figure 2).

Ce cycle se répète jusqu'à édification complète de la pièce. La poudre de céramique est mélangée à un liant au point de fusion bas qui permet le frittage à faible température. La pièce a suffisamment de maintien pour finir son élaboration couche par couche car elle est enfouie dans la poudre non frittée. L'objet sera ensuite délianté et une cuisson sera nécessaire pour obtenir la pièce finale [6,31].



Figure 2 : schéma du procédé de mise en forme par SLS [31]

• La fusion sélective par laser ou selective laser melting (SLM)

Cette technique est très similaire à la SLS. En effet, la mise en forme est semblable à celle décrite précédemment pour la SLS. Elles se différencient par la puissance de la source d'énergie utilisée pour induire une fusion des particules et non plus un frittage. Par conséquent, les étapes de déliantage et de cuisson ne sont plus nécessaires car la fusion du matériau permet d'édifier une pièce dense, homogène et prête à l'emploi [6,28,50].

• Impression par jet de liant ou binder jetting

Cette technique utilise la projection de liant sur un lit de poudre. Un rouleau automatisé répartit une fine couche de poudre sur une plateau (là encore il n'y a pas de structure support nécessaire car la poudre non agglomérée joue ce rôle). Une buse d'impression vient projeter du liant suivant le tracé défini par la forme de la couche puis la plateforme s'abaisse de l'épaisseur de la prochaine couche.

La pièce finale sera débarrassée de la poudre non agglomérée, elle sera ensuite déliantée et cuite [6].

1.1.3 Voie liquide

• Dépôt de fil fondu ou fused deposition modelling (FDM)

Cette méthode de mise en forme permet l'extrusion au travers d'une buse chauffée d'un filament thermoplastique composé de particules de céramique et d'une résine thermoplastique. La buse d'impression se déplace horizontalement suivant le tracé de la couche et la plateforme descend verticalement (figure 3). Le filament se solidifie à la sortie de la tête d'impression. Un traitement thermique consistant au déliantage et à la cuisson de la pièce obtenue sera nécessaire. Cette technique permet l'impression de céramiques. [6,13,28,34].



Figure 3 : mise en forme par dépôt de fil fondu [13]

• Jet de matériaux ou material jetting

Cette méthode de mise en forme consiste en l'extrusion par une buse d'impression de fines gouttelettes de matériau à la place d'un filament comme présentée dans la technique précédente. Les gouttelettes déposées sont polymérisées par lumière ultraviolette avant de former la couche suivante. Cette technique s'applique à la céramique feldspathique [13]. • La stéréolithographie (SLA)

La mise en forme sous forme liquide est également possible en utilisant la photopolymérisation. La stéréolithographie consiste en l'utilisation d'un bain de résine photosensible associé à des particules de céramique, qui sera aggloméré par une source lumineuse pouvant être un laser, une LED ou un écran LCD en fonction des déclinaisons de cette technique. Le processus consiste en une polymérisation point par point ou un traçage vectoriel. Une fois la couche formée, la plateforme s'abaisse dans le bain de l'épaisseur de la couche suivante. Puis un racleur vient homogénéiser la répartition du bain sur la couche précédente, pour former la nouvelle couche (figure 4) [4,9].



Figure 4 : illustration de la technique de stéréolithographie par traçage vectoriel [4]

La technique de mise en forme par stéréolithographie se décline en plusieurs variantes tout en gardant le même principe de fonctionnement par photopolymérisation. Elle peut se mettre en place par technique *bottum-up* [43]. Dans ce cas la plateforme ne descend plus dans une cuve contenant un bain de résine mais affleure au-dessus de la surface d'une petite cuve et s'élève une fois la couche photo-polymérisée (Figure 5). Cette variation dans la technique de SLA permet une moindre utilisation de matière première car la cuve est moins importante.



Figure 5 : technique de SLA bottum-up [44]

Plus récemment, la SLA utilise comme source lumineuse un écran LCD couplé à des miroirs dans la technique par masque dynamique, ce qui va permettre un gain de temps par la projection de l'image d'une couche complète sur le bain photosensible (figure 6) [40].



Figure 6 : technique SLA par masque dynamique [40]

1.2 Cahier des charges d'une céramique en dentisterie

1.2.1 Propriétés physiques

 Propriété thermique : les céramiques sont de bonnes isolantes thermiques, ce qui permet de protéger le complexe dentino-pulpaire. Leur conductivité est égale à 0,01°C/cm² [58].

- Propriété électrique : les céramiques sont des matériaux isolants du courant électrique. Il n'y a pas de déplacement ionique car elles sont inertes [58].
- Translucidité : la microstructure finale de la pièce affecte la translucidité.
 En effet, les défauts internes tels que les pores ou une inhomogénéité dans la densité vont causer des diffractions qui auront des conséquences sur les propriétés optiques. Ces défauts internes apparaissent notamment lors du traitement thermique des pièces. L'état de surface joue également un rôle dans la réflexion de la lumière [51].

1.2.2 Propriétés mécaniques

Les forces masticatoires sont comprises entre 11 et 150 MPa et peuvent atteindre des valeurs 1000 MPa pour des patients bruxomanes [53].

Les céramiques dentaires sont des matériaux durs mais fragiles car elles ne peuvent subir que très peu de déformation notamment en flexion. En revanche leur résistance en compression est très bonne [58].

Les critères pour évaluer les propriétés mécaniques sont :

- La résistance en flexion, exprimée en MPa. Elle se mesure par des tests de résistance souvent en 3 ou 4 points. Une utilisation dans le domaine dentaire requiert une résistance minimale de 300 MPa pour une couronne unitaire. Une restauration de grande étendue en secteur molaire nécessite une plus forte résistance mécanique [53].
- La ténacité, qui correspond à la résistance à la propagation d'une fissure préexistante, exprimée en MPa /m². La valeur de ténacité correspond à la force minimale nécessaire pour étendre la fracture.
- La dureté, qui est exprimée par le module de Vickers. Le test s'effectue par appui d'une pointe diamantée avec 1 kg de force exercée sur la surface concernée pendant 15 secondes [46]. La dureté de l'émail et de la dentine est respectivement de 320 et 70 VHN [36].
- Le module de Weibull, qui permet de mesurer l'étendue et l'homogénéité des valeurs d'un échantillon. Un module de Weibull élevé indique des valeurs homogènes et donc une plus forte reproductibilité des valeurs de

résistance en flexion. Actuellement les valeurs acceptables du module de weibull pour la zircone Y-TZP vont de 4,31 à 21 [35].

 L'état de surface, mesuré par un palpeur ou rugosimètre, est exprimé par la Ra (Roughtness value). Il correspond à la rugosité moyenne. La valeur de la Ra doit être inférieure à 0,58 µm pour être cliniquement acceptable [56].

La fragilité des céramiques vient également de leur structure interne et de l'état de surface. En effet une fracture aura pour origine préférentielle un défaut comme l'a démontré Griffith [57].

1.2.3 Propriétés chimiques et biologiques

A la différence des métaux, les céramiques ne subissent que très peu le phénomène de corrosion. Cette inertie chimique permet de ne pas interagir avec l'hôte : elles ne sont donc pas susceptibles de provoquer des allergies. La zircone possède une solubilité en milieu acide inférieure à 20 µg/cm² (norme ISO 6872) devant celle de la vitrocéramique et de l'alumine.

La biocompatibilité passe également par l'état de surface et l'adaptation marginale de la restauration car ces deux facteurs peuvent favoriser l'adhésion bactérienne.

Concernant l'état de surface, si la rugosité est trop élevée, le microrelief va faciliter une adhésion bactérienne. Une valeur de rugosité moyenne arithmétique (Ra) supérieure à 0.58 µm facilite la présence et l'adhésion bactérienne [56].

Cliniquement un joint de collage acceptable doit être compris entre 50 et 120 microns [33].

1.2.4 Propriétés « dimensionnelles »

Les techniques de mise en forme additive doivent pouvoir atteindre une précision d'adaptation suffisante pour une utilisation compatible en dentisterie. Deux problèmes apparaissent alors.

Tout d'abord, la précision que les machines d'impressions peuvent atteindre en fonction de la technique choisie. En effet, les techniques de mise en forme par addition n'ont pas toutes les mêmes degrés de résolution, ni les mêmes capacités à produire des objets très fins en céramique. (tableau 1).

Le second problème est la reproduction par la pièce finale cuite des dimensions souhaitées sur le fichier STL. En effet, la mise en forme par les techniques additives requiert de contrôler les paramètres d'impression de la pièce crue ainsi que les paramètres du traitement thermique pour aboutir à une pièce finale cuite, densifiée aux dimensions souhaitées.

| Techniques additives | Résolution maximale atteignable |
|-----------------------------|---------------------------------|
| Modélisation d'objet laminé | 0,1 mm |
| Frittage sélectif par laser | 0,2 à 0,5 mm |
| Impression par jet de liant | 0,05 à 0,1 mm |
| Dépôt de fil fondu | 1 mm |
| Jet de matériaux | 0,05 mm |
| Stéréolithographie | 0,01 à 0.1 mm |

Tableau 1 : résolution maximale atteignable en fonction des différentes techniques additives en 2011 [44]

1.3 Stéréolithographie : une méthode de mise en forme prometteuse

La stéréolithographie appartient à la sous-catégorie de mise en forme tridimensionnelle par voie liquide. L'édification de la pièce repose sur la polymérisation contrôlée par ordinateur d'un bain photosensible. Il s'agit d'un mélange de résine photo sensible et de particules de céramique qui forment un fluide visqueux apparenté à une barbotine. Ce bain sera polymérisé couche par couche jusqu'à obtention de la pièce finale. La mise en forme par SLA nécessite la conception de structure support afin de maintenir la pièce lors de son édification. La photopolymérisation repose sur la capacité qu'ont certaines molécules à réagir par exposition à une certaine longueur d'onde. L'excitation de ces molécules dites photo-initiatrices provoque soit :

- un clivage de liaisons homolytiques unimoléculaires (type I),
- une réaction avec une autre molécule pour donner des radicaux libres (type II). Ses radicaux libres vont ensuite provoquer un assemblage de monomères de faible poids moléculaire pour donner des longues chaînes. Cet assemblage provoque la solidification de la résine photosensible [41].

La pièce en céramique crue ainsi obtenue devra subir différents traitements avant d'atteindre ses propriétés finales. Des rinçages avec solvants permettront d'éliminer les dernières traces de résine photosensible qui n'ont pas réagi [19]. Les résidus organiques qui ne seront pas éliminés lors de cette étape, seront ensuite considérés comme des impuretés et pourront être à l'origine de défauts dans la pièce finale. La pièce sera déliantée : une première élévation de température va permettre d'éliminer les liants organiques utilisés pour la mise en forme de la pièce. Une fois la pièce débarrassée de cette matrice organique, une seconde élévation de la température, le frittage, va venir densifier la pièce. Cette densification implique un retrait dans les 3 sens de l'espace.

1.3.1 Détermination de la matière première

La mise en œuvre par SLA nécessite de contrôler de nombreux paramètres. Le premier paramètre détaillé sera la composition de la barbotine. La barbotine se compose d'une résine photosensible et de particules de céramique en suspension. La dispersion des particules de céramique dans la résine influence les propriétés rhéologiques en fonction du pourcentage de matière sèche, de la taille des particules et de la nature de la céramique [33].

