

**UNIVERSITE DU DROIT ET DE LA SANTE DE LILLE 2  
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE**

[Année de soutenance : 2020]

N°

**THESE**

Pour le

**DIPLOME D'ETAT**

**DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE**

Présentée et soutenue publiquement le 12 Mai 2020

Par Justine PATTE

Née le 23 Novembre 1994 à CAMBRAI – France

LA PROTHESE FIXEE TRANSITOIRE EN TECHNIQUE  
ADDITIVE

**JURY**

Président :

Mme. la Professeure Caroline DELFOSSE

Assesseurs :

M. le Docteur Jérôme VANDOMME

Mme. le Docteur Marion DEHURTEVENT

M. le Docteur Corentin DENIS

Président de l'Université	:	Pr. J-C. CAMART
Directeur Général des Services de l'Université	:	P-M. ROBERT
Doyen	:	Pr. E. BOCQUET
Vice-Doyens	:	Dr. A. de BROUCKER
Responsable des Services	:	S. NEDELEC
Responsable de la Scolarité	:	M. DROPSIT

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

#### **PROFESSEURS DES UNIVERSITES :**

P. BEHIN	Prothèses
T. COLARD	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
E. DELCOURT-DEBRUYNE	Professeur Emérite Parodontologie
<b>C. DELFOSSE</b>	Responsable du Département d'Odontologie Pédiatrique
E. DEVEAUX	Dentisterie Restauratrice Endodontie

## **MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES**

K. AGOSSA	Parodontologie
T. BECAVIN	Dentisterie Restauratrice Endodontie
A. BLAIZOT	Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale.
P. BOITELLE	Prothèses
<b>F. BOSCHIN</b>	Responsable du Département de <b>Parodontologie</b>
<b>E. BOCQUET Faciale</b>	Responsable du Département d' <b>Orthopédie Dento- Doyen de la Faculté de Chirurgie Dentaire</b>
<b>C. CATTEAU</b>	Responsable du Département de <b>Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale.</b>
A. de BROUCKER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
M. DEHURTEVENT	Prothèses
T. DELCAMBRE	Prothèses
F. DESCAMP	Prothèses
A. GAMBIEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
F. GRAUX	Prothèses
<b>P. HILDELBERT</b>	Responsable du Département de <b>Dentisterie Restauratrice Endodontie</b>
C. LEFEVRE	Prothèses
J.L. LEGER	Orthopédie Dento-Faciale
M. LINEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
T.MARQUILLIER	Odontologie Pédiatrique
G. MAYER	Prothèses
<b>L. NAWROCKI</b> Lille	Responsable du Département de <b>Chirurgie Orale</b> Chef du Service d'Odontologie A. Caumartin - CHRU
<b>C. OLEJNIK</b>	Biologie Orale

P. ROCHER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
L. ROBBERECHT	Dentisterie Restauratrice Endodontie
<b>M. SAVIGNAT</b>	Responsable du Département des <b>Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux</b>
T. TRENTESAUX	Odontologie Pédiatrique
<b>J. VANDOMME</b>	Responsable du Département de <b>Prothèses</b>

### ***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...***

**Madame la Professeure Caroline DELFOSSE**

**Professeure des Universités – Praticien Hospitalier des CSERD**

*Section Développement, Croissance et Prévention*

*Département Odontologie Pédiatrique*

Docteur en Chirurgie Dentaire

Doctorat de l'Université de Lille 2 (mention Odontologie)

Diplôme d'Etudes Approfondies Génie Biologie & Médical – option Biomatériaux

Maîtrise de Sciences Biologiques et Médicales

Diplôme d'Université « Sédation consciente pour les soins bucco-dentaires » (Strasbourg I)

Responsable du Département d'Odontologie Pédiatrique

Je tiens à vous remercier d'avoir spontanément accepté de présider le jury de cette thèse.

Aussi, je vous remercie pour la qualité de vos enseignements que vous nous avez apportés. Veuillez trouver ici l'expression de tout mon respect.

**Monsieur le Docteur Jérôme VANDOMME**

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

*Section Réhabilitation orale*

*Département Prothèses*

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Biologie de l'Université de Lille2

Master II Biologie Santé

Master I des Sciences Biologiques et Médicales

Responsable du Département de Prothèses

Assesseur aux Nouvelles Technologies

Vous avez spontanément accepté de siéger dans ce jury et je vous en remercie. Merci pour votre confiance et votre enseignement de qualité tout au long de mon cursus. Ce fût un plaisir de travailler à vos côtés. Veuillez trouver ici, la marque de mon respect et de ma reconnaissance.

**Madame le Docteur Marion DEHURTEVENT**

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

*Section Réhabilitation orale*

*Département Prothèses*

Docteur en Chirurgie Dentaire

Assesseur aux Nouvelles Technologies

Merci d'avoir accepté de diriger cette thèse. Le travail a été enrichissant, intéressant et est, je l'espère à la hauteur de vos attentes. Merci encore de votre investissement et de m'avoir accordée autant de temps malgré de nombreuses remises en question. Recevez ici ma plus grande gratitude et sympathie.

**Monsieur le Docteur Corentin DENIS**

**Maître de Conférences des Universités (Associé) – Praticien Hospitalier des CSERD**  
*Section Réhabilitation Orale*  
*Département Prothèses*

Docteur en Chirurgie Dentaire

Master II « Sciences du médicament » - Parcours « Dispositifs Médicaux – Biomatériaux »  
- Université Lille2

C.E.S Prothèses fixées – Université d'Aix-Marseille

Assesseur Relations aux étudiants

Je vous remercie d'avoir accepté de siéger dans ce jury et je vous en suis reconnaissante.

Vous m'avez été d'une grande aide dans ce travail grâce à vos conseils et votre implication, ce qui a permis une approche supplémentaire enrichissante.

Soyez assuré de ma sincère reconnaissance.

A ma famille, à mes amis,

# La prothèse fixée transitoire par technique additive

## Table des matières

I. Introduction .....	14
II. Cahier des charges de la prothèse fixée transitoire .....	15
2.1 Impératifs dentaires .....	16
2.2 Impératifs parodontaux.....	20
2.3 Impératifs occlusaux.....	22
2.4 Impératifs esthétiques .....	26
III. Réalisation de la prothèse transitoire par CFAO en technique additive .....	29
3.1 La photo-polymérisation en cuve ou stéréolithographie (SLA) .....	29
3.2 Matériaux .....	33
3.3 Indications de la mise en forme additive de prothèses transitoires .....	36
3.4 Protocole de réalisation de prothèses fixées transitoires par CFAO à l'aide de la technique additive .....	37
<b>3.4.1 Numérisation .....</b>	<b>38</b>
<b>3.4.2 Conception.....</b>	<b>42</b>
<b>3.4.3 Fabrication.....</b>	<b>46</b>
<b>3.4.4 Suivi.....</b>	<b>49</b>
V. Discussion .....	52
VI. Conclusion.....	54
VII. Bibliographie.....	55
VIII. Table des illustrations.....	60
IX. Table des tableaux .....	61

## Tables des abréviations

CFAO : Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur

CAO : Conception Assistée par Ordinateur

FAO : Fabrication Assistée par Ordinateur

Bis-GMA : Bisphénol A-Glycidyl Méthacrylate

PMMA : Poly-Méth-Acrylate de Méthyle

PEMA : Poly-Méth-Acrylate d'Ethyle

UDMA : Uréthane DiMéthacrylate

MMA : Méthacrylate de Méthyle

PLA : Acide Poly Lactique

ABS : Acrylonitrile Butadiène Styrène

DLP : *Digital Light Processing*

UV : Ultra-Violet

MPU : Modèle positif unitaire

# La prothèse fixée transitoire par technique additive

## I. Introduction

La prothèse transitoire fait partie intégrante du plan de traitement en prothèse fixée. Celle-ci a pour rôle de valider dans la durée, le schéma occluso-fonctionnel, esthétique et prophylactique avant la mise en place d'une restauration d'usage. Elle participe au retour à la santé bucco-dentaire en facilitant la mise en œuvre des traitements pré-prothétiques et prothétiques. La prothèse fixée transitoire peut être confectionnée à partir de différentes techniques comme l'isomoulage, la coque préformée en polycarbonate, les résines composites malléables chémo ou photo-polymérisables, les coiffes malléables préformées photo-polymérisables ou encore la Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur (CFAO) [1]. La technique de réalisation des prothèses transitoires par CFAO repose sur la mise en forme d'un projet prothétique virtuel réalisé par Conception Assistée par Ordinateur (CAO) à l'aide de la Fabrication Assistée par Ordinateur (FAO) par technique soustractive ou additive. La méthode soustractive appelée aussi usinage est la technique la plus couramment utilisée. Celle-ci est fiable, précise et reproductible mais est limitée par l'usure des consommables et les contraintes engendrées sur la pièce prothétique. La mise en forme additive est, quant à elle, une méthode de fabrication tridimensionnelle par empilement de couches successives jusqu'à l'obtention d'une pièce finale [2]. Ces nouveaux procédés additifs permettent la mise en forme de cires, de résines ou encore de métaux [2]. Au niveau industriel, cette méthode permet d'allier un gain de temps et de précision dans le processus de fabrication et de limiter les inconvénients de l'usinage [3]. Depuis les années 80, la technique additive est devenue un outil de mise en forme incontournable dans l'industrie et particulièrement dans le domaine de la santé.

Cette thèse a pour premier objectif d'établir le cahier des charges de la réalisation d'une prothèse fixée transitoire et dans un second temps, nous développerons le protocole de fabrication de prothèse fixée transitoire à l'aide de la CFAO en technique additive [4]. La présentation de 2 cas cliniques permettra d'illustrer l'ensemble de nos propos.

