

UNIVERSITÉ DU DROIT ET DE LA SANTÉ DE LILLE 2
FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2017

N° :

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

Présentée et soutenue publiquement le 7 Décembre 2017

Par **Maximilien DESRUELLE**

Né le 29 Avril 1989 à Saint-Saulve - France

**ANALYSE PAR LA MÉTHODE DES
ÉLÉMENTS FINIS D'UNE
INFRASTRUCTURE DE BRIDGE EN
ALUMINE MISE EN FORME PAR
STÉRÉOLITHOGRAPHIE**

JURY

Président : Monsieur le Professeur Pascal BÉHIN
Assesseurs : Monsieur le Docteur Jérôme VANDOMME
Monsieur le Docteur Thibault BÉCAVIN
Madame le Docteur Marion DEHURTEVENT
Membre invité : Monsieur le Professeur Damien SOULAT

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

PERSONNEL ENSEIGNANT DE L'U.F.R.

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS :

P. BEHIN	Prothèses
T. COLARD	Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysiques, Radiologie
E. DELCOURT-DEBRUYNE	Professeur Émérite Parodontologie
E. DEVEAUX	Odontologie Conservatrice - Endodontie Doyen de la Faculté
G. PENEL	Responsable de la Sous-Section des Sciences Biologiques

MAÎTRES DE CONFÉRENCES DES UNIVERSITÉS :

T. BÉCAVIN	Responsable de la Sous-Section d' Odontologie Conservatrice - Endodontie
A. BLAIZOT	Prévention, Épidémiologie, Économie de la Santé, Odontologie Légale.
F. BOSCHIN	Responsable de la Sous-Section de Parodontologie
E. BOCQUET	Responsable de la Sous-Section d' Orthopédie Dento-Faciale
C. CATTEAU	Responsable de la Sous-Section de Prévention, Épidémiologie, Économie de la Santé, Odontologie Légale
A. de BROUCKER	Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodentiques, Biomatériaux, Biophysiques, Radiologie
T. DELCAMBRE	Prothèses
C. DELFOSSE	Responsable de la Sous-Section d' Odontologie Pédiatrique
F. DESCAMP	Prothèses
A. GAMBIEZ	Odontologie Conservatrice - Endodontie
F. GRAUX	Prothèses
P. HILDELBERT	Odontologie Conservatrice - Endodontie
J.M. LANGLOIS	Responsable de la Sous-Section de Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique, Anesthésiologie et Réanimation
C. LEFÈVRE	Prothèses
J.L. LÉGER	Orthopédie Dento-Faciale
M. LINEZ	Odontologie Conservatrice - Endodontie
G. MAYER	Prothèses
L. NAWROCKI	Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique, Anesthésiologie et Réanimation Chef du Service d'Odontologie A. Caumartin - CHRU Lille
C. OLEJNIK	Sciences Biologiques

L. ROBBERECHT	Odontologie Conservatrice - Endodontie
P. ROCHER	Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysiques, Radiologie
M. SAVIGNAT	Responsable de la Sous-Section des Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysiques, Radiologie
T. TRENTESAUX	Odontologie Pédiatrique
J. VANDOMME	Responsable de la Sous-Section de 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.

Aux membres du jury,

Monsieur le Professeur Pascal BÉHIN

Professeur des Universités - Praticien Hospitalier des CSERD

Sous-Section de Prothèses

Responsable U.F. De Prothèses

Docteur en Chirurgie Dentaire

CES de Biomatériaux dentaires (Paris V)

CES de Prothèse Fixée (Paris V)

Docteur de l'Université Paris DESCARTES (Paris V - mention Odontologique)

Habilitation à Diriger des Recherches (Université de Lille)

Vous m'avez fait l'honneur d'accepter la présidence de ce jury, et je vous en suis très reconnaissant.

Je vous remercie pour la rigueur que vous nous enseignez, ainsi que pour l'écoute et l'aide que vous m'avez apporté pour cette thèse.

Veillez trouver, dans ce travail, l'expression de ma reconnaissance et de mon plus profond respect.

Monsieur le Docteur Jérôme VANDOMME

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier des CSERD
Sous-Section de Prothèses

Docteur en Chirurgie Dentaire
Maîtrise de Sciences Biologiques et Médicales
Master 2 Biologie Santé
Docteur en Biologie Cellulaire
Responsable de la Sous-Section de Prothèses

Vous avez accepté de siéger dans ce jury, et je vous en suis reconnaissant.

Je vous remercie pour la qualité de vos enseignements et de vos conseils avisés lors des vacations cliniques. Je vous remercie également pour l'intérêt que vous avez montré pour ce sujet.

Recevez ainsi l'expression de mon plus profond respect.

Monsieur le Docteur Thibault BÉCAVIN

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier des CSERD

Sous-Section d'Odontologie Conservatrice - Endodontie

Docteur en Chirurgie Dentaire

Master 1 Informatique Médicale (Lille 2)

Master 2 Biologie et Santé (Lille 2)

Docteur en Odontologie de l'Université de Lille 2

Responsable de la Sous-Section d'Odontologie Conservatrice et Endodontie

Vous avez spontanément accepté de faire partie de ce jury, et je vous en remercie.

Merci pour votre écoute et votre bienveillance, ainsi que la disponibilité dont vous avez fait preuve.

Veillez trouver ici la marque de ma reconnaissance et de ma gratitude.

Madame le Docteur Marion DEHURTEVENT

Assistante Hospitalo-Universitaire des CSERD

Sous-Section de Prothèses

Docteur en Chirurgie Dentaire

J'ai eu le plaisir de réaliser cette thèse sous ta direction, et je t'en suis très reconnaissant.

Merci d'avoir accepté si spontanément de diriger ma thèse. Merci également pour la confiance que tu m'as accordée en me proposant ce sujet. Ta motivation, ta disponibilité, et aussi ton perfectionnisme m'ont été d'une grande aide dans ce travail.

Je tiens à te remercier sincèrement pour ton implication, et j'espère que cette thèse est à la hauteur de tes espérances.

Je te souhaite le meilleur pour tes projets futurs.

Monsieur le Professeur Damien SOULAT

Professeur des Universités – École Nationale Supérieure des Arts et Industries Textiles, Roubaix

Docteur en Solides, Structures et Systèmes Mécaniques de l'Université Pierre et Marie Curie (Paris VI)

Habilitation à Diriger des Recherches en Mécanique (Université d'Orléans)

Vous avez très gentiment accepté de m'apporter votre soutien pour l'élaboration de cette thèse.

Votre disponibilité et vos connaissances m'ont permis de comprendre et d'utiliser ces outils que sont les éléments finis.

Je vous suis sincèrement reconnaissant pour l'aide qu'Ahmad et vous nous avez fourni, et pour le temps que vous nous avez consacré à Marion et moi.

Recevez, à travers ce travail, le témoignage de ma profonde gratitude.

TABLE DES ABRÉVIATIONS

2PP :	Two-Photon Polymerization
3D :	Trois Dimensions
CAO :	Conception Assistée par Ordinateur
CFAO :	Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur
CT-scan :	Computerized Tomography scan (Tomodensitométrie)
EBM :	Electron Beam Melting (Fusion par faisceau d'électrons)
FDM :	Fused Deposition Modelling (Dépôt de matière fondue)
IRM :	Imagerie par Résonance Magnétique
MEF :	Méthode des Éléments Finis
SLA :	Stéréolithographie (StereoLithography Apparatus)
SLS :	Selective Laser Sintering (Fusion laser)

Table des matières

Introduction.....	15
1. État de l'art.....	17
1.1. Les techniques de mise en forme par addition en chirurgie dentaire.....	17
1.1.1. Définition.....	17
1.1.2. Historique.....	17
1.1.3. Les différentes techniques de mise en forme additive.....	18
1.1.3.1. Le liage de poudre.....	18
1.1.3.1.1. Frittage laser et fusion laser.....	18
1.1.3.1.2. Fusion par faisceau d'électrons.....	20
1.1.3.1.3. Jet de liant : l'impression 3D.....	21
1.1.3.2. L'extrusion et le dépôt de matière fondue (FDM).....	22
1.1.3.3. La stratolamination.....	24
1.1.3.4. La photopolymérisation.....	24
1.1.3.4.1. Jet de matériau.....	25
1.1.3.4.2. Photopolymérisation à deux photons.....	26
1.1.3.4.3. Stéréolithographie (SLA).....	26
1.1.4. Applications de la stéréolithographie en odontologie.....	28
1.1.4.1. Modèles anatomiques et enseignement.....	28
1.1.4.2. Implantologie.....	28
1.1.4.3. Chirurgie maxillo-faciale.....	29
1.1.4.4. Orthopédie Dento-Faciale.....	29
1.1.4.5. Prothèse amovible.....	31
1.1.4.6. Prothèse fixée.....	32
1.2. Méthode des Éléments Finis.....	34
1.2.1. Définition et but en odontologie.....	34
1.2.2. Principe.....	35
1.2.2.1. Choix de la structure à étudier.....	35
1.2.2.2. Acquisition du volume numérique.....	37
1.2.2.3. Propriétés des matériaux.....	38

1.2.2.3.1. Homogénéité / hétérogénéité.....	38
1.2.2.3.2. Isotropie / anisotropie.....	38
1.2.2.3.3. Modèle de comportement élastique linéaire.....	39
1.2.2.3.4. Module d'Young et coefficient de Poisson.....	40
1.2.2.4. Conditions aux limites.....	43
1.2.2.5. Charge.....	45
1.2.2.6. Maillage.....	47
1.2.2.7. Résolution de la problématique.....	50
1.2.2.8. Post-traitement.....	50
2. Étude par la méthode des éléments finis d'infrastructures de bridge en alumine mises en forme par stéréolithographie et par soustraction.....	54
2.1. Introduction.....	54
2.2. Matériels et méthodes.....	55
2.2.1. Modélisation de l'infrastructure.....	55
2.2.2. Simulation numérique.....	57
2.2.3. Analyse statistique.....	61
2.3. Résultats.....	61
2.3.1. Contraintes équivalentes von Mises.....	61
2.3.1.1. En occlusion physiologique.....	61
2.3.1.2. Avec une charge critique de 600 N.....	66
2.3.2. Déformations.....	69
2.3.2.1. En occlusion physiologique.....	69
2.3.2.2. Avec une charge critique de 600 N.....	71
2.3.3. Déplacements.....	74
2.4. Discussion.....	75
Conclusion et perspectives.....	82
Bibliographie.....	84
Annexe 1 : Tableau récapitulatif des différentes techniques de fabrication additive.....	97
Table des illustrations.....	98
Index des tableaux.....	102

Introduction

La chirurgie dentaire est une discipline en constante évolution. Les matériaux, ainsi que leur mode de fabrication, n'ont cessé d'être améliorés. L'usinage, procédé de fabrication par soustraction, a permis l'avènement de la conception et fabrication assistées par ordinateur (CFAO) dans la discipline. Cependant, cette technique est limitée par l'usure des consommables, le stress appliqué sur la pièce, et la perte du matériau résiduel. Afin de pallier ces limites, de nouvelles techniques additives ont été développées. Ces procédés sont variés (frittage laser, jet de matériau, jet de liant, stéréolithographie...) et permettent de nombreuses applications en odontologie (gouttières occlusales, modèles d'étude...). À ce jour, la production additive de céramique est en recherche et développement pour une application dentaire. Ces procédés étudiés sont le jet de liant (*Binder Inkjet*)^[1], le frittage laser (SLS)^[2], le jet de matériau (*Direct Inkjet*)^[3] ou encore la stéréolithographie (SLA)^[4]. Parmi ces techniques, cette dernière est la plus précise et permet l'obtention de meilleures propriétés mécaniques et d'un meilleur état de surface, avec plusieurs matériaux dont la céramique^[5]. Celle-ci est le matériau de choix en prothèse fixée pour ses propriétés mécaniques et esthétiques^[6].

L'utilisation de ces nouveaux procédés de fabrication impose une évaluation par des essais cliniques, parfois coûteux^[7]. Des méthodes d'optimisation et d'évaluation, moins coûteuses, sont disponibles avant la réalisation d'essais *in vivo*. Parmi les différentes analyses, la méthode des éléments finis peut être utilisée pour l'évaluation de propriétés biomécaniques. Elle permet de calculer la réaction d'une pièce à une force, et ainsi d'évaluer sa résistance et ses zones de fragilité^[8]. Cette analyse mathématique est couramment utilisée dans la recherche en odontologie^[9].

Nous aborderons, dans un premier temps, les techniques de fabrication additive, et plus particulièrement la stéréolithographie avec ses applications en chirurgie dentaire. Nous définirons ensuite la méthode des éléments finis, ses implications et son protocole.

Enfin, à l'aide de la méthode des éléments finis, nous étudierons la possibilité de réaliser une infrastructure de bridge en alumine par

stéréolithographie, en comparaison à la technique soustractive actuellement commercialisée.

1. État de l'art

1.1. Les techniques de mise en forme par addition en chirurgie dentaire

1.1.1. Définition

Selon l'ASTM (*American Society for Testing and Materials*), la fabrication additive est définie comme étant un procédé de mise en œuvre d'objet, issu d'un modèle en 3D, par ajout de matière et plus généralement par empilement de couches. Celle-ci s'oppose aux méthodes de fabrication par soustraction^[10]. L'objet doit donc, dans un premier temps, être créé numériquement. Diverses sources de modèles sont disponibles. Les données peuvent être issues de logiciel de CAO ou de numérisations provenant d'imagerie. Le modèle est ensuite virtuellement sectionné en tranches d'épaisseur fixe, pour être créé physiquement couche par couche par le procédé de fabrication additive.

1.1.2. Historique

En 1984, Charles Hull, un ingénieur américain, dépose le brevet de la stéréolithographie^[11], publié en 1986. L'année 1988 voit les premières ventes de machines à stéréolithographie, par 3D Systems.

En 1989 est publié le brevet du frittage laser (SLS)^[12]. La même année, le brevet du dépôt de fil fondu (FDM) est déposé^[13]. Cette technique est commercialisée à partir de 1991.

En 1993 débute la commercialisation du procédé 3-D Printing, breveté par le MIT (*Massachusetts Institute of Technology*)^[14].

L'année 1996 marque un tournant dans l'industrie de la mise en forme additive. Les premières machines à bas prix, utilisant le principe de la FDM, sont commercialisées^[15]. C'est le début de l'essor de la technique additive pour des utilisations autres qu'industrielles. De nombreux modèles utilisant des techniques variées et plus ou moins précises seront développés et commercialisés à partir de cette date.

Enfin, en 2005 a lieu le lancement de l'imprimante Spectrum Z510,

considérée comme étant la première à permettre l'impression 3D en haute définition^[16].

Ces technologies se démocratisent ensuite dans le milieu médical. En 2014, la société 3DCeram, associée au CHR de Limoges, a permis l'implantation de prothèses crâniennes sur mesure en substitut osseux, mises en forme par stéréolithographie.

1.1.3. Les différentes techniques de mise en forme additive

Les différents procédés de mise en forme tridimensionnelle par addition varient selon la méthode de fabrication des couches^[17]. Ils se distinguent en quatre groupes : le liage de poudre, le dépôt de matière fondue ou extrusion, la stratolamination et la photopolymérisation. Un tableau récapitulatif des différentes techniques est disponible en annexe 1.

1.1.3.1. Le liage de poudre

Dans ces techniques, le principe est d'agréger des particules entre elles. Il peut s'agir d'une agrégation résultant d'une action thermique (frittage laser, fusion par laser ou par faisceau d'électrons) ou réalisée par l'intermédiaire d'un liant (jet de liant).

1.1.3.1.1. Frittage laser et fusion laser

La technique du frittage laser (SLS, *Selective Laser Sintering*) ou fusion laser (DMLS, *Direct Metal Laser Sintering*) utilise un laser de CO₂, de Nd:YAG ou de diode pour fusionner des particules de différents matériaux en couches successives. Celles-ci sont initialement à l'état de poudre. Un rouleau vient déposer une fine couche de poudre sur un socle et est préalablement chauffée en dessous de son point de fusion. Le laser vient ensuite fondre sélectivement les particules pour les fusionner entre elles. Quand la première couche est réalisée, le rouleau vient déposer une nouvelle couche de poudre, qui suivra le même traitement. Il convient, une fois la pièce entièrement réalisée, de la retirer du récipient de poudre et de la nettoyer afin d'éliminer les particules non-fusionnées^[5,17,18].

Différents matériaux sont utilisables par ce procédé : le plastique, la cire, le verre, la céramique (alumine, silice) pour le frittage laser, et les métaux (parmi lesquels l'acier inoxydable, le chrome-cobalt et le titane). Dans le cas du métal, la fusion laser (DMLS) utilise une fibre optique avec un laser CO₂ d'une puissance de 200 W.

La fabrication de céramique par frittage laser direct est possible, mais elle n'a actuellement conduit qu'à la formation de structures poreuses, rendant leur utilisation limitée^[19]. Il est également possible de mélanger la poudre de céramique avec un liant en poudre. Lors du procédé, le liant fusionne et forme une matrice emprisonnant les particules de céramique. Cependant, une certaine fragilité de la structure persiste après la cuisson de la céramique^[20,21]. À ce jour, l'obtention d'une céramique dense par SLS est rendue possible par l'utilisation d'une suspension de céramique au lieu de la poudre^[19].

En chirurgie dentaire, ce procédé est applicable avec des alliages de métaux. Il permet de réaliser les infrastructures de prothèses amovibles, les infrastructures de couronnes céramo-métalliques ou les couronnes coulées, ainsi que des implants (fig. 1)^[22,23].

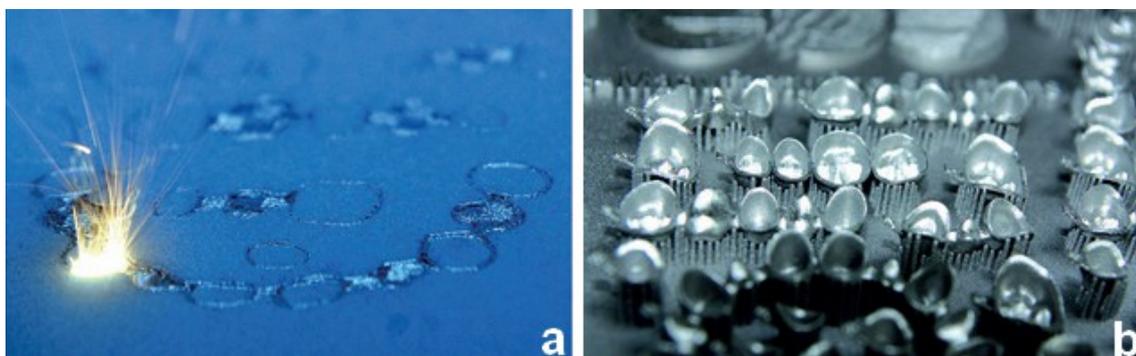


Figure 1 : Infrastructures de prothèses fixées : en cours de réalisation (a) et après réalisation (b) par frittage laser^[18].

Une technique dérivée, nommée *Selective Laser Melting* (SLM), permet la production de pièces métalliques de haute densité. Là où le DMLS fond partiellement les particules pour en assurer la cohésion, le SLM utilise un laser plus puissant afin de fondre complètement les particules métalliques. La pièce produite par cette méthode a alors des propriétés proches du métal coulé^[24]. Ses applications en odontologie concernent le domaine prothétique, avec la confection de couronnes coulées, ou d'infrastructures de prothèses fixées (fig. 2).



Figure 2 : Couronnes et infrastructures métalliques mises en forme par SLM ^[10].

1.1.3.1.2. Fusion par faisceau d'électrons

Ce procédé utilise la même technique que le SLS. Seul le laser est remplacé par un faisceau d'électrons, d'où son nom d'*Electron Beam Melting* (EBM). Les électrons du faisceau sont générés dans un tube à partir d'un filament de tungstène et accélérés avec un potentiel de 60 kV. Ce faisceau balaye la poudre d'alliages métalliques afin de fondre et fusionner les particules intéressées. L'énergie transmise par le faisceau contrôle la fusion des particules et augmente la densité et la solidité en comparaison au SLS^[10,25]. En odontologie, les poudres sont des alliages de chrome-cobalt (Cr-Co) pour les infrastructures de prothèses amovibles ou fixées (fig. 3) ou des alliages à base de titane pour les implants^[26].



Figure 3 : Infrastructure de couronne unitaire réalisée par EBM ^[26].

1.1.3.1.3. Jet de liant : l'impression 3D

La technique de l'impression 3D (3DP, *Three-Dimensional Printing*) ou jet de liant (*Binder Inkjet*) est similaire aux deux techniques précédentes. En effet, le procédé utilise également des fines couches de poudre, déposées successivement après la création de chaque couche de solide. Mais la coalescence des particules ne s'effectue pas par la fusion. Dans le cas de l'impression 3D, des microscopiques gouttes de glu sont déposées et encollent les particules entre elles. Une fois réalisée, une immersion dans de l'eau permet d'éliminer la poudre en excédent et, si nécessaire, un traitement thermique de la pièce permet la densification du matériau.

Cette technique permet d'introduire la coloration du matériau grâce à des glus de couleurs différentes et donc de fabriquer des solides avec plusieurs couleurs permettant de différencier plusieurs zones.

Cette technologie est la première à avoir permis l'impression de céramique, à partir de poudre de silice et d'alumine, associée à un liant à base de silice colloïdale^[5,17,27]. Différents matériaux sont donc utilisables par cette méthode : la céramique, les polymères, et le plâtre. Ces deux derniers sont les principaux utilisés en odontologie, notamment pour la réalisation de modèles anatomiques permettant de planifier le plan de traitement (fig. 4)^[28,29].

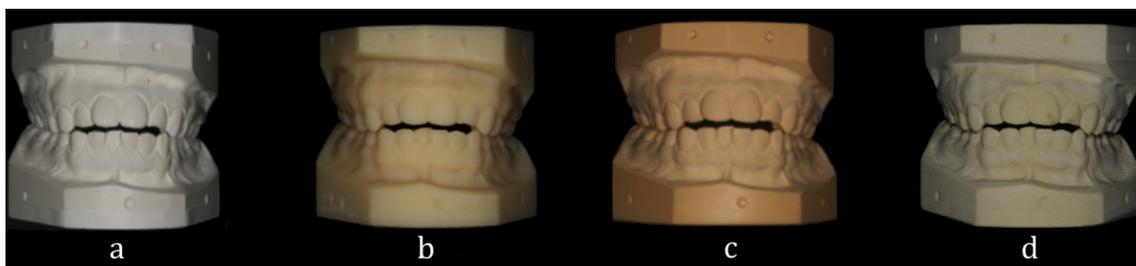


Figure 4 : Modèle en plâtre (a) et ses répliques réalisées par techniques additives : direct inkjet (b), stéréolithographie DLP (c) et binder inkjet (d) ^[28].

En implantologie, cette méthode permet également l'impression de guides chirurgicaux, pour guider les instruments lors d'une trépanation (fig. 5) ^[18,30].

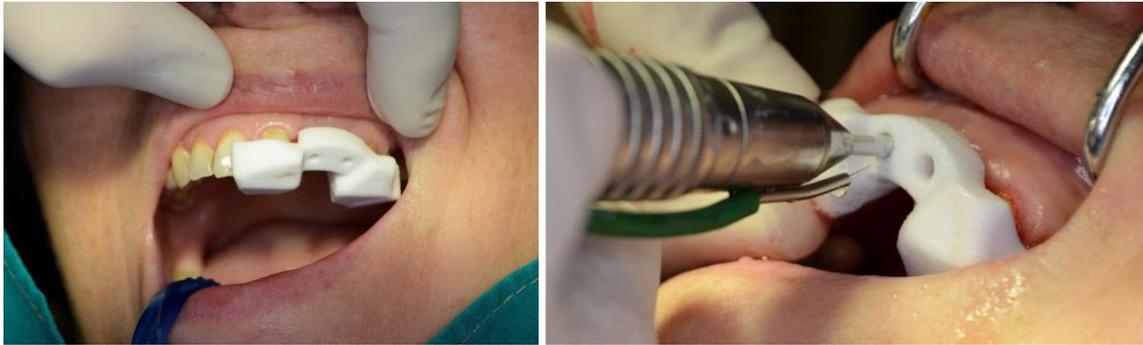


Figure 5 : Guide chirurgical réalisé par technique binder inkjet pour le forage en implantologie [30].

Parmi les polymères utilisables, des élastomères confèrent une certaine souplesse à la structure. Cette propriété trouve son indication en prothèse maxillo-faciale. Il est possible, par exemple, de créer des structures poreuses permettant la réalisation d'épithèses. Elles sont adaptées à l'individualité de chaque patient et servent de support à d'autres matériaux. Ceux-ci assurent confort et mimétisme avec des organes sains (fig. 6)^[10,31].



Figure 6 : Épithèse nasale réalisée par la technique binder inkjet^[10].

1.1.3.2. L'extrusion et le dépôt de matière fondue (FDM)

Contrairement au procédé précédent, le dépôt de matière fondue (FDM, *Fused Deposition Modelling*) n'utilise pas d'agent d'assemblage mais un matériau thermoplastique. Celui-ci est chauffé à une température dépassant la température de fusion de 0,5 °C. Il est déposé couche par couche sous forme

de filament fondu par l'intermédiaire d'une buse. La température utilisée permet le refroidissement rapide du filament, et donc son durcissement en une fraction de seconde. Les couches de matériau, lors de la sortie de la buse, sont alors soudées par le refroidissement sur la couche précédente^[17,27]. Les matériaux utilisables par cette méthode sont : certains polymères, résines, métaux et cire^[32].

L'extrusion utilise le même procédé que le dépôt de matière fondue, à l'exception près que les matériaux utilisés n'ont pas besoin d'être chauffés avant le passage dans la buse. Après être déposé par la buse, la solidification du matériau s'effectue soit par une réaction chimique (alginate, plâtre), soit par évaporation du solvant (polymères)^[33].

En odontologie, la multiplicité des matériaux permet d'avoir diverses applications. La cire et la résine calcinable permettent de réaliser des modèles d'infrastructures de prothèses fixées ou amovibles, qui seront ensuite coulées en métal par la méthode de la cire perdue (fig. 7)^[34].

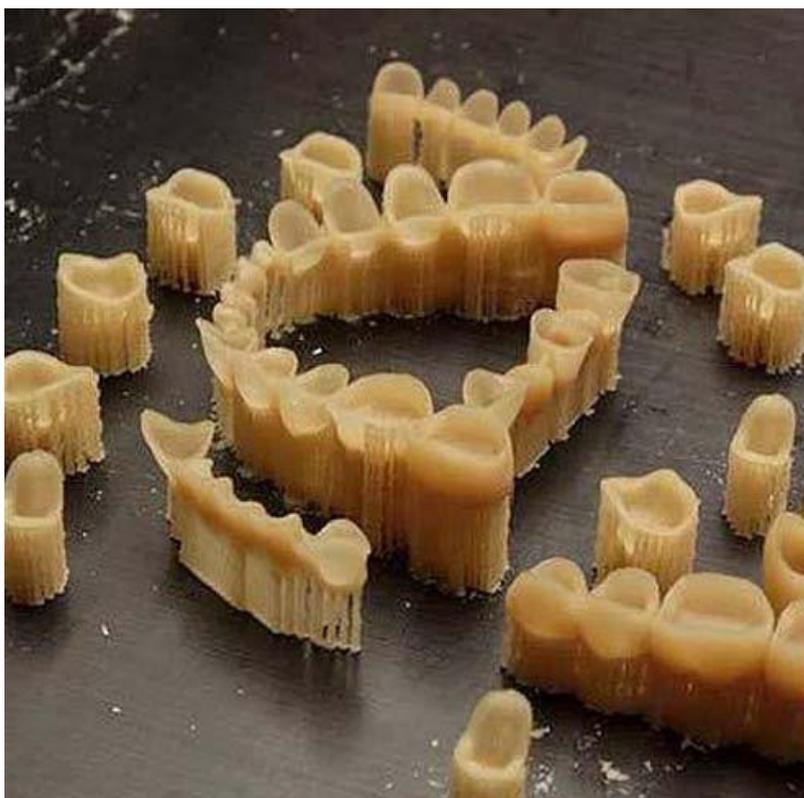


Figure 7 : Wax-ups réalisés par FDM^[34].