1.3.1.1 Composition de la barbotine

La barbotine se compose d'une résine monomère photosensible, de particules de céramique, d'un agent photo initiateur, d'un dispersant et d'additifs de cuisson. Ces agents sont apportés successivement à la solution. Pour garantir une homogénéité dans la suspension, la barbotine est mélangée par un broyeur à billes [27]. Les monomères photosensibles sont nombreux, la plupart du temps le HDDA et le TMPTA sont utilisés [55]. Le tableau 2 donne un exemple de composition d'une barbotine photosensible utilisée pour du disilicate de lithium en pourcentage de poids.

| Composants de bain | Pourcentage de poids |
|--|----------------------|
| Acrylate polyfonctionnel | 7,3 |
| Diméthacrylate | 9,2 |
| Polypropylène glycol | 9,445 |
| Agent dispersant | 1,00 |
| Absorbeur de lumière | 0,0025 |
| Photoinitiateur | 0,05 |
| Particules de disilicate de lithium | 73,0025 |

Tableau 2 : exemple de composition d'un bain de disilicate de lithium pour une utilisation par SLA [3]

1.3.1.2 Nature de la céramique

De nombreuses céramiques peuvent être utilisées pour une mise en forme par stéréolithographie comme la zircone, l'alumine, le disilicate de lithium et la céramique feldspathique [40]. En fonction de la céramique utilisée et de sa concentration, les paramètres de la barbotine seront ajustés afin que la solution conserve un comportement rhéologique compatible avec une mise en place par SLA.

1.3.1.3 Rhéologie de la solution

La rhéologie est définie comme étant une branche de la mécanique qui étudie la résistance des matériaux aux contraintes et aux déformations [59].

Lors de la mise en forme par SLA (qui sera détaillée dans la partie suivante), la photopolymérisation a lieu couche par couche.

Une fois la photopolymérisation effectuée, un nouvel apport de résine va recouvrir la couche précédemment solidifiée. Or c'est lors de cette étape de recouvrement que la rhéologie du bain entre en jeu.

La barbotine de résine est un fluide non newtonien c'est-à-dire que sa viscosité n'est pas constante face à une contrainte. Les particules ont besoin de s'aligner dans le sens de l'écoulement ce qui se traduit par une résistance initiale à l'écoulement [3].

La rhéologie de la barbotine est influencée par de nombreux paramètres comme la taille des particules et leur morphologie (figure 7), la température du bain (figure 8) et la concentration en particules de céramique [3].

Il est constaté que la taille des particules exerce une influence sur le profil rhéologique du bain (figure 7). En effet plus les particules sont fines et plus la viscosité sera élevée. Dans tous les cas, une résistance initiale est constatée.



Figure 7 : relation entre la taille des particules et la viscosité en fonction du taux de cisaillement [3]

La figure 8 montre la relation entre la température du bain et la viscosité. Plus la température augmente, plus la viscosité diminue.



Figure 8 : relation entre la température du bain et la viscosité en fonction du taux de cisaillement [3].

La concentration en particule de céramique influence également la viscosité de la barbotine. En effet plus la concentration augmente et plus la viscosité augmente également [4].

1.3.1.4 Taille des particules

La taille des particules exerce une influence sur de nombreux paramètres avant la mise en forme, mais également sur les propriétés finales de la pièce. Dehurtevent *et al.* définissent les particules fines d'alumine pour un diamètre de 0,46 µm et 1,58 µm pour les particules larges [9]. La taille des particules va influencer le comportement rhéologique de la barbotine. Pour une même concentration en matière sèche, la taille des particules va augmenter la viscosité dans le cas de l'utilisation de particules fines d'alumine. Or la viscosité de la barbotine doit être compatible avec une mise en forme par SLA. Une viscosité trop élevée est incompatible avec la SLA comme c'est le cas pour le bain composé de particules fines à 80% de matière sèche [9].

La taille des particules influence également les paramètres posttraitement. En effet le taux de retrait de la pièce sera augmenté dans le cas des particules fines et la résistance en flexion sera meilleure en utilisant des particules larges [9]. Zhang *et al.* appuient ces conclusions et définissent les particules fines à 1,05 µm et les particules larges à 10,34 µm [55]. Les propriétés mécaniques et la densité sont meilleures lors de l'utilisation de grains fins dont le diamètre se rapproche de la dénomination des grains larges dans l'étude de Dehurtevent *et al.* [9].

1.3.1.5 Concentration en matière sèche :

La concentration en particules de céramique influence la viscosité de la barbotine. Plus cette concentration augmente et plus elle devient visqueuse. La mise en forme par SLA nécessite un profil rhéologique de la barbotine adapté car si elle est trop fluide, elle présentera une moins bonne uniformité et immobilité sur la plateforme [25].

De plus, d'après Li *et al.*, la concentration en matière sèche influencerait également la profondeur de photopolymérisation. En effet, plus il y a de matière, plus la distance entre les particules est faible et par conséquent plus la profondeur de polymérisation augmenterait (figure 9) [25].



Figure 9 : profondeur de photopolymérisation en fonction du temps suivant différentes concentrations en matière sèche [25].

1.3.1.6 Dispersants

Les dispersants permettent d'assurer la stabilité des particules de céramique au sein de la résine monomère. Il existe différents dispersants n'ayant pas tous les mêmes influences sur la viscosité de la barbotine (figure 10) [25].



Figure 10 : variations des profils rhéologiques en fonction des différents dispersants [25].

Le pourcentage de dispersant exerce également une influence : s'il y a trop de dispersant, la viscosité augmente car il y a une saturation. Ne pouvant plus se lier aux particules de céramique, le dispersant non lié se place en interparticulaire et augmente la viscosité [5]

1.3.2 Mise en forme par SLA

La mise en forme par SLA se fait par photopolymérisation couche par couche d'une résine photosensible. Cependant, lors de la mise en place, il convient de déterminer les paramètres d'impression pour que la pièce finale corresponde aux exigences de forme et de précision souhaitées.

1.3.2.1 Vitesse d'impression et temps d'exposition

La vitesse à laquelle est projetée la source lumineuse sur le bain exerce une influence sur la précision dimensionnelle de la pièce crue. Par conséquent la précision de la pièce finale cuite est elle aussi impactée. Par exemple, pour la composition spécifique de la barbotine de zircone étudiée dans cette étude, *Qin et al.* obtiennent la meilleure précision de mise en forme de la pièce crue. Elle est obtenue pour une vitesse de 1200 mm/s, correspondant à la vitesse de déplacement du laser sur le bain de résine photosensible [26].

Dans le cas d'une mise en forme par masque dynamique la couche est photopolymérisée en une seule fois car l'image d'une couche est projetée intégralement sur la barbotine photosensible. De ce fait, ce n'est plus la vitesse de déplacement du laser qui rentre en compte mais le temps d'exposition qui intervient [25].

1.3.2.2 Orientation des couches

L'orientation des couches est également un paramètre important à déterminer. En fonction de l'orientation choisie, le temps d'impression et les propriétés finales (la précision dimensionnelle, la translucidité et la résistance mécanique) de la pièce seront différentes. Les couches peuvent être orientées horizontalement ou verticalement par rapport aux forces masticatoires (figure 11) [51].



Figure 11 : orientation horizontale (à droite) et orientation verticale des couches (à gauche) par rapport aux forces masticatoires [15].

Lorsque les couches sont imprimées horizontalement, c'est-à-dire perpendiculairement aux forces appliquées, des meilleures propriétés mécaniques au test de flexion en 3 points sont observées dans le cas de la zircone [51]. Dans le cas de l'alumine, les résultats sont différents. La résistance mécanique au test de flexion en 3 points est meilleure pour une orientation des couches parallèles aux forces masticatoires [10].

De plus, l'orientation des couches exercera une influence sur le temps d'impression : en effet, en fonction de l'orientation choisie, le nombre de couches va varier. Par conséquent, la durée de l'impression ne sera plus identique pour une même pièce. Logiquement, plus le nombre de couches augmente et plus le temps d'impression augmente [10,51].

Les propriétés optiques sont aussi affectées par l'orientation des couches au sein de la pièce. La translucidité est meilleure lorsque les couches sont imprimées verticalement dans le cas de la zircone [51].

Enfin, l'orientation des couches agit sur la précision dimensionnelle. En effet, le retrait est plus important dans l'axe Z c'est-à-dire l'axe de mise en forme des couches successives. Plus la pièce est haute, c'est-à-dire que plus le nombre de couches successives est important, plus le retrait lors de la cuisson sera important. Cela influence la précision dimensionnelle de la pièce finale. Il est donc intéressant de choisir une orientation des couches qui limite la hauteur de la pièce dans l'axe Z pour conserver la plus grande précision possible [51].

1.3.2.3 Recouvrement des couches

Il existe plusieurs stratégies de recouvrement des couches nouvellement formées lors de la mise en forme par SLA en fonction de la technique choisie.

Lors de l'utilisation d'un racleur seul au sein de la cuve pour répartir la barbotine, dans la technique par SLA *top-down*, les particules de céramiques vont sédimenter au fond de la cuve, rendant la barbotine non homogène. L'utilisation d'une plateforme en rotation associée à un racleur va permettre de contrer ce phénomène de sédimentation. De plus, cela crée des forces de cisaillement dans la barbotine ce qui permet de diminuer sa viscosité par alignement des particules de céramique [15].

Cependant, la mise en forme de couches fines reste problématique à cause de la forte tension de surface de la barbotine. Cela cause des déformations dans la nouvelle couche notamment au niveau des bords (figure 12) [43].



Figure 12 : mécanisme de recouvrement lors de la mise en forme par SLA top-down [43].

Dans la mise en forme par SLA *bottom-up*, les problématiques de la sédimentation et de la tension de surface de la barbotine sont diminuées. En effet, la quantité de barbotine est moins importante car la pièce crue n'est pas immergée dans la cuve, ce qui réduit le phénomène de sédimentation. De plus, la barbotine étant prise en sandwich entre la plateforme et la couche précédemment formée, le phénomène de tension de surface conduisant à des bords arrondis s'en trouve diminué [43].

Cependant une autre problématique apparait lors de l'utilisation de la mise en forme par SLA *bottum-up* : la force de séparation nécessaire pour décoller la couche nouvellement photopolymérisée en contact avec la plateforme. En effet, la force de séparation ne doit pas être supérieure à la force de liaison entre les couches. La cuve est composée d'une plaque en verre recouverte par un film FEP (fluor éthylène propylène) pour réduire la force de séparation et réussir à décoller la pièce en évitant les déformations [3,43].

1.3.2.4 Photopolymérisation

La profondeur de photopolymérisation est déterminée, selon l'équation de Jacobs, par la taille des particules, la distance entre les particules et le *reflective index (RI)* de la barbotine [27]. Ces 3 paramètres vont exercer une influence sur la résolution de la pièce crue par diffusion de la lumière lors de la mise en forme.

Le reflective index de la barbotine est la différence entre les RI respectifs de la résine photosensible et des particules de céramique. Plus ils sont éloignés et plus la profondeur de pénétration lumineuse diminue. La zircone, dont le RI est plus élevé que celui de l'alumine a donc une profondeur de pénétration lumineuse moins importante [27,43].

La distance inter-particulaire est liée à la concentration en particule de céramique de la solution. Or si la concentration en particules augmente, la distance inter-particulaire diminue et la profondeur de photopolymérisation augmente [25]. Cependant, plus la concentration augmente et plus la diffusion de la lumière s'étend également. Une couche polymérisée plus fine en épaisseur est obtenue et la largeur polymérisée est donc augmentée, par diffusion [4].

La diffusion de la lumière par diffraction au sein de la barbotine engendre une imprécision sur la délimitation de la couche lors de la photopolymérisation. L'imprécision sur la pièce crue est observée par le test de l'étoile Siemens (figure 13) [40] . Il est possible d'ajuster les paramètres de la barbotine selon l'équation de Jacobs ou d'agir sur les paramètres de la source lumineuse à savoir l'intensité et la durée d'exposition [8].



Figure 13 : étoile de Siemens [40]

1.3.2.5 Structure support

Lors de la mise en forme par SLA, la pièce crue nécessite d'avoir un soutien lors de son édification. Il convient donc d'ajouter au fichier STL une structure support au design de la pièce crue. Cependant, la structure support est

une contrainte car son retrait est manuel et celle-ci doit adhérer et être résistante pour soutenir suffisamment la pièce crue, ce qui va compliquer sa dépose [21].

Plusieurs designs de structure de support sont proposés :

- une structure de support interne en étoile, mais elle a l'inconvénient d'engendrer des imprécisions d'adaptation de la pièce finale lors de sa dépose [40],
- une structure externe composée de petits piliers coniques pouvant être placés sur la face occlusale ou les faces externes [27,40].