## II. Cahier des charges de la prothèse fixée transitoire

La prothèse fixée « provisoire » est une réalisation indispensable dans la prise en charge prothétique du patient. Celle-ci est facilement modifiable et permet de préfigurer la prothèse fixée d'usage. Ces prothèses peuvent être de 1<sup>ère</sup> ou de 2<sup>ème</sup> génération, provisoires ou transitoires :

- prothèse provisoire : élément réalisé immédiatement après la préparation dentaire pour satisfaire un besoin esthétique mais aussi fonctionnel. Elle n'est conçue que pour quelques semaines avant la réalisation de la prothèse d'usage ;
- prothèse transitoire : élément réalisé à la suite d'une démarche analytique conduisant à envisager la globalité du temps de traitement. Celle-ci est portée plusieurs mois et a pour objectifs la temporisation, la cicatrisation, la prophylaxie, les réévaluations parodontale et endodontique. Elle participe activement au retour à la santé bucco-dentaire en facilitant la mise en œuvre des traitements pré-prothétiques et prothétiques. Pour certains, elle est considérée comme étant une restauration définitive confectionnée à l'aide de matériaux temporaires [5] ;
- prothèse de 1<sup>ère</sup> génération : prothèse issue de la situation initiale du patient ;
- prothèse de 2<sup>e</sup> génération : prothèse succédant aux prothèses de 1<sup>ère</sup> génération. Elle est créée par le praticien ou au laboratoire de prothèse à partir, éventuellement, d'une empreinte de préparation. Elle permet de tester la fonction et de prévisualiser la forme de la future prothèse pour valider l'esthétique [6].

L'ensemble de ces prothèses fixées « provisoires » doit suivre un cahier des charges dentaire, parodontal, occlusal et esthétique [7]. La prothèse se doit alors de valider les propositions thérapeutiques notamment lors de reconstitutions corono-radiculaires, d'occlusodontie, d'endodontie (*Figure 1A*), de parodontie et d'orthodontie (*Figure 1B*).



*Figure 1: A: radiographie d'un cas clinique de lésions apicales sur 11 et 21 traitées endodontiquement après reconstitution corono-radulaire et sous prothèses transitoires [Illustration personnelle] ; B : traitement orthodontique sous prothèses fixées transitoires [22].*

## 2.1 Impératifs dentaires

Le rôle de la prothèse « provisoire » est de protéger le complexe dentino-pulpaire des agressions thermiques, chimiques et microbiennes par un ajustage dento-prothétique. Elle doit également favoriser la cicatrisation d'une plaie dentino-pulpaire ou du péri apex suite à un traitement endodontique en préservant la stimulation occlusale [5].

La composition des matériaux utilisés pour la réalisation de ces prothèses varie selon le procédé de fabrication [8,9]. La résine bis-acrylique, composée le plus souvent de Bisphénol A-Glycidyl Méthacrylate (Bis-GMA), est la plus fréquemment utilisée pour la fabrication des coiffes malléables photo-polymérisables (Protemp crown® de 3M) et des dents ions en polycarbonate (Polycarbonate crown® de 3M). Les résines utilisées pour blocs d'usinage (Telio CAD® d'Ivoclar Vivodent) et pour la mise en forme additive (Temporis® de DWS) sont le plus couramment en Poly-Méth-Acrylate de Méthyle (PMMA). Le Bis-GMA, le Poly-Méth-Acrylate d'Ethyle (PEMA) ou le PMMA sont les composants les plus fréquemment utilisés pour les résines chémo-polymérisables (Alike® de GC). Ces résines se présentent sous forme liquide-poudre ou de pistolet auto-mélangeur (Protemp 4® de 3M). Enfin, l'Uréthane Di-MéthAcrylate (UDMA) est le plus souvent utilisé pour les résines composites photo-polymérisables comme Revotek LC® de GC (*Tableau 1*). Tous ces matériaux doivent répondre au marquage Ila européen. Cette classification des dispositifs médicaux les définit en fonction de leur risque potentiel pour la santé. Elle comporte 4 classes :

- Classe I (classe de risque la plus faible) : par exemple les compresses ;
- Classe IIa (risque potentiel modéré/mesuré) : par exemple les lentilles de contact ou les couronnes dentaires ;
- Classe IIb (risque potentiel élevé/important) : par exemple les produits de désinfection des lentilles ;
- Classe III (classe de risque la plus élevée) : par exemple les stents ou les prothèses de hanche.

La variation du taux de conversion et la toxicité des monomères résiduels de ces matériaux peut entraîner une irritation pulpaire si la vitalité pulpaire est préservée. En effet, un contact des monomères avec le tissu pulpaire au travers des tubuli dentinaires peut entraîner la mort cellulaire des odontoblastes et des fibroblastes de l'organe dentaire [10]. Une étude a montré qu'une exposition de 24h à une concentration de 0,5 mmol/ml de Bis-GMA entraîne plus de 50% de mort cellulaire. Toutefois, ces résultats doivent être pondérés. En effet, les auteurs ont dans cette étude utilisé une lignée cellulaire de kératinocytes à capacité de prolifération indéfinie (HOKs) à l'inverse des cultures primaires proches du tissu humain [11]. Afin de limiter ce biais, la norme ISO 10993-5:2009 recommande l'utilisation de ces cultures primaires afin de tester la cytotoxicité des matériaux et ainsi identifier les règles à adopter pour diminuer cette toxicité. Concernant le taux de conversion des monomères en polymères, Lee et *al* ont montré que l'augmentation du taux de conversion augmente la viabilité cellulaire. Ainsi, les résines photo-polymérisables et les blocs de résines usinables augmentent la viabilité cellulaire en comparaison des résines chémo-polymérisables. Il est également préférable que les matériaux soient polymérisés hors bouche [12]. Le respect des ratio de composants, la post-polymérisation avant la mise en place de la restauration (indiquée notamment dans la technique additive) et le polissage après polymérisation pour éliminer la couche d'inhibition de polymérisation à l'oxygène permettent de limiter la toxicité des monomères résiduels [13,14].

Enfin, la polymérisation de certaines résines en bouche peut être associée à une prise exothermique ou à une augmentation de leur température notamment lors de la photo-polymérisation. Ces variations thermiques peuvent entraîner une agression du complexe dentino-pulpaire. En effet, selon Bierma *et al* en 2012, une température trop importante autour de 42°C peut être iatrogène pour le tissu pulpaire. Les mêmes auteurs

ont montré qu'une élévation de la température pulpaire supérieure à 4°C est déjà délétère. L'élévation de température de 39°C et 40°C d'une durée de 30 secondes augmente la circulation sanguine dans la cavité pulpaire, et entre 42°C et 44°C, elle induit des effets irréversibles dans le tissu pulpaire [15]. Le temps de photo-polymérisation doit donc impérativement être respecté et les matériaux sans prise exothermique ou polymérisés avant leur mise en place doivent être privilégiés. En ce sens, les prothèses « provisoires » réalisées par CFAO limitent l'ensemble de ces contraintes.

Tableau 1: tableau descriptif et comparatif des matériaux « provisoires » les plus couramment utilisés selon leur procédé de mise en forme [16].

Procédé de mise en forme	Résine photo-polymérisable	Résine chémo-polymérisable		Coque préformée malléable photo-polymérisable bis-acrylique	Bloc d'usinage	Résine pour SLA	Coque préformée en polycarbonate
		non chargée	chargée				
<b>Matériaux</b>	LC Revotek® de GC	Alike® de GC	Protemp 4® de 3M	Protemp crown® de 3M	Telio CAD® d'Ivoclar Vivodent	Temporis ® DD-1000 de DWS	Polycarbonate crown® de 3M
<b>Principale composition</b>	UDMA	PMMA	Bis-GMA	Bis-GMA	PMMA	PMMA	Bis-GMA
<b>Classification des dispositifs médicaux</b>	Ila CE	Ila CE	Ila CE	Ila CE	Ila CE	Ila CE	Ila CE
<b>Prise exothermique</b>	Non	Oui	Non	Non	Non	Non	Non

## 2.2 Impératifs parodontaux

La prothèse fixée « provisoire » doit favoriser l'hygiène, être biocompatible, protéger, soutenir et si nécessaire guider la cicatrisation du parodonte marginal. Elle peut être utilisée pour une phase thérapeutique d'assainissement parodontal avec une mise en condition tissulaire tout en supprimant les facteurs locaux aggravants [13,14].