Aujourd'hui, les polymères permettent de créer des structures plus rigides pour les guides chirurgicaux, les modèles d'études anatomiques, ou les

modèles supports pour la réalisation d'aligneurs orthodontiques^[29,34]. Dans ce dernier cas, la FDM permet d'obtenir plusieurs arcades simulant les situations dentaires intermédiaires d'un traitement orthodontique. Les aligneurs (ou gouttières) sont ensuite thermoformés sur ces modèles (fig. 8).



*Figure 8 : Aligneurs maxillaires et mandibulaires thermoformés sur des modèles réalisés par FDM, au début (a) et à la fin (b) du traitement orthodontique.
[Illustration personnelle]*

1.1.3.3. La stratolamination

La stratolamination est décrite pour la première fois en 1984 par Nakagawa et Kunieda^[35]. Elle utilise des matériaux, papiers ou plastiques, sous forme de feuilles, collées les unes aux autres. La colle est appliquée sélectivement selon la forme de la couche à réaliser. Les zones de moindre densité en colle constituent le support de la pièce. Une fois la feuille encollée sur la feuille précédente, l'assemblage est compressé sur une plaque chauffante pour renforcer l'adhésion. Les zones de plus faible densité sont ensuite découpées au laser.

Le même procédé appliqué à la céramique (zircone ou alumine) a été décrit par Griffin en 1994^[5,17,36] et a permis la réalisation d'implants dentaires^[37]. Cependant, cette technique est trop peu précise et a été progressivement abandonnée.

1.1.3.4. La photopolymérisation

Les techniques suivantes sont basées sur la polymérisation du matériau par lumière naturelle, laser, ultra-violet ou par un faisceau d'une longueur d'onde précise selon la composition des photo-initiateurs.

1.1.3.4.1. Jet de matériau

Le principe du jet de matériau (*Direct Inkjet*) est basé sur celui d'une imprimante en deux dimensions : des buses, mobiles, permettent le dépôt de matière liquide sur une surface ou sur la couche précédente. Le polymère est précisément déposé en suivant le dessin de la couche, puis polymérisé entre chaque couche. Cette technologie assure donc la mise en forme d'une structure tridimensionnelle avec une consommation minimale de matériau^[17,38]. Ce système permet également de déposer simultanément des photo-polymères de natures et/ou de couleurs différentes et ainsi de créer une structure complexe en un seul temps.

Cette technique utilise une suspension fluide de monomères de résines associés ou non à des particules de céramique. Elle peut donc fournir, en odontologie, des modèles dentaires en résine (fig. 4) ou des prothèses fixées en céramique (fig. 9) ^[3,28,29].

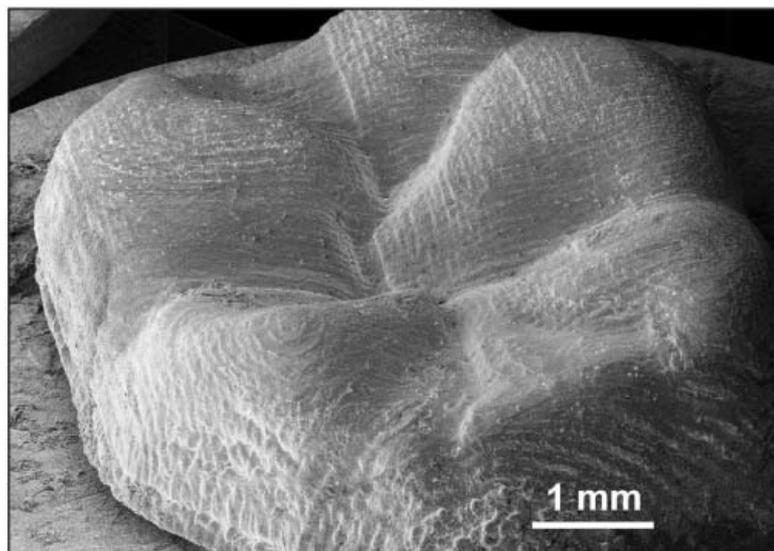


Figure 9 : Surface occlusale d'une couronne réalisée par la technique *Direct Inkjet* (Microscope électronique à balayage)^[3].

Byun et coll. (2015) ont utilisé ce procédé pour mettre en forme une réplique d'une incisive centrale à l'anatomie particulière. Celle-ci a servi de modèle d'étude afin de déterminer le meilleur abord pour un traitement endodontique (fig. 10)^[39].

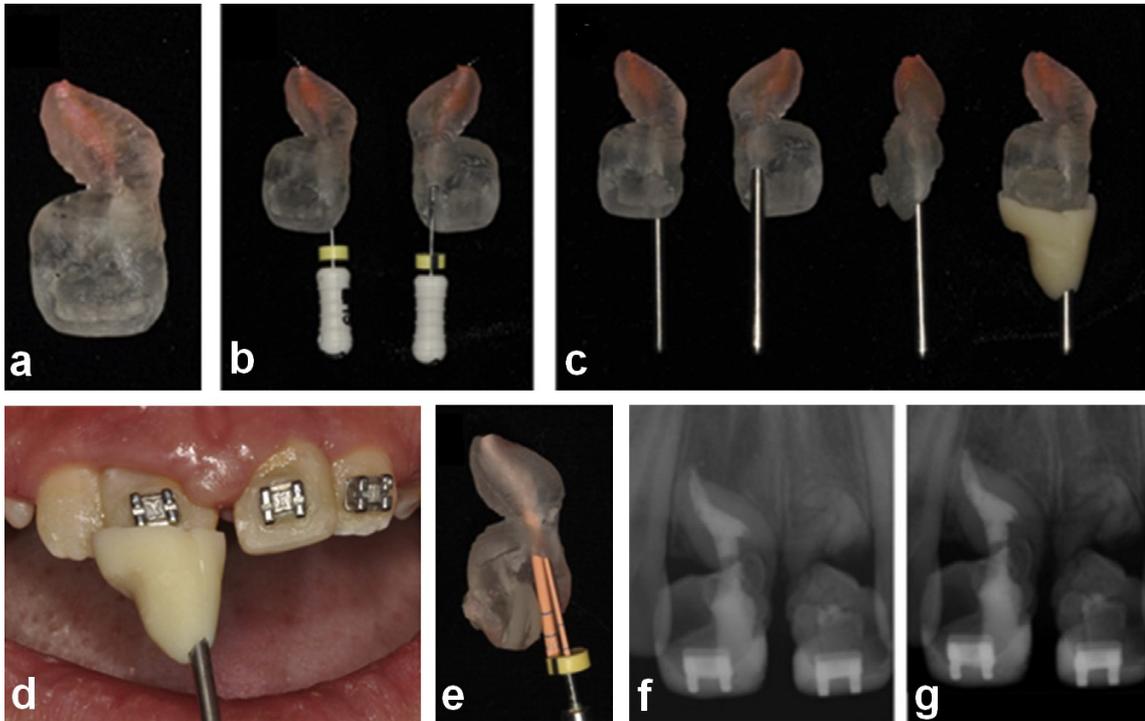


Figure 10 : Endodontie et technique Direct Inkjet : réplique de l'incisive centrale (a), détermination de l'accès (b), trépanation et guide (c), positionnement du guide sur le patient (d), simulation de l'obturation (e), radiographie post-opératoire (f) et radiographie à 3 mois (g) [39].

1.1.3.4.2. Photopolymérisation à deux photons

La technique 2PP (*two-photon polymerization*) utilise un laser femtoseconde, dont la durée des impulsions varie de la femtoseconde (fs) à la centaine de femtosecondes ($1 \text{ fs} = 10^{-15} \text{ s}$). La longueur d'onde de ce laser est de 800 nm. La polymérisation n'a lieu qu'autour du point focal du laser et est initiée quand le photo-initiateur, contenu dans une cuve, reçoit deux photons. La précision de la localisation est telle que l'objet créé a une résolution nanométrique^[17,40].

Des métaux ainsi que certains polymères peuvent être utilisés pour ce procédé. La technique 2PP est utilisée dans le domaine médical et permet de créer des matrices stimulant la différenciation de cellules progénitrices en cellules ostéogéniques^[41]. Cependant, la petite taille des structures réalisées n'a pas encore permis son application en odontologie.

1.1.3.4.3. Stéréolithographie (SLA)

La stéréolithographie (SLA, *StereoLithography Apparatus*) est un procédé qui utilise une cuve de suspension photosensible et un rayon laser en

ultra-violet ou en lumière visible.

Le procédé de mise en forme débute par l'immersion d'un support mobile dans la suspension fluide de monomère à une hauteur fixe. Un contact sélectif du laser sur le liquide active les photo-initiateurs et permet la création d'une couche solide sur le support jusqu'à la surface de la cuve. Dès la première couche réalisée, le socle se déplace d'une fraction de millimètre vers le fond de la cuve, toujours selon une distance fixe, pour que la suspension recouvre la couche précédente. Le laser peut ainsi polymériser une seconde couche directement sur la première. Cette séquence se répète jusqu'à la fin de la réalisation de l'objet. À la fin du processus, l'objet est retiré de la cuve, puis rincé dans un solvant. Il peut ensuite être placé dans un four à ultra-violet afin d'éliminer la résine partiellement polymérisée encore présente sur l'objet^[17,27]. Cette technique peut éventuellement utiliser un racleur, qui lisse la surface de la suspension avant la polymérisation, ou encore polymériser par le fond de la cuve, selon le procédé de Lithoz. Ce procédé, développé pour la réalisation de céramique, place le support à 0,25 μm du fond de la cuve, ce qui correspond à l'épaisseur d'une couche. La lumière, arrivant par-dessous la cuve, polymérise la suspension. Cette séquence se répète après élévation du support de 0,25 μm ^[42,43].

Différents procédés découlent de la technique de stéréolithographie. La technique DLP (*Digital Light Processing*), par exemple, utilise un réseau de miroirs. La lumière UV passe par ce système optique et est envoyée par un masque dynamique en une seule fois sur le liquide avec la forme de la couche à réaliser. Chaque couche se polymérise en un seul temps. Ce procédé est donc plus rapide que la technique initiale par balayage du faisceau laser^[36,40].

La SLA permet d'utiliser de nombreux matériaux commercialisés comme des résines mais également de la cire. De plus, la rapidité de mise en forme et la précision micrométrique de cette technique en font un procédé de choix pour la fabrication additive en chirurgie dentaire^[5].

1.1.4. Applications de la stéréolithographie en odontologie

1.1.4.1. Modèles anatomiques et enseignement

La SLA permet la réalisation de modèles anatomiques (fig. 4). Ils aident ainsi le praticien à étudier la situation du patient et établir un plan de traitement adapté.

Ces modèles peuvent aussi avoir un intérêt pédagogique pour les travaux pratiques. Robberecht et coll.^[44] ont réalisé dans ce but des simulateurs canaux. Le principe était de reproduire une morphologie canalaire de complexité variable, avec des matériaux mimant la dentine. Les systèmes canaux, obtenus par micro-tomographie, sont reproduits avec une haute résolution en résine par SLA. Après coffrage, ils servent de moule pour la coulée d'une barbotine d'hydroxyapatite (composant minéral majoritaire de la dentine). Le frittage de l'hydroxyapatite lui confère une structure proche de la dentine et permet d'éliminer la résine du moule (fig. 11).

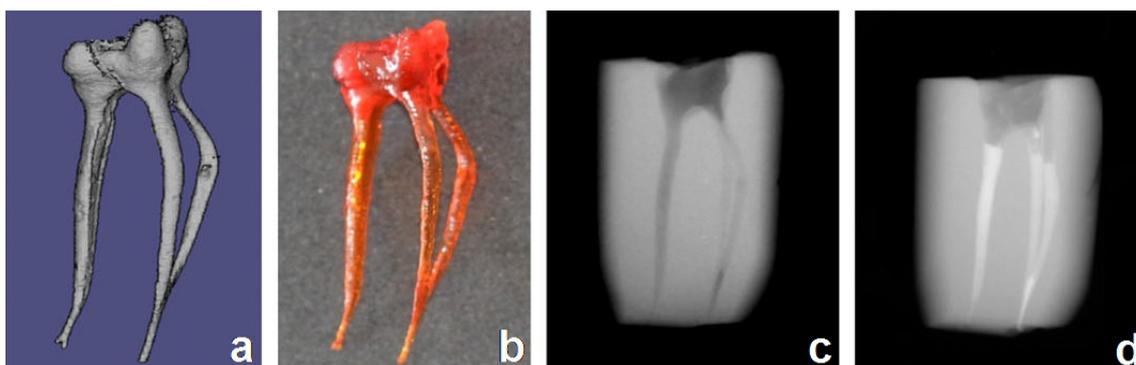


Figure 11 : Simulateur canalaire : modélisation informatique du système canalaire (a), modèle canalaire en résine obtenu par SLA (b), et image radiographique du simulateur canalaire avant (c) et après (d) traitement endodontique^[44].

1.1.4.2. Implantologie

Outre les modèles permettant de s'imprégner de la situation anatomique dentaire et/ou osseuse du patient, la SLA trouve son indication en la réalisation de guides chirurgicaux^[45,46]. Ils sont modélisés et fabriqués pour ensuite être placés en bouche et guider les instruments pour le forage du site implantaire (fig. 12).



Figure 12 : Guide chirurgical réalisé par SLA (a), placé sur le modèle (b), et en bouche pour l'acte chirurgical (c) ^[46].

1.1.4.3. Chirurgie maxillo-faciale

Dans le domaine chirurgical, la SLA donne la possibilité de réaliser un modèle des structures osseuses^[47]. Ceux-ci servent à préfigurer les déplacements osseux pour une chirurgie orthognatique (fig. 13a et b), ou à essayer différentes pièces comme des plaques de contention, d'ostéoconduction (fig. 13c) ou encore des modèles de pièces à greffer (fig. 13d).



Figure 13 : Modèles réalisés par SLA : base du crâne et mandibule avant (a) et après (b) chirurgie orthognatique, mandibule avec plaque d'ostéoconduction (c), et base du crâne avec un modèle de pièce simulant une future greffe (d) ^[47].

1.1.4.4. Orthopédie Dento-Faciale

Sur le même principe que le FDM, des modèles représentant différentes étapes d'un traitement orthodontique peuvent être réalisés par SLA. Ces modèles servent ensuite à la fabrication des gouttières thermoformées (Invisalign®, de Align Technology)^[48].

La SLA permet également de réaliser la partie en résine de plaques palatines. Cette technique donne la possibilité, au cours de la fabrication, de suspendre le processus afin d'y intégrer des crochets façonnés. Selon certains auteurs, l'inclusion des crochets dans la résine assure ainsi une meilleure stabilité et une meilleure rétention de la plaque (fig. 14)^[49].



Figure 14 : Plaque palatine, dont la résine est réalisée par SLA^[49].

Cette technique permet également de fabriquer des brackets linguaux personnalisés, en résine (système Incognito™, de 3M). Après la mise en forme, les pièces sont coulées dans un alliage à base d'or. Les brackets sont ensuite positionnés sur un modèle pour être inclus dans une gouttière. Celle-ci permettra la réalisation du collage en méthode indirecte (fig. 15)^[48,50].

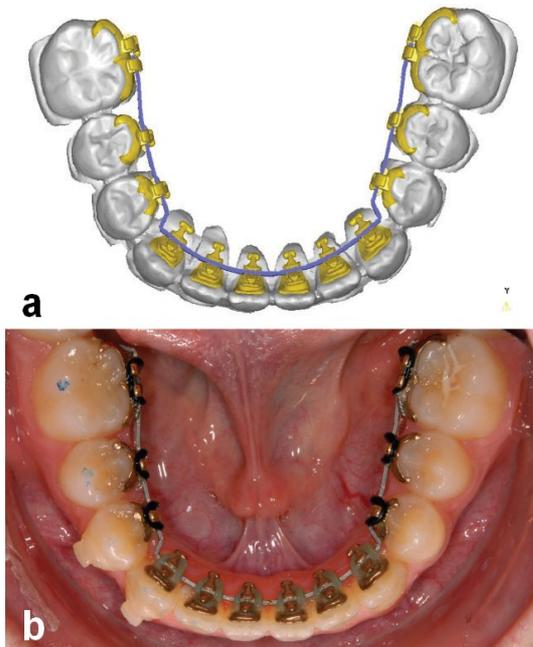


Figure 15 : Système Incognito™ : Modélisation informatique (a), et vue occlusale d'un patient traité par Incognito™ (b) [48].

Le collage indirect est réalisé en plusieurs étapes. Le bracket est positionné sur la dent par l'intermédiaire d'une gouttière ou d'une clé de positionnement pour le placer dans une situation unique^[51]. La SLA permet également de réaliser une clé de positionnement en coiffe occlusale (fig. 16).

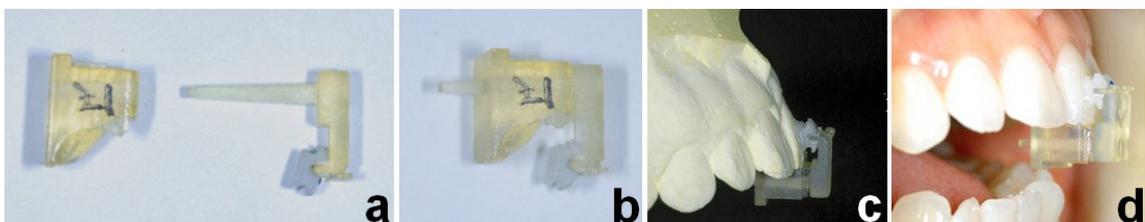


Figure 16 : Clé de positionnement de brackets : coiffe occlusale de transfert et connecteur (a), clé formée par les deux parties précédentes (b), clé positionnée sur le modèle (c), et clé en bouche pour le collage du bracket (d) [51].

1.1.4.5. Prothèse amovible

La SLA permet de réaliser des infrastructures de prothèses amovibles partielles métalliques (PAPM) en cire ou en résine calcinable. Ces maquettes sont ensuite coulées par la méthode de la cire perdue pour obtenir les châssis métalliques (fig. 17)^[50,52,53].

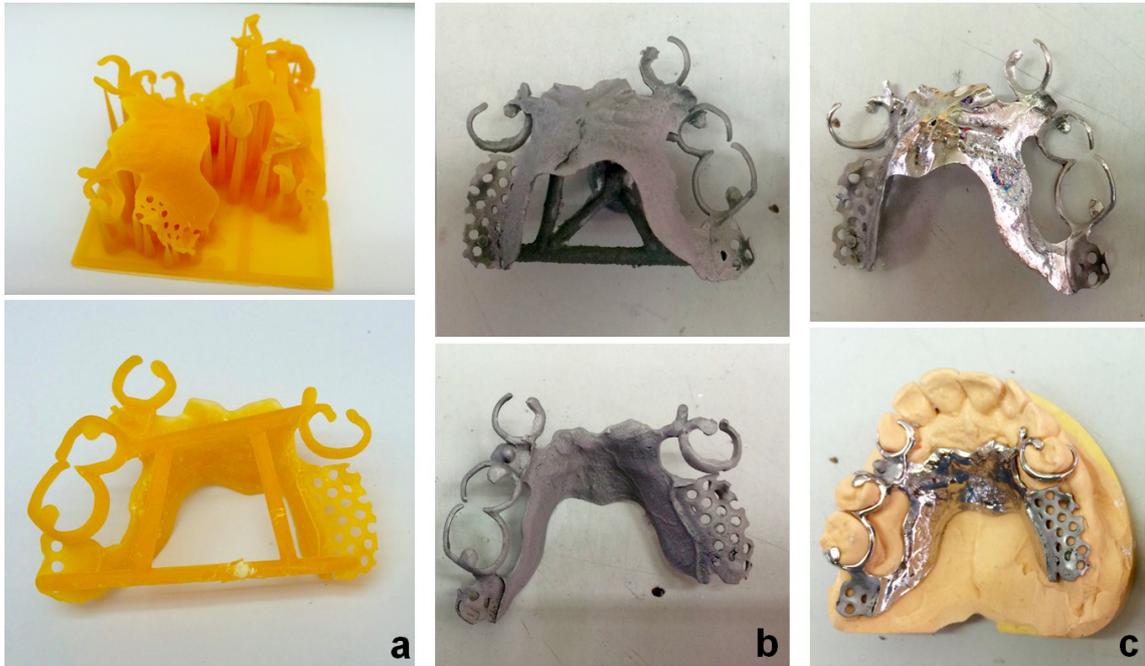


Figure 17 : Châssis métallique de PAM réalisé par SLA : sorti de la machine à stéréolithographie (a), après la coulée (b), et après la finition (c) [50].

1.1.4.6. Prothèse fixée

Outre les modèles permettant de réaliser les prothèses, il est possible, tout comme en prothèse amovible, de créer des maquettes calcinables. Ces maquettes de couronnes, de bridges (fig. 19b), ou d'infrastructures (fig. 18) sont ensuite coulées en métal par la technique de la cire perdue.



Figure 18 : Infrastructures de prothèses fixées en résine calcinable réalisées par SLA [10].

Les bridges provisoires peuvent également être produits par cette technique (fig. 19a)^[54]. Ils sont alors réalisés avec une résine non calcinable biocompatible.



Figure 19 : Bridge provisoire (a) et bridge en résine calcinable (b) réalisés par SLA^[54].

La réalisation de prothèses fixées en céramique par stéréolithographie fait l'objet de brevet par Ivoclar Vivadent^[55]. Des travaux sont en cours afin de développer cette technique. Avant de réaliser des tests cliniques, la fiabilité mécanique doit être évaluée. Pour cela, la méthode des éléments finis peut être utilisée.

1.2. Méthode des Éléments Finis

1.2.1. Définition et but en odontologie

La méthode des éléments finis (MEF) analyse des problèmes complexes grâce aux mathématiques. Elle a été développée en 1943 par le russo-canadien Alexander Hrennikoff et le germano-américain Richard Courant afin de résoudre des problèmes d'élasticité et d'analyse structurelle dans l'ingénierie civile et aéronautique^[56]. Cette méthode, facilement programmable, a donné lieu à de nombreux logiciels, dits de simulation par éléments finis, pour dimensionner des pièces dans l'industrie.

La MEF est une discrétisation (division) du volume à étudier en un nombre fini d'éléments structurels. Chaque sous-ensemble est connecté aux autres par des nœuds pour constituer le maillage de la pièce. Le principe de la méthode consiste à postuler, au sein de chaque élément, la forme mathématique solution à un problème posé. La continuité entre les éléments adjacents assure la fonctionnalité de la méthode^[57,58]. Chaque nœud est donc dans des conditions d'équilibre (c'est-à-dire que les forces sont équivalentes de part et d'autre de ce nœud) et la solution sera en continuité entre les éléments adjacents. La discrétisation du modèle est une approximation, ce qui implique que la MEF est une analyse approchée et que la qualité de la solution calculée dépend du nombre d'éléments.

Le problème posé sur la pièce physique originelle à étudier est représenté sur le modèle par un système d'équations différentielles. L'application de la contrainte sur le modèle génère des équations plus simples à chaque nœud. Ces solutions sont ensuite transmises à l'ensemble de la structure^[59]. Le principe de la MEF repose donc sur une seconde approximation, l'hypothèse selon laquelle la solution du modèle peut être représentée sous la forme d'une fonction polynomiale (équation 1)^[60,61].

$$f(x) = a_0 + a_1x + a_2x^2 + a_3x^3 + \dots + a_nx^n$$

Équation 1 : Exemple de polynôme de degré n.

Cette méthode est applicable à de nombreux domaines, notamment la mécanique des structures et la mécanique des fluides. Elle a été intégrée à la recherche en biomécanique en tant qu'alternative aux expérimentations *in vitro*, coûteuses et parfois difficiles à mettre en application. Elle permet de modéliser le comportement de diverses structures (os, articulation, implant, dent)^[57] sous l'application de différentes sollicitations (tension, compression, cisaillement) appliquées seules ou conjointement^[62].

Dans le domaine de la dentisterie, cette méthode trouve plusieurs applications. Elle permet par exemple de :

- simuler les effets mécaniques des forces occlusales sur le ligament parodontal ainsi que sur les tissus durs dentaires et osseux^[8],
- évaluer diverses situations cliniques et options prothétiques^[63],
- trouver la charge optimale à appliquer aux implants ou micro-implants orthodontiques, en analysant les contraintes compressives au niveau de l'os péri-implantaire^[64].

1.2.2. Principe

La MEF comporte plusieurs étapes afin de modéliser le plus fidèlement possible la géométrie de la pièce étudiée, le comportement du matériau utilisé, ainsi que les efforts et interactions qui entrent en compte dans l'étude. Nous utiliserons les publications de Davide et coll.^[65] et de Mehdi et coll.^[66] pour illustrer ces différentes étapes.

1.2.2.1. Choix de la structure à étudier

La MEF permet de modéliser les structures bordant l'objet étudié ainsi que ses interactions avec celles-ci^[67,68]. Les différents tissus et composants de la dent (émail, dentine) et des tissus de soutien (ligament parodontal, os spongieux, os cortical) peuvent être modélisés afin d'étudier leur comportement^[69,70] (fig. 20).

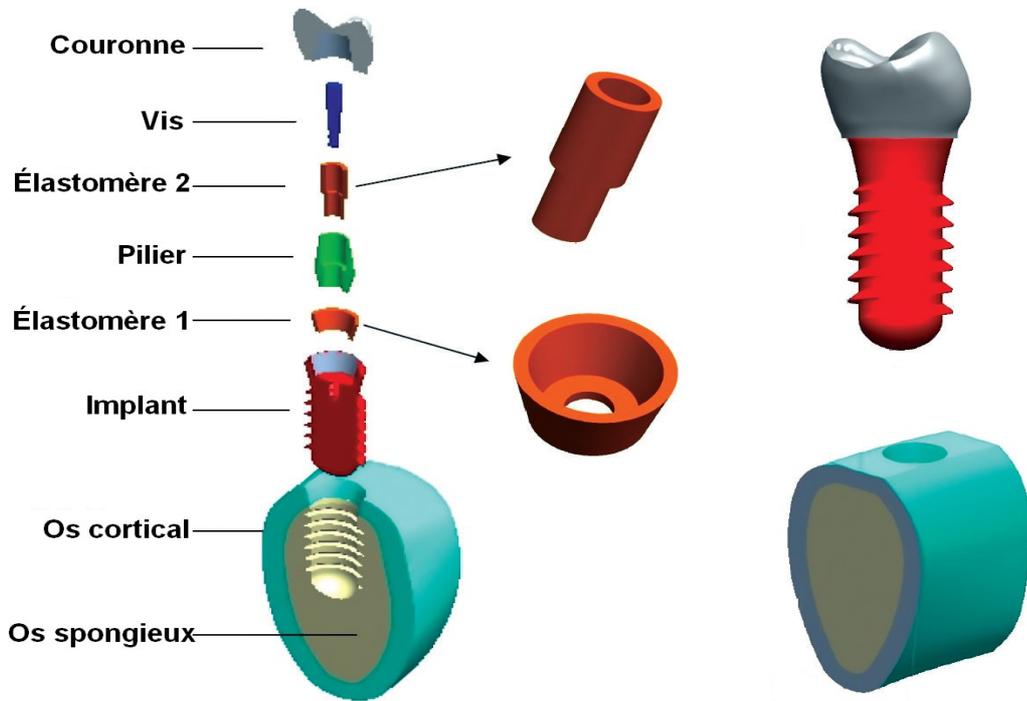


Figure 20 : Exemple d'une modélisation implantaire composée de plusieurs structures ^[66].