Le design du support en lui-même est également important. Le pilier de soutien a une structure grillagée sur l'extrémité en contact avec la pièce, conique au centre et cylindrique à la base. Ce design va permettre un soutien optimal de la pièce tout en facilitant la dépose du support [27].

Le placement des contacts entre la structure support et la pièce se fait aux endroits nécessitant le moins de précision c'est-à-dire en vestibulaire ou lingual lorsqu'il s'agit d'une couronne (figure 14) [40].



Figure 14 : positionnement optimal des structures support [40].

1.3.3 Traitements thermiques

1.3.3.1 Le déliantage

Une fois la pièce édifiée, celle-ci devra subir différents traitements thermiques afin d'acquérir ses propriétés finales.

Le déliantage consiste à éliminer de la pièce la trame organique ayant servi à son édification avant sa cuisson finale. La matière organique sera retirée sous forme de gaz par l'augmentation de température et laissera au sein de la pièce des porosités [20]. Pour cela, la pièce est placée dans un four afin de subir une première élévation de température. L'atmosphère de déliantage ainsi que le profil thermique sont importants pour éviter la formation de crack et le décollement des couches [20]. L'augmentation de la température se fera très progressivement en suivant des paliers de température (figure 15). La pièce perdra en masse et de nombreuses porosités vont se former. Le profil thermique est à adapter en fonction de la composition en résine monomère de la barbotine [3,20].



Figure 15 : courbe de température de déliantage pour une pièce en alumine mise en forme par SLA [20].

1.3.3.2 Le frittage

La seconde cuisson va permettre une densification de la pièce afin que celle-ci acquiert ses propriétés finales. Là encore, un profil thermique précis, avec des paliers de température, est à suivre afin d'assurer une densification de la pièce optimale (figure 16). La température de frittage ne sera pas la même en fonction de la céramique choisie : elle sera maximale à 800 degrés pour le disilicate de lithium [3], et de 1400 et 1500 degrés pour l'alumine et la zircone [20,39].


Figure 16 : courbe de température de frittage pour une pièce en alumine mise en forme par SLA [20].

L'augmentation de la température lors du frittage s'accompagne de l'augmentation en densité de la pièce ainsi qu'un retrait dans les 3 sens de l'espace (figure 17). Ce retrait est anisotrope car il n'est pas identique dans les 3 axes de la pièce.



Figure 17: exemple de taux de retrait dans les différents sens de l'espace (a) et d'augmentation de la densité (b) en fonction de la température durant la densification [5].

2. Retrait anisotrope des céramiques mises en forme par technique additive

2.1 Définition

Durant les différents traitements thermiques, les particules de céramiques vont établir des soudures entre elles et se compacter avec l'élimination des pores [45]. La fusion des grains entraine une rétraction de la pièce ainsi que sa densification pour acquérir ses propriétés mécaniques finales. C'est cette différence dimensionnelle entre la pièce crue et la pièce finale sortant du processus de densification, qui est appelée le retrait.

Il est intéressant de remarquer qu'il existe également un retrait à l'étape de mise en forme de la pièce durant la gélification du monomère photosensible. En effet, les faibles forces de van der Walls sont remplacées par des doubles liaisons formées lors de la polymérisation entrainant un retrait. Le retrait dépendra de la concentration et du type de monomère utilisé, du photo initiateur, du temps et de l'intensité de la source lumineuse lors de la photopolymérisation [37].

L'étude du taux de retrait est primordiale car la précision dimensionnelle et l'adaptation finale sont des facteurs essentiels notamment en chirurgie dentaire. La pièce finale doit avoir bonne adaptation marginale et une répartition homogène des contacts avec le futur milieu buccal.

Le taux de retrait est décrit comme étant anisotrope cela signifie qu'il n'est pas proportionnel dans les 3 sens de l'espace. Il convient de surdimensionner le fichier STL pour anticiper ce taux de retrait et aboutir aux dimensions finales souhaitées.

2.2 Étiologies

2.2.1 Paramètres de mise en forme

Les paramètres de mise en forme ont de nombreuses implications dans le taux de retrait comme évoqué dans la partie 1.3.2. La mise en forme d'un modèle multi-angle (figure 18) comprenant onze mesures d'angle et huit de distance permet de tester plusieurs paramètres d'impression pour déterminer la meilleure configuration [32].



Figure 18 : exemple de modèle multi-angles utilisé pour déterminer les paramètres de mise en forme optimum [32].

2.2.2 Macrostructurale

Le choix de l'orientation des couches est essentiel pour contrôler la hauteur de la pièce. L'axe z est défini comme étant l'axe perpendiculaire à l'orientation des couches. Manière *et al.* exposent que l'anisotropie de retrait est liée à l'architecture des pores. En effet la porosité est plus importante en intercouche, ce qui engendre une moindre résistance à la déformation dans la direction de mise en forme [30]. Par conséquent, l'orientation de la pièce pour sa mise en forme est primordiale : la plus petite hauteur dans l'axe z est recherchée car c'est dans cet axe que le retrait est le plus important [51]. Or plus le retrait est important et plus cela peut mener à des déformations dimensionnelles de la pièce lors de sa densification.

2.2.3 Microstructurale

2.2.3.1 La taille et la forme des particules

La taille des particules influence le taux de retrait lors de la densification. En effet plus les particules sont fines et plus le retrait sera important [9,55].

La forme des particules a également un rôle à jouer. Dans le cas de particules de forme circulaire ou de forme allongée en ellipse les taux de retrait ne sont plus identiques : le retrait sera plus important dans le cas de particules elliptiques. Le retrait est plus important dans l'axe long de la particule car un plus grand joint de grain se forme dans cet axe [42,45,54].

2.2.3.2 Les pores

La forme et la taille des pores laissés par la calcination de la trame organique, sont induits par le type de liant utilisé dans la composition de la barbotine. Ils exerceront une influence sur l'anisotropie au retrait. Cependant, cet effet est minime en comparaison à celui engendré par la forme des particules [14].

2.2.3.3 Diffusion des joints de grains

L'anisotropie est également liée à l'organisation de la microstructure au sein de la pièce crue. Ce phénomène est étudié sur un modèle en deux dimensions. La direction et la quantité du retrait sont influencés par la disposition des particules [45]. En effet, en fonction de la disposition des particules, la formation des joints entre les grains ne sera pas identique. La jonction entre les grains se fera préférentiellement le long des grains orientés de manière prédominante dans une direction [45].

La croissance des grains est induite par leur jonction qui est elle-même induite par les différences de courbure qui existent entre les grains. En fonction des jonctions qui s'effectuent, une migration des pores est observée. Ils fusionnent pour former d'autres pores et cela permet aux grains de grossir. Les grains sont de plus en plus équi-axiaux et le retrait est préférentiel dans l'axe perpendiculaire à l'élongation des grains [37,42].

2.3 Méthode d'évaluation du taux de retrait et des déformations dimensionnelles

L'étude et l'anticipation du taux de retrait sont primordiales pour aboutir à une pièce aux dimensions et à l'adaptation acceptable en chirurgie dentaire. Rappelons que cliniquement un joint de collage acceptable doit être compris entre 50 et 120 microns [33]. Outre l'adaptation marginale, la conception de la pièce prothétique doit ménager un espace suffisant et homogène au ciment de scellement afin d'éviter une surcharge occlusale et un risque de fracture. Cet espace doit être inférieur à 300 µm pour être cliniquement acceptable et idéalement proche de 122 µm pour réduire le risque de fracture de la restauration [48]. Il convient donc d'évaluer le retrait de la pièce afin de surdimensionner correctement le fichier STL et par conséquent la pièce crue pour aboutir une pièce cuite aux dimensions souhaitées.

2.3.1 Techniques d'évaluation du taux retrait

2.3.1.1 Mesures manuelles

Le retrait peut être évalué par de simples mesures de longueur au micromètre ou au pied à coulisse. Cette technique est simple, économique et rapide à mettre en place. Cependant, la précision reste limitée à l'appareil de mesure, bien que les mesures puissent se faire sous microscope. La précision des micromètres va de 0,01mm et jusqu'à 0,001 mm pour les micromètres digitaux. Les mesures sont souvent répétées plusieurs fois [9,12,23,39,51]. Cependant, la géométrie complexe des restaurations en chirurgie dentaire est un obstacle à de nombreuses prises de mesures avec ces outils.

2.3.1.2 Microscopie à image confocale

L'utilisation d'un microscope à image confocale permet également de mesurer les variations dimensionnelles après la densification. La microscopie confocale permet d'obtenir des images précises d'un plan focal qui varie pour reconstruire l'objet en trois dimensions. Des mesures sont effectuées entre deux points précis puis elles sont comparées entre elles avant et après le traitement thermique de la pièce pour quantifier le retrait [32].

2.3.1.3 Dilatométrie

Le dilatomètre permet, grâce à un poussoir en contact avec la pièce, de mesurer le retrait, pendant la densification, dans un seul sens de l'espace avec une précision de 1 µm. Cette méthode permet d'étudier la courbe précise des variations dimensionnelles en fonction de l'élévation de température en déterminant la vitesse et le taux de retrait au cours du frittage de la pièce [30].

2.3.1.4 Mesures informatiques

Les outils de mesures informatiques vont permettre des comparer les fichiers STL des pièces obtenues après le processus de densification avec le fichier d'origine ayant servi à la mise en forme de la pièce. La numérisation de l'objet peut se faire avec plusieurs technologies optiques de scanner ou par micro-tomographie à rayon X (micro-CT). Une fois l'objet numérisé et reconstruit informatiquement, par un logiciel d'acquisition de données propre à chaque technologie, le fichier STL obtenu est superposé au fichier STL d'origine. Cette superposition des données va permettre d'obtenir les valeurs de variations dimensionnelles moyennes et les valeurs maximales positives et négatives des variations [29,32,40,48]. Ces variations sont souvent représentées par une représentation visuelle sous forme de carte de couleur (figure 19) [35].



Figure 19 : exemple de carte colorée indiquant les variations positives et négatives (en mm) entre le fichier STL d'origine et la pièce densifiée [35].

Les deux méthodes de numérisations sont les scanners 3D et la microtomographie à rayons X.

Les scanners 3D qui peuvent être extra-oraux ou intra-oraux et utilisent des technologies basées sur la projection d'une source lumineuse sur l'objet. Les technologies existantes sont : *a light optical 3D coordinate measuring machine* pour le VL-500 de Keyence, *the red laser scanner* pour le D810 de 3Shape, *a confocal laser scanning* pour la camera TRIOS4 de 3Shape et *a dynamic depth scanning technology* pour la Primescan de DentsplySirona [29,40]. Les deux premiers scanners sont extra-oraux, la pièce à étudier est placée sur une table tournante motorisée qui se déplace dans toutes les directions pour effectuer le balayage de la cible à mesurer. Les deux scanners suivants sont portatifs et compacts afin de réaliser des acquisitions intra-orales. La précision des scanners est comprise entre 10 et 20 µm [29]. Il est intéressant de remarquer que dans le cas de restaurations céramiques très translucides ou aux surfaces réfléchissantes, l'acquisition par technologie optique peut influencer les mesures [40].

La micro-tomographie à rayons X permet de caractériser la microstructure et les dimensions d'une pièce de forme complexe en trois dimensions avec une résolution spatiale de l'ordre du micron [26]. La reconstruction des objets avec les différentes coupes permet ensuite, via des logiciels, d'effectuer des mesures de distance et de volume. La micro-tomographie à rayons X est une technique fiable pour l'imagerie des structures dentaires. Cette technologie permet également de mesurer l'adaptation de prothèses dentaires aux piliers dentaires de manière non destructive [32].

2.4 Techniques d'évaluation de la précision d'adaptation

2.4.1 Méthode par réplica au silicone

Cette méthode consiste à sceller la restauration à son pilier avec un silicone light sous pression digitale durant la prise du silicone. Puis, la restauration est retirée et la fine de couche de silicone light est stabilisée avec un silicone plus rigide. La mesure de l'épaisseur de la couche de silicone light est effectuée sous microscope digital [32,38,48]. Cette méthode permet une lecture précise de l'espacement interne et de l'adaptation marginale en différents points mais a l'inconvénient d'être en deux dimensions. (figure 20).