Afin d'assurer l'intégration parodontale, ces prothèses doivent respecter certaines règles de morphologie lors de la mise forme :

- la reconstitution d'un contact interdentaire doit être fonctionnelle. Physiologiquement, l'embrasure cervicale est comblée par la papille interdentaire. Ce tissu parodontal supra-crestal présente une structure bifide de faible taille, constituée d'une papille vestibulaire et d'une papille palatine ou linguale. La papille inter-dentaire est réunie sous le contact interdentaire, par le « col de cohen ». Ce col, fragile et peu kératinisé, présente une faible résistance à la pénétration microbienne et aux agressions mécaniques. La distance physiologique entre le contact interdentaire et la crête septale doit être de 3 à 5 mm. Si cette distance s'élève à 7 mm ou plus, la papille interdentaire est absente. De plus, l'intensité et la localisation du contact interdentaire doivent faciliter la dispersion du bol alimentaire et éviter les bourrages alimentaires (*Figure 2*). Ces derniers peuvent être à l'origine de désordres parodontaux, ce qui limite la mise en place de la prothèse fixée définitive ;
- le décolletage de l'embrasure cervicale doit être convexe. Si celle-ci est trop fermée, le passage des brossettes interdentaires est impossible et il risque d'y avoir une compression papillaire pouvant être à l'origine d'une inflammation, de douleurs et de récessions [5,13] ;
- la morphologie du premier tiers gingival de l'émergence prothétique doit être plane pour favoriser un contrôle de plaque efficace et être en continuité avec la racine naturelle ;
- la nouvelle limite dento-gingivale post-chirurgicale (gingivectomie, élongation coronaire) des prothèses transitoires doit impérativement respecter l'espace biologique de 3 mm pour assurer une cicatrisation parodontale ;
- le contour corono-radicaire en « double déflexion » d'Amsterdam est une morphologie parfois nécessaire suite à une récession parodontale afin de créer

l'illusion d'une dent prothétique moins longue si la chirurgie parodontale ne peut pas être envisagée [17] ;

- en implantologie, la morphologie de la prothèse fixée transitoire doit permettre la prolifération tissulaire parodontale en respectant la concavité du profil d'émergence. La distance mésio-distale de 4 à 5 mm maximum entre le col implantaire et le point de contact doit être respectée pour envisager la régénération papillaire entre l'implant et la dent [18].

L'état de surface des pièces prothétiques doit limiter la rétention du biofilm au risque d'une prolifération bactérienne. La norme ISO 19606:2017 décrit une évaluation de la rugosité de surface des pièces prothétiques par microscope à force atomique [13]. Cette rugosité moyenne des prothèses doit être inférieure à 2,5  $\mu\text{m}$ . Selon une étude menée par Mörmann *et al*, la rugosité des résines composites photo-polymérisables et chémo-polymérisables après polissage (respectivement de 0,034  $\mu\text{m}$  et 0,65  $\mu\text{m}$ ) est plus élevée que celle du PMMA (0,008  $\mu\text{m}$  pour le Telio CAD® d'Ivoclar Vivodent) (*Tableau 2*) [19,20]. L'ensemble de ces valeurs sont compatibles avec une utilisation clinique si le protocole de polissage est respecté. En effet, le matériau doit permettre un polissage efficace de la prothèse « provisoire ». Celle-ci peut être difficile à polir de part une porosité ou une dureté élevées du matériau [21]. La dureté des résines composites est supérieure à celle d'un bloc d'usinage en PMMA, c'est pourquoi les composites sont plus difficiles à polir [19] (*Tableau 2*).

La réalisation de prothèse transitoire par CFAO permet de répondre aux impératifs parodontaux. En effet, cette technique permet de travailler les conceptions afin d'être au plus proche de la morphologie recommandée mais aussi d'obtenir un meilleur état de surface.



Figure 2: vérification des points de contact d'une prothèse « provisoire » [22].

Tableau 2: tableau comparatif de la rugosité et de la dureté entre les matériaux « provisoires » en résines photopolymérisables, chémo-polymérisables et les blocs d'usinage [16,19,20].

	<b>Résine photo-polymérisable</b>	<b>Résine chémo-polymérisable</b>	<b>Bloc d'usinage</b>
<b>Matériaux</b>	Tetric EvoCeram® d'Ivoclar Vivodent	Alike® de GC	Telio CAD® d'Ivoclar Vivodent
<b>Rugosité en <math>\mu\text{m}</math> après polissage</b>	0,034	0,65	0,008
<b>Dureté Martens en Pa</b>	715	256	181

### 2.3 Impératifs occlusaux

La prothèse fixée « provisoire » doit reconstituer l'anatomie occlusale afin d'éviter les migrations, les versions ainsi que les égressions des dents proximales. Elle doit reproduire les particularités anatomiques selon la cinématique et le concept occluso-prothétique choisi afin de restaurer la mastication et la déglutition.

Les contacts occlusaux doivent être uniformément répartis, bilatéraux, simultanés et ponctiformes pour ne pas créer de pathologies articulaire ou pulpaire. De plus, le matériau doit avoir une résistance mécanique à l'usure afin de conserver l'occlusion [5]. L'évaluation des propriétés mécaniques des résines polymères doit suivre les normes en vigueur. Actuellement, peu de normes existent pour déterminer les propriétés mécaniques des matériaux polymères à visée dentaire (ISO 20795-1:2013). Toutefois, certaines normes proposent des protocoles pour l'évaluation de matériaux à composition similaire.

- test de résistance à la rupture en flexion : celle-ci peut être évaluée à l'aide des normes ISO 20795-1:2013 ou ASTM D6272. La résistance à la rupture en flexion informe par exemple de la capacité d'un bridge transitoire à résister aux forces occlusales verticales. Parmi les différents matériaux « provisoires », ceux utilisés en CFAO soustractive ou additive présentent la meilleure résistance à la rupture en flexion (*Tableau 3*) ;
- module de weibull : ce module est une analyse statistique des valeurs de résistance à la rupture en flexion. Il détermine la probabilité de rupture du matériau composite. Cette approche probabiliste permet d'estimer l'importance relative de défauts au sein du matériau pouvant influencer sa fiabilité ;
- test de résistance à la rupture en compression : cette résistance peut être évaluée suivant la norme ISO 14126:1999 ou ASTM E1012. La résistance à la rupture en compression informe par exemple de la capacité d'une couronne à résister aux forces masticatoires au niveau de la face occlusale. Parmi les différents matériaux « provisoires », ceux utilisés en CFAO présentent la meilleure résistance à rupture en compression (*Tableau 3*) ;
- test de résistance à la rupture en traction : celle-ci peut être évaluée à l'aide de la norme ISO 527-1:2012. La résistance à la rupture en traction permet par exemple d'évaluer la capacité du matériau à résister aux forces verticales lors de la désinsertion de la prothèse ;
- test de ténacité : celle-ci peut être évaluée à l'aide de la norme ISO 20795-1:2013 ou ASTM D5045-99. La ténacité informe de la capacité d'un matériau à résister à la propagation d'une fissure. On peut définir la ténacité comme étant la quantité d'énergie qu'un matériau peut absorber avant de rompre. Cette valeur permet par exemple d'évaluer la capacité du matériau « provisoire » à stopper la propagation d'une fissure lors d'un accident de mastication ;

- module d'élasticité : ce module peut être évalué suivant de la norme 20795-1:2013. Le module d'élasticité informe de la capacité de déformation élastique d'une prothèse « provisoire » sous pression occlusale. Un matériau dont le module de Young est très élevé est dit rigide. Parmi les différents matériaux « provisoires », ceux utilisés en CFAO soustractive sont les plus rigides (*Tableau 3*).

Tableau 3: tableau comparatif des propriétés mécaniques des matériaux « provisoires » les plus couramment utilisés selon leur procédé de mise en forme [16,23,24].

\*NR : non renseigné

Procédé de mise en forme	Résine photo-polymérisable	Résine chémo-polymérisable		Bloc d'usage	Résine pour SLA
		non chargée	chargée		
<b>Matériaux</b>	LC Revotek® de GC	Alike® de GC	Protemp 4® de 3M	Telio CAD® d'Ivoclar Vivodent	Temporis® DD-1000 de DWS
<b>Résistance à la flexion (MPa)</b>	28	111	132	142	85-135
<b>Résistance à la compression (MPa)</b>	12	16	25	60	290
<b>Module d'élasticité (MPa)</b>	3661	NR*	2159	8999	2900-4200

## 2.4 Impératifs esthétiques

La prothèse « provisoire » a un rôle esthétique et psychologique. Elle permet de valider l'esthétique de la restauration et de mettre en confiance le patient. La forme, l'intégration biologique et la couleur sont les 3 volets pour la réussite esthétique d'une restauration prothétique. Cette prothèse doit donc respecter l'anatomie dentaire en passant par l'élaboration d'un bon profil d'émergence, de lignes de transitions adaptées, d'alignement des collets et d'une ligne du sourire restaurée.

Le matériau doit également avoir une stabilité de teinte et une faible absorption de l'eau. Différents tests en suivant la norme ISO 7491:2000 sont disponibles afin d'évaluer l'absorption d'eau et la stabilité de teinte des matériaux en simulant les conditions buccales. Selon Rayyan *et al*, une stabilité de teinte supérieure à 4,2 dE est considérée comme mauvaise. La plupart des résines « provisoires » autres que celles utilisées pour l'usinage présentent une absorption en eau et une instabilité de teinte plus importantes. Ceci s'explique notamment par leur méthode de polymérisation. En effet, la quantité de monomères résiduels est plus importante et est à l'origine d'une augmentation de la porosité par rapport aux matériaux usinables (*Tableau 4*) [16]. Cette porosité limite l'efficacité du polissage et augmente le risque d'accumulation du biofilm et de coloration [21].

Tableau 4: tableau comparatif des impératifs esthétiques des matériaux « provisoires » selon leur procédé de mise en forme [16].