À l'inverse, les composants unitaires peuvent également être étudiés sans obligatoirement représenter l'ensemble de l'environnement^[60]. Les interactions avec l'environnement sont alors modélisées dans le calcul sous la forme de contraintes ou de conditions de liaisons cinématiques (qui caractérisent les interactions et mouvements possibles entre différents solides ou entre un système et un obstacle) (fig. 21).

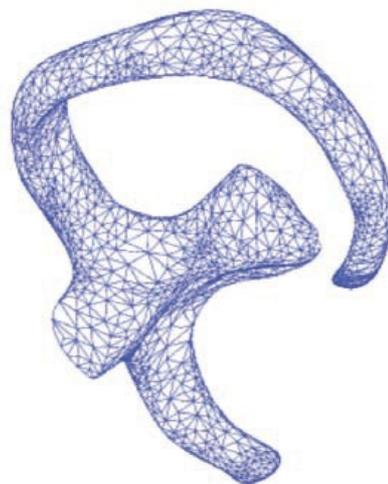


Figure 21 : Exemple de modélisation d'une structure unitaire ^[60].

1.2.2.2. Acquisition du volume numérique

L'application de la MEF s'effectue sur un modèle géométrique bidimensionnel ou tridimensionnel. Les études conduites en deux dimensions (2D) reviennent à étudier une section de la dent et ses structures adjacentes^[71,72]. À l'inverse, les études en trois dimensions (3D) permettent une analyse plus globale et l'étude de différents plans de coupe^[60,73].

Différentes techniques existent pour reproduire numériquement une géométrie. Les données peuvent être créées par un logiciel de CAO (Conception Assistée par Ordinateur) ou provenir de données d'acquisition de modèles physiques. Parmi ces techniques, l'imagerie (tomodensitométrie, IRM, CT-scan...) est la plus fidèle^[7,60].

Les logiciels de CAO permettent la réalisation d'une géométrie à partir de données réelles, mais aussi de construire un modèle de toute part. Il est alors possible de :

- créer une pièce adaptée à une situation réelle scannée (comme une pièce prothétique ou implantaire),
- simuler la réalité en s'inspirant de données précises (provenant d'atlas, par exemple)^[65,74],
- créer un volume rappelant l'anatomie dentaire de manière simplifiée^[68,73],
- baser l'étude sur une simplification géométrique du modèle dentaire, alors représenté par un cylindre possédant les propriétés mécaniques de la dentine^[62,75].

De nombreux logiciels de CAO sont disponibles : CATIA (Dassault Systèmes)^[62], SolidWorks (Dassault Systèmes)^[66], Pro/Engineer (PTC)^[67], Rhinoceros 3D^[63], InVesalius^[76]. Dans le cas de l'étude de Mehdi et coll. (2015), les auteurs ont choisi de modéliser un implant associé à l'os mandibulaire (fig. 20).

1.2.2.3. Propriétés des matériaux

La seconde étape consiste à préciser les caractéristiques physiques et mécaniques du matériau. Celles-ci peuvent être issues d'expérimentations ou de données de la littérature^[71].

1.2.2.3.1. Homogénéité / hétérogénéité

Les matériaux peuvent être homogènes et avoir les mêmes propriétés en tout point dans leur structure. À l'opposé, les milieux hétérogènes présentent des propriétés différentes au sein du modèle. Les tissus biologiques sont hétérogènes à très petite échelle. Mais la faible variation des propriétés permettent de considérer ces milieux comme homogènes.

En dentisterie, le modèle de la dentine est régulièrement considéré comme homogène à l'échelle macroscopique. Cependant, les tubulli dentinaires présentent une densité environ deux fois plus élevée à proximité pulpaire comparé à la surface externe. Cette variation structurelle du matériau pose la problématique du choix de l'échelle dans sa modélisation^[77]. Une échelle microscopique nécessite la prise en compte de l'hétérogénéité du matériau, alors qu'un modèle à l'échelle macroscopique le caractérise comme homogène.

1.2.2.3.2. Isotropie / anisotropie

Les propriétés d'un milieu isotrope ne dépendent pas de l'orientation et sont identiques dans toutes les directions de l'espace. À l'inverse, un milieu anisotrope présente des propriétés différentes selon la direction. L'utilisation d'un matériau anisotrope implique donc de définir des repères pour orienter le matériau. En effet, l'orientation du modèle étudié peut en modifier le comportement.

De nombreuses études prètent un caractère isotrope aux tissus dentaires et osseux, bien que l'émail, la dentine, l'os spongieux et l'os cortical soient anisotropes^[65,78,79]. En effet, ces études reconnaissent le caractère anisotrope des composants, tout en préférant néanmoins simplifier les calculs en supposant que l'isotropie du matériau conduirait au même résultat^[66,80]. Quelques études prennent en compte l'anisotropie de certains matériaux de

restauration tels que le composite fibré^[80], et les tenons en fibres de carbone ou en fibres de verre^[70].

Il existe des milieux intermédiaires dits orthotropes. Ceux-ci possèdent les mêmes propriétés dans deux sens de l'espace, alors que les propriétés diffèrent dans le troisième sens de l'espace.

1.2.2.3.3. Modèle de comportement élastique linéaire

L'élasticité d'un milieu est sa capacité à reprendre sa géométrie initiale sans dommage permanent à la fin d'une sollicitation. L'élasticité linéaire représente une répartition des contraintes proportionnelle aux déformations. Les contraintes appliquées inférieures à la limite d'élasticité génèrent des déformations réversibles. Au-delà de cette limite élastique, les contraintes n'évoluent plus linéairement avec les déformations et ces matériaux entrent dans une phase dite plastique ou non-linéaire. Celle-ci correspond à une déformation irréversible plus ou moins importante jusqu'au point de rupture du matériau (fig. 22).

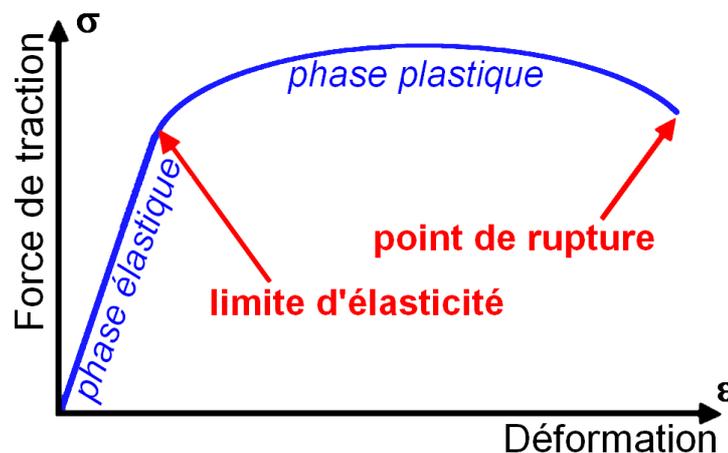


Figure 22 : Exemple d'une courbe de traction.
[Illustration personnelle]

Certains matériaux moins ductiles, comme les céramiques, ne possèdent pas de domaine de plasticité. Le point de rupture est donc atteint à la fin de la limite d'élasticité^[81] (fig. 23).

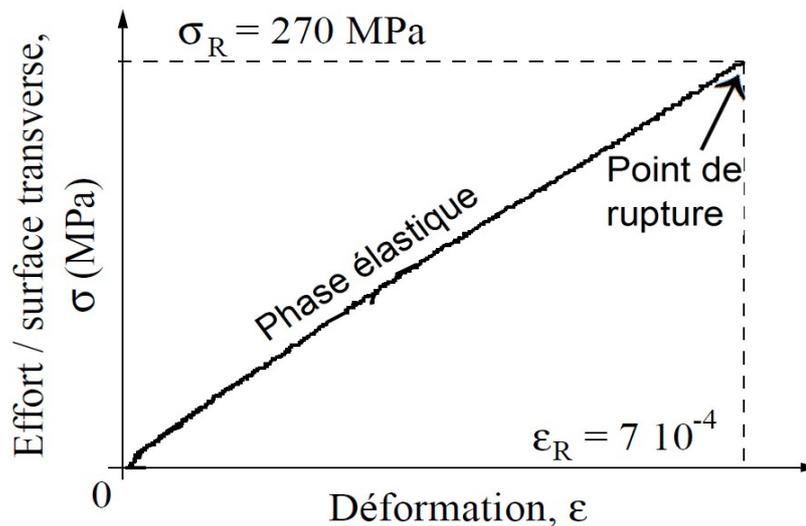


Figure 23 : Courbe de traction, jusqu'à rupture, d'une céramique technique [82].

1.2.2.3.4. Module d'Young et coefficient de Poisson

Le comportement élastique linéaire d'un matériau est caractérisé par deux modules élastiques : le module d'Young et le coefficient de Poisson.

Le module d'Young (ou module d'élasticité, E) décrit la relative rigidité du matériau. Il peut correspondre à la force de traction par unité de surface (MPa ou GPa) qu'il faudrait appliquer à un matériau pour l'allonger au double de sa longueur initiale (équation 2) [81].

$$E = \frac{\text{Force de traction}}{\text{Déformation}} = \frac{\sigma}{\epsilon} \quad \text{avec} \quad \epsilon = \frac{\Delta l}{l_0}$$

Équation 2 : Calcul du Module d'Young (E).

Lors d'un essai de traction, le module d'Young correspond à la pente de la courbe en phase élastique (fig. 24). Lorsque la valeur du module augmente, le matériau est alors plus rigide, alors qu'il est plus souple, déformable, quand ce module est réduit (tableau 1).

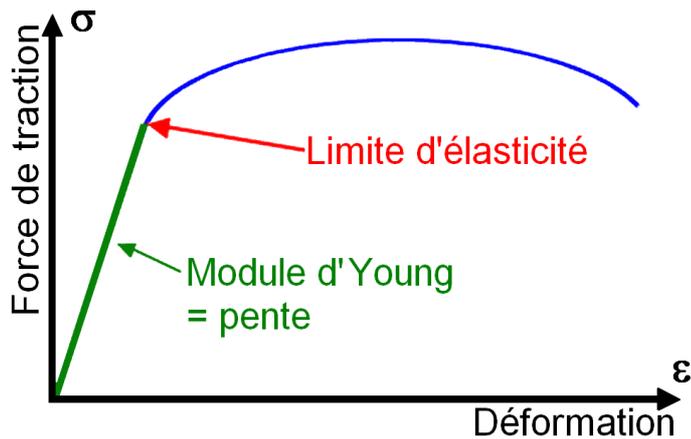


Figure 24 : Détermination du module d'Young dans une direction définie.
[Illustration personnelle]

Matériau		Module d'Young (GPa)
Caoutchouc naturel		0,00089 [83]
Dentine		18,6 [84,85] (de 14,7 [63,78] à 25 [62])
Émail		84,1 [8,73] (de 41 [70] à 87,5 [85])
Diamant		1140 [86]
Céramiques	Feldspathique	67 [87,88]
	E-max	de 91 [79] à 95 [75]
	Zircone	de 205 [89] à 209 [87,88]
	Alumine	de 390 [88] à 410 [89]

Tableau 1 : Modules d'Young de quelques matériaux considérés isotropes.

Lorsqu'une sollicitation de traction est appliquée à une pièce, celle-ci s'allonge dans la direction de l'effort, mais s'affine dans les directions perpendiculaires à cet axe. À l'inverse, lors d'une compression, l'objet rétrécit dans l'axe de charge, mais s'épaissit transversalement. Le coefficient de Poisson (ν) est le rapport du rétrécissement d'un matériau dans la direction perpendiculaire à l'effort en traction sur son allongement dans la direction de l'effort (équation 3).

Si la traction s'effectue dans l'axe x : ^[81]

$$\nu = -\frac{\epsilon_y}{\epsilon_x} = -\frac{\epsilon_z}{\epsilon_x}$$

Équation 3 : Calcul du coefficient de Poisson (ν).

Matériaux	Coefficient de Poisson
Liège	0 ^[90]
Émail	de 0,30 ^[7,80] à 0,33 ^[8,85]
Dentine	0,31 ^[70,73,85]
Métaux, polymères et céramiques dentaires	De 0,25 à 0,35 en moyenne ^[90]
Caoutchouc naturel	0,5 ^[90]

Tableau 2 : Coefficients de Poisson de quelques matériaux considérés isotropes.

Le coefficient de Poisson est sans unité, généralement positif, et ne dépasse pas la valeur de 0,5 (tableau 2). Les coefficients de Poisson négatifs caractérisent des structures complexes, dites auxétiques. Celles-ci sont capables de rétrécir dans tous les axes de l'espace lors d'une compression, et de s'élargir de la même manière lors d'une traction (fig. 25).

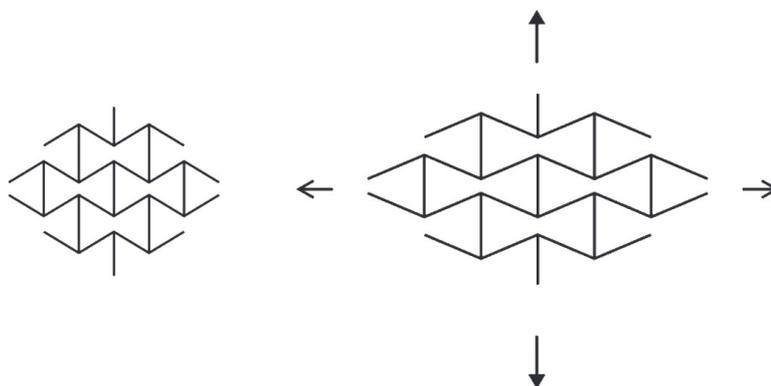


Figure 25 : Exemple d'une structure auxétique en traction ^[91].

En étudiant les effets d'un implant sur sa base osseuse, Mehdi et coll. (2015) ont modélisé plusieurs composants. Chacun de ces composants a ses propres propriétés. Celles-ci sont décrites dans le tableau 3.

Composant	Matériaux	Propriétés	Module d'Young (GPa)	Coefficient de Poisson
Couronne	Cr-Co	Comportement élastique linéaire isotrope	218	0,33
Pilier	Alliage de titane		110	0,3
Vis				
Implant				
Élastomère	Silicone		0,006	0,49
Os	Cortical		14,5	0,323
	Spongieux		1,37	0,3
Dentine		18,6	0,31	
Émail		84,1	0,30 - 0,33	

Tableau 3 : Propriétés mécaniques des composants de l'étude de Mehdi et coll.^[66] comparées à la dentine et à l'émail.

L'étude de Davide et coll.^[65], quant à elle, considère l'os cortical ainsi que la dentine comme orthotrope. L'orthotropie s'applique ici selon un axe perpendiculaire aux surfaces, c'est-à-dire que cet axe possède des propriétés qui diffèrent des deux autres axes (fig. 26). Les autres constituants tels que l'émail, l'os spongieux et la résine composite sont considérés comme isotropes.

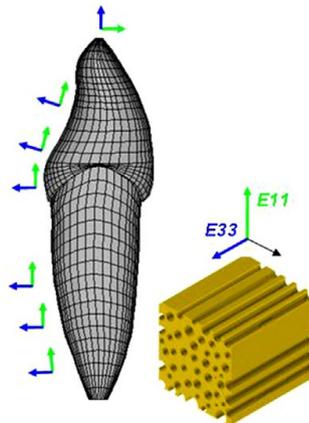


Figure 26 : Axes définissant l'orthotropie de la dentine dans l'étude de Davide et coll.^[65].

1.2.2.4. Conditions aux limites

Les conditions aux limites d'un modèle sont ses restrictions locales. Elles modélisent l'environnement de la pièce étudiée^[92]. Ces contraintes permettent de limiter la liberté de mouvements des points, surfaces ou volumes sélectionnés. Un élément libre possède 6 degrés de liberté pour autoriser tous les mouvements, 1 degré de liberté pour chacune des trois directions

définissant l'espace, auxquels s'ajoute une rotation autour de chaque axe (fig. 27). Les conditions aux limites restreignent donc certains ou la totalité des degrés de liberté.

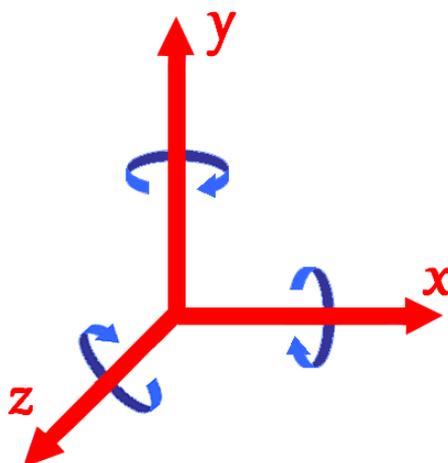


Figure 27 : Les 6 degrés de liberté.
[Illustration personnelle]

Toutes les études ne détaillent pas les conditions aux limites des modèles. Lorsque celles-ci sont précisées, il s'agit quasi-exclusivement d'un encastrement de la base de la structure modélisée. Les conditions ne permettent alors aucun degré de mobilité à cette base. Cette base peut correspondre au plan de section de l'os modélisé^[73,76] ou de la racine de la dent modélisée^[80] (fig. 28).

Certains travaux laissent 2 degrés de liberté, comme pour permettre une translation et une rotation de la mandibule lors de l'étude de l'articulation temporo-mandibulaire^[93].

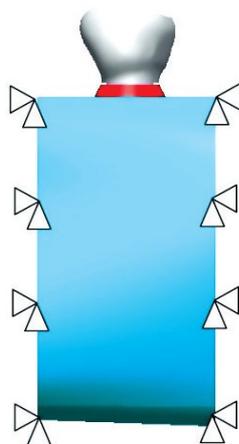


Figure 28 : Conditions aux limites dans l'étude de Mehdi et coll. (2015) : les plans de section de la mandibule sont encastres, ils ne présentent pas de degré de mobilité^[66].

1.2.2.5. Charge

L'utilisation de la MEF permet de calculer la réponse d'une structure assujettie à des chargements. Mécaniquement, une force est caractérisée par un point d'application, une magnitude et une direction^[94]. Il faut sélectionner, sur le modèle, le ou les points d'application où s'exerce la force, quantifiée en Newton (N). Cette valeur peut également être exprimée sous forme de pression appliquée sur une surface définie, en Pascal (Pa), correspondant à une force surfacique ($1\text{Pa} = 1\text{N.m}^{-2}$).

Les forces appliquées aux modèles sont diverses et dépendent de la situation qui veut être simulée. Majoritairement, les études cherchent à reproduire une force masticatoire. La valeur de cette force varie de 100 N ^[67,71] à 300 N ^[8,69], et peut être appliquée avec une intensité égale sur chaque dent, ou avoir des valeurs différentes selon les dents concernées. Les forces masticatoires sont donc appliquées sur la surface occlusale des dents, avec une orientation variant de 0° (soit dans le grand axe de la dent)^[68] jusqu'à 60° par rapport à l'axe de la dent^[8,95]. L'impact de cette force occlusale peut se situer sur l'ensemble de la face occlusale^[85], ou sur des cuspides précises, principalement les cuspides guides^[72]. Elle peut également mimer les contacts occlusaux, sous forme de tripodes^[96], ou par l'intermédiaire d'une sphère^[7,79]. Les forces occlusales réelles sont un ensemble de forces de diverses intensités et directions. Il revient aux auteurs de choisir d'appliquer une seule^[79,84] ou plusieurs^[95,97] forces de compression, ou de cisaillement^[62].

Dans d'autres situations, les forces appliquées sont plus faibles. C'est le cas lors de l'utilisation de forces de traction orthodontique^[64] ou du mouvement d'insertion-désinsertion d'une prothèse amovible^[60].

À l'inverse, il est possible d'utiliser des valeurs d'efforts plus élevées, pour des simulations de traumatismes (800 N sur une incisive centrale dans l'étude de Jayasudha et coll.^[74]) ou pour l'étude de parafunctions (jusque 1000 N pour Torcato et coll.^[76]).

Dans leur article, Mehdi et coll.^[66] étudient trois charges, de valeurs et de directions différentes. Celles-ci sont définies dans la figure 29.

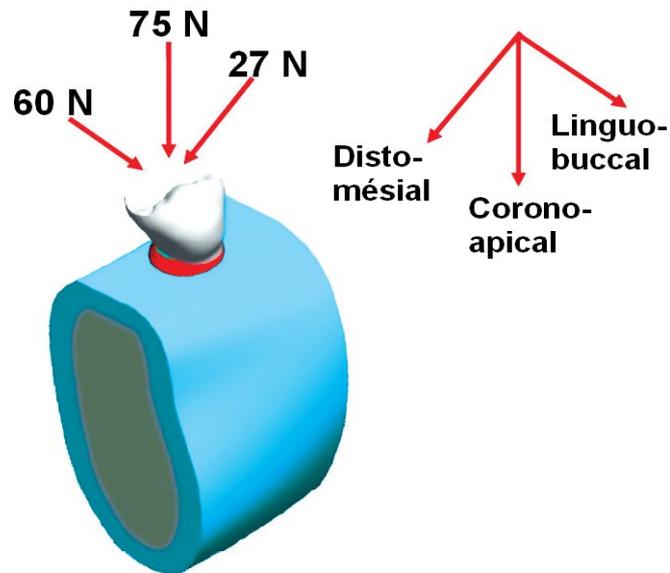


Figure 29 : Valeurs et directions des charges [66].

Davide et coll.^[65], pour leur part, ont effectué trois contraintes différentes sur une incisive centrale. L'objectif était d'établir une comparaison avec des données *in vivo* (fig. 30) et d'étudier différentes situations de restauration. Un chargement supplémentaire a ensuite été réalisé avec une valeur de 50 N et appliqué sur la face palatine, à 2 mm du bord libre, avec une angulation de 60° par rapport au grand axe de la dent.

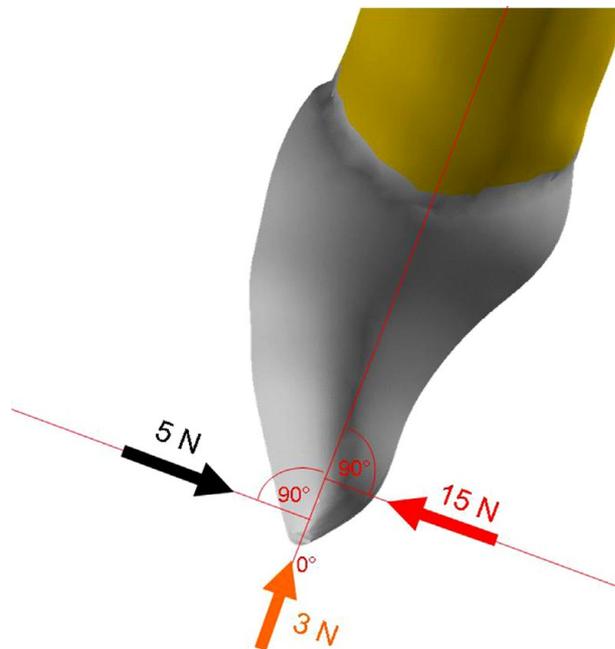


Figure 30 : Valeurs et directions des charges permettant la comparaison avec des essais cliniques [65].

1.2.2.6. Maillage

Le maillage est, par définition, le principe de base de la MEF. Le volume initial correspond mathématiquement à un domaine continu. Il est divisé en sous-ensembles que l'on appelle éléments ou mailles. Ce processus de découpage donnant un nombre fini d'éléments s'appelle la discrétisation (maillage). L'ensemble de ces éléments discrets recouvre donc l'intégralité du domaine initial, sans chevauchement^[98].

Les mailles peuvent avoir des géométries en deux ou en trois dimensions selon la dimension du domaine initial. Chaque maille est définie par ses nœuds, qui sont les points sommets des géométries (fig. 31).

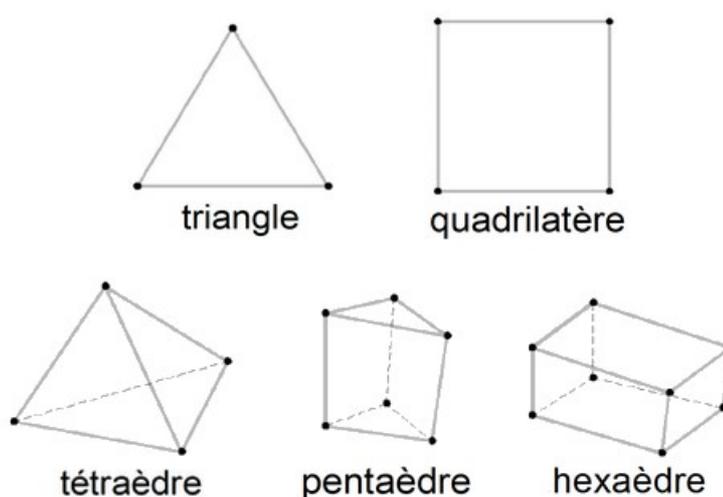


Figure 31 : Géométries de base pour le maillage ^[99].

L'ensemble des mailles forme une approximation de la géométrie initiale, mais doit, dans un souci de limitation des erreurs, y être le plus fidèle possible. Afin de préserver la qualité de l'approximation, plusieurs paramètres sont à considérer lors de cette étape de maillage :

- le nombre d'éléments : pour un même domaine de base, plus le nombre d'éléments sera grand, meilleure sera la qualité de la solution éléments finis ;
- la taille des mailles : elle est liée au nombre d'éléments. Plus le nombre de mailles est grand, et plus les mailles sont petites. Cette taille n'est pas forcément uniforme d'une maille à une autre, il peut y avoir des variations, selon la complexité du volume. En effet, dans les

endroits où les contraintes peuvent être importantes, il est nécessaire d'avoir un maillage plus fin ;

- Le choix de la géométrie de l'élément (quadrilatère ou triangle en 2D, par exemple) est lié au degré de précision de l'interpolation polynomiale de la solution dans un élément. Les géométries de bases (triangle à 3 nœuds, par exemple) sont dites linéaires, c'est-à-dire que chaque arête est constituée d'une droite passant par deux nœuds. Il existe des éléments quadratiques ou cubiques qui disposent de nœuds supplémentaires par arête et qui permettent, comme il y a plus de nœuds, d'avoir une précision plus fine (fig. 32 et 33).

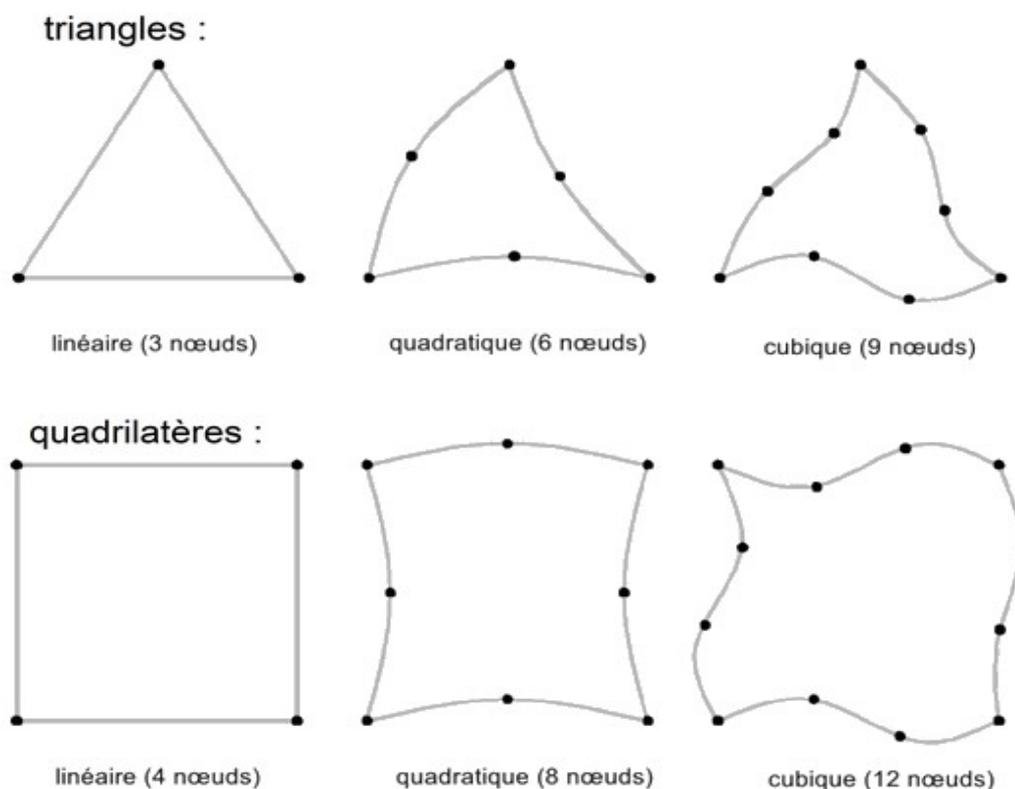


Figure 32 : Éléments à deux dimensions^[99].