Figure 20 : mesure en 4 localisations de l'épaisseur de silicone light en jaune [50].

2.4.2 Mesures informatiques

Pour effectuer les mesures informatiques, la pièce et son pilier sont numérisés séparément puis en situation d'insertion maximale : c'est la méthode du triple scan avec le scanner 3D [24]. Dans le cas de la micro-tomographie une seule acquisition suffit. L'acquisition aboutit à la création de fichiers STL. Les données sont ensuite superposées par *reverse engineering* et les mesures entre la face interne de la restauration et le pilier sont réalisées [16,26,47]. De nombreux protocoles de mesures sont décrits dans la littérature (figure 21).



Figure 21 : exemple de protocole de mesure, passant par différents plans de coupe, de la précision d'adaptation après acquisition par micro-tomographie [45].

3. Taux de retrait et adaptation des céramiques mises en forme par stéréolithographie : revue de littérature

L'objectif de cette revue de littérature est de recenser, au cours des dix dernières années, les variations dimensionnelles rencontrées, en terme de taux de retrait intervenant au cours de la densification et de précision d'adaption à leur pilier des céramiques dentaires mises en forme par SLA et ses dérivés.

3.1 Méthode de recherche dans la base de données scientifiques

Le protocole de recherche se base sur l'étude du taux de retrait et de la précision d'adaptation des céramiques dentaires mises en forme par stéréolithographie. Les recherches ont été effectuées sur les dix dernières années de publication en anglais. La dernière recherche a été effectuée au 15 septembre 2022. Les articles ont été triés après lecture de leurs résumés en considérant les critères d'inclusion présentés dans le tableau 3.

| Base de | Équation de recherche | Résultats | Critères d'inclusion |
|---------------|----------------------------|-----------|------------------------|
| données | | 2012-2022 | |
| PUBMED | (((((additive | 111 | - Article en anglais |
| | manufacturing)) OR (sla)) | résultats | - La technique de |
| | AND (accuracy)) OR | | mise en forme |
| | (shrinkage)) AND (dental)) | | utilisée est la SLA |
| | AND (ceramics) | | ou ses dérivés. |
| ScienceDirect | stereolithography accuracy | 263 | - Concerne tous |
| | shrinkage dental ceramics | résultats | types de |
| | | | restaurations en |
| Google | SLA AND ceramic AND | 243 | céramique. |
| Scholar | dental accuracy OR | résultats | - L'étude doit établir |
| | shrinkage -polymers - | | une analyse |
| | composite -metal | | dimensionnelle. |
| | | | - Implication en |
| | | | dentisterie. |
| | | | |

| Tableau 3: équation de recherche dans le | s différentes bases | de données scientifiques |
|--|---------------------|--------------------------|
|--|---------------------|--------------------------|

3.2.1 Articles retenus et analysés

Après l'étude des résumés et l'élimination des doublons, les articles restants ont de nouveau été triés après une lecture brève jusqu'à identifier un critère de non-inclusion. L'ensemble des 27 articles retenus ont été étudiés intégralement. Le résultat du protocole de recherche est présenté dans le tableau 3. Le résumé de la démarche de recherche est présenté sous forme de diagramme sur la figure 22.



Figure 22 : flow chart présentant l'analyse des articles.

3.2.2 Descriptions des articles retenus

Les techniques de mise en forme, les aspects dimensionnels étudiés, les moyens de mesures, les résultats et les spécificités des articles retenus concernant les céramiques alumineuses sont résumés dans le tableau 4. Les mêmes critères sont développés pour les zircones dans le tableau 5 et dans le tableau 6 pour les vitrocéramiques en disilicate de lithium.

| Auteur, | Technique de mise | Aspect dimensionnel étudié et | Résultats | Spécificités /Commentaires |
|----------------|----------------------------------|-----------------------------------|------------------------------|---|
| journal, année | en forme/ pièce | moyen de mesure | | |
| Wang 2020, | SLA (CeraFab75000®) | - Scannage par scanner extraoral | - Précision dimensionnelle : | - Espace interne pour le ciment paramétré à 30 µm. |
| The Journal of | pour l'alumine (CF) et | (D700, 3Shape®) et comparaison | CF=41±11 µm, CL= | - Fabrication de 10 couronnes par groupes. |
| Prosthetic | CSL150 [®] (CL) pour la | dans Geomagic 2014 [®] . | 65±6µm et usinée= 72 | - Comparaison de la précision d'adaptation et de forme entre |
| Dentistry [48] | zircone sur une | - Méthode par réplica au silicone | ±13µm | la SLA et la fabrication soustractive. |
| | couronne de première | sous pression digitale mesurée en | | - Précision dimensionnelle significativement meilleure en SLA |
| | molaire maxillaire | 4 points. | - Adaptation marginale | par rapport à la fabrication soustractive. |
| | | | CF=93±32 µm, CL= | - Adaptation moins bonne pour les couronnes fabriquées par |
| | | | 109±27µm et usinée= | SLA notamment en marginal, occlusal et aux pointes |
| | | | 62±9µm | cuspidiennes mais néanmoins cliniquement acceptable. |
| Zhang 2020, | DLP (AutoCera®) | - Étude du retrait au micromètre | Retrait linéaire mesuré | - Test de différentes compositions de barbotine en |
| Ceramics | barre de 36x4x3 mm | digital (211-101) | dans les différents axes : | mélangeant de différentes tailles de particules. |
| International | en alumine | | x= 17,22±0,35 % | - Meilleurs résultats avec la barbotine contenant un mélange |
| [55] | | | y= 17,12±0,49% | de particules fines et larges d'alumine et contenant un |
| | | | z= 21,43±0,54% | mélange d'additifs de cuisson |
| | | | | - L'ajout de grains fins à permet d'améliorer les propriétés |
| | | | | finales de la pièce |

Tableau 4 : résumé des résultats concernant l'alumine

| Tableau 4 : résumé d | les résultats concerna | ant l'alumine (suite) |
|----------------------|------------------------|-----------------------|
|----------------------|------------------------|-----------------------|

| Auteur, | Technique de mise | Aspect dimensionnel étudié et | Résultats | Spécificités /Commentaires |
|----------------|--------------------------------|-----------------------------------|-----------------------------|--|
| journal, année | en forme/ pièce | moyen de mesure | | |
| Dehurtevent | SLA (CryoCeram | - Mesure au micromètre de | - Le retrait est, dans tous | - Mise en forme de barre de dimension 22x4x1,3 mm. |
| 2017, The | Printer [®]) sur des | précision 0,01mm. | les cas, supérieur dans | - 6 groupes différents avec 10 pièces par groupe : mise en |
| Acadamy of | barres en alumine | | l'axe de mise en forme des | forme par SLA avec des concentrations et des tailles de |
| Dental | | | couches | particules de céramiques différentes. |
| Materials [9] | | | | - Les groupes sont répartis en particules larges et petites à |
| | | | - Retrait moyen pour le | différentes concentrations de matière sèche. Un groupe |
| | | | groupe L80 : | contrôle de pièces usinées est présent. |
| | | | - longueur 17,2% | - Test de mise en forme d'une couronne avec le groupe L80. |
| | | | - épaisseur 14% | - L'augmentation en matière sèche diminue le retrait. |
| | | | - largeur 19,1% | - La taille des particules n'influence pas le retrait. |
| | | | | - Le retrait dans les groupes de pièces mises en forme par |
| | | | | SLA est plus important que le retrait dans le groupe des |
| | | | | pièces usinées. |
| | | | | - Le retrait est anisotrope. |
| | | | | |
| Kirihara 2021, | SLA, couronne en | - Scanner 3D (SOL 3D®) des pièces | - Retrait en volume de 20%. | - Mélange de particules larges (1,7 μm) et de particules fines |
| Materials [18] | alumine | et du fichier STL. | - Retrait linéaire en | (170nm) à 70% et 10% respectivement. |
| | | | verticale de 8,1% et en | |
| | | | horizontal de 6,7%. | |

| Auteur, | Technique de mise | Aspect dimensionnel étudié et | Résultats | Spécificités /Commentaires |
|----------------|----------------------------|-------------------------------------|------------------------------|--|
| journal, année | en forme/ pièce | moyen de mesure | | |
| LI, 2022, The | SLA (CS100 [®]), | - Mesure de la déviation | RMSE en µm pour SLA/ | - Comparaison de la précision de mise en forme et de |
| Journal of | première molaire | dimensionnelle moyenne avec | usiné : | l'adaptation entre 2 méthodes par SLA et l'usinage avec 6 |
| Prosthetic | maxillaire en zircone | scanner 3D (TRIOS 3®) puis | - externe = 17,8±3,3 / | couronnes par groupe. |
| Dentistry [24] | | reverse engineering dans | 15,6±1, | - Espace pour le ciment paramétré à 80 µm en interne et 30 |
| | | Geomagic studio 2013 ®. | - interne = 16,4±2,3 / 13,1± | µm en marginal |
| | | | 1,5 | - Comparaison de 2 structures supports entre les groupes |
| | | - Mesure de l'adaptation avec la | Adaptation en µm pour | misent en forme par SLA. Meilleur RMSE pour le groupe avec |
| | | méthode du triple scan avec | SLA/ usiné : | la structure support complète comparé aux piliers et pas de |
| | | scanner 3D (D2000 [®]) | - occlusale = 111±21 / | différence statistique pour adaptation externe entre SLA et |
| | | | 97±11 | usiné. |
| | | | - axiale = 90±14 / 83±19 | - Méthode du triple scan avec scellement par silicone sous 20 |
| | | | - marginale = 66±12 / 64±8 | N de pression. |
| | | | | - Pas de différence significative pour la précision d'adaptation |
| | | | | |
| Osman 2017, | DLP, ADMAFLEX | - Dimension globale étudiée par | RMSE= 0,1mm et déviation | - Meilleure résistance mécanique de la pièce si les couches |
| Journal of the | 2.0 [®] | RMSE sur pièce cuite. | moyenne +0,089 et - 0,129 | sont imprimées perpendiculairement aux forces du test de |
| Mechanical | Implant en zircone | - Digital substraction technique : | mm (± 0,068). | flexion. |
| Behavior of | | superposition du fichier STL | | |
| Biomedical | | d'origine et du scan (par ISCAN®) | | - La déviation dimensionnelle maximale est causée par la |
| Materials [35] | | de la pièce imprimée dans | | dépose des structures supports. |
| | | Geomagic studio 2014 [®] . | | |
| | | | | |

| Auteur, | Technique de mise | Aspect dimensionnel étudié et | Résultats | Spécificités /Commentaires |
|----------------|---------------------------|---|-----------------------------|---|
| journal, année | en forme/ pièce | moyen de mesure | | |
| Luchtenborg | SLA Ceramaker900® | - Dynamic depth scanning | Valeur RMSE (µm) | - 2 groupes témoins de pièces mises en forme par |
| 2022, The | DLP1 prototype DLP- | technology (Primescan®) puis | - Interne : SLA=68 ± 8, | soustraction (S1 et S2). |
| Academy of | printer® | analyse tri- dimensionnelle par | DLP1=288 ±48, | - Mesures divisées en 3 zones (interne, externe et |
| Dental | DLP2 CeraFab [®] | Geomagic ControlX [®] . | DLP2=141±7 | marginale). |
| Materials [29] | Bridge 4 éléments en | | - Externe : SLA=73±16, | - Comparaison de la reproductibilité de 4 méthodes de |
| | zircone | | DLP1=243±26, | mesure dimensionnelle. |
| | | | DLP2=108±15 | - La dépose du support entraîne des déviations |
| | | | - Marginale : SLA=70±46, | dimensionnelles. |
| | | | DLP1=389±80, | - La SLA n'a pas montré de déviation dimensionnelle |
| | | | DLP2=67±40 | significative avec S1 et S2 sauf en externe. |
| | | | | |
| Lian 2019, | DLP, bridge 3 | - Étude de la déviation de pièce | - Pièce crue : variation | - Comparaison de placement et du design des structures |
| Ceramics | éléments en zircone | crue, cuite et étude de l'adaptation. | dimensionnelle moyenne | support : choix de la surface occlusale. |
| International | | - Scan des pièces par micro-CT | de ±150 µm ; retrait dans | |
| [27] | | (XYLON [®]) et analyse tri- | les axes x,y de 14,2% et en | - Retrait supérieur dans l'axe de mise en forme de la pièce |
| | | dimensionnelle par Geomagic | z de 16,6% | (axe z). |
| | | Qualify 2012 [®] pour la pièce crue et | - Piece cuite : variation | |
| | | mesure manuelle en 6 points pour | moyenne de 0,14 mm, | |
| | | la pièce cuite et l'adaptation | retrait en x,y de 25,2% et | |
| | | marginale. | en z de 28,6%. | |
| | | | - Adaptation marginale | |
| | | | moyenne de 0,71 mm et de | |
| | | | 0,44 mm. | |