\*NR : non renseigné

Procédé de mise en forme	Résine photo-polymérisable	Résine chémo-polymérisable		Coque préformée malléable photo-polymérisable bis-acrylique	Bloc d'usinage	Résine pour SLA	Coque préformée en polycarbonate
		non chargée	chargée				
<b>Matériaux</b>	LC Revotek® de GC	Alike® de GC	Protemp 4® de 3M	Protemp crown® de 3M	Telio CAD® d'Ivoclar Vivodent	Temporis® de DWS	Polycarbonate crown® de 3M
<b>Teinte</b>	B2	A1, A2, A3, A3.5, B1, B2, B3	A1, A2, A3, A3.5, B3	A2	A1, A2, A3, B1, B3, C2	A1, A2, A3, A3.5, B1	Teinte esthétique non renseignée
<b>Stabilité de teinte sur 6 semaines (dE)</b>	4,3	6,7	3,7	NR*	2,1	NR*	NR*
<b>Absorption dans l'eau (mg/μm³)</b>	NR*	28,5	NR*	NR*	8,7	<40	NR*

En conclusion, la prothèse transitoire participe à des enjeux occlusaux, fonctionnels esthétiques, psychologiques, dentaires et parodontaux. Elle a pour avantage de permettre la temporisation en vue d'un traitement pluridisciplinaire et peut être descellée pour améliorer l'ajustage [13]. La prothèse transitoire peut être fabriquée à l'aide de plusieurs techniques, le choix du procédé de mise en forme dépendra de l'indication clinique. Les matériaux choisis doivent répondre à des exigences mécaniques afin de résister à l'usure et la fracture, à des exigences esthétiques et biologiques en limitant la libération de monomères libres, et être facile d'utilisation [25,26]. La méthode de réalisation de ces prothèses par CFAO limite les agressions pulpaires, favorise l'intégration parodontale et présente les meilleures propriétés mécaniques. Dans la deuxième partie, nous allons nous intéresser plus particulièrement à la technique additive par CFAO, nouveau procédé de fabrication trouvant son application dans les limites de la fabrication soustractive.

### III. Réalisation de la prothèse transitoire par CFAO en technique additive

#### 3.1 La photo-polymérisation en cuve ou stéréolithographie (SLA)

En chirurgie dentaire, les techniques additives les plus couramment utilisées sont le dépôt de fil, la projection de matériau généralement appelée impression 3D, la fusion sur lit de poudre appelée également fusion laser et la photo-polymérisation en cuve appelée stéréolithographie (SLA) [2,27] (Figure 3). Chaque constructeur propose leur propre logiciel et des matériaux adaptés aux paramétrages de leur machine [28]. La SLA présente de nombreux avantages par rapport aux autres techniques, celle-ci est plus précise et permet l'obtention de pièces avec un meilleur état de surface et de meilleures propriétés mécaniques par rapport aux autres techniques décrites précédemment [29,30] (Tableau 5) [2]. Parmi ces procédés, seule la SLA peut être utilisée pour mettre en forme des prothèses fixées transitoires.

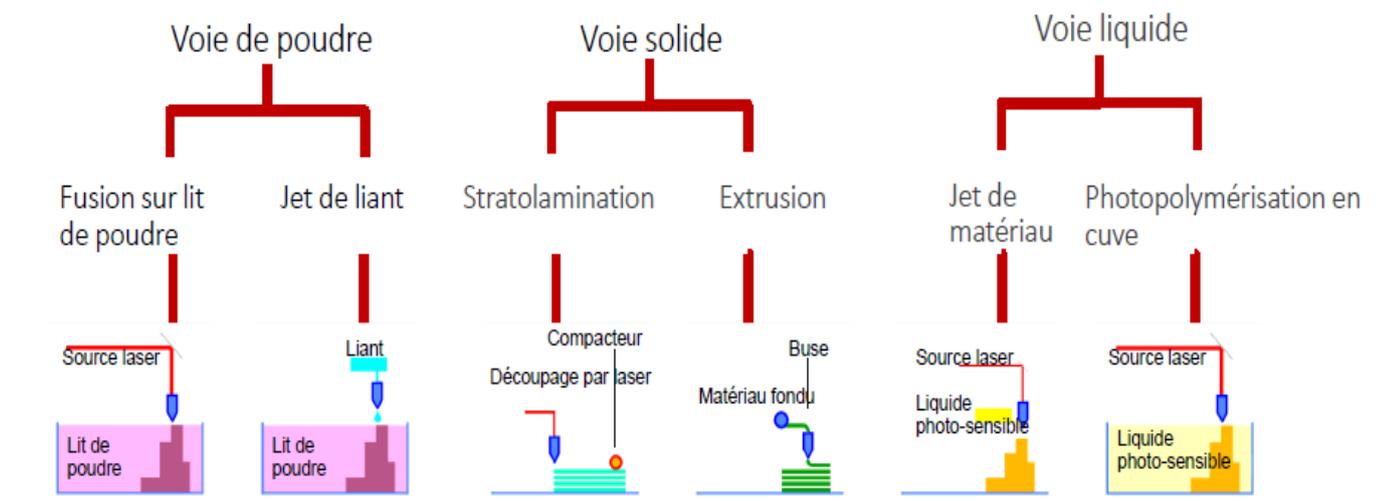


Figure 3: illustration des différentes techniques additives [Illustration personnelle d'après le Dr Dehurtevent].

Tableau 5: tableau comparatif des techniques additives [2,31,32].

	<b>Protocole</b>	<b>Indications</b>	<b>Matériaux</b>	<b>Avantages</b>	<b>Inconvénients</b>
<b>Dépôt de fil</b>	Fusion du matériau vers 200° déposé sur une plateforme en filament à travers une buse	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Modèles d'étude</li> <li>- Visières</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Acide Polylactique (PLA)</li> <li>- Acrylonitrile Butadiène Styrene (ABS)</li> <li>- Nylon</li> <li>- Polycarbonate</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Rapide</li> <li>- Faible coût (2)</li> </ul>	Peu d'usage dentaire car peu précise et faibles propriétés mécaniques
<b>Projection de matériau</b>	Dépôt de matière sous forme de gouttelettes à partir d'une buse	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Maquettes de fonderie</li> <li>- Modèles d'études</li> <li>- Gouttières</li> <li>- Guides chirurgicaux</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Cires</li> <li>- Polymères thermoplastiques</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Production importante</li> <li>- Propriétés mécaniques élevées (2)</li> </ul>	Post traitement nécessaire
<b>Stéréolithographie</b>	Un laser ou rayonnement UV de longueur d'onde spécifique est orienté à l'aide de micro-miroir pour polymériser la résine.	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Maquettes de fonderie</li> <li>- Modèles d'étude</li> <li>- Guides chirurgicaux</li> <li>- Prothèse « provisoire »</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Cires</li> <li>- Polymères thermoplastiques et thermo-stérilisables</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Propriétés mécaniques élevées</li> <li>- Précision élevée (2)</li> </ul>	Post traitement nécessaire
<b>Fusion sur lit de poudre</b>	Un faisceau laser incident de grenat d'yttrium-aluminium dopé au néodyme (Nd-YAG) est orienté permettant de fusionner sélectivement une poudre de chrome cobalt ou de titane.	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Châssis prothétiques</li> <li>- Couronne coulée</li> <li>- Barres implantaires</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Titane</li> <li>- Alliages chrome-cobalt</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Précision élevée</li> <li>- Propriétés mécaniques élevées (2)</li> </ul>	Post traitement nécessaire

La stéréolithographie a été développée dans les années 80. Son principe repose sur la polymérisation sélective couche par couche d'une résine liquide photosensible en pièce solide. Le faisceau laser incident de longueur d'onde spécifique est orienté à l'aide de micro-miroir pour polymériser la résine photo-sensible à la source utilisée (*Figure 4*). Par ailleurs, la nouvelle technologie *Digital Light Processing* (DLP) permet d'appliquer un masque dynamique de rayonnement ultra-violet (UV) sur toute la surface de la couche en un seul passage contrairement au faisceau incident, ce qui est à l'origine d'une diminution du temps de mise en forme (*Figure 5*) [31]. Le plateau où repose l'objet se déplace verticalement selon l'épaisseur de la couche déterminée jusqu'à la mise en forme complète de la pièce. La régularité des différentes couches est assurée par le mouvement d'un racleur de balayage qui égalise la surface de la résine à chaque mouvement du plateau [27]. Les machines à impression 3D commercialisées permettent une épaisseur de couches entre 25 et 150  $\mu\text{m}$  contrairement à l'usinage pouvant avoir une précision de 20  $\mu\text{m}$  [22]. De nombreuses imprimantes sont disponibles telles que Formlabs® et XFAB® de DWS utilisant la technologie laser, Photon de Anycubic® ou encore PrograPrint PR5® d'Ivoclar vivadent utilisant la technologie DLP.

Dès la mise en forme terminée, la pièce est sortie du bain de résine et nettoyée avec un solvant spécifique, le plus souvent l'isopropanol. Une polymérisation complémentaire en four à UV peut être nécessaire pour augmenter le taux de conversion des monomères en polymères et ainsi augmenter les propriétés mécaniques et esthétiques (*Figures 6 et 7*) [33].

De nombreux matériaux sont disponibles à l'usage dentaire comme les résines thermoplastiques, thermo-stérilisables ou de calcination. En effet, cet outil permet de mettre en forme des prothèses transitoires, des modèles d'études ou de diagnostic ainsi que des guides chirurgicaux ou des gouttières occlusales [2,31]. Une pièce obtenue en résine calcinable peut servir de maquette de fonderie au coulage de prothèse amovible ou de couronne coulée. Actuellement, des barbotines de céramique sont en cours d'expérimentation et ne peuvent être encore utilisées à visée dentaire [34].