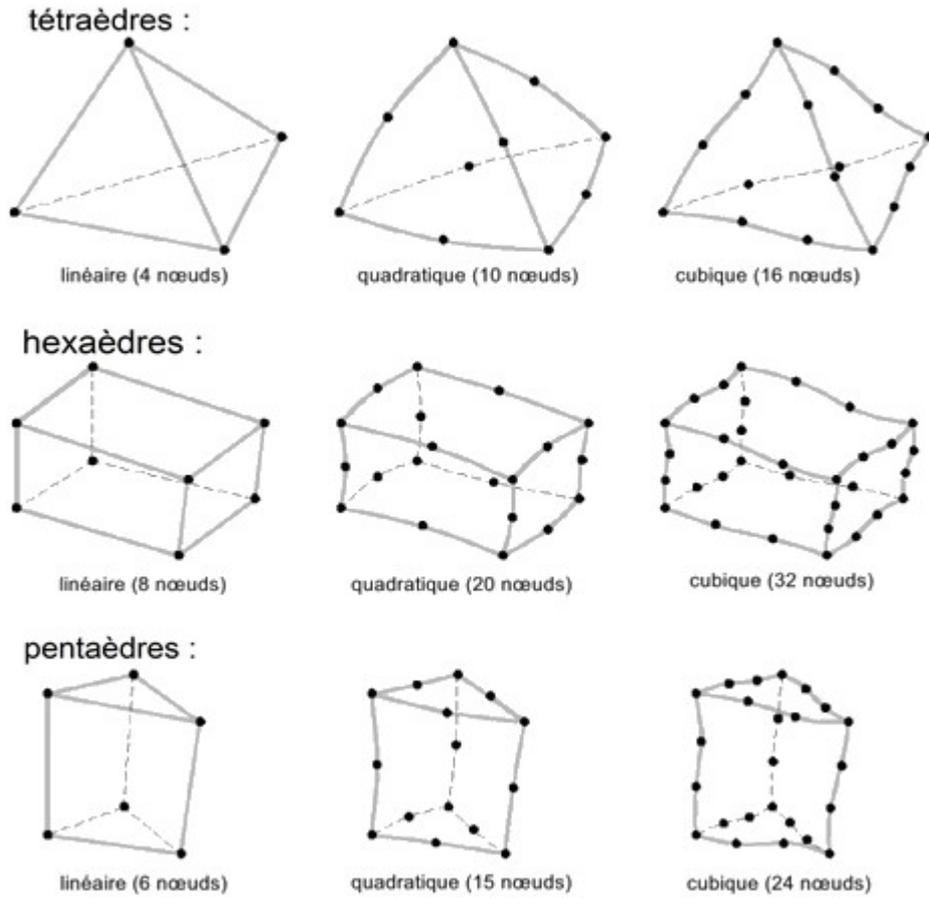


Figure 33 : Éléments à trois dimensions ^[99].

Davide et coll.^[65] ont réalisé un maillage avec des hexaèdres linéaires, obtenant un total de 311 623 mailles et 53 902 nœuds. Mehdi et coll.^[66] ont utilisé un maillage à base de tétraèdres quadratiques pour l'ensemble de leurs composants (fig. 34). Le modèle de cette étude est composé de 126 374 mailles et de 185 968 nœuds.

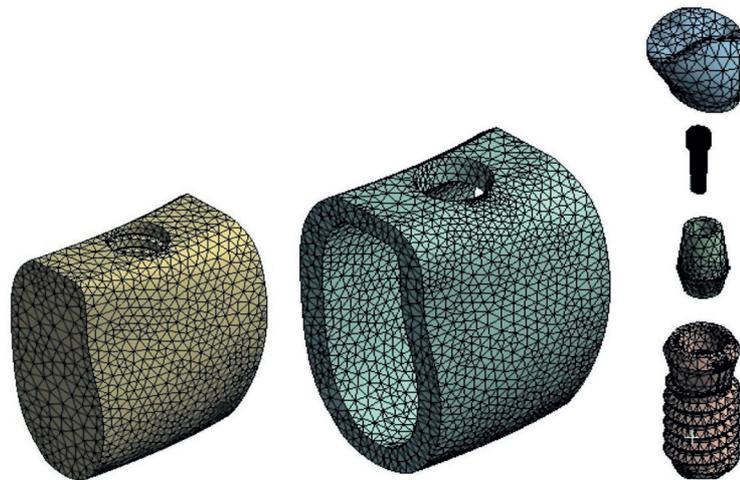


Figure 34 : Maillage des composants de l'étude de Mehdi et coll. (2015) ^[66].

1.2.2.7. Résolution de la problématique

Ces différentes étapes de mise en données réalisées, le logiciel entre dans la phase de résolution^[60]. La méthode, appliquée dans le cadre de la mécanique des structures en odontologie, conduit à calculer en chaque nœud le champ de déplacement et dans chaque élément les composantes de déformations et de contraintes. Ces quantités sont les solutions du système d'équations différentielles^[7].

Les études dynamiques appliquent une certaine vitesse au chargement, ce qui complexifie le calcul à effectuer. Dans le domaine dentaire, cette situation convient aux traumatismes et à la répétition du cycle masticatoire^[67,74]. À l'inverse, les études statiques correspondent à l'application des forces occlusales, d'une traction orthodontique. Ceci explique que la plupart des études considèrent que le chargement est indépendant du temps. Néanmoins, la MEF ne peut pas évaluer la fatigue cyclique des pièces étudiées, c'est-à-dire l'altération qu'elles subissent suite à l'application répétée de contraintes au long terme.

1.2.2.8. Post-traitement

Les données brutes provenant des calculs par la MEF permettent d'obtenir des informations sur les différentes quantités dans toute la pièce. Celles-ci peuvent concerner les contraintes, le déplacement, ou la déformation de ces nœuds en fonction de l'étude réalisée.

Afin de pouvoir visualiser ces quantités physiques sur le modèle, une échelle colorimétrique est utilisée et permet de caractériser les zones en fonction des valeurs calculées^[70,74]. La majorité des échelles utilisées sont composées de plusieurs couleurs, classiquement des couleurs chaudes (rouge foncé) pour les plus grandes valeurs aux couleurs froides (bleu foncé) pour les valeurs les plus faibles (fig. 35), bien que certains auteurs utilisent des variations de gris, allant du blanc au noir^[64,76] ou utilisent une échelle qui leur est propre^[70].

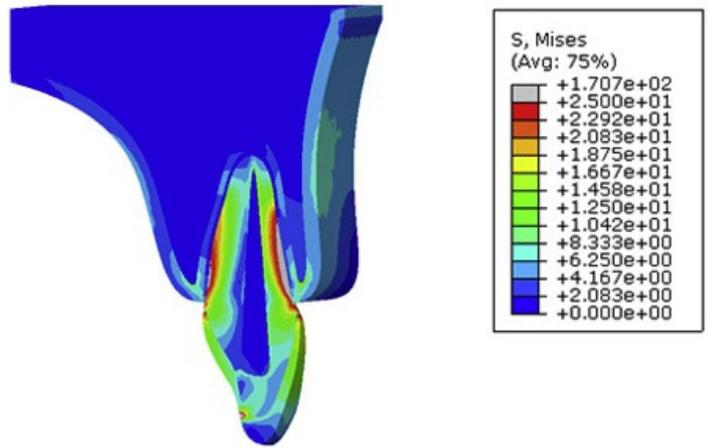


Figure 35 : Exemple d'une distribution de contraintes avec son échelle colorimétrique [100].

Lorsque des données locales sont nécessaires à l'étude, il revient aux auteurs de sélectionner des zones spécifiques (nœuds, éléments). Les valeurs numériques sont extraites et permettent de comparer différents modèles ou différentes études^[7].

En odontologie la MEF permet de mettre en évidence des contraintes, notamment en tension^[65,88]. Certains auteurs s'intéressent néanmoins également aux contraintes en compression^[68,75], à la déformation de la structure^[59], ou à son déplacement^[80,100,101].

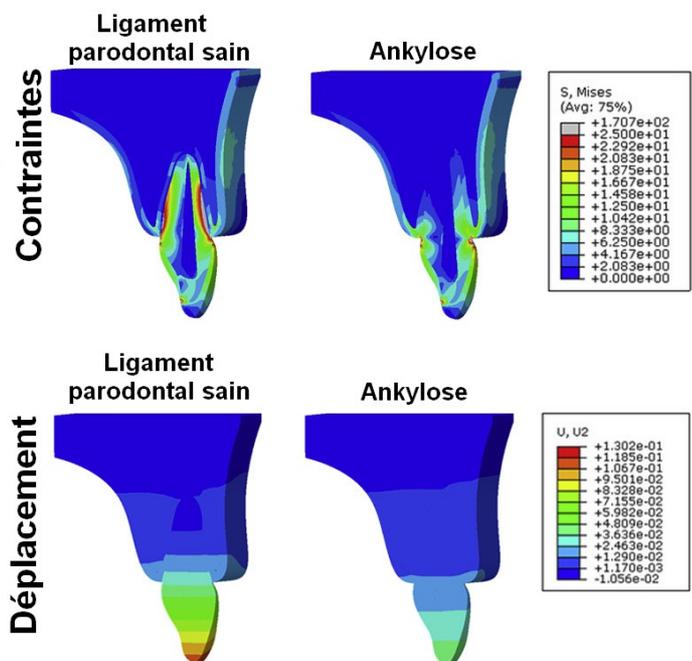


Figure 36 : Exemple de répartitions des contraintes et de visualisation des déplacements, sur des dents endodontiquement saines, présentant soit un ligament parodontal sain, soit une ankylose [100].

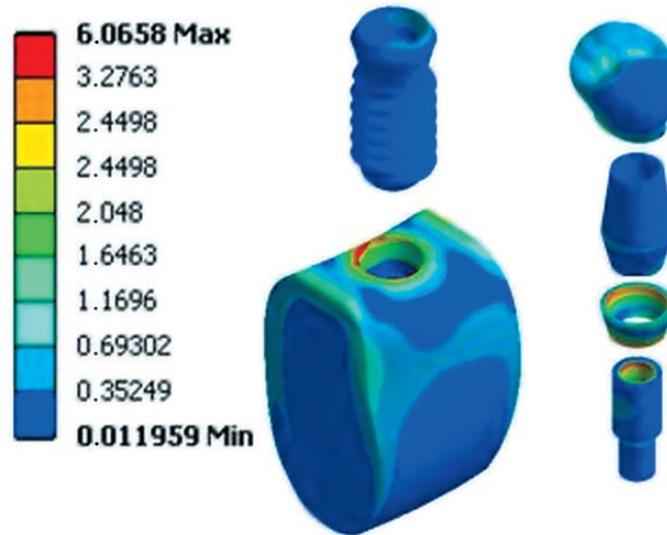


Figure 37 : Contraintes distribuées au modèle implantaire sous la charge corono-apicale [66].

Les figures 36 et 37 illustrent des exemples d'informations qui découlent d'un post-traitement. La figure 36 montre qu'à forces masticatoires égales, les contraintes sont réparties le long du ligament parodontal, tandis qu'elles se concentrent à la partie cervicale de la couronne lorsque la dent est ankylosée. De la même manière, une dent non ankylosée permet plus de déplacement qu'une dent ankylosée^[100]. La figure 37, issue de l'étude de Mehdi et coll. (2015), montre que les forces occlusales conduisent à une concentration des contraintes résiduelles à l'interface cervical os-implant. De même, l'élastomère ajouté à l'implant absorbe une partie de ces contraintes^[66].

Pour conclure, l'analyse par la MEF est une technique très utilisée, mais qui possède ses limites. En effet, elle permet d'étudier une pièce sous une certaine contrainte, mais ne peut pas anticiper la fatigue cyclique. Les limites de la méthode sont inhérentes aux simplifications réalisées dans la modélisation. On relève notamment les matériaux hétérogènes ou anisotropes, considérés comme homogènes isotropes du fait de l'échelle des études^[67]. Néanmoins, ces simplifications des modèles sont inévitables dans les domaines médicaux. Les propriétés enregistrées permettent d'évaluer les caractéristiques mécaniques des matériaux, mais ne peuvent pas rendre compte des caractéristiques biologiques des tissus vivants pendant les contraintes^[63]. De plus, les matériaux sont supposés parfaitement mis en place, ce qui néglige les aléas de l'acte technique en situation réelle^[62]. De la même manière, il est impossible de simuler des phénomènes biomécaniques dynamiques de manière précise. En odontologie, l'occlusion présente certaines variations chez un même individu et n'est donc pas représentée réellement^[78]. La MEF permet donc de représenter des situations précises, mais l'individualité des situations cliniques ne rend pas obligatoirement ses conclusions applicables à un ensemble de situations^[59]. Les résultats doivent donc être nuancés. Il faut ajouter qu'une analyse par les éléments finis donne des indications sur la faisabilité d'une structure, d'un projet, mais ne remplace pas les évaluations cliniques^[95].

Cependant, la MEF permet d'éviter la phase de fabrication. Elle permet l'optimisation d'un modèle géométrique. En effet, un même modèle peut être utilisé avec différentes caractéristiques. De plus, pour un calcul effectué, il est possible d'extraire différentes données. L'utilisation de cette méthode permet donc de remplacer de multiples tests. Elle est à l'origine d'un gain de temps et d'une diminution du coût de l'étude du comportement mécanique.

2. Étude par la méthode des éléments finis d'infrastructures de bridge en alumine mises en forme par stéréolithographie et par soustraction

2.1. Introduction

La CFAO (Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur) est au cœur d'une révolution technologique en odontologie. Celle-ci était utilisée dans diverses industries dans les années 1970. En 1971, Duret et Preston l'ont tournée vers une application dentaire^[10,102,103]. C'est dans les années 1980 que Mörmann a développé le système Cerec® pour une utilisation de la CFAO par les praticiens au cabinet^[10,104]. Depuis, cette technologie n'a eu de cesse d'évoluer. La CFAO en odontologie est majoritairement utilisée par soustraction pour le métal, la céramique, ou la résine. Lors de l'usinage d'une restauration prothétique dentaire, environ 90% du volume initial d'un bloc est éliminé^[105].

Les procédés de fabrication additive sont apparus dans les années 1980, et ont été développés dans les années 1990. La fabrication des pièces couche par couche limite les pertes de matériaux, notamment les poudres et résines. 95 à 98% de poudre métallique non-utilisée est recyclée pour la fabrication d'autres pièces^[106]. Parmi les différentes techniques additives, la stéréolithographie (SLA) permet une grande précision tout en conférant de bonnes propriétés mécaniques et un bon état de surface^[5].

La fabrication de céramique est un défi majeur de la fabrication additive en odontologie. En effet, dans le domaine des prothèses fixées, la céramique constitue le meilleur compromis entre les propriétés esthétiques et la résistance mécanique^[6]. La mise en forme par technique additive permettrait de limiter le stress résiduel sur la pièce après usinage.

La production de céramique par SLA nécessite l'élaboration de la barbotine, une suspension compatible avec le procédé. Ce point a donné lieu à de nombreuses recherches. En effet, la suspension doit être photosensible, avoir un taux de matière sèche suffisant pour permettre l'obtention de propriétés mécaniques en accord avec les normes en vigueur, et ne pas dépasser la viscosité maximale pour conserver une fiabilité de mise en forme^[107]. Récemment, Dehurtevent et coll.^[4] ont développé une formulation de

suspension d'alumine permettant d'obtenir une alumine de haute densité, et des caractéristiques mécaniques permettant théoriquement son application à la dentisterie. Aujourd'hui, aucune étude ne s'est penchée sur la faisabilité de prothèses fixées en céramique par SLA.

Le but de cette étude est de comparer l'alumine réalisée par SLA avec l'alumine mise en forme par technique soustractive, à l'aide de la méthode des éléments finis (MEF). Les bridges étant les éléments de prothèse fixée soumis aux plus grandes contraintes, nous comparerons des infrastructures de bridges de 3 éléments. Les comparaisons concerneront la distribution des contraintes et la déformations, puisque ces composantes informent sur la résistance du matériau en flexion^[87,108]. L'analyse des déplacements permettra de comprendre les effets de la répartition des contraintes et des déformations.

La première hypothèse nulle (H_1) est qu'il n'y a pas de différence de répartition des contraintes de von Mises entre la mise en forme par SLA et la mise en forme par soustraction. La seconde hypothèse nulle (H_2) est qu'il n'y a pas de différence de répartition des déformations entre les modèles créés par ces mêmes procédés.

2.2. Matériels et méthodes

Le but de ce travail est de comprendre l'influence de la mise en forme par stéréolithographie sur la distribution de stress et de contraintes dans une infrastructure de bridge en alumine, en comparaison à une technique soustractive (InCeram Al, Vita Zahnfabrik).

2.2.1. Modélisation de l'infrastructure

La collecte des dents a été réalisée suivant le consentement du comité d'éthique (DC-2008-642). Le choix s'est porté sur une première prémolaire et une première molaire supérieures gauches (respectivement 24 et 26), sans défaut visible, extraites pour raison orthodontique ou prothétique. Elles ont été maintenues, après extraction, dans une solution de chloramine (1,5 %) à température ambiante. Une fenestration dans les racines a permis une meilleure rétention et une meilleure stabilité dans le socle de plâtre pierre de type IV (Odontia®, Dentsply). Les deux dents ont été espacées de 7 mm et positionnées perpendiculairement au socle en plâtre. Les préparations ont

ensuite été réalisées en vue d'un bridge céramo-céramique (tableau 4), à l'aide de fraises diamantées bagues vertes Komet® (de Gebr) (Réf. 6856.314), puis de fraise finition diamantée bague rouge (Réf. 8856.313).

Tableau 4 : Valeurs de réductions dentaires pour couronne céramo-céramique.

Préparation dentaire	Valeurs
Réduction vestibulaire	1,4 mm
Réduction proximale	0,9 mm
Réduction linguale	1,1 mm
Réduction occlusale	2 mm
Conicité	8°

La numérisation du modèle a été permise par un scanner Ceramill® Map400 (Amann Girrbach) puis enregistrée en un fichier .STL (STéréolithographie). Le format stéréolithographique utilise un maillage non interopérable avec l'analyse par la MEF. Néanmoins, cette caractéristique lui permet de produire une image tridimensionnelle fidèle au modèle physique scanné.

Le logiciel de CAO Ceramill® Mind a ensuite permis de confectionner virtuellement l'infrastructure du bridge sur le modèle. Cette pièce prothétique a été modélisée suivant les mêmes paramètres numériques que pour un bloc en alumine InCeram Al (Vita Zahnfabrik) mis en forme par une méthode soustractive.

Tableau 5 : Valeurs des épaisseurs de l'infrastructure de bridge céramo-céramique.

Programmation de l'infrastructure de bridge	Valeurs
Épaisseur axiale	0,5 mm
Épaisseur occlusale	0,5 mm
Épaisseur de la connexion	9 mm ²

Le fichier des deux piliers et celui de l'infrastructure ont été transférés sur le logiciel de CAO Catia (Dassault Systèmes) afin d'optimiser la structure en vue de l'analyse par éléments finis. Cette étape a été réalisée à l'ENSAIT (École Nationale Supérieure des Arts et Industries Textiles, Roubaix). Les piliers dentaires ont été tronqués de manière à laisser un minimum de 0,7 mm sous la jonction cervicale entre les piliers et l'infrastructure du bridge (fig. 38). Cette modélisation a ensuite été transmise au logiciel d'exploitation par la MEF Abaqus 6.12 (Dassault Systèmes).

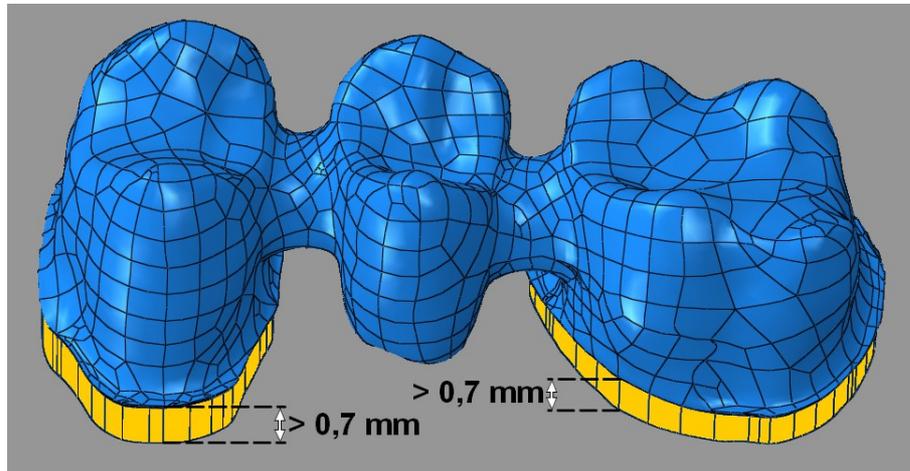


Figure 38 : Modélisation des piliers et de l'infrastructure finalisée sur Catia (Dassault Systèmes).

2.2.2. Simulation numérique

Dans cette étude, seuls l'infrastructure de bridge et les deux piliers dentaires ont été pris en compte. Leur interface a été définie comme un contact parfait.

Quatre modèles ont été réalisés afin d'étudier la distribution de stress et de contraintes dans une céramique d'infrastructure mise en forme par stéréolithographie comparée à une technique soustractive. Concernant les tissus dentaires, les deux préparations ont été considérées comme entièrement constituées de dentine, avec un module d'Young de 18,6 GPa et un coefficient de Poisson de 0,31 ^[85].

Les caractérisations mécaniques des céramiques, mises en forme par techniques additive et soustractive, ont été réalisées dans le cadre de la thèse d'Université du Docteur Dehurtevent. Le module d'Young et le coefficient de Poisson des céramiques alumineuses mises en forme par stéréolithographie étaient respectivement de 356,1 GPa et de 0,3. La céramique mise en forme par stéréolithographie couche par couche est anisotrope par nature. Néanmoins, la caractérisation du coefficient de Poisson impose des dimensions strictes, incompatibles avec la mise en forme par SLA. Une étude préliminaire à ce travail a mis en évidence que les différences de module d'élasticité selon les trois orientations du modèle et du coefficient de Poisson dans les deux orientations mesurables étaient faibles et ne montraient pas de différence significative entre eux. La céramique mise en forme par SLA a donc été

considérée comme isotrope. Les caractéristiques des blocs InCeram Al (Vita Zahnfabrik), utilisées comme contrôle et mis en forme par technique soustractive (Soustractif), sont présentées dans le tableau 6. Les valeurs proviennent des travaux du Docteur Dehurtevent pour le module d'Young, et de la littérature pour le coefficient de Poisson. En effet, l'arrêt de la commercialisation des blocs In-Ceram Al a empêché la réalisation de tests. Tous les matériaux ont été considérés comme homogènes avec un comportement élastique linéaire isotrope.

Tableau 6 : Propriétés mécaniques utilisées dans l'analyse par les éléments finis.

Matériau	Module d'Young (GPa)	Coefficient de Poisson
Dentine	18,6	0,31
Alumine par stéréolithographie	356,1	0,3
Alumine par soustraction	332,9	0,26 ^[109]

Le maillage des deux modèles, avec la céramique réalisée par les procédés additif et soustractif, à l'aide du logiciel Abaqus 6.12 (Dassault Systèmes) a permis de réaliser un ensemble de 401 172 éléments tétraédriques reliés par 392 405 nœuds (tableau 7) (fig. 39).

Tableau 7 : Répartition des nœuds et éléments dans la modélisation.

	Nombre d'éléments	Type d'éléments	Nombre de nœuds
Infrastructure	151 170	Tétraèdres linéaires (C3D4)	31 400
Pilier 24	141 052	Tétraèdres quadratiques (C3D10)	203 295
Pilier 26	108 950		157 710
Total	401 172		392 405

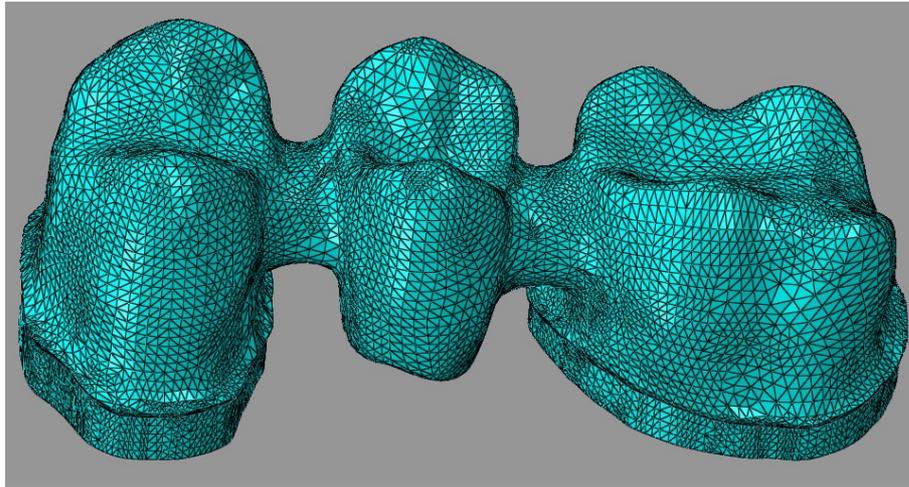


Figure 39 : Maillage de l'infrastructure et des piliers sous Abaqus 6.12 (Dassault Systèmes).

La base des piliers a été encastree, ne permettant aucun mouvement dans les différents sens de l'espace. Deux types de modèles ont été réalisés, les uns avec une occlusion physiologique et les autres sous une charge critique. Les modèles représentant une situation occlusale physiologique ont été soumis à des charges statiques occlusales de 120 N pour les prémolaires, et 180 N pour la molaire^[59]. Elles ont été appliquées verticalement et réparties uniformément sur chacune des trois faces occlusales de l'infrastructure du bridge (fig. 40).

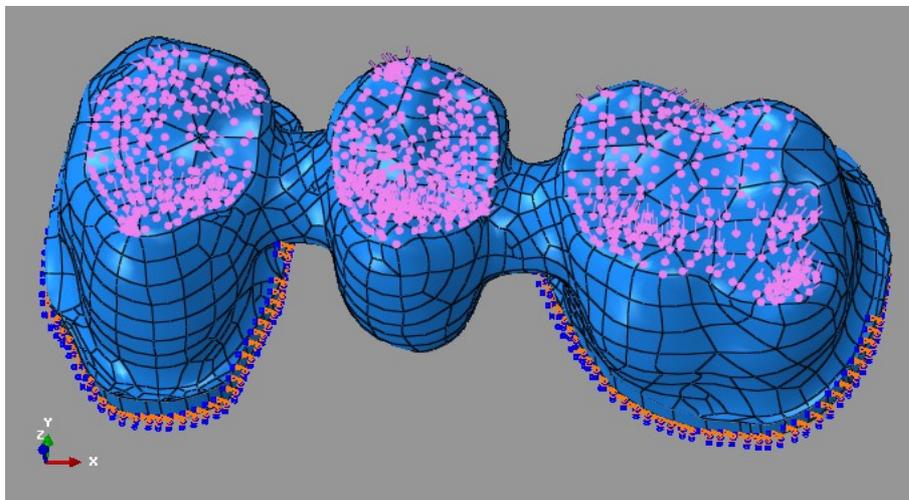


Figure 40 : Répartition de la charge physiologique sur les faces occlusales, et encastrement de la base des piliers.