| Auteur, iournal. année | Technique de mise en forme/ pièce | Aspect dimensionnel étudié et moven de mesure | Résultats | Spécificités /Commentaires |
|---------------------------|--|---|-------------------------------|---|
| Lian 2018, | SLA (SPS450B [®]) | - Mesure de la déviation de la pièce | - Meilleure précision pour la | - 3 vitesses de déplacement du laser sont testées (800,1000 |
| Rapid Prototyping | bridge 3 éléments en zircone | crue par micro-CT et comparaison dans Geomagic Qualify 12 [®] | pièce mise en forme à 1200 | et 1200 mm/s). |
| Journal [26] | | | mm/s. | - Mesure du retrait approximatif sur une barre de |
| | | | | 50x10x4mm. |
| | | | - Retrait final compris entre | - Uniquement une pièce mise en forme. |
| | | | 20 et 30%. | - Le retrait est anisotrope mais sans précision des valeurs. |
| | | | | |
| Revilla-Leon | SLA (Ceramaker | - Mesure de l'espace cémentaire | Précision d'adaptation en | - Comparaison de la précision d'adaptation entre 2 groupes |
| Journal of | maxillaire en zircone | microscope digital (VHX-2000 [®]). | µm des 2 groupes par | de couronnes mises en forme par SLA et un groupe de |
| Prosthetic | | | SLA / soustractif : | couronnes usinées (n=10/groupe). |
| Dentistry [38] | | | | - Le design des couronnes mises en forme entre les |
| | | | - marginale : 37,5±50 et | groupes par SLA, varie en externe mais les dimensions |
| | | | 146±103,2 / 79,5±49,2 | internes restent identiques. |
| | | | | - Les mesures ont été répétées 50 fois en interne et 25 fois |
| | | | - interne : 73,0±44,7 et | en marginal. |
| | | | 79±46 / 85±48 | - Une différence d'adaptation significativement meilleure est |
| | | | | observée en faveur des couronnes mises en forme par SLA. |
| | | | | |
| Anssari Moin | DLP (Admatec [®]), | - Scanner optique (Atos II [®]). | RMSE entre 0,15 et 0,18 | - Acquisition de la dent par CBCT. |
| Oral Implants | mandibulaire en | | mm en fonction des pièces | - Comparaison entre le scan optique de la dent naturelle et |
| Resarch [2] | céramique (pas de | | comparées. | celui de la pièce imprimée. |
| | précision sur le type de céramique) | | Erreurs maximales entre | - Comparaison entre le fichier STL de la pièce et celui du |
| | | | 0,86 et 0,66 mm. | scan optique de la pièce. |
| | | | | |

| Auteur, | Technique de mise | Aspect dimensionnel étudié et | Résultats | Spécificités /Commentaires |
|----------------|----------------------|--|----------------------------|--|
| journal, année | en forme/ pièce | moyen de mesure | | |
| Meng 2022, | DLP, modèle multi- | - Mesure au laser confocal | - Retrait des barres : | - Première étude sur un modèle multi-angle pour déterminer |
| Ceramics | angle, couronne et | (OLS4000 [®]) des 11 valeurs | x= 25% | les paramètres de mise en forme. |
| International | bridge 3 éléments en | d'angles, des 6 valeurs d'aires et | y=24,6% | |
| [32] | zircone | des 2 mesures de longueurs du | z=25,4% | -10 couronnes mises en forme avec les paramètres idéaux |
| | | modèle multi-angle. | - Retrait moyen des | calculés par DLP. |
| | | - Méthode de mesure de | couronnes et bridges en | |
| | | l'adaptation après scellement au | fonction des axes : | - Le retrait calculé sur des formes simples est inférieur au |
| | | silicone et scan par micro-CT | x= 38,5% | retrait constaté car la structure complexe d'une couronne |
| | | (XYLON [®]) | y=36,7% | influence le retrait. |
| | | - Mesure des variations | z= 41,2% | |
| | | dimensionnelles des couronnes en | | |
| | | 8 points occlusaux par scanner 3D | - Adaptation moyenne | |
| | | (MAP600 [®]) | marginale 128,1±7,1 µm et | |
| | | | interne de 239,3±7,9 µm. | |
| | | | | |
| | | | - RMSE=0,2 en X, 0,28 en | |
| | | | Y et 0,55 en Z. | |
| | | | Déviation moyenne de | |
| | | | 0,14±0,06 mm | |
| | | | | |
| | | | - Épaisseur du silicone en | |
| | | | et en marginal de | |
| | | | 74,6±58,7µm. | |

| Auteur, | Technique de mise | Aspect dimensionnel étudié et | Résultats | Spécificités /Commentaires |
|----------------|------------------------------------|--|-------------------------------|--|
| journal, année | en forme/ pièce | moyen de mesure | | |
| Fu 2019, | SLA (CeraMaker [®]), | - La longueur est mesurée par pied | - Retrait moyen de 19,5% | - Étude de l'influence de la puissance du laser sur la |
| Ceramics | barre de 35x4x3mm | à coulisse et la largeur et la hauteur | dont 7,2% au déliantage | précision dimensionnelle : meilleure stabilité dimensionnelle |
| International | en zircone | par micromètre digital (précision de | avec des différences entres | à 360 mW. |
| [12] | | 0,001mm). | les axes. | - Mise en forme suivant deux orientations : largeur ou |
| | | | - Paramètres de | hauteur dans l'axe z. |
| | | | surdimensionnement x= | - Le retrait dans l'axe de mise en forme (axe z) est supérieur |
| | | | 1,2402, y= 1,2343 et z= | à celui des deux autres axes. |
| | | | 1,2442. | |
| | | | - Barre finale : 34,95 x 3,99 | |
| | | | x 3,00mm. | |
| | | | | |
| Revilla-Leon | SLA (CeraMaker [®]), | - Pied à coulisse digital précision | Dimensions des barres : | - Mise en forme à différentes porosités 0%, 20% et 40% |
| 2020, The | barre de 25x4x3mm | 0,01mm. | - 0% de porosité : 20,9x | - Meilleure précision dimensionnelle pour le groupe à 40% |
| Journal of | en zircone | | 3,4x 2,3mm | de porosité avec des différences statistiques significatives |
| prosthetic | | | - 20% : 22,8x 3,7x 2,6mm | entre les groupes. |
| Dentistry [39] | | | - 40% : 25,1x 4,1x 2,96mm | - Retrait anisotrope constaté entre les différents axes. |
| Chen 2021, | SLA (CeraBuilder | - Non renseigné | - Retrait moyen x et y= 21,8 | - Expérience sur la biocompatibilité par culture cellulaire : |
| Additive | 100 [®]), barre 30x 5x 4 | | % et z= 23%. | pas de cytotoxicité et très bonne biocompatibilité. |
| Manufacturing | mm en zircone et | | | |
| [5] | alumine mélangés | | | |
| | (ZrO2-Al2-O3) | | | |
| | | | | |

| Auteur, | Technique de mise | Aspect dimensionnel étudié et | Résultats | Spécificités /Commentaires |
|--|---------------------------------------|---|--|--|
| journal, année | en forme/ pièce | moyen de mesure | | |
| Xiang 2021, | SLA (CSL100 [®]), | - Mesure au pied à coulisse et | - Retrait constaté plus | - 2 orientations de mise en forme sont testées : U (barre en |
| Ceramics | barre de 22x4x3mm | comparée aux valeurs théoriques. | important que les valeurs | verticale) et H (barre à l'horizontale). |
| International | en zircone | | théoriques. | - Le retrait le plus important est constaté dans l'épaisseur de |
| [51] | | | | la barre mise en forme en H et dans la longueur de la barre |
| | | | - Valeurs dimensionnelles | mise en forme en U. Le retrait est plus important dans l'axe |
| | | | moyennes des barres après | de mise en forme. |
| | | | cuisson en mm : | - La plupart des valeurs de retrait sont inférieures au retrait |
| | | | H= 21,97x 3,96x 2,98 | théorique sauf dans le cas de la pièce mise en forme à la |
| | | | U= 22,23x 3,96x 2,94 | verticale dans la longueur. |
| Jiang 2014, International Journal of Precision Engineering and Manufacturing [17] | DLP modèle multi- angle en zircone | - Machine de mesure d'image 2.5D | Variation dimensionnelle inférieure à 20 µm sur la pièce crue. Retrait global linéaire de 23,5% après traitement thermique. | - Test de nombreuses variations dans les paramètres : la taille des particules sur la rhéologie du bain, variations dans le temps d'exposition par couche sur la profondeur de polymérisation. |
| Hey 2016 The | SLA sur zircone. | - Mesure de l'espacement interne | Retrait moyen en fonction | - L'étude donne une équation de régression qui permet |
| International | Barre de 20x10 x 1 à | par scannage d'une demi-couronne | des axes : | d'anticiper le retrait en fonction des paramètres |
| Journal of | 4 mm et couronne | et mesure avec SolidWorks [®] ou | x=22,68% | d'impression. |
| Advanced Manufacturing | incisive | mesure manuelle par image 2,5D. | y=22,65% | |
| [16] | | | z=22,65% et retrait | - Mesure de l'espacement sur une couronne d'incisive : |
| | | | volumique est de 53,74% | espacement maximal inférieur à 100 µm. |
| | | | | |

| Auteur, | Technique de mise | Aspect dimensionnel étudié et | Résultats | Spécificités /Commentaires |
|----------------|----------------------------------|---|------------------------------|---|
| journal, année | en forme/ pièce | moyen de mesure | | |
| Wang 2020, | SLA : | - Scannage par scanner extraoral | - Précision dimensionnelle : | - Espace interne pour le ciment paramétré à 30µm. |
| The Journal of | CeraFab75000 [®] (CF) | (D700, 3Shape [®]) et comparaison | CF=41±11 µm, CL= | - Fabrication de 10 couronnes par groupes. |
| Prosthetic | pour l'alumine et | dans Geomagic 2014 [®] . | 65±6µm et usinée= 72 | - Comparaison de la précision d'adaptation et de forme |
| Dentistry [48] | CSL150 [®] (CL) pour la | | ±13µm. | entre la SLA et la fabrication soustractive. |
| | zircone sur une | - Méthode par réplica au silicone | | - Précision dimensionnelle significativement meilleure en |
| | couronne de | sous pression digitale mesurée en 4 | - Adaptation marginale : | SLA par rapport à la fabrication soustractive. |
| | première molaire | points. | CF=93±32 µm, CL= | - Adaptation moins bonne pour les couronnes fabriquées |
| | maxillaire | | 109±27µm et usinée= | par SLA notamment en marginal, occlusal et aux pointes |
| | | | 62±9µm | cuspidiennes mais néanmoins cliniquement acceptable. |
| | | | | |
| Li 2020, | SLA sur zircone | - Calcul du retrait avant et après | - Déviation moyenne sur | - Mise en forme de 6 pièces de dimensions théoriques en |
| Advances in | | traitement thermique. | pièce crue : | post-impression de 30x5x2,5mm. |
| Applied | | | x= +0,375mm | |
| Ceramics [22] | | | y= +0,228mm | |
| | | | z= -0,013mm | |
| | | | | |
| | | | - Taux de retrait sur pièce | |
| | | | cuite : | |
| | | | x= 28,33% | |
| | | | y=29,65% | |
| | | | z=29,35% | |