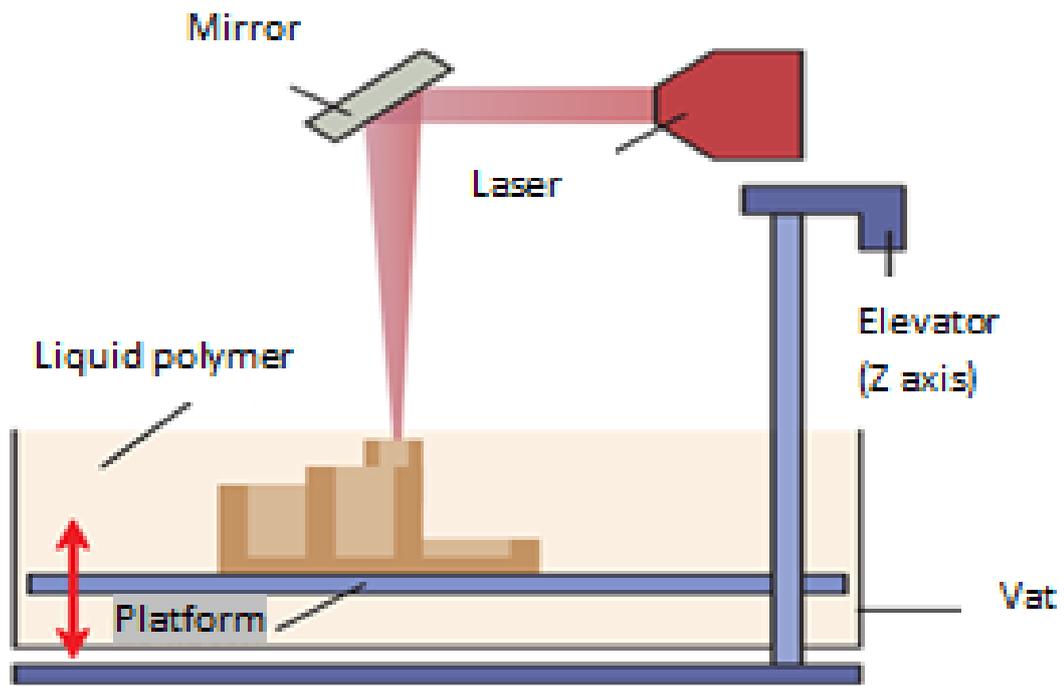


Figure 4: principe de la stéréolithographie [31].

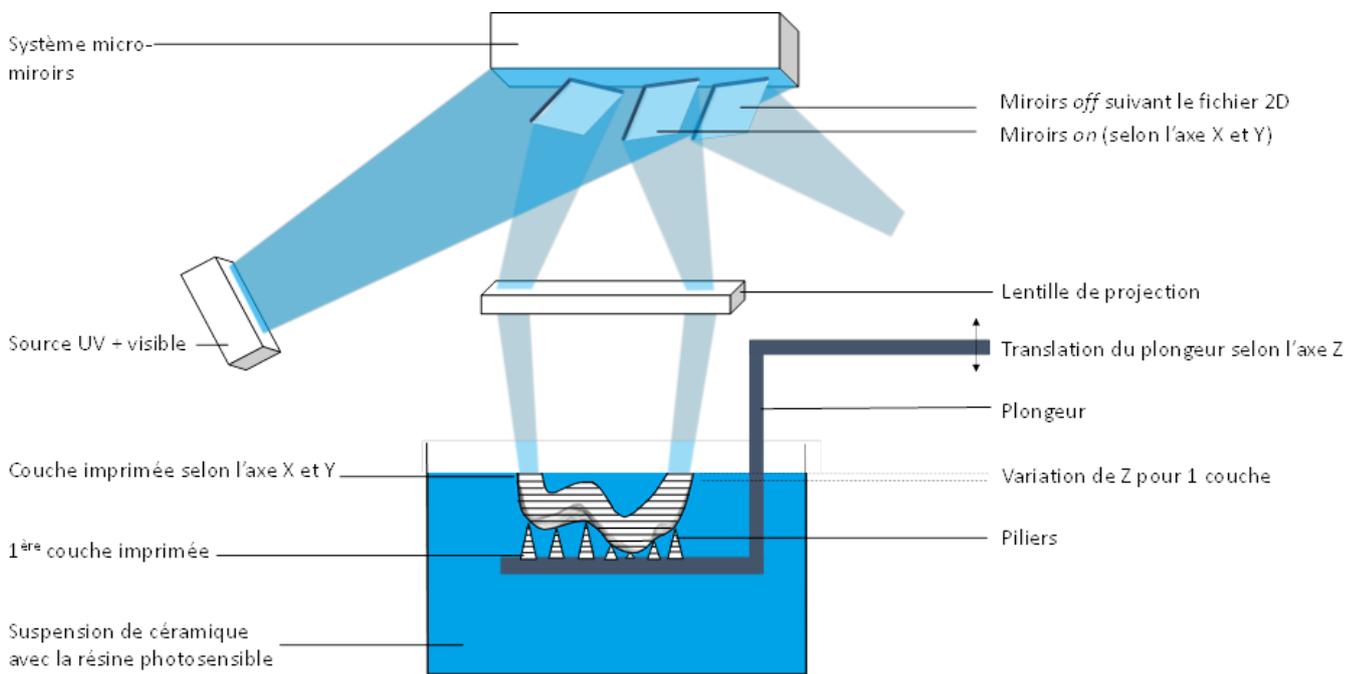


Figure 5: principe du DLP [30].



Figure 6: A: imprimante forms 2 de Formlabs; B: dents temporaires mises en forme par cette même imprimante [Illustrations personnelles].



Figure 7: pièces après nettoyage [Illustration personnelle].

### 3.2 Matériaux

De nombreuses résines sont disponibles sur le marché pour la mise en forme par SLA. Dans ce travail, nous allons décrire uniquement les résines disponibles pour les prothèses transitoires (*Tableau 6*).

Tableau 6: tableau comparatif des propriétés des résines disponibles en SLA [35].

\*NR : non renseigné

	Temp print® de GC	Temporis® de DWS	Freeprint temp® de Detax	E-dent 100® d'envisiontec	E-dent 400® d'envisiontec	C&B® de Nexdent	C&B MFH® de Nexdent	VeroGlaze MED620® de Stratasys
<b>Classification DM</b>	Ila CE	Ila CE	Ila CE	Ila CE	Ila CE	Ila CE	Ila CE	NR*
<b>Teintes disponibles</b>	Light et médium	A1, A2, A3, A3.5, B1	A1, A2, A3	A1, A2, A3	A3,5	A2, A3,5	A2, A3,5	A2
<b>Type de monomère</b>	MMA	MMA UDMA	Esters acryliques	UDMA	Esters acryliques	MMA	MMA	Bis GMA
<b>Technologie</b>	DLP	Laser	DLP	DLP	DLP	DLP	DLP	Laser
<b>Résistance à la traction (MPa)</b>	17	NR*	35-50	30	NR*	NR*	NR*	54-65
<b>Résistance à la flexion (MPa)</b>	122	85-135	NR*	>100	85	85-100	100-130	80-110
<b>Résistance à la compression (MPa)</b>	NR*	290	NR*	NR*	NR*	NR*	NR*	NR*
<b>Module d'élasticité (MPa)</b>	NR*	2900-4200	NR*	4500	2100	2300-2500	2400-2600	2200-3200
<b>Solubilité dans l'eau (mg/µm<sup>3</sup>)</b>	NR*	<1.4	NR*	5	5	<5	<5	NR*
<b>Absorption dans l'eau (mg/µm<sup>3</sup>)</b>	NR*	<40	NR*	18,1	30	<30	<30	1,2-1,5
<b>Conservation intrabuccale</b>	NR*	6 mois	NR*	1 an	1 an	NR*	NR*	NR*

Parmi ces matériaux, la résine photosensible Temporis® DD-1000 de DWS a été utilisée dans nos cas cliniques pour répondre aux exigences fonctionnelles et esthétiques. Cette résine présente des propriétés physico-chimiques élevées ainsi que des meilleurs résultats esthétiques comparés aux autres résines. Elle reste cependant encore sensible aux colorants [24]. La Temporis® DD-1000, commercialisée sous forme d'un liquide opaque, est un mélange de monomères acryliques multifonctionnels (40-60% d'oligomères d'uréthane méthacrylate, 30-50% de poudre de silice, 10-20% de monomères de méthacrylate, 0,3-0,7% de photoinitiateurs et moins de 0,003% de pigments) [36] (*Figure 8*). Avant polymérisation, le coefficient de viscosité de la suspension est de 2400 mPa.s à 25°C, le point de fusion est inférieur à 18°C et le point d'inflammabilité est supérieur à 200°C. Il est donc important de conserver la résine dans une pièce à température contrôlée afin de conserver l'homogénéité de la suspension [30]. Prochainement, la résine Temporis photoshade® va être disponible sur le marché. Elle permettra de personnaliser la teinte en ajustant le gradient de couleur et l'ombrage. De plus, DWS développe actuellement une résine d'usage chargée en Zirconium à l'origine d'une augmentation des propriétés mécaniques.

Actuellement, la durée d'utilisation clinique de ces résines est de 6 mois. En effet, DWS nous a informé que la demande n'avait pour l'instant été réalisée que pour ce délai. Bien que celle-ci semble pouvoir rester plus longtemps en bouche, une certification doit cependant être apportée. Des tests de biocompatibilité suivant la norme ISO 10993-1:2018 permettent de certifier la durée d'utilisation clinique des dispositifs médicaux comme les tests de sensibilisation et de tolérance sur muqueuse jugale (ISO 10993-10) ou les tests de toxicité subaigue, subchronique, chronique (ISO 10993-11).