Les modèles représentant une charge critique ont été soumis à une force de 600 N, appliquée uniquement sur la surface occlusale de l'intermédiaire de bridge^[110] (fig. 41).

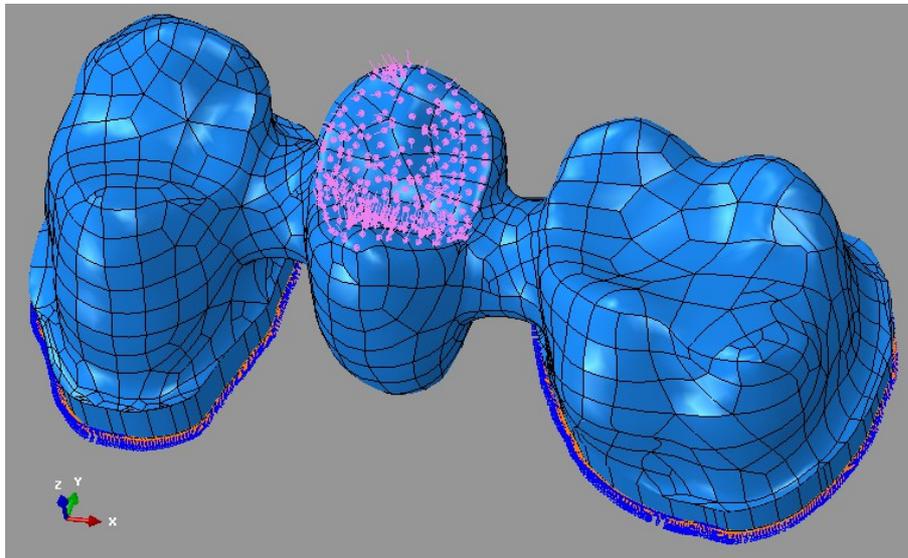


Figure 41 : Répartition de la charge critique sur la face occlusale de l'intermédiaire de bridge.

Quatre situations ont été simulées, réparties comme suit :

- modèle 1 : infrastructure réalisée par SLA, à laquelle est appliquée une force occlusale physiologique de 120 et 180 N, respectivement sur les prémolaires et la molaire ;
- modèle 2 : infrastructure réalisée par soustraction, à laquelle est appliquée une force occlusale physiologique de 120 et 180 N, respectivement sur les prémolaires et la molaire ;
- modèle 3 : infrastructure réalisée par SLA, à laquelle est appliquée une force critique de 600 N uniquement sur l'intermédiaire de bridge ;
- modèle 4 : infrastructure réalisée par soustraction, à laquelle est appliquée une force critique de 600 N uniquement sur l'intermédiaire de bridge.

L'enregistrement de ces informations, l'analyse par les éléments finis, le post-traitement ainsi que l'analyse quantitative de la répartition des contraintes équivalentes von Mises et des déformations, et l'analyse qualitative des déplacements ont été réalisés à l'aide du logiciel Abaqus 6.12 (Dassault Systèmes).

2.2.3. Analyse statistique

La répartition des contraintes von Mises et des déformations ont fait l'objet d'analyses statistiques afin de comparer les modes de fabrications additif et soustractif. Pour chaque zone de concentration, un ensemble de valeurs (n=15) a été relevé. La normalité de la répartition a été étudiée par le test de normalité d'Agostino et Pearson. Afin d'étudier la comparaison des valeurs, le test paramétrique d'Anova suivi du test de comparaison de moyennes multiples de Tukey ont été envisagés, en cas de répartition selon une loi Normale. Dans le cas contraire, le test non-paramétrique de Kruskal-Wallis ainsi que le test à comparaison multiple de Dunn a permis d'étudier la comparaison.

2.3. Résultats

Les comportements de modèles d'infrastructure de bridge mis en forme par stéréolithographie et par technique soustractive ont été comparés en observant leurs contraintes, déformations et déplacements sous une charge occlusale statique. Les valeurs mesurées au sein des pièces étudiées ont été représentées visuellement par une échelle colorimétrique décrite dans chaque figure.

2.3.1. Contraintes équivalentes von Mises

2.3.1.1. En occlusion physiologique

Les figures 42 à 46 représentent la distribution des contraintes équivalentes von Mises dans les modèles 1 (SLA) et 2 (soustractif) selon l'orientation et suivent la même échelle. Cette distribution variait du bleu foncé pour les valeurs les plus basses (0,031 MPa) au rouge vif pour les plus élevées (32,80 MPa).

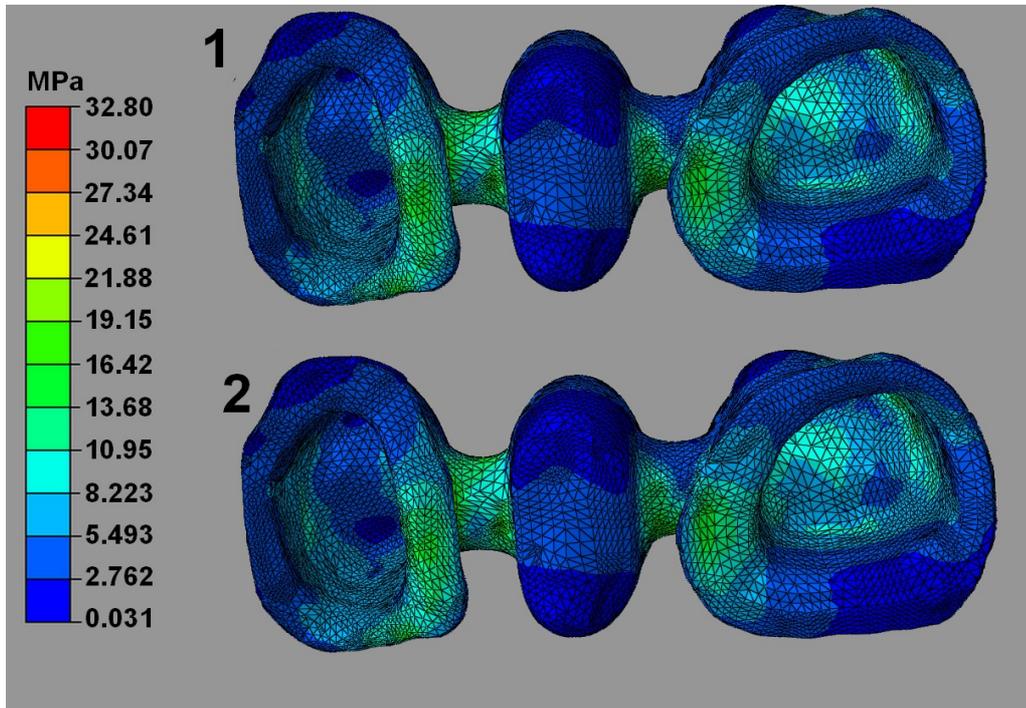


Figure 42 : Répartition des contraintes vue de l'intrados des infrastructures des modèles 1 (SLA) et 2 (soustractif).

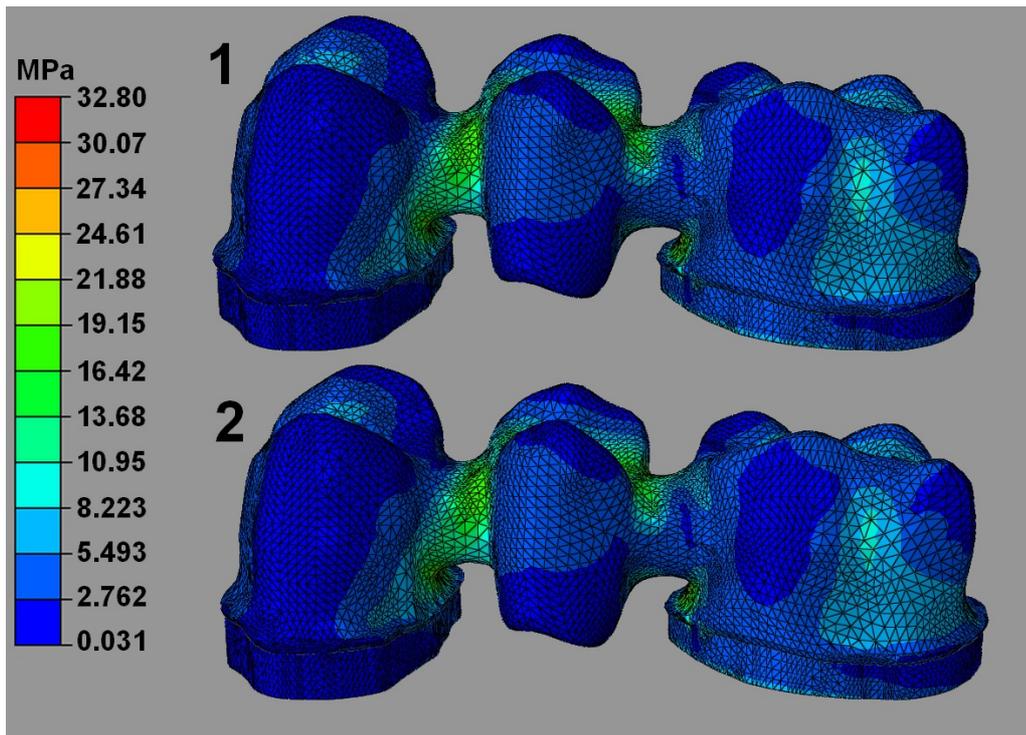


Figure 43 : Vue palatine de la répartition des contraintes au sein des infrastructures des modèles 1 (SLA) et 2 (soustractif).

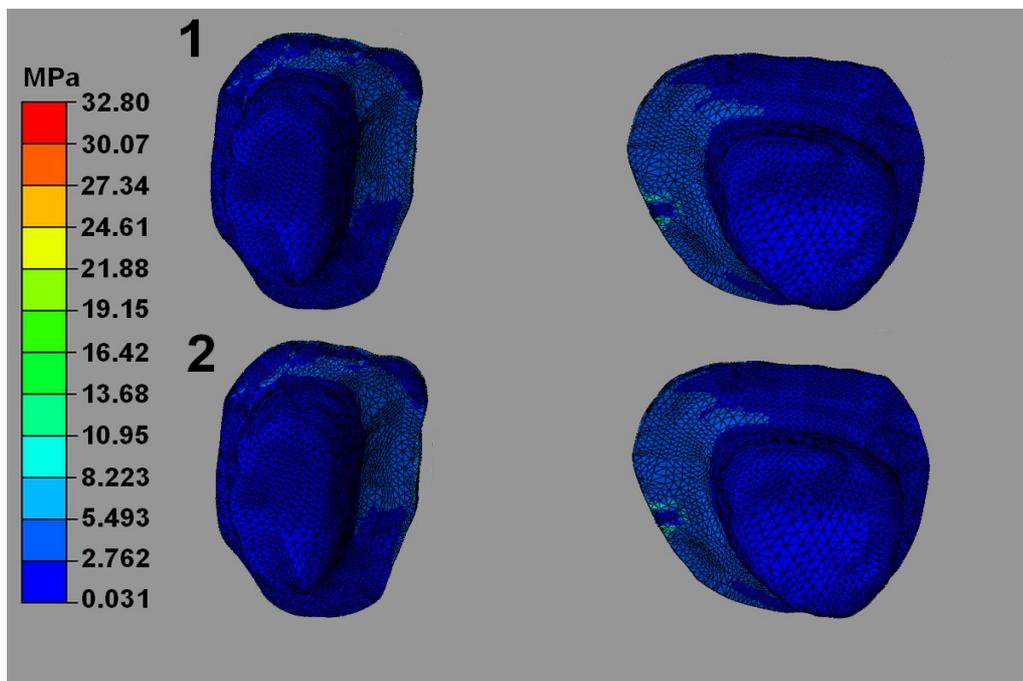


Figure 44 : Répartition des contraintes au sein des piliers supportant les infrastructures des modèles 1 (SLA) et 2 (soustractif).

L'ensemble de ces modèles a montré cinq zones de concentration de contraintes, identifiées et localisées dans des zones identiques entre les deux modèles. Elles se trouvaient sur la partie occlusale (respectivement les points A, figure 45, et D, figure 46) et cervicale (respectivement les points B et C, figure 45) de la connexion (entre l'intermédiaire du bridge et le pilier dentaire). La dernière zone était en regard du sillon principal sur la face occlusale de l'intermédiaire de bridge (point E, figure 46). L'ensemble des valeurs de contraintes maximales dans ces zones a été détaillé dans le tableau 8.

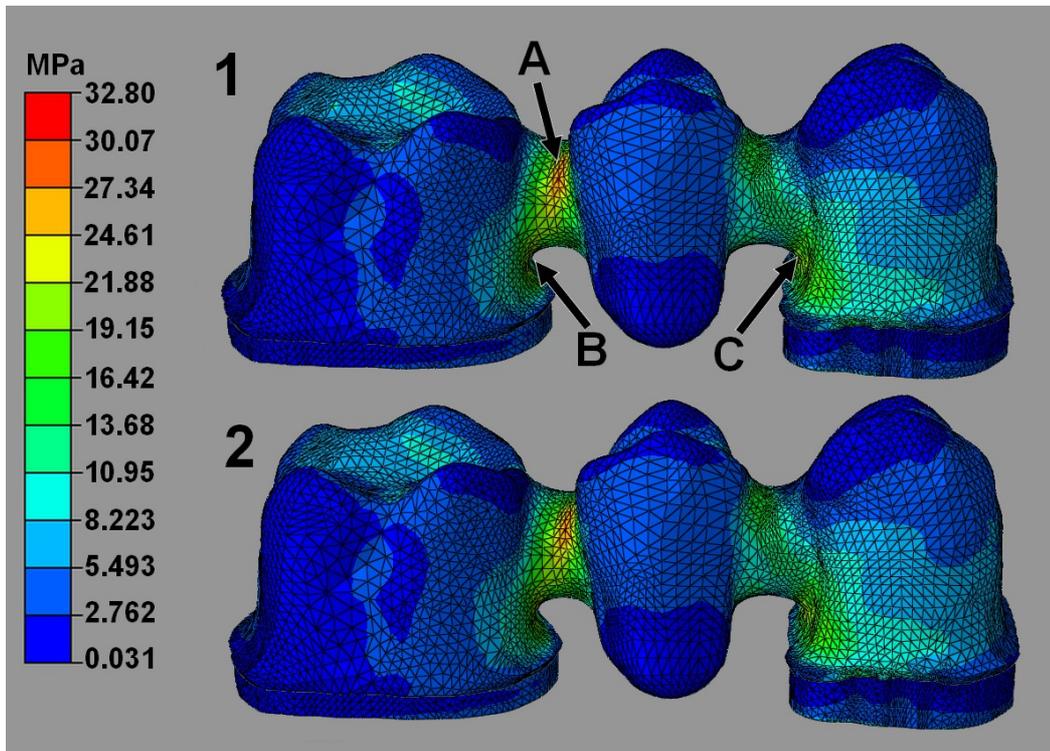


Figure 45 : Vue vestibulaire de la répartition des contraintes au sein des infrastructures des modèles 1 (SLA) et 2 (soustractif).

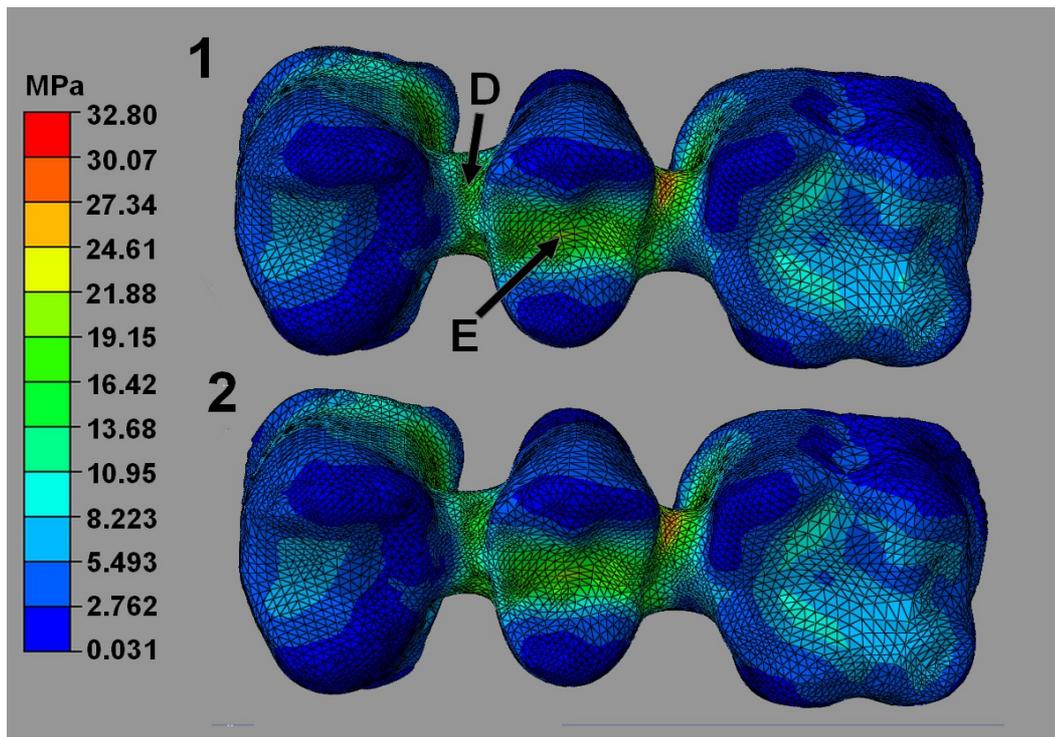


Figure 46 : Vue occlusale de la répartition des contraintes au sein des infrastructures des modèles 1 (SLA) et 2 (soustractif).

Tableau 8 : Récapitulatif des valeurs des contraintes maximales au sein des modèles 1 et 2 (en MPa).

Éléments	Contraintes maximales (en MPa)	
	1 (SLA)	2 (Soustractif)
A	29,79	29,64
B	29	29,09
C	31,56	31,77
D	22,12	22
E	22,58	22,54

Les valeurs de contraintes ne suivaient pas une loi Normale ($p > 0,05$) selon le test d'Agostino et Pearson. La comparaison entre les groupes a donc été réalisée à l'aide d'un test non paramétrique de Kruskal-Wallis suivi d'un test à comparaison multiple de Dunn (tableau 9 et fig. 47).

Tableau 9 : Comparaison des valeurs moyennes des contraintes au sein des zones de concentration des contraintes entre les modèles 1 et 2 (en MPa).

Éléments	Contraintes maximales (en MPa) : moyennes (écarts types)		Valeurs de p
	1 (SLA)	2 (Soustractif)	
A	28,7 (0,9) ^a	28,5 (0,8) ^a	0,2998
B	24,4 (2,4) ^b	24,6 (2,4) ^b	0,7089
C	27 (2,3) ^c	27,3 (2,3) ^c	0,4807
D	20,3 (1,1) ^d	20,4 (1,1) ^d	0,8682
E	21,1 (0,8) ^e	21,1 (0,8) ^e	0,9669

Les lettres différentes en exposant montrent la présence d'une différence statistiquement significative entre les groupes 1 et 2 ($p < 0,05$) ; les éléments ne sont pas comparés entre eux.

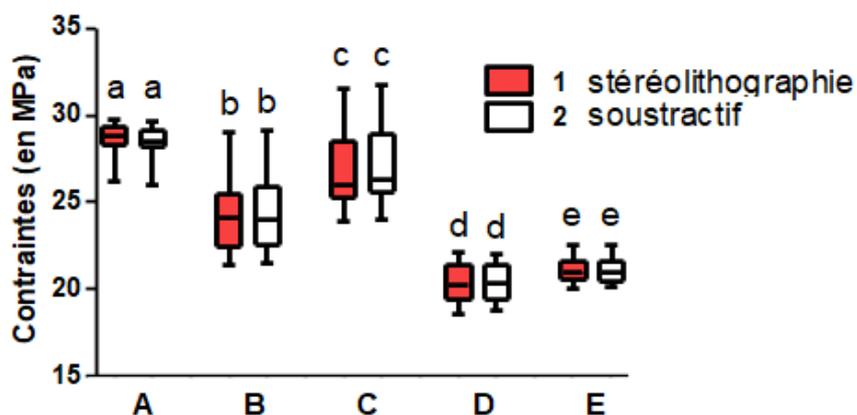


Figure 47 : Boxplot de la répartition des contraintes maximales au sein des zones de concentration dans les modèles 1 et 2.

Les lettres différentes au-dessus des boxplots montrent la présence d'une différence statistiquement significative entre les groupes 1 et 2 ($p < 0,05$) ; les éléments ne sont pas comparés entre eux.

L'analyse statistique n'a montré aucune différence significative entre les points du modèle réalisé par stéréolithographie et ceux du modèle réalisé par méthode soustractive.

L'hypothèse nulle H_1 selon laquelle les deux modèles ne présenteraient pas de différence de répartition des contraintes n'a donc pas été rejetée.

2.3.1.2. Avec une charge critique de 600 N

Les figures 48 à 50 montrent la répartition des contraintes équivalentes von Mises au sein des modèles 3 (SLA) et 4 (soustractif). L'échelle colorimétrique appliquée à ces figures varie de 0,021 (bleu) à 121 MPa (rouge). Quatre zones de concentration de contraintes ont été identifiées : la face occlusale des connexions (points A et B, figure 48), la face cervicale de la connexion entre les prémolaires (point C, figure 49), et le sillon principal de la face occlusale de l'intermédiaire de bridge (point D, figure 50). Les valeurs des contraintes maximales sont détaillées dans le tableau 10.

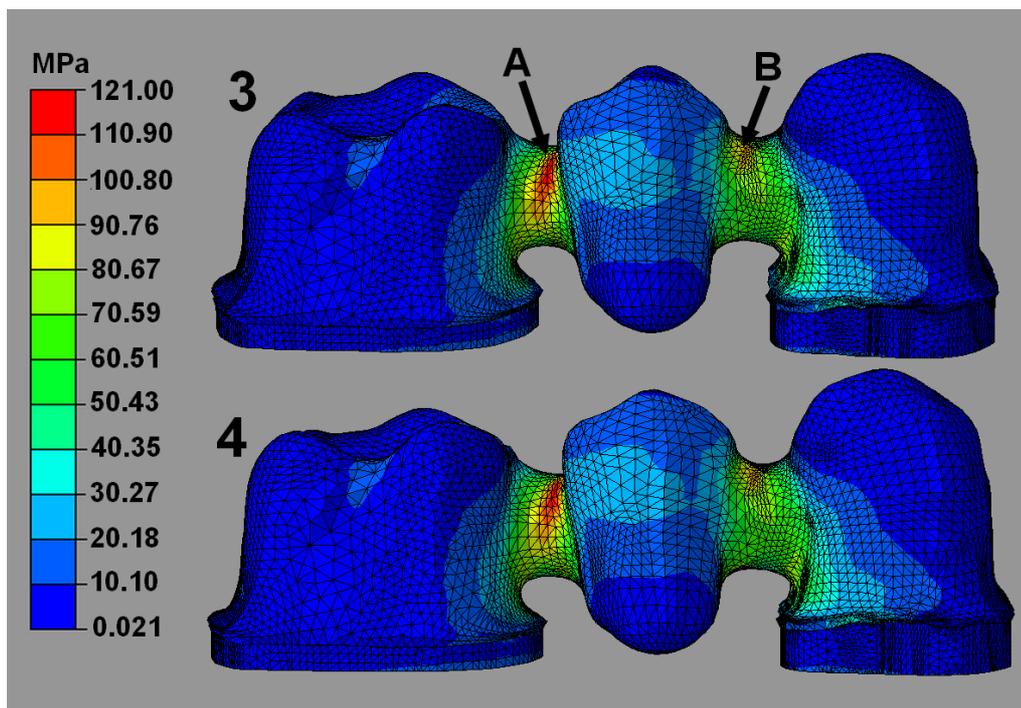


Figure 48 : Vue vestibulaire de la répartition des contraintes au sein des infrastructures des modèles 3 (SLA) et 4 (soustractif).

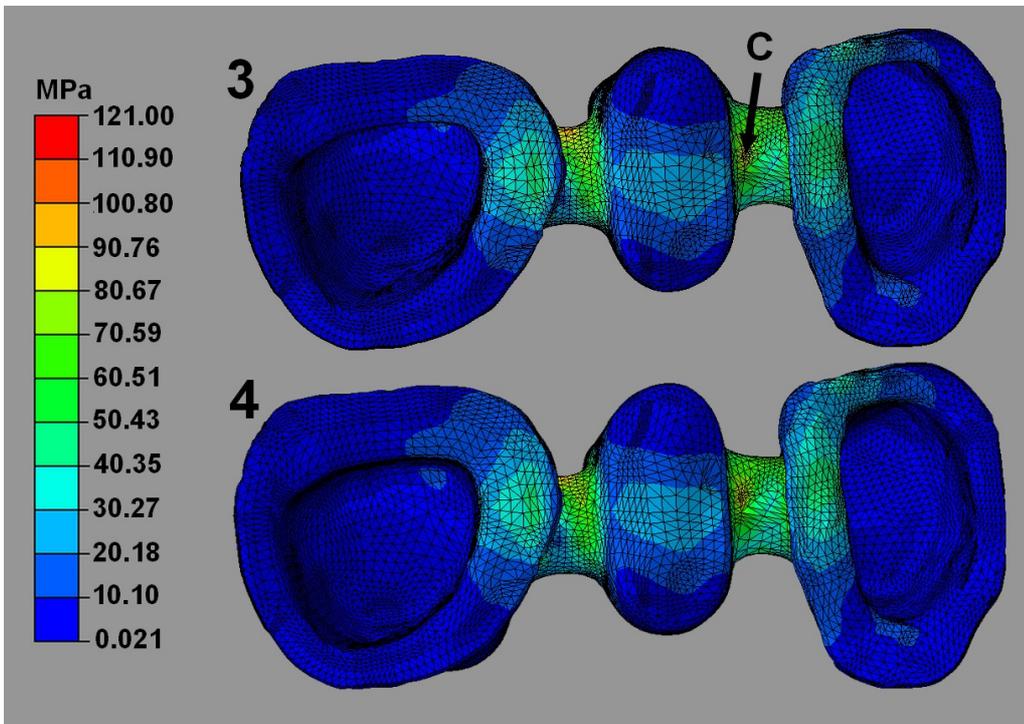


Figure 49 : Vue de l'intrados de la répartition des contraintes au sein des infrastructures des modèles 3 (SLA) et 4 (soustractif).

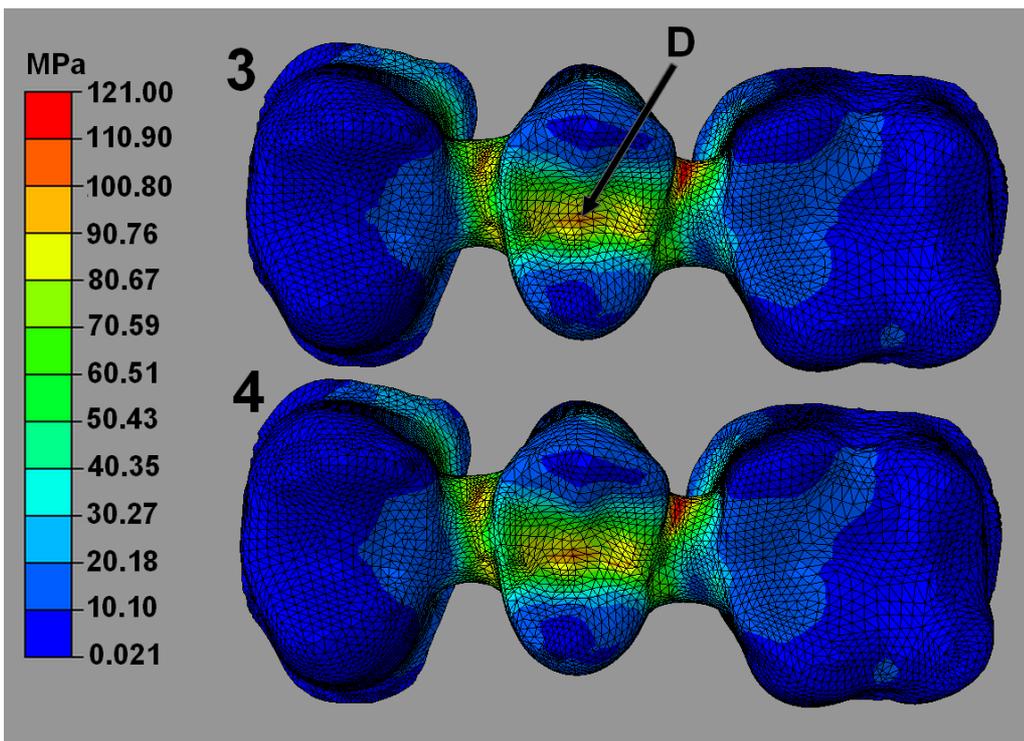


Figure 50 : Vue occlusale de la répartition des contraintes au sein des infrastructures des modèles 3 (SLA) et 4 (soustractif).