| Auteur, | Technique de mise | Aspect dimensionnel étudié et | Résultats | Spécificités /Commentaires |
|------------------|-----------------------------|---|-----------------------------|---|
| journal, année | en forme/ pièce | moyen de mesure | | |
| Xing 2017 [52] | SLA (Ceramaker | Mesure dimensionnelle de | Déformations en fonction | - Considération des surfaces XOY et XOZ. |
| | 300 [®]) barre de | déformation et de planéité avec une | des surfaces : | - Les déformations augmentent lorsque les dimensions |
| | 80x4x3 mm en | machine de mesure coordonnée | XOY= 0,04 et 0,026mm | augmentent. |
| | zircone | (Croma-8126 [®]). | XOZ= 0,026 et 0,016mm | |
| Li 2019, Digital | SLA top down | - Pied à coulisse (précision | Retrait du cube en fonction | - 28 cubes (pour mesures dimensionnelles) et 5 couronnes |
| Dental | (CSL150 [®]) | 0,01mm) pour mesurer le retrait. | des axes : | (pour mesures d'adaptation) sont mis en place. |
| Technologies | - cube de | | x=18,1% | - 3 zones de mesures d'adaptation : marginale, axiale et |
| [23] | 5x2,5x30mm et | - Méthode du réplica en silicone et | y=20% | occlusale. |
| | disque de diamètre | scan par scanner intra-oral | z=24,3% | - Cliniquement l'adaptation marginale n'est pas acceptable. |
| | 12,5mm et | (CEREC [®]) pour l'adaptation. | | |
| | d'épaisseur 2,5mm | | Espacement pour le ciment | |
| | en zircone | | : | |
| | - couronne d'une | | -occlusal = 63,4±6,54 μm | |
| | première molaire | | -axial= 135,08±10,55 μm | |
| | maxillaire en zircone | | -marginal=169,58±18,13 | |
| | | | μm | |
| Wang 2019, | SLA (Ceramaker | Scan des couronnes (DS100 [®]) et | Variations dimensionnelles | - Comparaison de la précision d'adaptation entre 10 |
| The Journal of | 900 [®]), seconde | comparaison des fichiers STL dans | en RMSE (en µm) SLA/ | couronnes mises en forme par SLA et 10 couronnes par |
| Prosthetic | molaire maxillaire en | Geomagic Qualify 2013 [®] . | CAD : | fabrication soustractive. |
| Dentistry [49] | zircone | | - externe = 53,9±9 / 52±18 | |
| | | | - interne = 38±12 / 43±12 | - La précision dimensionnelle n'est pas significativement |
| | | | - marginale = 34±5 / 35±7 | différente entre la fabrication additive et soustractive. |
| | | | - occlusale = 27±17 / 41±15 | |

| Auteur, journal, | Technique de mise | Aspect dimensionnel étudié et | Résultats | Spécificités /Commentaires |
|------------------|-----------------------------------|--|------------------------------|---|
| année | en forme/ pièce | moyen de mesure | | |
| Unkovskiy 2022, | DLP (CeraFab | - Mesure de l'adaptation de la pièce | - Adaptation de 100 µm sur | - Étude in vitro. |
| Materials [47] | System S65 [®]) sur | prothétique : scanner intra oral | la plupart des surfaces. | |
| | facette avec et sans | (Trios [®]) pour les préparations et | - Maximum de150 µm au | - Mise en forme par DLP possible à partir de 0,1 à 0,2mm |
| | préparation dentaire | scanner de laboratoire (D2000, | sommet des préparations | d'épaisseur. |
| | en disilicate de | 3Shape [®]) pour les facettes. | avec une tendance à | |
| | lithium | - Comparaison des fichiers STL | décroitre jusqu'en marginal. | - Adaptation cliniquement adéquate. |
| | | avec Geomagic ControlX [®] . | | |
| | | | | |
| Alenezi 2021, | SLA (Form 2 [®]) et | - Positionnement manuel des | - Tous les groupes | - 2 scanners différents sont utilisés pour la numérisation |
| Quintessence [1] | DLP (Asiga MAX | onlays sans scellement et mesure | présentent une adaptation | des 10 cavités (ARTICA AutoScan [®] et CEREC Omnicam [®]). |
| | UV [®]) pour des onlays | sous microscope digital avec une | marginale comprise entre | |
| | pour la première | micro-règle en 6 points. | 59 et 84 µm sans différence | - Espacement pour le ciment paramétré à 50 µm. |
| | molaire mandibulaire | | statistique entre les | |
| | en tout céramique | | groupes que ce soit en | - Comparaison avec la méthode par soustraction. Au total |
| | | | fonction de la technique | 60 pièces sont mises en forme. |
| | | | d'impression choisie ou du | |
| | | | scanner pour la | |
| | | | numérisation. | |

Tableau 6 : résumé des résultats concernant le disilicate de lithium

| Auteur, journal, | Technique de mise | Aspect dimensionnel étudié et | Résultats | Spécificités /Commentaires |
|------------------|--------------------------------|--------------------------------------|-------------------------------|---|
| année | en forme/ pièce | moyen de mesure | | |
| Manière 2019, | SLA (Form 2 [®]) sur | - Utilisation d'un dilatomètre | Plus grand retrait dans l'axe | - Porosité plus importante entre les couches par rapport au |
| Acta Materialia | des cubes de 5 mm | (SeteramTMA96 [®]) dans 2 | de mise en forme des | sein de la couche. |
| [30] | en disilicate | configurations spatiales : | couches (axe Z). | |
| | | perpendiculaire ou parallèle à l'axe | | - Il est observé sur les courbes de dilatomètrie une réaction |
| | | d'impression des couches. | | à la température identique entre les deux orientations |
| | | | | mesurées mais une différence d'amplitude (anisotropie) |
| | | | | forte en début de frittage qui tend à l'isotropie. |
| | | | | |
| | | | | - Un arrêt brutal de la densification est observé à 1170°C |
| | | | | malgré la température qui continue d'augmenter. Ce |
| | | | | phénomène serait expliqué par la présence de pores |
| | | | | larges. |
| | | | | |
| Baumgartner | DLP, Couronne | - Numérisation d'une couronne | - Retrait en fonction des | - La technique de scannage de la couronne (optique) a |
| 2020, Materials | antérieure en | avec un scanner intra-oral (iTero®) | axes : | conduit à des erreurs (zones non enregistrées). |
| Science and | disilicate de lithium | et comparaison au fichier STL par | x et y = 24,1% | |
| Engineering [3] | | logiciel dentaire (3Shape®) | z = 23,3% | |
| | | | | |
| | | | - Déviation moyenne | |
| | | | inférieure à 50 µm. | |

Tableau 6 : résumé des résultats concernant le disilicate de lithium

| Auteur, journal, | Technique de mise | Aspect dimensionnel étudié et | Résultats | Spécificités /Commentaires |
|------------------|------------------------|---|--------------------------------|---|
| année | en forme/ pièce | moyen de mesure | | |
| Schönherr 2020, | DLP sur couronne de | - Mesure du retrait par micro-CT | - Retrait approximatif de | - Comparaison de 4 méthodes pour scanner les |
| Materials [40] | molaire en disilicate. | (Scanco [®]) puis comparaison des | 20% dans toutes les | couronnes : |
| | Fabrication de cube | fichiers STL avec le logiciel GOM | directions. | Scanner à laser rouge (D810, 3Shape [®]) précision |
| | de 9 mm avec une | Inspect® | | 15 μm |
| | concavité sur une | | - Déviation plus importante | Microscope optique 3D (Alicona Infinite focus [®]) |
| | face de 8 mm de | | avec le support en étoile. | précision 8 µm |
| | profondeur et de | | | • Palpeur tactile (Renishaw Cyclone 2 [®]) précision 15 |
| | diamètre 8 mm. | | - Déviation moyenne de 20 | μm |
| | | | µm avec la deuxième | Scan Micro-CT (Scanco [®]) |
| | | | structure support. | |
| | | | | - Utilisation de la dernière méthode pour la numérisation |
| | | | - Reproductibilité : déviation | des couronnes. |
| | | | maximale de 30 µm. | |
| | | | | - Évaluation du retrait par mesure sur des cubes. |
| | | | | |
| | | | | - Test de 2 structures supports : une étoile interne ou un |
| | | | | support en cadre composé de plots. |
| | | | | |
| | | | | - Test de reproductibilité : mise en forme de 2 couronnes |
| | | | | avec le même support et comparaison de leurs fichiers |
| | | | | STL. |
| | | | | |

Tableau 6 : résumé des résultats concernant le disilicate de lithium

3.3 Discussion

3.3.1 Discussion concernant les taux de retrait issus de la littérature

Les taux de retrait moyens constatés lors de la mise en place par stéréolithographie sont compris entre 15 et 30 %, sans considération d'axe. Les valeurs minimales de retrait sont de 6,7 % en horizontale (axe x,y) et de 8,1% en verticale (axe z) avec une densité finale de 99,8% avec de l'alumine [18]. Les valeurs maximales de retrait obtenues sur de la zircone sont en x= 28,33%, y=29,65% et z = 29,35% avec une densité finale de 97,6% sur des barres [22]. Meng *et al.* obtiennent un taux de retrait lors de la mise en forme de barre en zircone de x= 25%, y=24,6%, z=25,4% alors que les taux de retrait mesurés lors de la mise en forme d'une couronne dans les mêmes conditions sont de x= 38,5%, y=36,7%, z= 41,2%. La géométrie de la pièce, notamment celle des parois fines d'une couronne, influence le retrait [32].

Dans la grande majorité des articles analysés, le taux de retrait le plus important est dans l'axe de mise en forme des couches (axe z). Cependant, certaines études ont rapporté des taux de retrait similaires, ou légèrement supérieurs voire inférieurs dans l'axe z [3,16,22]. Baumgartner *et al.* rapportent un taux de retrait de 24,1% en x,y et de 23,3% dans l'axe z lors de la mise en forme de couronnes en disilicate de lithium [3]. Li *et al.* rapportent des taux de retrait de 28,3%, 29,65% et 29,35% respectivement dans les axes x,y et z lors de la mise en forme de barres en zircone [22]. Hsu *et al.* ont obtenu des taux de retrait quasiment similaires de 22,6% avec moins de 0,03% de différence entre les axes lors de la mise en forme de barres et de couronnes en zircone [16].

3.3.2 Discussion concertant les déviations dimensionnelles issues de la littérature

Concernant la déviation dimensionnelle des couronnes mises en forme par rapport au fichier STL d'origine, de nombreuses études ont obtenus de très bons résultats avec des déviations dimensionnelles moyennes inférieures à 100 µm [3,24,35,40,48,49]. Certaines études attestent d'une déviation dimensionnelle ne présentant aucune différence significative entre des couronnes mises en forme par

SLA et par fabrication soustractive [24,29,49] voire même une reproduction du fichier STL significativement meilleure en SLA [48,38]. Les pièces telles que les bridges auront des déviations dimensionnelles plus importantes du fait de leur grande taille. Lian et al. rapportent une déviation moyenne de 150 microns sur un bridge 3 éléments [27]. La stabilité dimensionnelle est grandement influencée par le design de la structure support [24,40]. Tout d'abord, la pièce subit des variations dimensionnelles d'amplitude plus ou moins importantes en fonction de la géométrie de la structure support. En effet, le maintien et la stabilité de la pièce lors de sa mise en forme et pendant le traitement thermique sont influencés par la structure support [24,27,40]. D'autre part, la dépose des structures supports se fait manuellement et cette opération peut engendrer un risque d'imprécision sur les dimensions finales [27,35]. Les structures supports ne sont, par ailleurs, pas préférentiellement placées sur des zones nécessitant une forte précision d'adaptation [40]. Le choix de la technique de mise en forme influence également la précision dimensionnelle, Luchtenborg et al. obtiennent des valeurs de RMSE statistiquement différentes en faveur de la SLA en comparaison avec la DLP lors de la mise en place d'un bridge en zircone. D'autre part, la méthode par SLA et la mise en forme par usinage ne présentent pas de valeurs du RMSE significativement différentes [29].