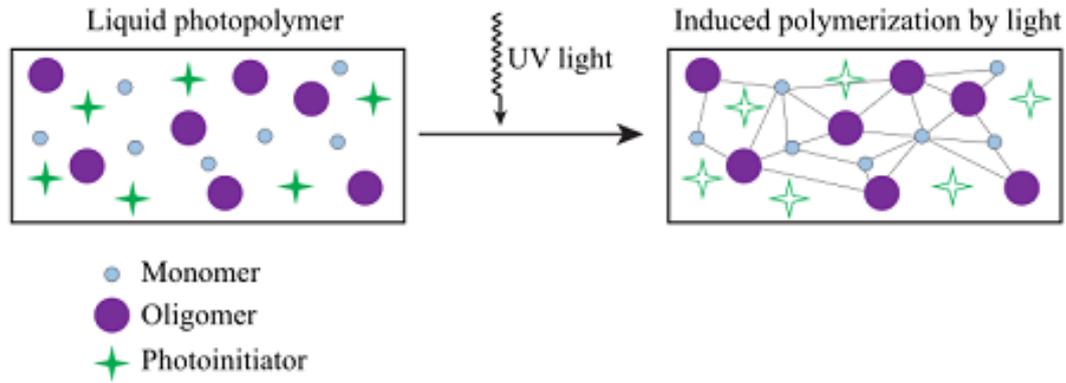


Figure 8: schéma de polymérisation de résine liquide au cours de la mise en forme par SLA [35].

### 3.3 Indications de la mise en forme additive de prothèses transitoires

La prothèse fixée regroupe un grand ensemble de préparations coronaires spécifiques. On retrouve classiquement les préparations pour les restaurations périphériques totales ou partielles adaptées aux inlays, onlays, les veneerlays, les table-tops ainsi que les overlays et les facettes. A chaque cas clinique, la préparation et la prothèse « provisoire » sont spécifiques.

La CFAO est très souvent utilisée pour sa rapidité de mise en place, sa dématérialisation et sa grande précision [37,38]. L'utilisation de la CFAO pour la fabrication de prothèses transitoires est particulièrement indiquée pour les cas complexes de grande étendue, avec un grand nombre d'éléments à réhabiliter, un rétablissement de la fonction occlusale ou encore pour un défi esthétique [39]. L'utilisation de la CAO permet d'augmenter la précision des cires de diagnostic et des maquettes en cire de 100  $\mu\text{m}$  à 20-50  $\mu\text{m}$  par rapport à la technique manuelle [40].

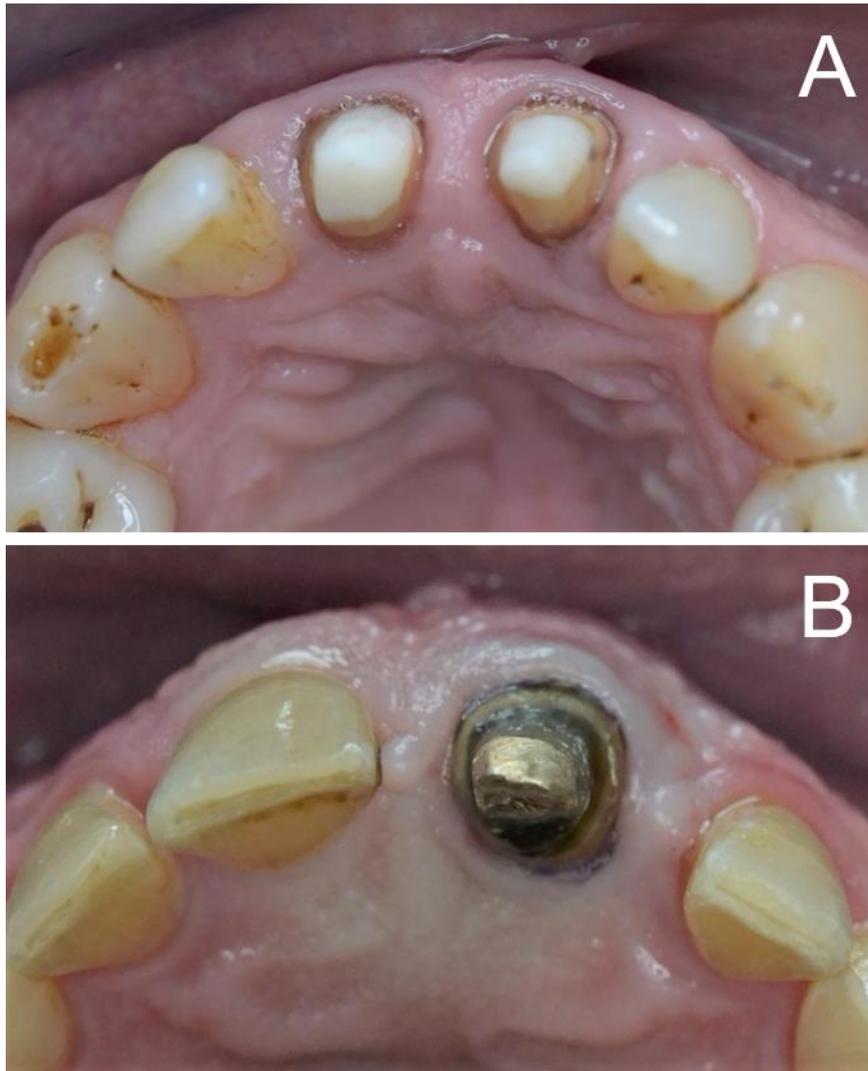
La fabrication des prothèses transitoires par CFAO peut être réalisée par une méthode soustractive ou additive. Ces techniques présentent chacune des avantages et des inconvénients. Selon Alp et *al*, les matériaux polymères usinables, et notamment le PMMA, présentent de bonnes propriétés mécaniques et esthétiques du fait notamment de leur faible porosité et leur pré-polymérisation. Par ailleurs, selon Révilla-Léon et *al*, certaines propriétés mécaniques des matériaux pour impression sont supérieures

(Tableaux 3 et 6) [23,35]. Concernant le temps de fabrication, la durée moyenne d'usinage va dépendre du volume de la pièce à préparer variant ainsi de 6 à 20 minutes pour les petites pièces contrairement à la SLA dont la durée varie de 30 à 1h30 min [41].

### 3.4 Protocole de réalisation de prothèses fixées transitoires par CFAO à l'aide de la technique additive

Deux cas cliniques ont été réalisés afin d'illustrer le protocole de réalisation des prothèses fixées transitoires par CFAO en technique additive. La CFAO indirecte a été utilisée pour le premier patient et la CFAO semi-directe pour le deuxième patient dans le service d'odontologie du CHU de Lille. Le consentement éclairé des patients a été recueilli au préalable.

- Le premier patient présentait deux lésions péri-apicales sur 11 et 21 sous couronnes Richmond. Suite au démontage des couronnes et retraitement endodontique, les reconstitutions corono-radiculaires ont été effectuées dans la même séance pour permettre une étanchéité. Une temporisation de 6 mois sous prothèse transitoire a été décidée afin de laisser le temps de la cicatrisation du peri-apex suite au retraitement. Les dents 11 et 21 ont été préparées en vue d'une couronne céramo-céramique avec une limite marginale intra-sulculaire (*Figure 9A*).
- Le second patient présentait un abcès parodontal sur 11 entretenu par une couronne débordante. L'évaluation radiographique a mis en évidence un traitement endodontique dense et homogène. Le démontage de l'ancrage corono-radiculaire a été jugé avec un pronostic défavorable de risque de fracture radiculaire. Suite au démontage de la couronne, une temporisation de 6 mois sous prothèse transitoire a été décidée afin de laisser le temps de la cicatrisation parodontale. La dent a été préparée en vue d'une couronne céramo-céramique avec une limite supra-gingivale. En effet, le but de cette limite est de faciliter le traitement parodontal sachant que le patient ne découvre pas sa gencive lors du sourire (*Figure 9B*). La préparation sera reprise après la cicatrisation du parodonte marginal initialement œdématié.



*Figure 9: A: vue clinique occlusale des reconstitutions corono-radiculaires et des préparations de 11 et 21; B: vue clinique occlusale de la reconstitution corono-radiculaire et de la préparation sur 11 [Illustrations personnelles].*

### 3.4.1 Numérisation

Après préparation, polissage et nettoyage de la préparation périphérique, la déflexion gingivale a été réalisée avec la technique du simple cordonnet. La surface de la préparation a été séchée puis l’empreinte a été réalisée. Le procédé de numérisation des 2 cas cliniques est identique à la CFAO indirecte et semi-directe par technique soustractive.

- CFAO indirecte

En CFAO indirecte, la gestion du projet virtuel et la fabrication de la pièce prothétique se fait dans un laboratoire de prothèse ou dans un centre extérieur. Après le

coulage des empreintes physiques, les modèles séparés, en occlusion et le modèle positif unitaire (MPU) sont numérisés par un scanner de table. Cette technique impose donc une phase provisoire et la manipulation de matériaux à empreinte [27]. La plupart des scanners de table sur le marché utilise aujourd'hui la numérisation 3D sans contact avec un laser. Les scanners utilisent désormais une source de lumière LED qui a une durée de vie plus longue. La réflexion de la source lumineuse sur l'objet est mesurée à l'aide du concept de triangulation permettant l'acquisition des images. Son procédé repose sur l'émission d'un rayonnement qui se matérialise en un point lumineux, une ligne ou un masque dont la déformation de l'onde réfléchi sera mesurée par une caméra (*Figure 10A*). Le convertisseur, les filtres et l'analyse algorithmique permettent d'interpréter ce rayonnement afin de reconstituer en 3D la surface de l'objet mesuré [27]. La précision est basée sur le nombre de caméras que possède le scanner et leur résolution. La précision des scanners varie aujourd'hui entre 30 et 50  $\mu\text{m}$  [42]. L'ensemble de la procédure dure en général 10 min.