Tableau 10 : Récapitulatif des valeurs des contraintes maximales au sein des modèles 3 et 4 (en MPa).

Éléments	Contraintes maximales (en MPa)	
	3 (SLA)	4 (Soustractif)
A	128,77	128,55
B	104,39	104,66
C	104,5	105,12
D	110,63	110,67

Les valeurs de contraintes ne suivaient pas une loi Normale ($p > 0,05$) selon le test d'Agostino et Pearson. La comparaison entre les groupes a donc été réalisée à l'aide d'un test non paramétrique de Kruskal-Wallis suivi d'un test à comparaison multiple de Dunn (tableau 11 et fig. 51).

Tableau 11 : Comparaison des valeurs moyennes des contraintes au sein des zones de concentration des contraintes entre les modèles 3 et 4 (en MPa).

Éléments	Contraintes maximales (en MPa) : moyennes (écarts types)		Valeurs de p
	3 (SLA)	4 (Soustractif)	
A	119,3 (6) ^a	119,7 (6,3) ^a	0,8584
B	99,6 (2,6) ^b	99,2 (2,6) ^b	0,9774
C	97,2 (4,5) ^c	96,8 (4,5) ^c	0,9736
D	104,3 (3,4) ^d	104,1 (3,4) ^d	0,9697

Les lettres différentes en exposant montrent la présence d'une différence statistiquement significative entre les groupes 3 et 4 ($p < 0,05$) ; les éléments ne sont pas comparés entre eux.

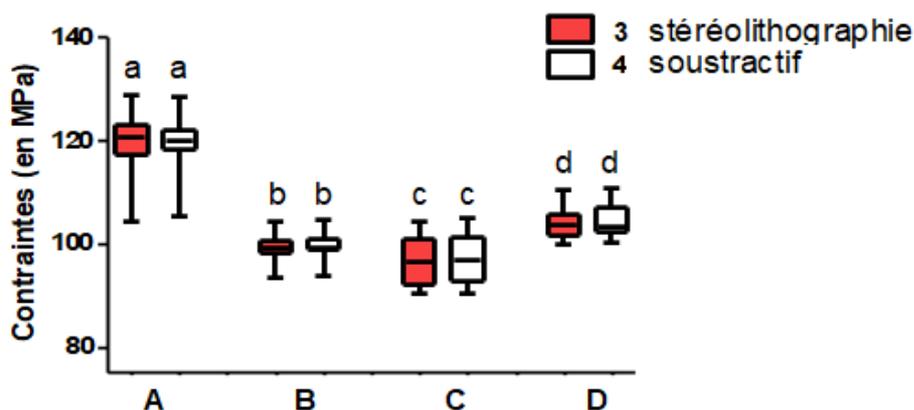


Figure 51 : Boxplot de la répartition des contraintes maximales au sein des zones de concentration dans les modèles 3 et 4.

Les lettres différentes au-dessus des boxplots montrent la présence d'une différence statistiquement significative entre les groupes 3 et 4 ($p < 0,05$) ; les éléments ne sont pas comparés entre eux.

L'analyse statistique n'a pas montré de différence significative de valeur des contraintes entre les points correspondants des modèles 3 et 4.

L'hypothèse nulle H_1 selon laquelle les modèles ne présenteraient pas de différence de répartition des contraintes n'a donc pas été rejetée.

2.3.2. Déformations

2.3.2.1. En occlusion physiologique

La valeur de la déformation correspond au ratio de la variation dimensionnelle sur la dimension initiale, et s'exprime sans unité ou en pourcentage. Dans les modèles 1 (SLA) et 2 (soustractif), les déformations les plus importantes se situaient au centre de la face occlusale de l'intermédiaire de bridge (point A, figure 52) et sur la partie cervicale des connexions (points B et C, figure 53). Les valeurs des déformations maximales ont été répertoriées dans le tableau 12.

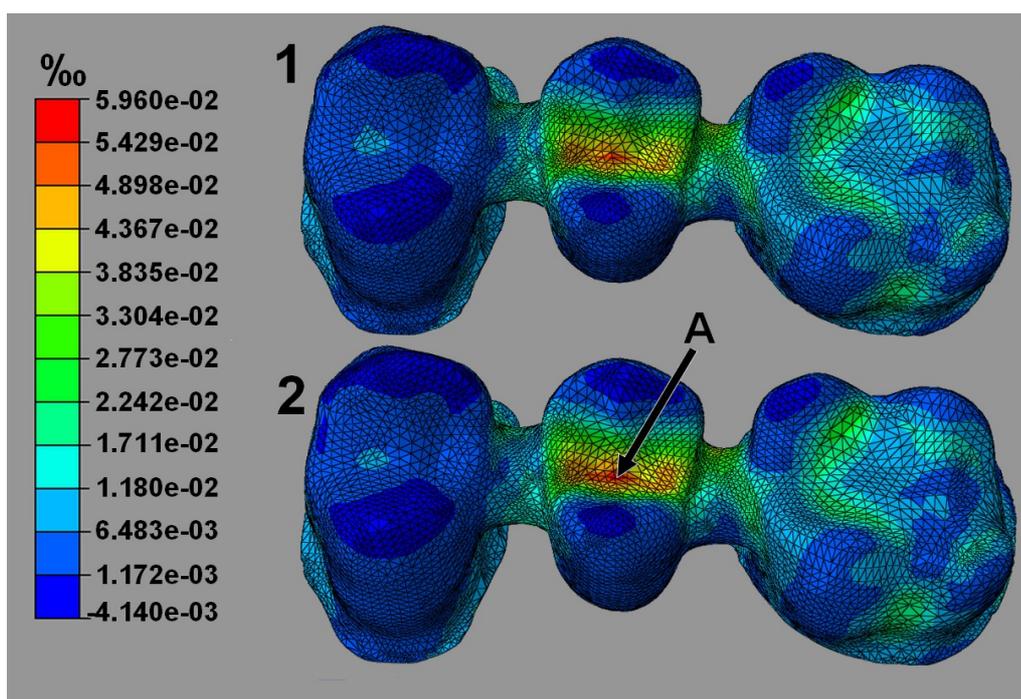


Figure 52 : Visualisation des déformations au sein des infrastructures des modèles 1 (SLA) et 2 (soustractif).

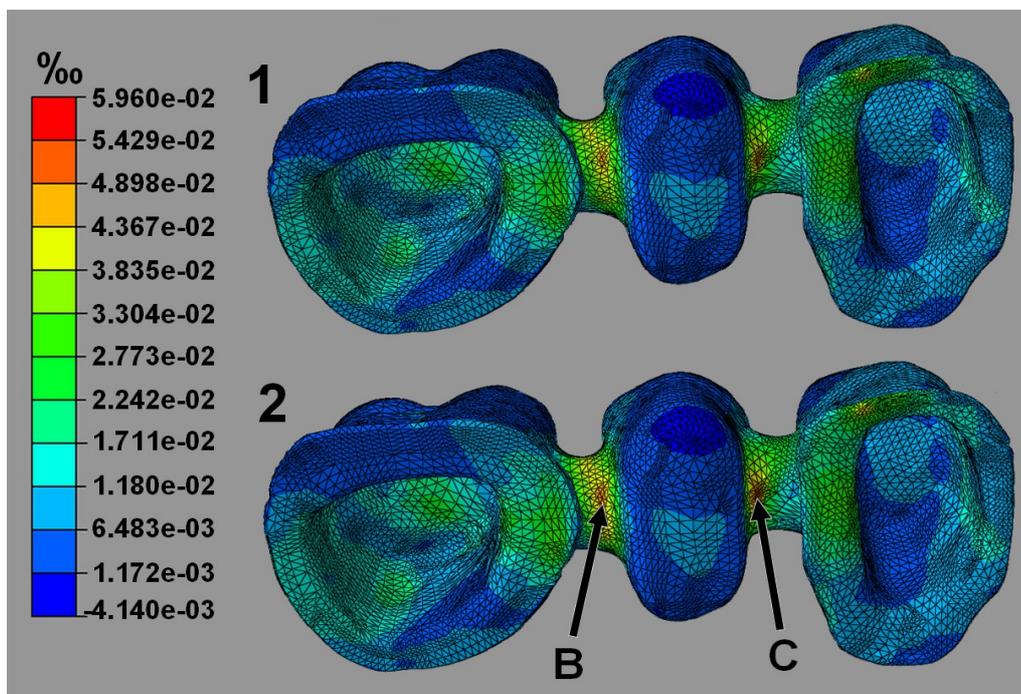


Figure 53 : Visualisation des déformations au sein des infrastructures des modèles 1 (SLA) et 2 (soustractif).

Tableau 12 : Récapitulatif des déformations maximales des modèles 1 et 2 (en ‰).

Éléments	Déformations maximales (en ‰)	
	1 (SLA)	2 (Soustractif)
A	0,061	0,064
B	0,056	0,06
C	0,056	0,06

Les valeurs de déformations suivaient une loi Normale ($p < 0,05$) selon le test d'Agostino et Pearson. La comparaison entre les groupes a donc été réalisée à l'aide d'un test paramétrique d'Anova suivi d'un test de Tukey (tableau 13 et fig. 54).

Tableau 13 : Comparaison des valeurs moyennes des déformations au sein des zones de concentration des déformations entre les modèles 1 et 2 (en ‰).

Éléments	Déformations maximales (en ‰) : moyennes (écarts types)		Valeurs de p
	1 (SLA)	2 (Soustractif)	
A	0,052 (0,008) ^a	0,054 (0,008) ^a	0,4493
B	0,05 (0,004) ^b	0,054 (0,004) ^c	0,0283
C	0,05 (0,003) ^d	0,055 (0,003) ^e	0,0013

Les lettres différentes en exposant montrent la présence d'une différence statistiquement significative entre les groupes 1 et 2 ($p < 0,05$) ; les éléments ne sont pas comparés entre eux.

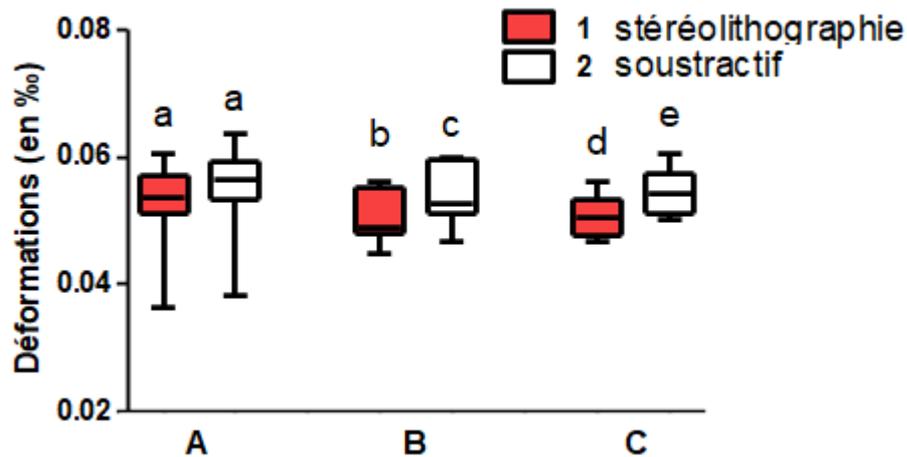


Figure 54 : Boxplot de la répartition des déformations maximales au sein des zones de concentration dans les modèles 1 et 2.

Les lettres différentes au dessus des boxplots montrent la présence d'une différence statistiquement significative entre les groupes 1 et 2 ($p < 0,05$) ; les éléments ne sont pas comparés entre eux.

L'analyse statistique a montré que, pour les zones B et C, les valeurs du modèle soustractif étaient significativement supérieures aux valeurs du modèle par stéréolithographie ($p < 0,05$).

L'hypothèse nulle H_2 selon laquelle les deux modèles suivraient des mêmes grandeurs de déformations a donc été rejetée.

2.3.2.2. Avec une charge critique de 600 N

Les figures 55 et 56 présentent la répartition des déformations au sein des modèles 3 (SLA) et 4 (soustractif). Les déformations maximales se trouvaient sur la partie cervicale des connexions (points A et B, figure 55) ainsi qu'en regard du sillon principal de la face occlusale de l'intermédiaire de bridge (point C, figure 56). Les valeurs de ces déformations ont été détaillées dans le tableau 15.

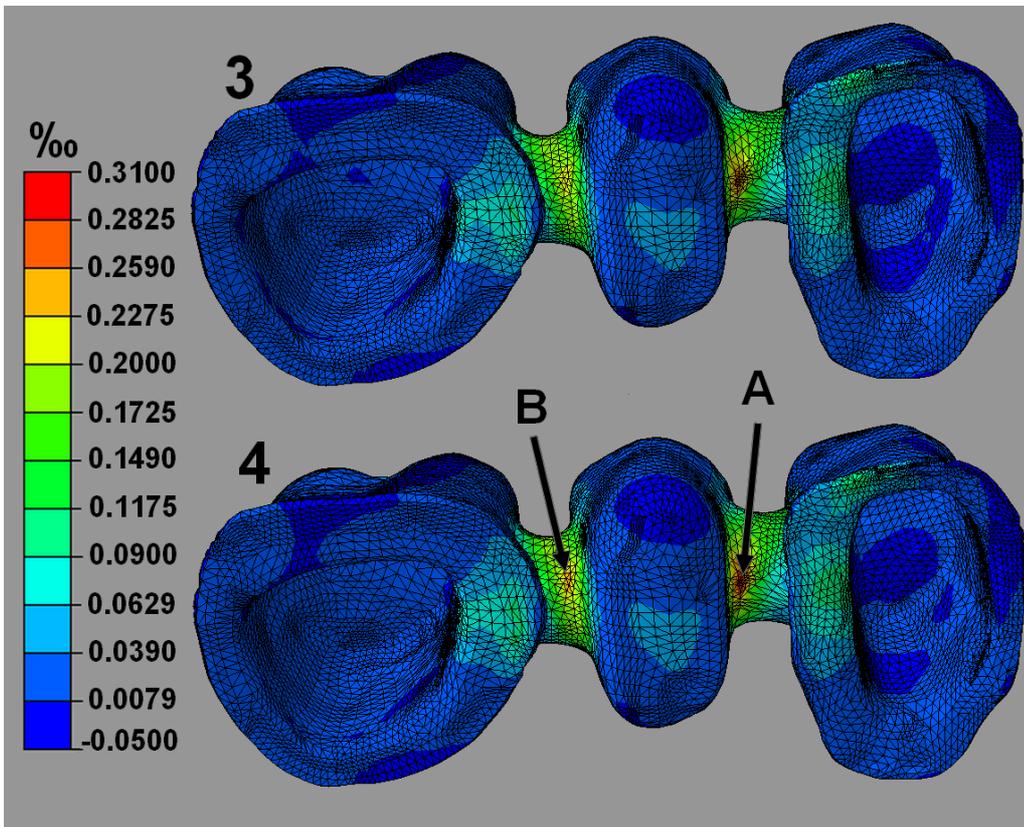


Figure 55 : Vue inférieure de la répartition des déformations au sein des infrastructures des modèles 3 (SLA) et 4 (soustractif).

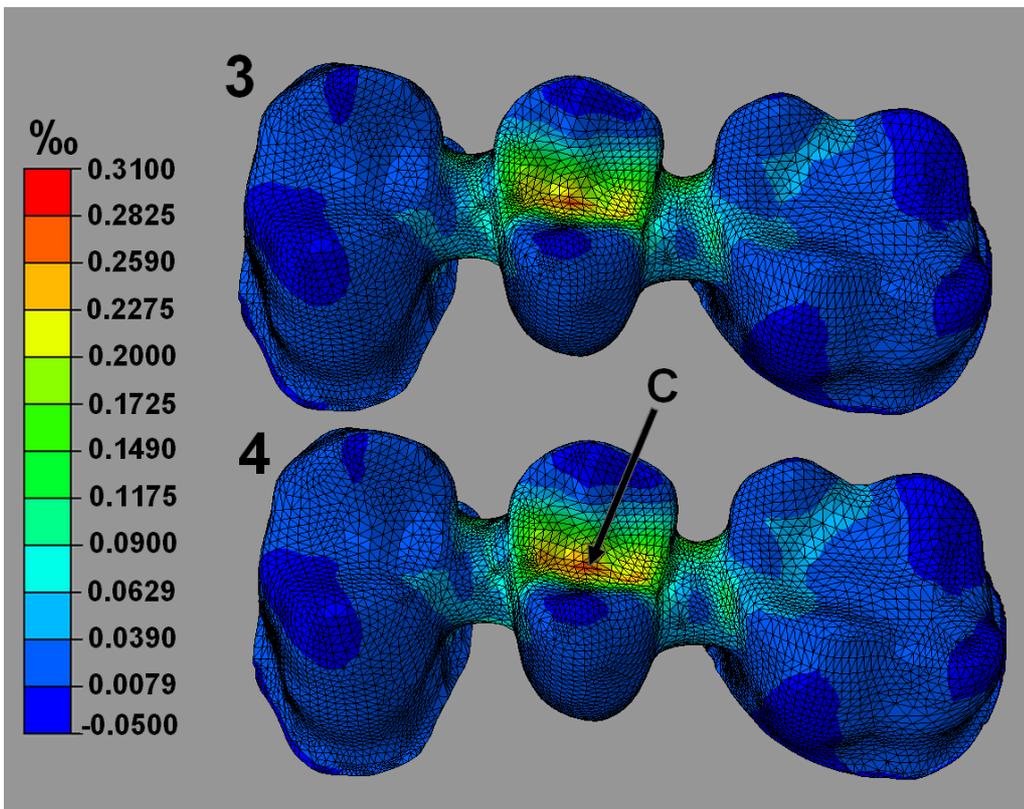


Figure 56 : Vue occlusale de la répartition des déformations au sein des infrastructures des modèles 3 (SLA) et 4 (soustractif).

Tableau 14 : Récapitulatif des déformations maximales des modèles 3 et 4 (en‰).

Éléments	Déformations maximales (en ‰)	
	3 (SLA)	4 (Soustractif)
A	0,312	0,336
B	0,278	0,297
C	0,297	0,311

Les valeurs de déformations suivaient une loi Normale ($p < 0,05$) selon le test d'Agostino et Pearson. La comparaison entre les groupes a donc été réalisée à l'aide d'un test paramétrique d'Anova suivi d'un test de Tukey (tableau 15 et fig. 57).

Tableau 15 : Comparaison des valeurs moyennes des déformations au sein des zones de concentration des déformations entre les modèles 3 et 4 (en ‰).

Éléments	Déformations maximales (en ‰) : moyennes (écarts types)		Valeurs de p
	3 (SLA)	4 (Soustractif)	
A	0,28 (0,01) ^a	0,31 (0,02) ^a	0,7272
B	0,25 (0,02) ^b	0,26 (0,02) ^b	0,6719
C	0,27 (0,01) ^c	0,29 (0,01) ^c	0,8795

Les lettres différentes en exposant montrent la présence d'une différence statistiquement significative entre les groupes 3 et 4 ($p < 0,05$) ; les éléments ne sont pas comparés entre eux.

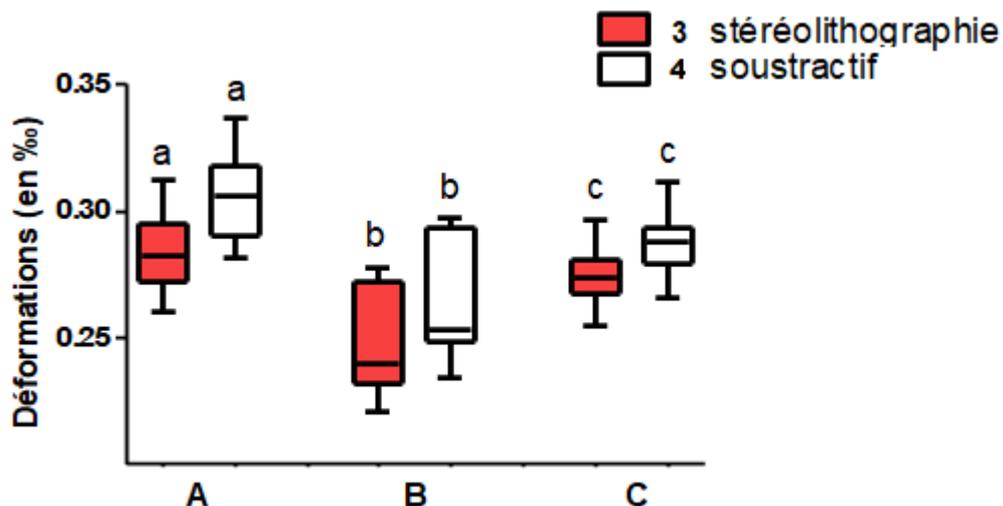


Figure 57 : Boxplot de la répartition des déformations maximales au sein des zones de concentration dans les modèles 3 et 4.

Les lettres différentes en exposant montrent la présence d'une différence statistiquement significative entre les groupes 3 et 4 ($p < 0,05$) ; les éléments ne sont pas comparés entre eux.

L'analyse statistique a montré que les modèles 3 et 4 ne présentaient pas de différence significative entre les valeurs de déformations ($p < 0,05$).

L'hypothèse nulle H_2 selon laquelle les déformations suivraient une répartition et des grandeurs identiques n'a donc pas été rejetée.

2.3.3. Déplacements

Les déplacements de l'infrastructure ont été visibles par comparaison de la situation initiale de l'infrastructure, en bleu, avec sa situation finale de la modélisation, en vert. La figure 58, comparant les modèles 1 et 2 en situation d'occlusion physiologique, apparaît avec des déplacements accentués d'un facteur 3000. La figure 59, qui comporte les modèles 3 et 4 soumis à une charge critique sur l'intermédiaire de bridge, a vu ses déplacements augmentés d'un facteur 1000.

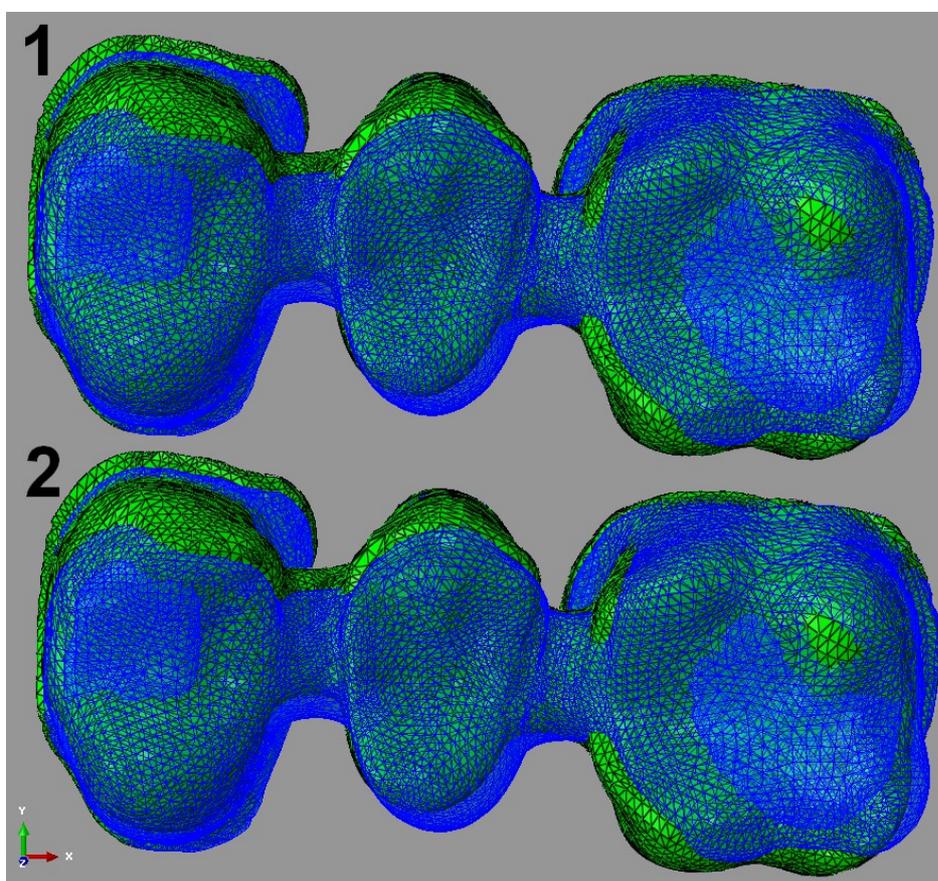


Figure 58 : Vue occlusale des déplacements sur les infrastructures des modèles 1 (SLA) et 2 (soustractif) : en bleu à l'état initial, en vert sous l'application des contraintes (déplacements accentués avec un facteur 3000).

Cette figure a montré qu'une occlusion physiologique entraîne une torsion de l'infrastructure par une version palatine du pilier molaire associée à une version vestibulaire du pilier prémolaire et de l'intermédiaire. La version

vestibulaire de l'intermédiaire de bridge était plus prononcée que celles des piliers.

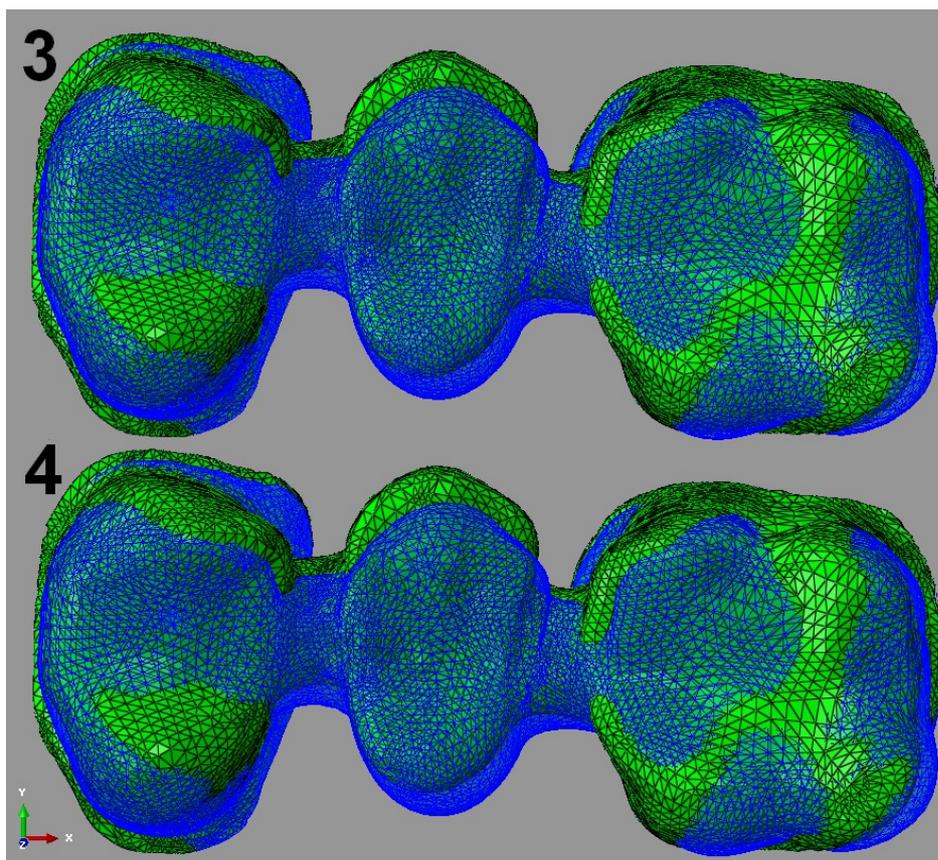


Figure 59 : Vue occlusale des déplacements sur les infrastructures des modèles 3 (SLA) et 4 (soustractif) : en bleu à l'état initial, en vert sous l'application des contraintes (déplacements accentués avec un facteur 1000).