3.3.3 Discussion concernant l'influence du retrait sur les propriétés mécaniques

Le retrait de la pièce en céramique durant le traitement thermique correspond à sa densification. L'utilisation d'un dilatomètre mesurant le retrait durant la cuisson, permet de mettre en évidence l'évolution des taux de retrait avec l'augmentation de la température (figure 23). Il est constaté que le retrait de la pièce diminue lorsque la pièce atteint 95% de sa densité théorique malgré l'élévation de la température [30].



Figure 23 : retrait de la pièce, suivant le ratio des faces Z/X,Y en fonction de la température, mesurée au dilatomètre [30].

Zhang *et al.* testent différentes compositions de barbotine ayant des taux de retrait à la cuisson différents. Les mesures des densités finales sont également différentes : plus les taux de retrait sont importants et plus la densité de la pièce augmente (figure 24) [55]. L'augmentation de la densité permet à la pièce d'acquérir ses propriétés mécaniques : plus la pièce sera dense et plus les propriétés mécaniques, notamment la résistance en flexion, vont augmenter. Or, c'est un critère essentiel pour le succès clinique de la restauration.



Figure 24: retrait dans les différents axes en fonction des différentes compositions de barbotine (à gauche), les densités mesurées correspondantes aux différentes barbotines (à droite) [57]

La densification a également pour objectif d'éliminer les pores créés lors du déliantage de la résine photosensible. La porosité de la pièce est directement liée à sa densité [26]. Plus une pièce est dense moins elle sera poreuse [12]. De plus, Manière *et al.* conjecturent que l'augmentation de la densité atteint un palier à 95% de la densité théorique car l'élimination des pores larges est difficile [30].

La microscopie électronique à balayage des fractures permet de visualiser la structure interne de la pièce. Les pores sont majoritairement contenus entre les différentes couches successives (figure 25) [25]. Or le départ d'une fracture aura pour origine préférentielle un défaut qu'il soit interne ou de surface d'après la théorie de Griffith [57]. La structure interne et l'état de surface de la pièce jouent un rôle important dans la résistance à la fracture. Il est nécessaire pour assurer le succès clinique d'avoir une structure interne dense et sans défaut. Le polissage et l'application d'un glaçage

améliorent les propriétés mécaniques de résistance en flexion [44,51].



Figure 25: image par MEB de la surface d'une fracture sur une barre en zircone : en rouge les pores contenus en inter-couche et en pointillé blanc les différentes couches [25]

D'autres facteurs influencent les propriétés mécaniques. L'axe des couches exerce une forte influence sur la résistance en flexion en fonction de la direction d'application des forces : l'axe des couches doit être perpendiculaire à l'application des forces sur la pièce pour augmenter la résistance mécanique [9,51].

3.3.4 Discussion concernant l'adaptation des restaurations mises en forme par stéréolithographie et les conséquences en chirurgie-dentaire

L'anticipation du retrait de la pièce est indispensable pour surdimensionner avec les bons facteurs le fichier STL. Les variations dimensionnelles engendrées par la densification de la pièce doivent être connues pour aboutir à une pièce correctement adaptée à son pilier dentaire. La morphologie externe doit permettre une bonne intégration de la pièce avec les structures dentaires adjacentes (point de contact embrasure, etc.) ainsi qu'avec les dents antagonistes. L'espacement entre le pilier et la restauration doit également être maitrisé afin de prévenir tout risque de fracture de la restauration ou son descellement. Celui-ci doit être inférieur à 300 microns pour être cliniquement acceptable [48]. L'adaptation marginale doit, quant à elle, être inférieure à 120 microns [48]. Des valeurs tout à fait acceptables cliniquement sont rapportées par de nombreuses études ; soit une adaptation marginale inférieure à 120 microns [1,24,38,47,48] et une adaptation interne inferieure à 300 microns [23,32,38]. La mauvaise intégration de la pièce peut induire une inflammation parodontale et un risque de reprise carieuse en cas d'adaptation marginale inadéquate [5].

Conclusion

Les restaurations prothétiques utilisées en chirurgie dentaire sont créées à partir d'une reproduction d'un pilier dentaire unique pour chaque patient. Les méthodes actuelles permettent, grâce aux méthodes d'acquisition numérique et de conception assistée par ordinateur, de modéliser la pièce prothétique en trois dimensions et d'aboutir à un fichier STL. Les matériaux céramiques sont largement employés dans le domaine de la fabrication soustractive assistée par ordinateur et commencent à trouver leur place dans celui de la fabrication additive. La stéréolithographie permet la mise en place de matériaux céramiques répondant au cahier des charges de la dentisterie.

Cependant, un surdimensionnement du fichier STL avec des taux différents en fonction des axes est nécessaire pour que la pièce, une fois densifiée, s'adapte à son pilier. Les taux de retrait sont influencés par de nombreux paramètres comme la composition de la barbotine, le choix de la technique de stéréolithographie, la géométrie de la pièce, la mise en œuvre de l'édification (direction d'impression, nombre et épaisseur des couches, choix du support, etc.) ou encore les traitements thermiques de densification. L'ensemble de ces éléments complique l'anticipation des taux de retrait qui sont anisotropes, c'est-à-dire différents en fonction des trois sens de l'espace. Outre les considérations mécaniques également essentielles au succès clinique, les dimensions finales conditionnent le succès clinique de la restauration.

D'autres études, permettant de prédire avec précision les taux de surdimensionnement à appliquer, sont encore nécessaires. Malgré tout, certaines études issues de cette revue de littérature sont parvenues à mettre en forme des couronnes adaptées à leur pilier dentaire et acceptables cliniquement.

Références bibliographiques

1. Alenezi A, Yehya M. Evaluating the accuracy of dental restorations manufactured by two cad/cam milling systems and their prototypes fabricated by 3D printing methods: an in vitro study. Int J Prosthodont. 2021; [Online ahead of print].

2. Anssari Moin D, Hassan B, Wismeijer D. A novel approach for custom threedimensional printing of a zirconia root analogue implant by digital light processing. Clin Oral Implants Res. 2017;28(6):668-70.

3. Baumgartner S, Gmeiner R, Schönherr JA, Stampfl J. Stereolithography-based additive manufacturing of lithium disilicate glass ceramic for dental applications. Mater Sci Eng. 2020;116:111180.

4. Chartier T, Badev A, Abouliatim Y, Lebaudy P, Lecamp L. Stereolithography process: influence of the rheology of silica suspensions and of the medium on polymerization kinetics – Cured depth and width. J Eur Ceram Soc. 2012;32(8):1625-34.

5. Chen F, Wu Y-R, Wu J-M, Zhu H, Chen S, Hua S-B, et al. Preparation and characterization of ZrO2-Al2O3 bioceramics by stereolithography technology for dental restorations. Addit Manuf. 2021;44:102055.

6. Chen Z, Li Z, Li J, Liu C, Liu C, Li Y, et al. 3D printing of ceramics: A review. J Eur Ceram Soc. 2018;39(4):661-87.

7. Chiu YY, Liao YS. Laser path planning of burn-out rule for LOM process. Rapid Prototyp. J. 2003;9(4):201-11.

8. Cramer C, Wilt J, Campbell Q, Han L, Saito T, Nelson A. Accuracy of stereolithography printed alumina with digital light processing. Open Ceramics. 2021;8:100194.

9. Dehurtevent M, Robberecht L, Hornez J-C, Thuault A, Deveaux E, Béhin P. Stereolithography: A new method for processing dental ceramics by additive computer-aided manufacturing. Dent Mater. 2017;33(5):477-85.

10. Dehurtevent M, Robberecht L, Thuault A, Deveaux E, Leriche A, Petit F, et al. Effect of build orientation on the manufacturing process and the properties of stereolithographic dental ceramics for crown frameworks. J Prosthet Dent. 2020;125(3):453-61.

11. Ebert J, Özkol E, Zeichner A, Uibel K, Weiss Ö, Koops U, et al. Direct inkjet printing of dental prostheses made of zirconia. J Dent Res. 2009;88(7):673-6.

12. Fu X, Zou B, Xing H, Li L, Li Y, Wang X. Effect of printing strategies on forming accuracy and mechanical properties of ZrO2 parts fabricated by SLA technology. Ceram Int. 2019;45(14):17630-7.

13. Galante R, Figueiredo-Pina CG, Serro AP. Additive manufacturing of ceramics for dental applications: a review. Dent Mater. 2019;35(6):825-46.

14. Heunisch A, Dellert A, Roosen A. Effect of Powder, Binder and Process Parameters on Anisotropic Shrinkage in Tape Cast Ceramic Products. J Eur Ceram. Soc. 2010;30:3397-406.

15. Hofer A-K, Kraleva I, Bermejo R. Additive manufacturing of highly textured alumina ceramics. Open Ceramics. 2021;5:100085.

16. Hsu HJ, Lee SY, Chang SL, Lo CH, Lin YM. Shrinkage prediction using finite element analysis and experimental validation using three-dimension slurry printing system. Int J Adv Manuf Technol. 2017;91(1):1289-96.

17. Jiang C-P, Hsu H-J, Lee S-Y. Development of mask-less projection slurry stereolithography for the fabrication of zirconia dental coping. Int J Precis Eng Manuf. 2014;15(11):2413-9.

18. Kirihara S. Systematic compounding of ceramic pastes in stereolithographic additive manufacturing. Mater. 2021;14(22):7090.

19. Li H, Liu Y, Liu Y, Hu K, Lu Z, Liang J. Effects of solvent debinding on the microstructure and properties of 3D-printed alumina ceramics. J Am Chem Soc. 2020;5(42):27455-62.

20. Li H, Liu Y, Liu Y, Hu K, Lu Z, Liang J. Investigating the relation between debinding atmosphere and mechanical properties of stereolithography-based threedimensional printed Al 2 O 3 ceramic. Proc Inst Mech Eng B J Eng Manuf. 2020;234(14):1686-94.

21. Li H, Song L, Sun J, Ma J, Shen Z. Dental ceramic prostheses by stereolithography-based additive manufacturing: potentials and challenges. Adv Appl Ceram. 2019;118(1-2):30-6.

22. Li H, Song L, Sun J, Ma J, Shen Z. Stereolithography-fabricated zirconia dental prostheses: concerns based on clinical requirements. Adv Appl Ceram. 2020;119(5-6):236-43.

23. Li R, Wang Y, Hu M, Wang Y, Xv Y, Liu Y, et al. Strength and adaptation of stereolithography-fabricated zirconia dental crowns: an in vitro study. Int J Prosthodont. 2019;32(5):439-43.

24. Li R, Xu T, Wang Y, Sun Y. Accuracy of zirconia crowns manufactured by stereolithography with an occlusal full-supporting structure: an in vitro study. J Prosthet Dent. 2022 [Online ahead of print].

25. Li X, Zhong H, Zhang J, Duan Y, Li J, Jiang D. Fabrication of zirconia all-ceramic crown via DLP-based stereolithography. Int J Appl Ceram Technol. 2019;17(3).844-53

26. Lian Q, Sui W, Wu X, Yang F, Yang S. Additive manufacturing of ZrO2 ceramic dental bridges by stereolithography. Rapid Prototyp. J. 2018;24(1):114-9.

27. Lian Q, Wu X, Li D, He X, Meng J, Liu X, et al. Accurate printing of a zirconia molar crown bridge using three-part auxiliary supports and ceramic mask projection stereolithography. Ceram Int. 2019;45(15):18814-22.

28. Ligon S, Liska R, Stampfl J, Gurr M, Mülhaupt R. Polymers for 3D printing and customized additive manufacturing. Chem Rev. 2017;117(15):10212–90

29. Lüchtenborg J, Willems E, Zhang F, Wesemann C, Weiss F, Nold J, et al. Accuracy of additively manufactured zirconia four-unit fixed dental prostheses fabricated by stereolithography, digital light processing and material jetting compared with subtractive manufacturing. Dent Mater. 2022;38(9):1459-69.