Dans notre premier cas clinique, une empreinte physique en « wash technique » de 11 et 21 a ainsi été réalisée en silicone (Express 2 Penta Putty® et Ultra-light body® de 3M) et son antagoniste en alginate. Le coulage et la préparation des MPU ont été réalisés au laboratoire Maillard à Loos. Les modèles ont ensuite été numérisés à la faculté de chirurgie dentaire de Lille à l'aide du scanner de table 7Series® de Dental Wings puis les données ont été transférées sur le logiciel DWOS de Dental Wings.

- CFAO directe et semi-directe

La CFAO directe ou semi-directe, nécessite une empreinte optique sectorielle ou globale. Seul la CFAO directe permet de supprimer la phase provisoire. En effet, le praticien conçoit le projet virtuel et la pièce prothétique est directement élaborée au cabinet dentaire par technique soustractive ou additive.

Une empreinte optique intrabuccale consiste en la mesure de la perturbation d'un rayonnement lumineux. Le principe consiste à projeter un rayon lumineux de référence sur l'objet que celui-ci va renvoyer en partie. Cette réflexion est ensuite mesurée par une caméra photosensible [43]. Il existe plusieurs familles de caméras impliquant des protocoles différents en fonction de la technologie employée. Parmi les différentes techniques d'acquisition, les 2 plus utilisées sont la triangulation et l'imagerie confocale parallèle [22]. Le principe de l'imagerie confocale parallèle (iTero de Cadent®, Trios® de 3 shape) est d'utiliser une source laser et de la concentrer à l'aide d'une lentille. Cette

lumière balaye l'objet qui se réfléchit et celle-ci est réfléchi puis reçue par un récepteur devant lequel se situe un orifice, le sténopé. Ce dernier permet de filtrer les signaux lumineux et d'obtenir une série d'images nettes (*Figure 10B*) [27].

L'acquisition des images peut être réalisée en *point and click* qui consiste en un enregistrement image par image 3D superposées afin de recréer un ensemble (CEREC Bluecam® de Sirona) ou en *full motion* qui consiste en une capture d'images en continu de la même manière que celle d'un film (Trios® de 3 shape) [27].

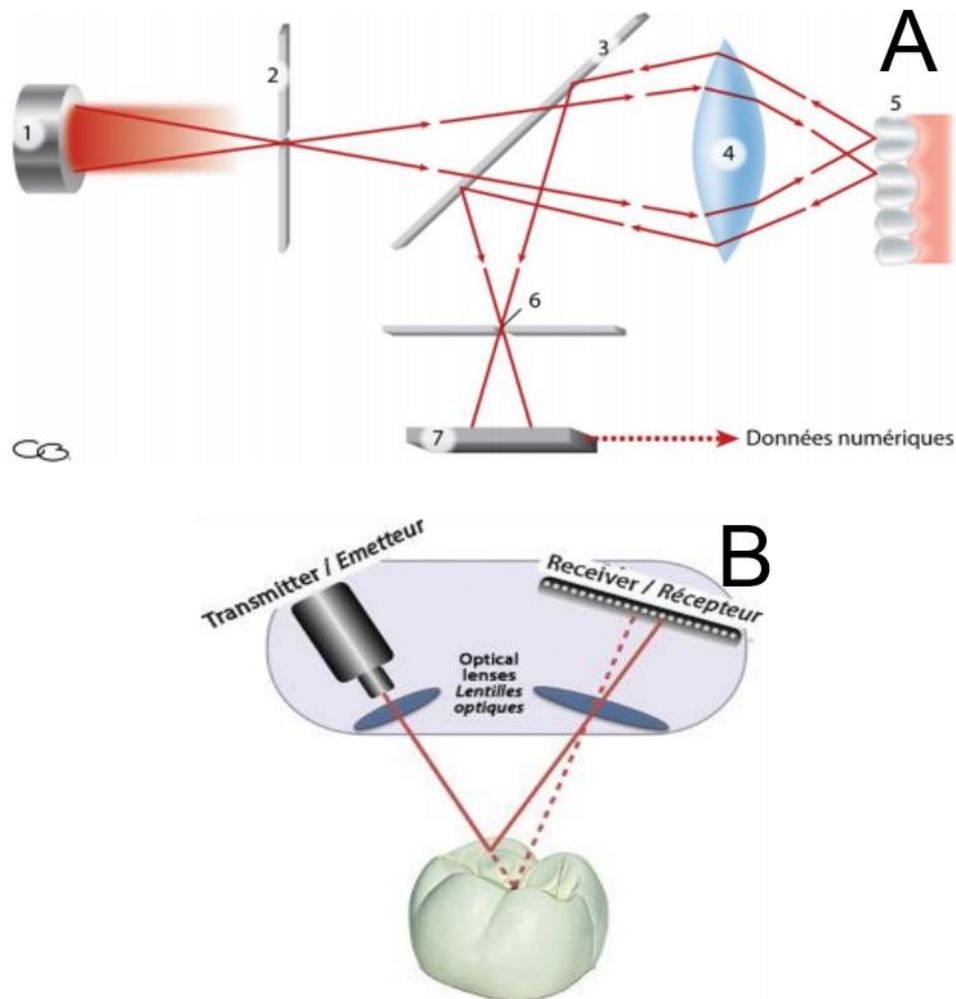


Figure 10: A: principe de la triangulation; B: principe de l'image confocale parallèle [44].

Quel que soit le type de capture, le temps de numérisation est environ de 1 à 3 minutes pour un secteur et 2 à 7 minutes pour une arcade complète variant selon les marques et l'opérateur [45]. Les arcades doivent être scannées séparément ainsi que l'occlusion (*Figure 11*) [44,46]. La précision et la fiabilité des scanner intra-oraux est

variable d'un équipement à l'autre, celle-ci est d'environ 80 µm pour un secteur et 100 µm pour une empreinte globale [45,47].

Le deuxième cas clinique a été réalisé en CFAO semi-directe. Les empreintes optiques intra-buccales de 11, de son antagoniste et de l'occlusion ont été réalisées à l'aide de la caméra Trios® de 3shape avant de passer par une phase provisoire. Les données ont ensuite été transférées en format .stl sur le logiciel DWOS de Dental Wings pour l'élaboration du projet virtuel.

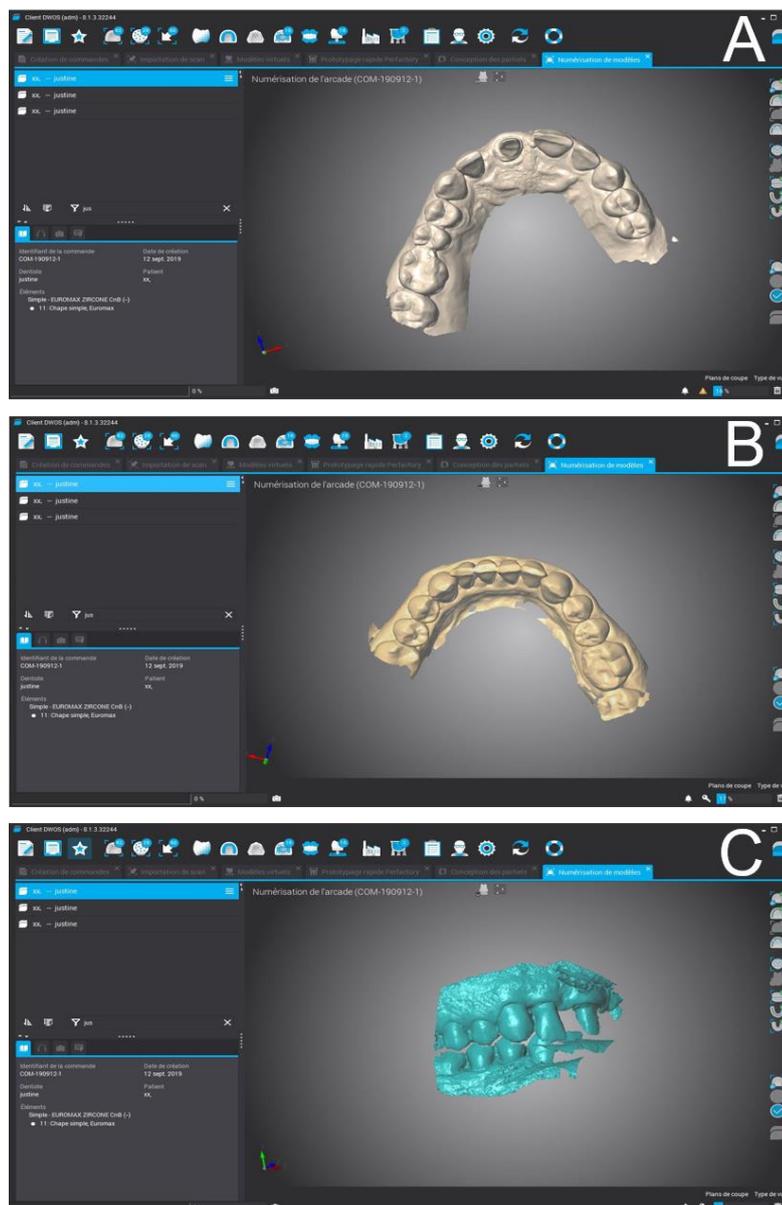


Figure 11: A: modèle numérique maxillaire du 2<sup>e</sup> cas clinique sur le logiciel DWOS de Dental wings; B: modèle numérique mandibulaire du 2<sup>e</sup> cas clinique; C: modèles numériques en occlusion du 2<sup>e</sup> cas clinique [Illustrations personnelles].