Lors de l'application des contraintes uniquement sur l'intermédiaire de bridge, seul l'intermédiaire a effectué une version vestibulaire, et les piliers ont été stables.

2.4. Discussion

L'utilisation des techniques de fabrication additive en chirurgie dentaire se développe pour le métal et la résine. Néanmoins, l'utilisation de céramique n'est actuellement pas commercialisée et est en voie de recherche et de développement^[4]. Cette étude a analysé par la MEF le comportement d'une infrastructure de bridge en céramique mise en forme par SLA et soumise à des forces occlusales en comparaison à la technique soustractive.

• **Modélisation de l'infrastructure**

Les bridges sont les éléments de prothèses fixées les plus sujets aux fractures en comparaison aux couronnes unitaires^[111]. Cette distribution est due à la nature même du bridge. En effet, l'intermédiaire ne possède pas de support et les connexions constituent des points de fragilité. L'analyse d'un bridge apporte donc plus d'informations que celle d'une couronne.

L'utilisation de dents naturelles préparées et incluses dans un socle en plâtre a permis de conserver les propriétés radiologiques des dents. Ce paramètre est utilisé pour des travaux sur l'évaluation de l'adaptation de la restauration à la préparation par microtomographie^[112]. En effet, le plâtre possède des propriétés d'absorption équivalentes à l'os dense, donc une radio-opacité moindre comparée à l'émail et la dentine^[113,114]. L'image de cet ensemble, par le scanner, a donc utilisé la radio-opacité dentaire naturelle, ce qui a donné de meilleurs contrastes que si un modèle en plâtre avait été utilisé.

Les préparations réalisées sur les dents suivent les dimensions en usage pour un bridge céramo-céramique avec une infrastructure en alumine. L'infrastructure présente une épaisseur minimale de 0,5 mm et une surface de section des connexions de 9 mm² ^[115]. La section centrale des connexions a été conçue avec une morphologie circulaire afin de mieux répartir les contraintes dans l'ensemble de l'infrastructure^[116], bien que d'autres auteurs préconisent de renforcer la structure avec une forme ellipsoïdale^[117].

• **Simulation numérique**

Lors de la modélisation, les racines dentaires, la céramique feldspathique sus-jacente et les tissus parodontaux n'ont pas été représentés afin de simplifier les calculs par les éléments finis. Par ailleurs, l'absence de tissus parodontaux et l'encastrement des bases dentaires ont éliminé la mobilité dentaire naturelle. Cependant, l'absence du ligament parodontal, donnant une situation d'ankylose, augmente la valeur des contraintes au sein de l'infrastructure de bridge^[100,118].

La composition du modèle a également été simplifiée afin de limiter les calculs : l'endodonte n'a pas été représenté et les piliers ont été considérés

comme entièrement constitués de dentine. Par ailleurs, l'interface entre les piliers et l'intrados de l'infrastructure a été définie comme un contact parfait. Le collage n'a donc pas été pris en compte. Les résultats sont donc à nuancer. En effet, le collage permet d'absorber une partie des contraintes transmises à la dent^[119].

En situation physiologique, les charges ont été appliquées sur l'ensemble des faces occlusales. En effet, Motta et coll. ont évalué la répartition des contraintes en fonction de la zone d'application des forces masticatoires. Leur travail a conclu que, bien qu'utilisée par de nombreuses études, l'application d'une charge occlusale uniquement sur l'intermédiaire de bridge n'est pas représentative d'une occlusion physiologique. Une application sur tous les éléments du bridge permet d'éviter une distribution physiologique erronée^[120].

La charge occlusale appliquée aux modèles 1 et 2 correspond à une force masticatoire à la fin du cycle dento-dentaire. La charge a été répartie perpendiculairement aux surfaces occlusales de l'infrastructure^[120-122]. Les charges occlusales les plus utilisées vont de 100 N^[70,71] à 200 N^[73,76,79] en fonction des dents étudiées. Dans notre étude, nous avons choisi d'appliquer 120 N sur les prémolaires et 180 N sur la molaire, en nous basant sur l'étude de Modi et coll.^[59]. Cette considération prend en compte la physiologie des forces occlusales. Celles-ci sont naturellement plus élevées pour les molaires, qui ont une surface occlusale plus étendue, que pour les prémolaires. La charge critique appliquée aux modèles 3 et 4 a une valeur de 600 N et est exercée perpendiculairement à la surface occlusale de l'intermédiaire de bridge. Cette situation, qui s'appuie sur l'étude de Möllers et coll.^[110], permet de simuler une charge exceptionnelle, pouvant survenir lors de la mastication accidentelle d'un corps dur.

Les valeurs des modules d'Young et coefficients de Poisson des céramiques comparées dans l'étude proviennent principalement des travaux de la thèse d'Université du Docteur Dehurtevent. La caractérisation de l'alumine utilisée pour la méthode soustractive avait déterminé un module d'Young de 332,9 GPa lors de recherches précédentes. Cette valeur appartient à la large fourchette entre les études de Yin et coll.^[123] et Saied et coll.^[124], respectivement de 249,9 et de 370 GPa. Le coefficient de Poisson n'avait pas été déterminé par

le Docteur Dehurtevent dans ses recherches. En effet, les mêmes blocs d'alumine à utilisation soustractive n'étant plus commercialisés, la valeur de 0,26 a été tirée de la littérature^[109]. Lors de la caractérisation de l'alumine réalisée par SLA, les modules d'Young et coefficients de Poisson ont été évalués selon l'axe de mise en forme de la céramique et ont donc donné plusieurs valeurs. Cependant, la méthode d'évaluation du coefficient de Poisson n'a permis l'obtention de valeurs que dans deux des trois sens de l'espace (de 0,25 à 0,3). Des essais préliminaires ont été effectués en utilisant la MEF, cherchant à évaluer l'impact de la variation du coefficient de Poisson. Pour cela, deux modèles ont été comparés, tous deux considérés comme isotropes, et présentaient les valeurs extrêmes du coefficient de Poisson (0,25 et 0,3). Ces essais n'ont pas montré d'influence de modification du coefficient de Poisson dans ces valeurs. Afin de mettre en évidence des éventuelles variations entre les deux modes de production de l'alumine, les valeurs les plus éloignées du module d'Young et du coefficient de Poisson de l'alumine mise en forme par soustraction ont été retenues, à savoir respectivement les valeurs de 374 GPa et de 0,3. La valeur du module d'Young est corroborée par l'étude de Stampfl et coll.^[125], qui ont déterminé un module de 380 GPa pour une alumine fabriquée par SLA.

Le maillage effectué lors de la MEF a été constitué de mailles tétraédriques quadratiques pour les piliers dentaires, et linéaires pour l'infrastructure de bridge. Le choix s'explique par la facilité d'adaptation des mailles tétraédriques aux géométries complexes. Les mailles quadratiques sont plus précises que les linéaires^[126] mais n'ont pas pu être envisagées pour le modèle complet. En effet, celles-ci complexifieraient les calculs et augmenteraient considérablement le poids des modèles. Les mailles linéaires, permettant une représentation adéquate de la réalité lorsque le maillage est suffisamment fin^[127], ont été choisies pour mailler l'infrastructure sans surcharger la modélisation.

La MEF a permis de mettre en évidence les résultantes des contraintes masticatoires en chaque point de la pièce. Le matériau est compatible si les modifications ne permettent pas l'altération de la structure. La visualisation des contraintes de von Mises et de la déformation permet de quantifier ces valeurs et de les comparer aux valeurs de résistance à la rupture en flexion. La

répartition des contraintes et des déformations informe sur les zones à épaissir afin de les renforcer. La visualisation des déplacements permet d'informer sur les risques de torsion à l'origine de descellement.

À ce jour, aucune étude en odontologie n'a comparé l'influence de la mise en forme par SLA et par méthode soustractive sur une infrastructure de bridge en alumine.

• **Contraintes équivalentes von Mises**

Les contraintes équivalentes von Mises maximales étaient de 31,56 et 31,77 MPa pour les deux premiers modèles et de 128,77 et 128,55 MPa pour les modèles 3 et 4. Ces valeurs sont nettement en deçà de la limite à la rupture la plus basse, qui est de $315,8 \pm 28,9$ MPa selon les travaux du Docteur Dehurtevent. La structure étudiée serait donc capable d'absorber les contraintes occlusales.

Les contraintes maximales des modèles soumis à une occlusion physiologique ont été localisées sur les faces cervicales (points B et C) et coronaires (points A et D) des connexions. Ces localisations concordent avec les études de Motta et coll.^[120], Sannino et coll.^[128], et Nomoto et coll.^[118]. Tous rapportent des contraintes maximales à ces points pour des modélisations reproduisant une situation physiologique. La localisation des zones de contraintes s'explique par la flexion effectuée par l'infrastructure lors de l'application des charges occlusale. En effet, dans un souci esthétique et fonctionnel, les connexions sont étroites et constituent des points de fragilité dans la structure d'un bridge. Cette fragilité varie avec les dimensions des connexions.

Les contraintes résultant de la charge critique de 600 N suivent une répartition semblable. Les faces occlusales des connexions sont concernées (points A et B), ainsi que la face cervicale de la connexion entre les deux prémolaires (point C) et le sillon occlusal principal de l'intermédiaire de bridge (point D). Elles correspondent aux localisations décrites dans les études de Nomoto et coll.^[118] et Motta et coll.^[120]. Dans cette situation, l'absence de charge sur les piliers accentue la flexion de la structure.

La modélisation par les éléments finis a montré que les contraintes

résiduelles au sein des infrastructures suivaient une répartition identique entre les modèles réalisés par stéréolithographie (1 et 3) et ceux mise en forme par soustraction (2 et 4). En effet, les conditions aux limites, la force appliquée aux modèles et la géométrie des modèles étaient identiques. Seules les propriétés mécaniques de l'infrastructure varient entre les deux modèles.

• **Déformations**

La céramique n'a pas de phase plastique. Lorsque sa déformation dépasse la valeur de la limite d'élasticité, elle rompt. L'analyse de la déformation des composants par la MEF a permis de comparer la valeur de la déformation avec la limite d'élasticité du matériau. La déformation à la rupture de l'alumine destinée à un usinage par soustraction est de 1,1‰^[129]. Cette valeur était dix-sept fois supérieure à la valeur maximale de 0,064‰ issue de la modélisation de l'occlusion physiologique. La modélisation d'une charge critique a, quant à elle, donné une déformation maximale de 0,336‰, soit trois fois moins que sa déformation à la rupture.

La localisation des déformations était similaire dans les quatre modèles. Les zones de plus grandes déformations ont été localisées sur les pans cervicaux des connexions, ainsi qu'au centre de la face occlusale de l'intermédiaire de bridge. Cependant, aucune étude n'ayant analysé la déformation des bridges à notre connaissance, il ne nous est pas possible de comparer ces localisations avec la littérature.

La déformation de l'infrastructure réalisée par SLA était, pour une charge occlusale physiologique, inférieure à celle réalisée par soustraction pour deux des trois zones de déformations maximales. Lors de l'application de la charge de 600 N, les deux modèles ne présentaient pas de différence significative. L'alumine réalisée par SLA peut supporter, selon la MEF, les déformations engendrées par les forces masticatoires, sous réserve que sa déformation à la rupture soit proche de celle de l'alumine à usage soustractif. Néanmoins, il serait intéressant d'utiliser les propriétés de l'alumine réalisée par stéréolithographie afin d'étudier les connexions, comme l'ont fait Harshitha Gowda et coll.^[116] pour optimiser la forme et les dimensions d'infrastructures métalliques isotropes.

• **Déplacements**

L'action des forces de mastications sur l'infrastructure a entraîné des déplacements. Comme le montre la figure 58, les piliers effectuaient un mouvement de version, en vestibulaire pour le pilier prémolaire et en palatin pour le pilier molaire. L'intermédiaire de bridge a réalisé une version plus prononcée en vestibulaire. Ces versions ont été à l'origine d'une torsion notamment entre l'intermédiaire et le pilier molaire. Néanmoins, ces mouvements sont légers, malgré l'amplification d'un facteur 3000. De tels déplacements pourraient être absorbés par le ligament parodontal. La figure 59 montre une version vestibulaire du seul intermédiaire de bridge. Cette situation montre également l'existence d'une torsion des connexions du bridge. Selon Seaton^[130], une torsion résulte de la rotation de deux éléments dans des sens opposés, et peut être à l'origine du descellement d'un des piliers de bridge.

Bien que les valeurs soient de faible amplitude, cette torsion indique la nécessité d'une modification de la morphologie des jonctions afin de consolider la structure ainsi que d'une équilibration occlusale lors de la livraison du bridge.

• **Limites de l'étude**

L'utilisation de la MEF a donné lieu à plusieurs simplifications concernant les volumes considérés, l'isotropie et l'homogénéité supposées des matériaux, ainsi que la prise en compte de la composante principale des forces masticatoires. Cette modélisation par les éléments finis s'appuyait sur une situation précise et n'a pas pris en compte la variabilité clinique des différentes situations. Afin de pouvoir pleinement juger des capacités de la SLA à produire une infrastructure de bridge en alumine, celle-ci doit être étudiée par des évaluations cliniques.

Conclusion et perspectives

En prothèse fixée, de nombreuses évolutions ont, au fil du temps, permis d'améliorer les propriétés de la céramique tout en améliorant le procédé de fabrication. L'usinage a permis l'utilisation de nouveaux matériaux, mais entraîne un stress sur la pièce, une perte du matériau résiduel et une usure des consommables. La stéréolithographie, technique additive de référence déjà utilisée dans de nombreux domaines en odontologie, permet de pallier ces limites. Les céramiques mises en forme par SLA présentent des caractéristiques suffisantes selon les normes en vigueur pour une utilisation en odontologie.

De par sa structure, le bridge est un élément de prothèse fixée soumis à de nombreuses forces et contraintes. La compréhension de son comportement mécanique est donc un indicateur de la fiabilité de la forme et de la composition de la structure. La méthode des éléments finis permet une approche analytique du comportement mécanique de l'infrastructure de bridge. Après avoir décrit son fonctionnement, elle nous a permis de comparer les propriétés mécaniques de la céramique réalisée par addition par rapport à celle, déjà commercialisée, par soustraction. Cette comparaison a permis d'évaluer l'impact des différentes propriétés mécaniques de la céramique sur une pièce prothétique.

L'analyse par la méthode des éléments finis d'une infrastructure de bridge permet de conclure que :

- la répartition des contraintes entre l'alumine réalisée par stéréolithographie et l'alumine utilisée par soustraction ne présente pas de différence significative ;
- l'alumine réalisée par stéréolithographie permet des déformations équivalentes, sinon plus faibles, que l'alumine mise en forme par soustraction ;
- la localisation des contraintes, des déformations, ainsi que les mouvements de torsion indiquent l'importance d'adapter la morphologie des jonctions, et soulignent le rôle de l'équilibration

occlusale des connexions dans la structure d'un bridge ;

- les résultats comparatifs avec la méthode soustractive permettent d'envisager la production de pièces prothétiques en alumine mises en forme par stéréolithographie.

L'intérêt de notre étude réside dans l'utilisation d'un modèle réaliste basé sur des données tridimensionnelles issues de l'empreinte optique de dents naturelles. L'infrastructure, obtenue par CAO, est paramétrée selon le logiciel afin de répondre aux cahiers des charges d'un bridge, et est précisément adaptée aux piliers dentaires en vue d'une utilisation clinique.

Ces considérations sont soumises à des conditions, qui peuvent faire l'objet de futures études. En effet, il est nécessaire de vérifier que la céramique fabriquée par SLA puisse assurer une cohésion avec la céramique feldspathique sus-jacente. Il faudrait également envisager d'étudier les connexions, et d'évaluer leur résistance aux phénomènes de torsion, ou de déterminer les renforcements à prévoir pour contrer ces phénomènes. Enfin, ces études étant théoriques, il faudra confirmer les données par des essais cliniques pour valider la stéréolithographie comme une nouvelle méthode de production de céramique dentaire.

Bibliographie

1. Zocca A, Lima P, Günster J. LSD-based 3D printing of alumina ceramics. *J Ceram Sci Technol*. 2017;8(1):141-8.
2. Eckel ZC, Zhou C, Martin JH, Jacobsen AJ, Carter WB, Schaedler TA. Additive manufacturing of polymer-derived ceramics. *Science*. 2016;351(6268):58-62.
3. Ebert J, Ozkol E, Zeichner A, Uibel K, Weiss O, Koops U, et al. Direct inkjet printing of dental prostheses made of zirconia. *J Dent Res*. 2009;88(7):673-6.
4. 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.
5. Chartier T, Dupas C, Lasgorceix M, Brie J, Delhote N, Chaput C. Additive Manufacturing to Produce Complex 3D Ceramic Parts. *J Ceram Sci Technol*. 2014;6(2):95-104.
6. Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dent Mater*. 2015;31(6):603-23.
7. Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dent Mater*. 2007;23(5):539-48.
8. Singh SV, Bhat M, Gupta S, Sharma D, Satija H, Sharma S. Stress distribution of endodontically treated teeth with titanium alloy post and carbon fiber post with different alveolar bone height: A three-dimensional finite element analysis. *Eur J Dent*. 2015;9(3):428-32.
9. Geng J-P, Tan KB, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001;85(6):585-98.
10. van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater*. 2012;28(1):3-12.

11. Hull CW. Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography. Brevet américain n° US4575330 A, 1986.
12. Deckard CR. Method and apparatus for producing parts by selective sintering. Brevet américain n° US4863538 A, 1989.
13. Crump SS. Apparatus and method for creating three-dimensional objects. Brevet américain n° US5121329 A, 1992.
14. Sachs EM, Haggerty JS, Cima MJ, Williams PA. Three-dimensional printing techniques. Brevet américain n° US5204055, 1993.
15. Kruth J-P, Leu MC, Nakagawa T. Progress in Additive Manufacturing and Rapid Prototyping. CIRP Ann - Manuf Technol. 1998;47(2):525-40.
16. Ishengoma FR, Mtaho AB. 3D Printing: Developing Countries Perspectives. Int J Comput Appl. 2014;104(11):30-4.
17. Berchon M, Luyt B. L'impression 3D. Paris: Eyrolles; 2014.
18. Dawood A, Marti BM, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. Br Dent J. 2015;219(11):521-9.
19. Barazanchi A, Li KC, Al-Amleh B, Lyons K, Waddell JN. Additive Technology: Update on Current Materials and Applications in Dentistry. J Prosthodont. 2017;26(2):156-63.
20. Brandt M. Laser additive manufacturing: materials, design, technologies, and applications. Cambridge: Woodhead; 2017.
21. Kruth JP, Wang X, Laoui T, Froyen L. Lasers and materials in selective laser sintering. Assem Autom. 2003;23(4):357-71.
22. Tunchel S, Blay A, Kolerman R, Mijiritsky E, Shibli JA. 3D Printing/Additive Manufacturing Single Titanium Dental Implants: A Prospective Multicenter Study with 3 Years of Follow-Up. Int J Dent. 2016;2016:1-9.
23. Sun J, Zhang F-Q. The application of rapid prototyping in prosthodontics. J Prosthodont. 2012;21(8):641-4.
24. Kruth JP, Froyen L, Van Vaerenbergh J, Mercelis P, Rombouts M, Lauwers B. Selective laser melting of iron-based powder. J Mater Process Technol. 2004;149(1-3):616-22.

25. Murr LE, Gaytan SM, Ramirez DA, Martinez E, Hernandez J, Amato KN, et al. Metal fabrication by additive manufacturing using laser and electron beam melting technologies. *J Mater Sci Technol*. 2012;28(1):1-14.
26. Syam WP, Al-Shehri HA, Al-Ahmari AM, Al-Wazzan KA, Mannan MA. Preliminary fabrication of thin-wall structure of Ti6Al4V for dental restoration by electron beam melting. *Rapid Prototyp J*. 2012;18(3):230-40.
27. Pham DT, Gault RS. A comparison of rapid prototyping technologies. *Int J Mach Tools Manuf*. 1998;38(10):1257-87.
28. Hazeveld A, Huddleston Slater JJR, Ren Y. Accuracy and reproducibility of dental replica models reconstructed by different rapid prototyping techniques. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2014;145(1):108-15.
29. Murugesan K, Anandapandian PA, Sharma SK, Vasantha Kumar M. Comparative evaluation of dimension and surface detail accuracy of models produced by three different rapid prototype techniques. *J Indian Prosthodont Soc*. 2012;12(1):16-20.
30. Šimunić N, Vidović D, Bursać D, Matković I. Application of 3D Printed Drill Guides in Implant Dentistry. In: Lacković I, Vasic D, éditeurs. 6th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering. Cham: Springer International Publishing; 2015. p. 383-6.
31. Kaye R, Goldstein T, Zeltsman D, Grande DA, Smith LP. Three dimensional printing: A review on the utility within medicine and otolaryngology. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*. 2016;89:145-8.
32. Lee K-Y, Cho J-W, Chang N-Y, Chae J-M, Kang K-H, Kim S-C, et al. Accuracy of three-dimensional printing for manufacturing replica teeth. *Korean J Orthod*. 2015;45(5):217-25.
33. Fricain J-C, De Olivera H, Devillard R, Kalisky J, Remy M, Kériquel V, et al. Impression 3D en médecine régénératrice et ingénierie tissulaire. *médecine/sciences*. 2017;33(1):52-9.
34. Azari A, Nikzad S. The evolution of rapid prototyping in dentistry: a review. *Rapid Prototyp J*. 2009;15(3):216-25.

35. Levy GN, Schindel R, Kruth J-P. Rapid manufacturing and rapid tooling with layer manufacturing (LM) technologies, state of the art and future perspectives. *CIRP Ann-Manuf Technol.* 2003;52(2):589-609.
36. Bhatia U. 3D Printing Technology. *Int J Eng Tech Res.* 2015;3(2):327-30.
37. Schindler K, Roosen A. Manufacture of 3D structures by cold low pressure lamination of ceramic green tapes. *J Eur Ceram Soc.* 2009;29(5):899-904.
38. Napadensky E. Inkjet 3D printing. In: Magdassy S, éditeur. *The Chemistry of Inkjet Inks.* World Scientific. New Jersey; 2010. p. 255-67.
39. Byun C, Kim C, Cho S, Baek SH, Kim G, Kim SG, et al. Endodontic Treatment of an Anomalous Anterior Tooth with the Aid of a 3-dimensional Printed Physical Tooth Model. *J Endod.* 2015;41(6):961-5.
40. Liska R, Schuster M, Inführ R, Turecek C, Fritscher C, Seidl B, et al. Photopolymers for rapid prototyping. *J Coat Technol Res.* 2007;4(4):505-10.
41. Heitz J, Plamadeala C, Wiesbauer M, Freudenthaler P, Wollhofen R, Jacak J, et al. Bone-forming cells with pronounced spread into the third dimension in polymer scaffolds fabricated by two-photon polymerization. *J Biomed Mater Res A.* 2017;105(3):891-9.
42. de Blas Romero A, Pfaffinger M, Mitteramskogler G, Schwentenwein M, Jellinek C, Homa J, et al. Lithography-based additive manufacture of ceramic biodevices with design-controlled surface topographies. *Int J Adv Manuf Technol.* 2017;88(5-8):1547-55.
43. Zanchetta E, Cattaldo M, Franchin G, Schwentenwein M, Homa J, Brusatin G, et al. Stereolithography of SiOC Ceramic Microcomponents. *Adv Mater.* 2016;28(2):370-6.
44. Robberecht L, Chai F, Dehurtevent M, Marchandise P, Bécavin T, Hornez J-C, et al. A novel anatomical ceramic root canal simulator for endodontic training. *Eur J Dent Educ.* 2016;doi:10.1111/eje.12207.
45. Ersoy AE, Turkyilmaz I, Ozan O, McGlumphy EA. Reliability of implant placement with stereolithographic surgical guides generated from

- computed tomography: clinical data from 94 implants. *J Periodontol.* 2008;79(8):1339-45.
46. Stumpel LJ. Flexible thermoplastic resin to add retention to tooth-supported stereolithographic surgical guides. *J Prosthet Dent.* 2015;114(4):479-81.
 47. Mehra P, Miner J, D'Innocenzo R, Nadershah M. Use of 3-D Stereolithographic Models in Oral and Maxillofacial Surgery. *J Maxillofac Oral Surg.* 2011;10(1):6-13.
 48. Grauer D, Wiechmann D, Heymann GC, Swift Jr. EJ. Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing Technology in Customized Orthodontic Appliances: Contemporary Issues. *J Esthet Restor Dent.* 2012;24(1):3-9.
 49. Al Mortadi N, Jones Q, Eggbeer D, Lewis J, Williams RJ. Fabrication of a resin appliance with alloy components using digital technology without an analog impression. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2015;148(5):862-7.
 50. Martin M. Apport de la stéréolithographie en chirurgie dentaire : techniques et applications [Thèse pour le Diplôme d'État en Chirurgie Dentaire]. Université de Lille 2; 2015.
 51. Son K-H, Park J-W, Lee D-K, Kim K-D, Baek S-H. New virtual orthodontic treatment system for indirect bonding using the stereolithographic technique. *Korean J Orthod.* 2011;41(2):138-46.
 52. Eggbeer D, Bibb R, Williams R. The computer-aided design and rapid prototyping fabrication of removable partial denture frameworks. *Proc Inst Mech Eng.* 2005;219(3):195-202.
 53. Williams RJ, Bibb R, Rafik T. A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying. *J Prosthet Dent.* 2004;91(1):85-8.
 54. Dikova T, Dzhendov D, Katreva I, Pavlova D. Accuracy of polymeric dental bridges manufactured by stereolithography. *Arch Mater Sci Eng.* 2016;78(1):29-36.
 55. Moszner N, Wachter W, Appert C, Rheinberger VM, Liska R, Stampfl J, et

- al. Light-curing slips for the stereolithographic preparation of dental ceramics. Brevet méricain n° US20100029801 A1, 2010.
56. Kumar P, Rao RN. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in a tooth restored with metal and fiber posts of varying diameters: An in-vitro study. *J Conserv Dent JCD*. 2015;18(2):100-4.
 57. Sifi M, Merdji A, Benkhenafou F, Bennacer D, Benaissa M, Benseddiq N. Comportement mécanique de la prothèse dentaire sous l'effet des efforts masticatoires. *Nat Technol*. 2015;(13):22-6.
 58. Farah JW, Craig RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Biomech*. 1973;6(5):511-20.
 59. Modi S, Kohli S, Rajeshwari K, Bhatia S. A three-dimension finite element analysis to evaluate the stress distribution in tooth supported 5-unit intermediate abutment prosthesis with rigid and nonrigid connector. *Eur J Dent*. 2015;9(2):255-61.
 60. Rozec Y, Jardel V, Derrien G. Modélisation des contraintes en translation verticale sur un crochet Nally-Martinet par la méthode des éléments finis. *Cah Prothèse*. 2009;(146):45-55.
 61. Ženíšek A. Polynomial approximation on tetrahedrons in the finite element method. *J Approx Theory*. 1973;7(4):334-51.
 62. Kuramochi G, Borie E, Orsi I, Del Sol M. Magnitude and distribution of stresses in composite resin and sound dentine interface with mechanical retentions. *J Clin Exp Dent*. 2015;7(2):232-6.
 63. Guven S, Beydemir K, Dundar S, Eratilla V. Evaluation of stress distributions in peri-implant and periodontal bone tissues in 3- and 5-unit tooth and implant-supported fixed zirconia restorations by finite elements analysis. *Eur J Dent*. 2015;9(3):329-39.
 64. Alrbata RH, Momani MQ, Al-Tarawneh AM, Ihyasat A. Optimal force magnitude loaded to orthodontic microimplants: A finite element analysis. *Angle Orthod*. 2016;86(2):221-6.
 65. Davide A, Raffaella A, Marco T, Michele S, Syed J, Massimo M, et al.