30. Manière C, Kerbart G, Harnois C, Marinel S. Modeling sintering anisotropy in ceramic stereolithography of silica. Acta Mater. 2020;182:163-71.

31. Mazzoli A. Selective laser sintering in biomedical engineering. Med Biol Eng Comput. 2012;51(3)245-56.

32. Meng J, Lian Q, Xi S, Yi Y, Lu Y, Wu G. Crown fit and dimensional accuracy of zirconia fixed crowns based on the digital light processing technology. Ceram Int. 2022;48(12):17852-63.

33. Methani MM, Revilla-León M, Zandinejad A. The potential of additive manufacturing technologies and their processing parameters for the fabrication of all-ceramic crowns: a review. J Esthet Dent. 2019;32(2):182-92.

34. Nötzel D, Eickhoff R, Pfeifer C, Hanemann T. Printing of zirconia parts via fused filament fabrication. Mater. 2021;14(19):5467.

35. Osman RB, van der Veen AJ, Huiberts D, Wismeijer D, Alharbi N. 3D-printing zirconia implants; a dream or a reality? An in-vitro study evaluating the dimensional accuracy, surface topography and mechanical properties of printed zirconia implant and discs. J Mech Behav Biomed Mater. 2017;75:521-8.

36. Poujade J-M, Zerbib C, Serre D. Céramiques dentaires. EMC - Dentisterie. 2004;1(2):101-17.

37. Qian C, Hu K, Lu Z, Li P. Volume shrinkage and conversion rate of Al2O3 ceramic stereolithography suspension polymerised by ultraviolet light. Mater Chem Phys. 2021;267:124661.

38. Revilla-León M, Methani MM, Morton D, Zandinejad A. Internal and marginal discrepancies associated with stereolithography (SLA) additively manufactured zirconia crowns. J Prosthet Dent. 2020;124(6):730-7.

39. Revilla-León M, Mostafavi D, Methani MM, Zandinejad A. Manufacturing accuracy and volumetric changes of stereolithography additively manufactured zirconia with different porosities. J Prosthet Dent. 2022;128(2):211-5.

40. Schönherr JA, Baumgartner S, Hartmann M, Stampfl J. Stereolithographic additive manufacturing of high precision glass ceramic parts. Mater. 2020;13(7):1492.

41. Schwentenwein M, Homa J. Additive manufacturing of dense alumina ceramics. Int J Appl Ceram Technol. 2015;12(1):1-7.

42. Shui A, Zeng L, Uematsu K. Relationship between sintering shrinkage anisotropy and particle orientation for alumina powder compacts. Scr Mater. 2006;55:831-4.

43. Song X, Chen Y, Lee TW, Wu S, Cheng L. Ceramic fabrication using maskimage-projection-based stereolithography integrated with tape-casting. J Manuf Process. 2015;20:456-64.

44. Tasaki S, Kirihara S, Suwa M, Sohmura T. Particle size effects and mechanical properties of alumina dental crown fabricated by stereolithography. Trans JWRI. 2011;40(2):85-7.

45. Tikare V, Braginsky M, Olevsky E, Johnson DL. Numerical simulation of anisotropic shrinkage in a 2d compact of elongated particles: numerical simulation of anisotropic sintering. J Am Ceram Soc. 2004;88(1):59-65.

46. Uçar Y, Aysan Meriç İ, Ekren O. Layered manufacturing of dental ceramics: fracture mechanics, microstructure, and elemental composition of lithography-sintered ceramic: mechanical properties of additive manufactured ceramics. J Prosthodont. 2019;28(1):310-8.

47. Unkovskiy A, Beuer F, Metin DS, Bomze D, Hey J, Schmidt F. Additive manufacturing of lithium disilicate with the lcm process for classic and non-prep veneers: preliminary technical and clinical case experience. Mater. 2022;15(17):6034.

48. Wang W, Sun J. Dimensional accuracy and clinical adaptation of ceramic crowns fabricated with the stereolithography technique. J Prosthet Dent. 2020; 125(4):657-663

49. Wang W, Yu H, Liu Y, Jiang X, Gao B. Trueness analysis of zirconia crowns fabricated with 3-dimensional printing. J Prosthet Dent. 2019;121(2):285-91.

50. Wilkes J, Hagedorn Y-C, Meiners W, Wissenbach K. Additive manufacturing of zro2-al2o3 ceramic components by selective laser melting. Rapid Prototyp. J. 2013;19(1):51-7.

51. Xiang D, Xu Y, Bai W, Lin H. Dental zirconia fabricated by stereolithography: Accuracy, translucency and mechanical properties in different build orientations. Ceram Int. 2021;47(20):28837-47.

52. Xing H, Zou B, Li S, Fu X. Study on surface quality, precision and mechanical properties of 3D printed ZrO2 ceramic components by laser scanning stereolithography. Ceram Int. 2017;43(18):16340-7.

53. Yilmaz H, Aydin C, Gul BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. J Prosthet Dent. 2007;98(2):120-8.

54. Zavaliangos A, Missiaen J-M, Bouvard D. Anisotropy in shrinkage during sintering. Sci sinter. 2006;38(1):13-25

55. Zhang K, He R, Ding G, Bai X, Fang D. Effects of fine grains and sintering additives on stereolithography additive manufactured Al2O3 ceramic. Ceram Int. 2021;47(2):2303-10.

56. Zhang M, Zhang Z, Ding N, Zheng D. Effect of airborne-particle abrasion of presintered zirconia on surface roughness and bacterial adhesion. J Prosthet Dent. 2015;113(5):448-52.

57. Griffith A. A. The phenomena of rupture and flow in solids. Phil Trans R Soc Lond A. 1921;221(582-593):163-98.

58. Poujade J.-M, Zerbib C, Serre D. Céramiques dentaires - EMC – Dentisterie. 2004;1(2):101-17

59. Dictionnaire Le Robert [Internet] [consulté le 5 août 2022]. Disponible sur: <u>https://dictionnaire.lerobert.com/definition/rheologie</u>
Table des tableaux

| Tableau 1 : résolution maximale atteignable en fonction des différentes techn | niques |
|--|--------|
| additives [44] | 24 |
| Tableau 2 : exemple de composition d'un bain de disilicate de lithium pou | r une |
| utilisation par SLA [3] | 26 |
| Tableau 3: équation de recherche dans les différentes bases de données scienti | fiques |
| | 46 |
| Tableau 4 : résumé des résultats concernant l'alumine | 49 |
| Tableau 5 : résumé des résultats concernant la zircone | 51 |
| Tableau 6 : résumé des résultats concernant le disilicate de lithium | 59 |

Table des illustrations

| Figure 1 : cube cellulaire en alumine imprimé par stéréolithographie [41] | 16 |
|---|------|
| Figure 2 : schéma du procédé de mise en forme par SLS [31] | 18 |
| Figure 3 : mise en forme par dépôt de fil fondu [13] | 19 |
| Figure 4 : illustration de la technique de stéréolithographie par traçage vectoriel [4] |] 20 |
| Figure 5 : technique de SLA bottum-up [44] | 21 |
| Figure 6 : technique SLA par masque dynamique [40] | 21 |
| Figure 7 : relation entre la taille des particules et la viscosité en fonction du taux | de |
| cisaillement [3] | 27 |
| Figure 8 : relation entre la température du bain et la viscosité en fonction du taux | : de |
| cisaillement [3]. | 28 |
| Figure 9 : profondeur de photopolymérisation en fonction du temps suivant différer | ntes |
| concentrations en matière sèche [25] | 29 |
| Figure 10 : variations des profils rhéologiques en fonction des différents dispersa | ants |
| [25] | 30 |
| Figure 11 : orientation horizontale (à droite) et orientation verticale des couches | s (à |
| gauche) par rapport aux forces masticatoires [15] | 31 |
| Figure 12 : mécanisme de recouvrement lors de la mise en forme par SLA top-de | own |
| [43] | 33 |
| Figure 13 : étoile de Siemens [40] | 34 |
| Figure 14 : positionnement optimal des structures support [40] | 35 |
| Figure 15 : courbe de température de déliantage pour une pièce en alumine mise | en |
| forme par SLA [20] | 36 |
| Figure 16 : courbe de température de frittage pour une pièce en alumine mise en for | rme |
| par SLA [20] | 37 |
| Figure 17: exemple de taux de retrait dans les différents sens de l'espace (a) |) et |
| d'augmentation de la densité (b) en fonction de la température durant la densificat | tion |
| [5] | 37 |
| Figure 18 : exemple de modèle multi-angles utilisé pour déterminer les paramètres | s de |
| mise en forme optimum [32] | 39 |
| Figure 19 : exemple de carte colorée indiquant les variations positives et négatives | (en |
| mm) entre le fichier STL d'origine et la pièce densifiée [35] | 42 |
| Figure 20 : mesure en 4 localisations de l'épaisseur de silicone light en jaune [50]. | 44 |

| Figure 21 : exemple de protocole de mesure, passant par différents plans de coup |)е, |
|--|-----|
| de la précision d'adaptation après acquisition par micro-tomographie [45]. | 45 |
| Figure 22 : flow chart présentant l'analyse des articles. | 47 |
| Figure 23 : retrait de la pièce, suivant le ratio des faces Z/X,Y en fonction de | la |
| température, mesurée au dilatomètre [30] | 63 |
| Figure 24: retrait dans les différents axes en fonction des différentes compositions | de |
| barbotine (à gauche), les densités mesurées correspondantes aux différent | es |
| barbotines (à droite) [57] | 64 |
| Figure 25: image par MEB de la surface d'une fracture sur une barre en zircone : | en |
| rouge les pores contenus en inter-couche et en pointillé blanc les différentes couch | es |
| [25] | 65 |

Thèse d'exercice : Chir. Dent. : Lille : Année 2022

Mise en forme des céramiques dentaires par stéréolithographie : état de l'art et problématique du taux de retrait / Valentin DELORMEL, 75; 59; 6; 25

Domaines : Prothèse fixée, Matériaux et métallurgies - technologie s **Mots clés Libres** : Fabrication additive, impression 3D, stéréolithographie, retrait des céramiques, précision d'adaptation.

Les technologies de fabrication additive sont devenues une partie intégrante des applications possibles notamment pour les polymères, le métal ou la cire. Les restaurations prothétiques doivent répondre à un cahier des charges précis pour être cliniquement acceptable en chirurgie dentaire notamment concernant la précision d'adaptation au pilier support et les propriétés mécaniques. Les applications possibles pour les céramiques mises en forme par des techniques additives sont encore en développement.

La stéréolithographie permet la mise en forme d'objet en céramique, par photopolymérisation de couche successive d'une barbotine. Les particules de céramiques sont associées à un monomère photopolymérisable afin d'être mises en forme. Pour acquérir ses caractéristiques finales, la pièce doit subir des traitements thermiques : le déliantage et le frittage. La pièce est d'abord débarrassée de sa trame organique puis elle est densifiée pour acquérir ses propriétés physiques et mécaniques. C'est durant cette dernière étape qu'un retrait en volume s'opère. Ce retrait est anisotrope, cela signifie que les taux de retrait dans les 3 sens de l'espaces sont différents et non proportionnels.

Les taux de retrait, correspondant aux variations dimensionnelles entre la pièce crue et la pièce densifiée, doivent être anticiper afin de surdimensionner avec les bons facteurs le fichier STL servant à la mise en place de la pièce par stéréolithographie. Ce phénomène complique l'adaptation qui se veut très précise des restaurations prothétiques dentaires. Ce travail de revue de littérature s'intéresse aux taux de retrait constatés et aux précisions d'adaptations obtenues des céramiques mises en forme par stéréolithographie ainsi qu'aux différents protocoles et méthodes permettant d'évaluer ces paramètres.

<u>JURY</u> :

Président : Pr Etienne DEVEAUX

Assesseurs : Dr Lieven ROBBERECHT

Dr Marion DEHURTEVENT

Dr Corentin DENIS