- Direct restoration modalities of fractured central maxillary incisors: A multi-levels validated finite elements analysis with in vivo strain measurements. *Dent Mater.* 2015;31(12):289-305.
66. Mehdi G, Belarbi A, Mansouri B, Azari Z. Numerical study of effect of elastomeric stress absorbers on stress reduction in bone-dental implant interface. *J Appl Oral Sci.* 2015;23(1):87-93.
 67. Cheng Y-C, Lin D-H, Jiang C-P, Lee S-Y. Design improvement and dynamic finite element analysis of novel ITI dental implant under dynamic chewing loads. Liu F, Lee D-H, Lagoa R, Kumar S, éditeurs. *Biomed Mater Eng.* 2015;26(Sup):555-61.
 68. Anami LC, Lima JM da C, Corazza PH, Yamamoto ETC, Bottino MA, Borges ALS. Finite Element Analysis of the Influence of Geometry and Design of Zirconia Crowns on Stress Distribution. *J Prosthodont.* 2015;24(2):146-51.
 69. Singh SV, Gupta S, Sharma D, Pandit N, Nangom A, Satija H. Stress distribution of posts on the endodontically treated teeth with and without bone height augmentation: A three-dimensional finite element analysis. *J Conserv Dent.* 2015;18(3):196-9.
 70. Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials.* 2002;23(13):2667-82.
 71. Rosatto CMP, Bicalho AA, Veríssimo C, Bragança GF, Rodrigues MP, Tantbirojn D, et al. Mechanical properties, shrinkage stress, cuspal strain and fracture resistance of molars restored with bulk-fill composites and incremental filling technique. *J Dent.* 2015;43(12):1519-28.
 72. Ichim I, Li Q, Loughran J, Swain MV, Kieser J. Restoration of non-carious cervical lesions Part I. Modelling of restorative fracture. *Dent Mater.* 2007;23(12):1553-61.
 73. Valian A, Moravej-Salehi E, Geramy A, Faramarzi E. Effect of Extension and Type of Composite-Restored Class II Cavities on Biomechanical Properties of Teeth: A Three Dimensional Finite Element Analysis. *J Dent Tehran Iran.* 2015;12(2):140-50.

74. Jayasudha K, Hemanth M, Baswa R, Raghuveer H, Vedavathi B, Hegde C. Traumatic impact loading on human maxillary incisor: A Dynamic finite element analysis. *J Indian Soc Pedod Prev Dent.* 2015;33(4):302-6.
75. Chen C, Trindade FZ, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dent Mater.* 2014;30(9):954-62.
76. Torcato LB, Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Batista VE de S, Lopes LF de TP. Effect of the Parafunctional Occlusal Loading and Crown Height on Stress Distribution. *Braz Dent J.* 2014;25(6):554-60.
77. Komabayashi T, Nonomura G, Watanabe LG, Marshall GW, Marshall SJ. Dentin tubule numerical density variations below the CEJ. *J Dent.* 2008;36(11):953-8.
78. Munari LS, Cornacchia TPM, Moreira AN, Gonçalves JB, De Las Casas EB, Magalhães CS. Stress distribution in a premolar 3D model with anisotropic and isotropic enamel. *Med Biol Eng Comput.* 2015;53(8):751-8.
79. Holberg C, Winterhalder P, Wichelhaus A, Hickel R, Huth K. Fracture risk of lithium-disilicate ceramic inlays: A finite element analysis. *Dent Mater.* 2013;29(12):1244-50.
80. Keulemans F, Shinya A, Lassila LVJ, Vallittu PK, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ, et al. Three-dimensional finite element analysis of anterior two-unit cantilever resin-bonded fixed dental prostheses. *Sci World J.* 2015;2015:1-10.
81. Anusavice KJ, Phillips RW, éditeurs. *Phillips' science of dental materials.* 10th ed. Philadelphia: W.B. Saunders; 1996. 709 p.
82. Calloch S, Dureisseix D, Hild F. Identification de modèles de comportement de matériaux solides : utilisation d'essais et de calculs. *Technol Form.* 2002;100:36-41.
83. Robbe-Valloire F, Barquins M. Adhesive contact and kinetics of adherence between a rigid cylinder and an elastomeric solid. *Int J Adhes Adhes.* 1998;18(1):29-34.

84. Xiong Y, Huang S-H, Shinno Y, Furuya Y, Imazato S, Fok A, et al. The use of a fiber sleeve to improve fracture strength of pulpless teeth with flared root canals. *Dent Mater.* 2015;31(12):1427-34.
85. Dejak B, Mlotkowski A, Romanowicz M. Finite element analysis of mechanism of cervical lesion formation in simulated molars during mastication and parafunction. *J Prosthet Dent.* 2005;94(6):520-9.
86. Holmberg K, Laukkanen A, Ronkainen H, Wallin K, Varjus S, Koskinen J. Tribological contact analysis of a rigid ball sliding on a hard coated surface. *Surf Coat Technol.* 2006;200(12-13):3810-23.
87. Della Bona Á, Borba M, Benetti P, Duan Y, Griggs JA. Three-dimensional finite element modelling of all-ceramic restorations based on micro-CT. *J Dent.* 2013;41(5):412-9.
88. Borba M, Duan Y, Griggs JA, Cesar PF, Della Bona Á. Effect of ceramic infrastructure on the failure behavior and stress distribution of fixed partial dentures. *Dent Mater.* 2015;31(4):413-22.
89. Kirsten A, Parkot D, Raith S, Fischer H. A cusp supporting framework design can decrease critical stresses in veneered molar crowns. *Dent Mater.* 2014;30(3):321-6.
90. Greaves GN, Greer AL, Lakes RS, Rouxel T. Poisson's ratio and modern materials. *Nat Mater.* 2011;10(11):823-37.
91. Scarpa F. Auxetic materials for bioprostheses [In the Spotlight]. *IEEE Signal Process Mag.* 2008;25(5):128-126.
92. Speirs AD, Heller MO, Duda GN, Taylor WR. Physiologically based boundary conditions in finite element modelling. *J Biomech.* 2007;40(10):2318-23.
93. Favot L-M, Berry-Kromer V, Haboussi M, Thiebaud F, Ben Zineb T. Numerical study of the influence of material parameters on the mechanical behaviour of a rehabilitated edentulous mandible. *J Dent.* 2014;42(3):287-97.
94. Hattori Y, Satoh C, Kunieda T, Endoh R, Hisamatsu H, Watanabe M. Bite forces and their resultants during forceful intercuspal clenching in

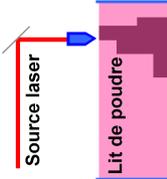
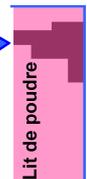
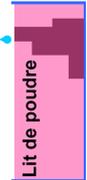
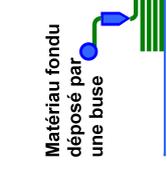
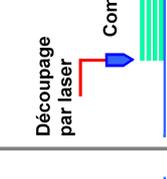
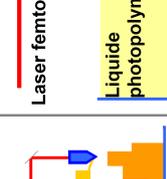
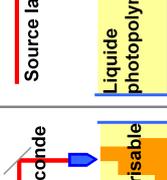
- humans. *J Biomech.* 2009;42(10):1533-8.
95. Verri FR, Santiago Júnior JF, Almeida DA de F, Verri ACG, de Souza Batista VE, Lemos CAA, et al. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Anterior Single Implant-Supported Protheses with Different Bone Anchorages. *Sci World J.* 2015;2015:1-10.
 96. Behnaz E, Ramin M, Abbasi S, Pouya M, Mahmood F. The effect of implant angulation and splinting on stress distribution in implant body and supporting bone: A finite element analysis. *Eur J Dent.* 2015;9(3):311-8.
 97. Rees JS. The effect of variation in occlusal loading on the development of abfraction lesions: a finite element study. *J Oral Rehabil.* 2002;29(2):188-93.
 98. Ho-Le K. Finite element mesh generation methods: a review and classification. *Comput-Aided Des.* 1988;20(1):27-38.
 99. Cuillère J-C. Introduction à la méthode des éléments finis. 2e édition. Paris: Dunod; 2016. 288 p.
 100. Jang Y, Hong H-T, Chun H-J, Roh B-D. Influence of Dentoalveolar Ankylosis on the Biomechanical Response of a Single-rooted Tooth and Surrounding Alveolar Bone: A 3-dimensional Finite Element Analysis. *J Endod.* 2016;42(11):1687-92.
 101. Parashar A, Aileni KR, Rachala MR, Shashidhar NR, Mallikarjun V, Parik N. Torque Loss in En-Masse Retraction of Maxillary Anterior Teeth Using Miniimplants with Force Vectors at Different Levels: 3D FEM Study. *J Clin Diagn Res.* 2014;8(12):77-80.
 102. Harish G, Kalpana D, Mahesh PC, Swati S, Brunda K, Madhuri V. CAD/CAM in Dentistry - A Review. *Int J Res Dent.* 2015;5(2):14-21.
 103. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J.* 2009;28(1):44-56.
 104. Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc.* 2006;137(Supp):7-13.
 105. Torabi K, Farjood E, Hamedani S. Rapid Prototyping Technologies and

- their Applications in Prosthodontics, a Review of Literature. *J Dent.* 2015;16(1):1-9.
106. Ford S, Despeisse M. Additive manufacturing and sustainability: an exploratory study of the advantages and challenges. *J Clean Prod.* 2016;137:1573-87.
 107. Hinczewski C, Corbel S, Chartier T. Ceramic suspensions suitable for stereolithography. *J Eur Ceram Soc.* 1998;18(6):583-90.
 108. Sorrentino R, Aversa R, Ferro V, Auriemma T, Zarone F, Ferrari M, et al. Three-dimensional finite element analysis of strain and stress distributions in endodontically treated maxillary central incisors restored with different post, core and crown materials. *Dent Mater.* 2007;23(8):983-93.
 109. Schmitter M, Mueller D, Rues S. Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *J Dent.* 2012;40(2):154-62.
 110. Möllers K, Parkot D, Kirsten A, Güth J-F, Edelhoff D, Fischer H. Influence of tooth mobility on critical stresses in all-ceramic inlay-retained fixed dental prostheses: A finite element study. *Dent Mater.* 2012;28(2):146-51.
 111. Tartaglia GM, Sidoti E, Sforza C. A 3-year follow-up study of all-ceramic single and multiple crowns performed in a private practice: a prospective case series. *Clinics.* 2011;66(12):2063-70.
 112. Tapie L, Chiche N, Boitelle P, Morenton P, Attal J-P, Schmitt N, et al. Adaptation Measurement of CAD/CAM Dental Crowns with X-Ray Micro-CT: Metrological Chain Standardization and 3D Gap Size Distribution. *Adv Mater Sci Eng.* 2016;2016:1-13.
 113. Schulze RKW, Berndt D, D'Hoedt B. On cone-beam computed tomography artifacts induced by titanium implants: Titanium artifacts in CBCT. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21(1):100-7.
 114. Liedke GS, da Silveira HED, da Silveira HLD, Dutra V, de Figueiredo JAP. Influence of Voxel Size in the Diagnostic Ability of Cone Beam Tomography to Evaluate Simulated External Root Resorption. *J Endod.* 2009;35(2):233-5.

115. Pineda Duque EA, Escobar Restrepo JC, Latorre Correa F, Villarraga Ossa JA. Comparación de la resistencia de tres sistemas cerámicos en tramos protésicos fijos anteriores. Análisis por elementos finitos. *Rev Fac Odontol Univ Antioquia*. 2014;25(1):44-75.
116. Harshitha Gowda BH, Satish Babu CL. Connector design in a long-span-fixed dental prosthesis: a three-dimensional finite element analysis. *Indian J Dent Res*. 2013;24(2):178-82.
117. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics. 4th ed. St. Louis, Mo: Mosby/Elsevier; 2006. 1130 p.
118. Nomoto S, Matsunaga S, Sato T, Yotsuya M, Abe S. Basic Finite Element Analysis of Para-periodontal Ligament in All-ceramic Zirconia Fixed Partial Denture. *Bull Tokyo Dent Coll*. 2015;56(4):215-22.
119. Naumann M, Preuss A, Frankenberger R. Reinforcement effect of adhesively luted fiber reinforced composite versus titanium posts. *Dent Mater*. 2007;23(2):138-44.
120. Motta AB, Pereira LC, da Cunha ARC. All-ceramic and porcelain-fused-to-metal fixed partial dentures: a comparative study by 2D finite element analyses. *J Appl Oral Sci*. 2007;15(5):399-405.
121. De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD–CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dent Mater*. 2005;21(3):242-51.
122. Imanishi A, Nakamura T, Ohyama T, Nakamura T. 3-D Finite element analysis of all-ceramic posterior crowns. *J Oral Rehabil*. 2003;30(8):818-22.
123. Yin L, Song XF, Song YL, Huang T, Li J. An overview of in vitro abrasive finishing & CAD/CAM of bioceramics in restorative dentistry. *Int J Mach Tools Manuf*. 2006;46(9):1013-26.
124. Saied M, Lloyd I, Haller W, Lawn B. Joining Dental Ceramic Layers With Glass. *Dent Mater*. 2011;27(10):1011-6.
125. Stampfl J, Schuster M, Baudis S, Lichtenegger H, Liska R, Turecek C, et al. Biodegradable stereolithography resins with defined mechanical

- properties. In: Virtual and Rapid Manufacturing. Proceedings VRAP. Leira, Portugal; 2007. p. 283-8.
126. Johnson RW, Hansen G, Newman C. The role of data transfer on the selection of a single vs. multiple mesh architecture for tightly coupled multiphysics applications. *Appl Math Comput.* 2011;217(22):8943-62.
 127. Completo A, Fonseca F, Simões JA. Experimental validation of intact and implanted distal femur finite element models. *J Biomech.* 2007;40(11):2467-76.
 128. Sannino G, Pozzi A, Schiavetti R, Barlattani A. Stress distribution on a three-unit implant-supported zirconia framework. A 3D finite element analysis and fatigue test. *Oral Implantol.* 2012;5(1):11-20.
 129. Swain MV, Coldea A, Bilkhair A, Guess PC. Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials. *Dent Mater.* 2016;32(1):34-42.
 130. Seaton P. Mechanics of tensile and shear stress generation in fixed partial denture retainers. *J Prosthet Dent.* 1994;71(3):237-44.

Annexe 1 : Tableau récapitulatif des différentes techniques de fabrication additive

Procédé	Liage de poudre			Extrusion	Stratolamination	Photopolymérisation		
Nom	Frittage laser (SLS)	Fusion par faisceau d'électrons (EBM)	Binder Inkjet (Impression 3D)	Dépôt de matière fondue (FDM)	-	Direct Inkjet	Two-Photon Polymerization (2PP)	Stéréolitho-graphie (SLA)
Schéma								
Forme des matériaux	En poudre			Thermoplastique sous forme de filament	Solide	Photopolymérisable		
Matériaux utilisables	Métaux Verre Plastique Cire Céramique	Métaux	Polymères Plâtre Céramique	Polymères Résines Métaux Cire	Papier Métaux Céramique	Résine Céramique	Résine Polymères	Résine Cire Céramique

D'après Singh et coll., *Material issues in additive manufacturing: A review*. J Manuf Process. 2017 ; 25 : 185-200.

Table des illustrations

Figure 1 : Infrastructures de prothèses fixées : en cours de réalisation (a) et après réalisation (b) par frittage laser [18].....	19
Figure 2 : Couronnes et infrastructures métalliques mises en forme par SLM [10].....	20
Figure 3 : Infrastructure de couronne unitaire réalisée par EBM [26].....	20
Figure 4 : Modèle en plâtre (a) et ses répliques réalisées par techniques additives : direct inkjet (b), stéréolithographie DLP (c) et binder inkjet (d) [28]..	21
Figure 5 : Guide chirurgical réalisé par technique binder inkjet pour le forage en implantologie [30].....	22
Figure 6 : Épithèse nasale réalisée par la technique binder inkjet [10].....	22
Figure 7 : Wax-ups réalisés par FDM [34].....	23
Figure 8 : Aligneurs maxillaires et mandibulaires thermoformés sur des modèles réalisés par FDM, au début (a) et à la fin (b) du traitement orthodontique. [Illustration personnelle].....	24
Figure 9 : Surface occlusale d'une couronne réalisée par la technique Direct Inkjet (Microscope électronique à balayage)[3].....	25
Figure 10 : Endodontie et technique Direct Inkjet : réplique de l'incisive centrale (a), détermination de l'accès (b), trépanation et guide (c), positionnement du guide sur le patient (d), simulation de l'obturation (e), radiographie post-opératoire (f) et radiographie à 3 mois (g) [39].....	26
Figure 11 : Simulateur canalaire : modélisation informatique du système canalaire (a), modèle canalaire en résine obtenu par SLA (b), et image radiographique du simulateur canalaire avant (c) et après (d) traitement endodontique [44].....	28
Figure 12 : Guide chirurgical réalisé par SLA (a), placé sur le modèle (b), et en bouche pour l'acte chirurgical (c) [46].....	29
Figure 13 : Modèles réalisés par SLA : base du crâne et mandibule avant (a) et après (b) chirurgie orthognatique, mandibule avec plaque d'ostéoconduction (c),	

et base du crâne avec un modèle de pièce simulant une future greffe (d) [47].	29
Figure 14 : Plaque palatine, dont la résine est réalisée par SLA [49].	30
Figure 15 : Système Incognito™ : Modélisation informatique (a), et vue occlusale d'un patient traité par Incognito™ (b) [48].	31
Figure 16 : Clé de positionnement de brackets : coiffe occlusale de transfert et connecteur (a), clé formée par les deux parties précédentes (b), clé positionnée sur le modèle (c), et clé en bouche pour le collage du bracket (d) [51].	31
Figure 17 : Châssis métallique de PAPM réalisé par SLA : sorti de la machine à stéréolithographie (a), après la coulée (b), et après la finition (c) [50].	32
Figure 18 : Infrastructures de prothèses fixées en résine calcinable réalisées par SLA [10].	32
Figure 19 : Bridge provisoire (a) et bridge en résine calcinable (b) réalisés par SLA [54].	33
Figure 20 : Exemple d'une modélisation implantaire composée de plusieurs structures [66].	36
Figure 21 : Exemple de modélisation d'une structure unitaire [60].	36
Figure 22 : Exemple d'une courbe de traction. [Illustration personnelle].	39
Figure 23 : Courbe de traction, jusqu'à rupture, d'une céramique technique [82].	40
Figure 24 : Détermination du module d'Young dans une direction définie. [Illustration personnelle].	41
Figure 25 : Exemple d'une structure auxétique en traction [91].	42
Figure 26 : Axes définissant l'orthotropie de la dentine dans l'étude de Davide et coll. [65].	43
Figure 27 : Les 6 degrés de liberté. [Illustration personnelle].	44
Figure 28 : Conditions aux limites dans l'étude de Mehdi et coll. (2015) : les plans de section de la mandibule sont encastés, ils ne présentent pas de degré de mobilité [66].	44
Figure 29 : Valeurs et directions des charges [66].	46

Figure 30 : Valeurs et directions des charges permettant la comparaison avec des essais cliniques [65].....	46
Figure 31 : Géométries de base pour le maillage [99].....	47
Figure 32 : Éléments à deux dimensions [99].....	48
Figure 33 : Éléments à trois dimensions [99].	49
Figure 34 : Maillage des composants de l'étude de Mehdi et coll. (2015) [66]..	49
Figure 35 : Exemple d'une distribution de contraintes avec son échelle colorimétrique [100].....	51
Figure 36 : Contraintes distribuées au modèle implantaire sous la charge corono-apicale[66].....	51
Figure 37 : Exemple de répartitions des contraintes et de visualisation des déplacements, sur des dents endodontiquement saines, présentant soit un ligament parodontal sain, soit une ankylose [100].....	51
Figure 38 : Modélisation des piliers et de l'infrastructure finalisée sur Catia (Dassault Systèmes).....	57
Figure 39 : Maillage de l'infrastructure et des piliers sous Abaqus 6.12 (Dassault Systèmes).....	59
Figure 40 : Répartition de la charge physiologique sur les faces occlusales, et encastrement de la base des piliers.....	59
Figure 41 : Répartition de la charge critique sur la face occlusale de l'intermédiaire de bridge.....	60
Figure 42 : Répartition des contraintes vue de l'intrados des infrastructures des modèles 1 (SLA) et 2 (soustractif).....	62
Figure 43 : Vue palatine de la répartition des contraintes au sein des infrastructures des modèles 1 (SLA) et 2 (soustractif).....	62
Figure 44 : Répartition des contraintes au sein des piliers supportant les infrastructures des modèles 1 (SLA) et 2 (soustractif).....	63
Figure 45 : Vue vestibulaire de la répartition des contraintes au sein des infrastructures des modèles 1 (SLA) et 2 (soustractif).....	64
Figure 46 : Vue occlusale de la répartition des contraintes au sein des	

infrastructures des modèles 1 (SLA) et 2 (soustractif).....	64
Figure 47 : Boxplot de la répartition des contraintes maximales au sein des zones de concentration dans les modèles 1 et 2.....	65
Figure 48 : Vue vestibulaire de la répartition des contraintes au sein des infrastructures des modèles 3 (SLA) et 4 (soustractif).....	66
Figure 49 : Vue de l'intrados de la répartition des contraintes au sein des infrastructures des modèles 3 (SLA) et 4 (soustractif).....	67
Figure 50 : Vue occlusale de la répartition des contraintes au sein des infrastructures des modèles 3 (SLA) et 4 (soustractif).....	67
Figure 51 : Boxplot de la répartition des contraintes maximales au sein des zones de concentration dans les modèles 3 et 4.....	68
Figure 52 : Visualisation des déformations au sein des infrastructures des modèles 1 (SLA) et 2 (soustractif).....	69
Figure 53 : Visualisation des déformations au sein des infrastructures des modèles 1 (SLA) et 2 (soustractif).....	70
Figure 54 : Boxplot de la répartition des déformations maximales au sein des zones de concentration dans les modèles 1 et 2.....	71
Figure 55 : Vue inférieure de la répartition des déformations au sein des infrastructures des modèles 3 (SLA) et 4 (soustractif).....	72
Figure 56 : Vue occlusale de la répartition des déformations au sein des infrastructures des modèles 3 (SLA) et 4 (soustractif).....	72
Figure 57 : Boxplot de la répartition des déformations maximales au sein des zones de concentration dans les modèles 3 et 4.....	73
Figure 58 : Vue occlusale des déplacements sur les infrastructures des modèles 1 (SLA) et 2 (soustractif) : en bleu à l'état initial, en vert sous l'application des contraintes (déplacements accentués avec un facteur 3000).....	74
Figure 59 : Vue occlusale des déplacements sur les infrastructures des modèles 3 (SLA) et 4 (soustractif) : en bleu à l'état initial, en vert sous l'application des contraintes (déplacements accentués avec un facteur 1000).....	75

Index des tableaux

Tableau 1 : Modules d'Young de quelques matériaux considérés isotropes.....	41
Tableau 2 : Coefficients de Poisson de quelques matériaux considérés isotropes.....	42
Tableau 3 : Propriétés mécaniques des composants de l'étude de Mehdi et coll. [66] comparées à la dentine et à l'émail.....	43
Tableau 4 : Valeurs de réductions dentaires pour couronne céramo-céramique.....	56
Tableau 5 : Valeurs des épaisseurs de l'infrastructure de bridge céramo-céramique.....	56
Tableau 6 : Propriétés mécaniques utilisées dans l'analyse par les éléments finis.....	58
Tableau 7 : Répartition des nœuds et éléments dans la modélisation.....	58
Tableau 8 : Récapitulatif des valeurs des contraintes maximales au sein des modèles 1 et 2 (en MPa).....	65
Tableau 9 : Comparaison des valeurs moyennes des contraintes au sein des zones de concentration des contraintes entre les modèles 1 et 2 (en MPa).....	65
Tableau 10 : Récapitulatif des valeurs des contraintes maximales au sein des modèles 3 et 4 (en MPa).....	68
Tableau 11 : Comparaison des valeurs moyennes des contraintes au sein des zones de concentration des contraintes entre les modèles 3 et 4 (en MPa).....	68
Tableau 12 : Récapitulatif des déformations maximales des modèles 1 et 2 (en ‰).....	70
Tableau 13 : Comparaison des valeurs moyennes des déformations au sein des zones de concentration des déformations entre les modèles 1 et 2 (en ‰).....	70
Tableau 14 : Récapitulatif des déformations maximales des modèles 3 et 4 (en ‰).....	73
Tableau 15 : Comparaison des valeurs moyennes des déformations au sein des zones de concentration des déformations entre les modèles 3 et 4 (en ‰).....	73

**ANALYSE PAR LA MÉTHODE DES ÉLÉMENTS FINIS
D'UNE INFRASTRUCTURE EN ALUMINE
MISE EN FORME PAR STÉRÉOLITHOGRAPHIE**

Maximilien DESRUELLE - p. 102 : ill. 59 ; réf. 130

Domaines : Informatique, Matériaux et métallurgie – Technologie, Prothèse fixe

Mots clés RAMEAU : Éléments finis, méthode des ; Matériaux céramiques dentaires ; Prothèses dentaires partielles fixes ; Stéréolithographie

Mots clés FMeSH : Analyse des éléments finis ; Porcelaine dentaire ; Prothèse partielle fixe ; Simulation numérique

La fabrication additive de résine présente aujourd'hui de nombreuses applications en chirurgie dentaire. Ces méthodes de mise en forme, et plus particulièrement la stéréolithographie, peuvent être appliquées à la céramique. Celles-ci limitent le stress sur la pièce résiduelle et l'usure du consommable en comparaison à l'usinage. Cette thèse a eu pour but de comparer, par la méthode des éléments finis, deux infrastructures de bridge en alumine, mises en forme par stéréolithographie et par technique soustractive.

Une infrastructure de bridge a été modélisée suite à la numérisation des préparations périphériques sur la première prémolaire maxillaire gauche (24) et la première molaire maxillaire gauche (26). Le logiciel d'exploitation par les éléments finis Abaqus 6.12 a permis de réaliser deux séries de simulations : l'application de charges occlusales physiologiques ainsi que l'application d'une charge critique de 600 N, perpendiculairement aux faces occlusales.

Les contraintes et déformations suivaient des localisations identiques entre les modèles. Les analyses statistiques n'ont pas montré de différence significative d'intensité de contraintes. Les déformations, quant à elles, étaient équivalentes ou inférieures pour l'alumine réalisée par stéréolithographie. Des déplacements des éléments du bridges ont montré une torsion des connexions de faible amplitude.

L'alumine mise en forme par stéréolithographie n'influence pas la répartition et les valeurs des contraintes au sein de l'infrastructure. Cependant, elle peut permettre de réduire les déformations en comparaison à la méthode soustractive. Les différents résultats soulignent l'importance de la morphologie des jonctions, ainsi que de l'équilibration occlusale lors de la livraison. D'autres analyses sont à prévoir pour évaluer la faisabilité clinique des restaurations.

JURY :

Président : Monsieur le Professeur Pascal BÉHIN
Asseseurs : Monsieur le Docteur Jérôme VANDOMME
Monsieur le Docteur Thibault BÉCAVIN
Madame le Docteur Marion DEHURTEVENT
Membre invité : Monsieur le Professeur Damien SOULAT