### 3.4.2 Conception

La plupart des logiciels de CAO pour la conception de prothèses dentaires utilisent la modélisation géométrique polygonale qui consiste à faire tourner un profil 2D autour d'un axe 3D. Cette méthode permet d'exploiter directement les données issues de la numérisation, dont le procédé de construction du modèle numérique se fait également par triangulation du maillage de points dans l'espace [27].

La dent à reconstituer est isolée en un modèle positif unitaire virtuel dans le logiciel spécifique. Dès la limite cervicale tracée et l'axe d'insertion déterminé, le logiciel modélise la reconstruction en 3 dimensions qu'il adapte automatiquement selon une banque de données sélectionnée (*Figure 12*). Les épaisseurs minimales de matière ne sont pas différentes pour la conception d'une restauration « provisoire » par technique additive ou soustractive. Le logiciel permet de modifier les points de contact, les surfaces occlusales et les embrasures [48]. Il est également possible de réaliser une reconstruction de la dent en miroir ainsi que de régler les occlusions statique et dynamique avec les tests de latéralité et de propulsion.

La CFAO permet d'utiliser des outils virtuels pour la gestion de l'occlusion comme la programmation du réglage occlusal avec le Chemin Généré par la Fonction ou *Function Generating Pathway* (FGP). Les modèles sont montés sur un articulateur virtuel de différentes manières [48] :

- la première concerne les cas simples où les arcades numérisées sont placées de façon arbitraire sur l'articulateur virtuel. Le positionnement du maxillaire se fait selon une valeur moyenne et aucun réglage condylien n'est nécessaire [49] ;
- dans certaines situations cliniques plus complexes, un arc facial doit être enregistré. La mise en confrontation des arcades dentaires l'une par rapport à l'autre se fera peut se faire par un arc facial virtuel ou par numérisation des modèles montés sur articulateur afin de préserver les informations données par l'arc facial. La gestion de l'occlusion pour appliquer les procédés de CFAO dans ces situations fait donc appel à un double montage : articulateur physique/articulateur virtuel. Soit les modèles sont scannés séparément puis en occlusion à l'aide d'un dispositif de transfert calibré (*Figure 13*). Soit, l'articulateur avec les moulages en plâtre est placé directement et entièrement dans le scanner (*Figure 14*) [49]. Il est alors possible de programmer les boîtiers condyliens virtuels

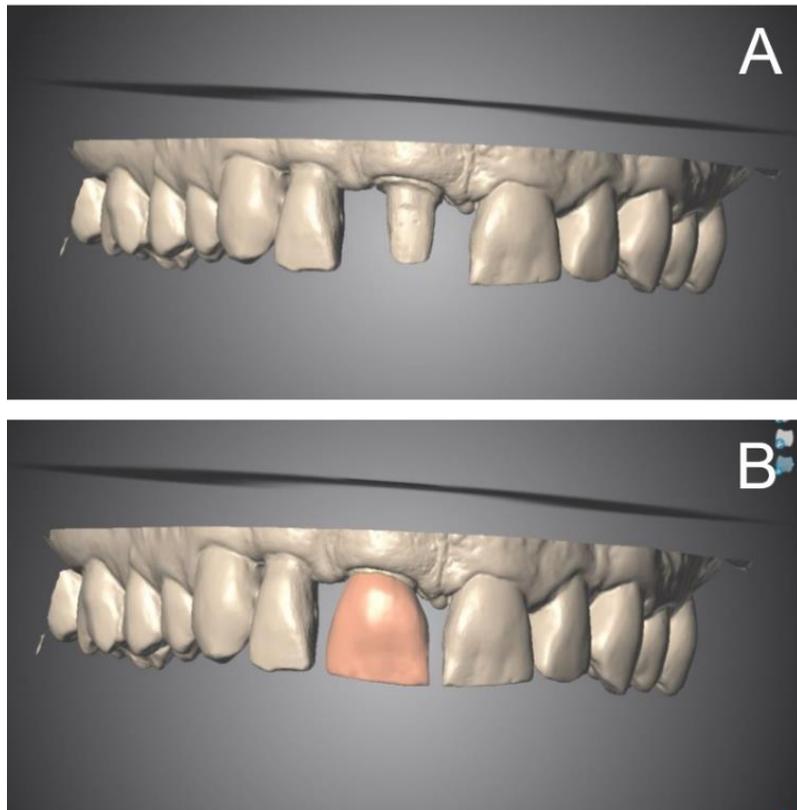
si les valeurs sont connues. Les logiciels disposent d'une « arthrotèque », sorte de bibliothèque d'articulateur contenant la majorité des simulateurs du marché dans laquelle il faut choisir le type d'articulateur employé.

Les arcs faciaux virtuels, permettent aujourd'hui le réglage des boîtiers condyliens des articulateurs suite à la localisation de l'arcade maxillaire par rapport à l'axe charnière. Dans cette configuration le montage sur articulateur physique n'est pas nécessaire [48].

La conception des transitoires de nos 2 cas cliniques ont été effectuées sur le logiciel DWOS de Dental wings. Il existe plusieurs bibliothèques anatomiques (Opera systems, Candulor, Default ou Venti07 innovation) dans ce logiciel nous permettant d'adapter la forme de la dent au cas clinique. La particularité du deuxième cas est que nous avons utilisé la fonction miroir avec un ajustage personnalisé.

La fonction FGP a été utilisée dans les 2 cas cliniques même si le premier cas ne présentait pas de guidage antérieur fonctionnel. En effet, le patient présentant une béance antérieure, les couronnes ne sont pas fonctionnelles (*Figure 15*). Aucun réglage de l'articulateur n'a été nécessaire pour la réalisation de ces cas cliniques.

Concernant notre 1<sup>er</sup> cas clinique, les couronnes 11 et 21 ont été solidarisées pour une raison financière. En effet, le fabricant facturait au nombre d'impression et non pas selon le volume de résine utilisé.



*Figure 12: A: modèle numérique avec préparation sur 11 de notre 2e cas clinique; B: conception de la prothèse transitoire de 11 de notre 2e cas clinique [Illustrations personnelles].*

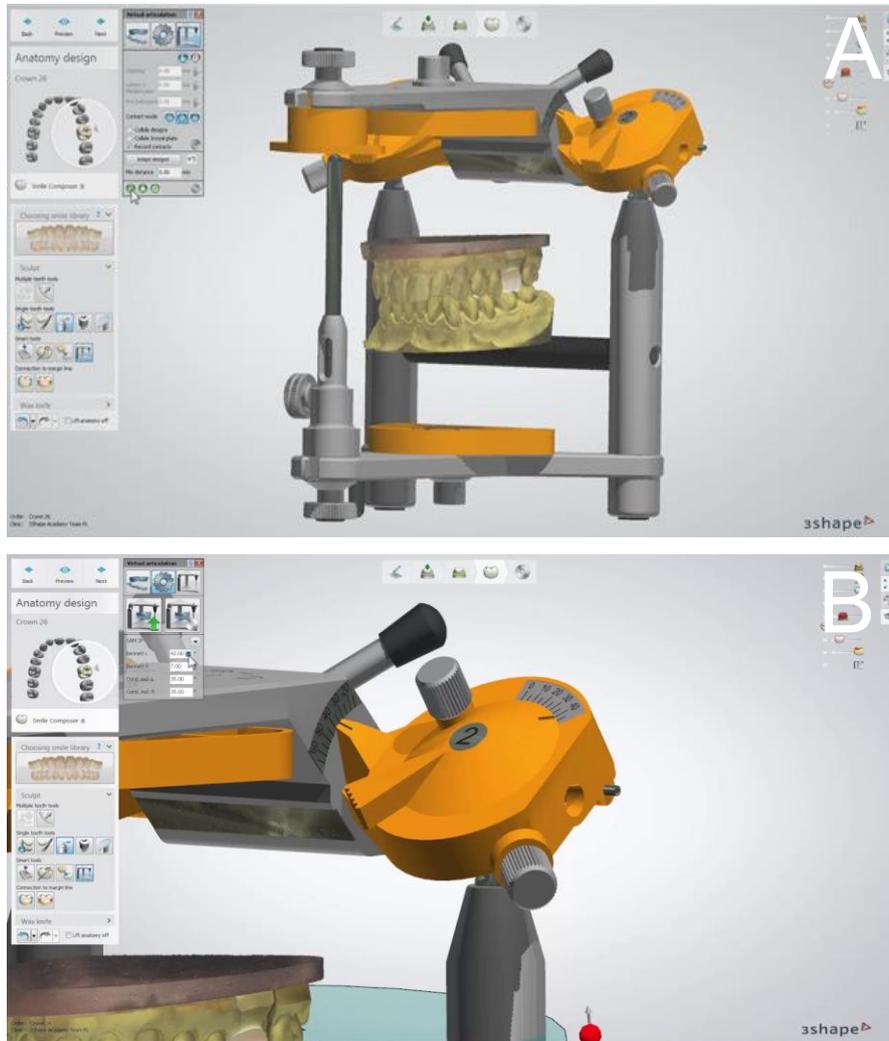


Figure 13: A : exemple d'articulateur virtuel sur le logiciel 3shape ; B: programmation des boîtiers condyliens de l'articulateur virtuel [49].



Figure 14: scannage d'un articulateur physique [49].



*Figure 15: vue clinique sur la béance antérieure du 1<sup>er</sup> cas clinique [Illustration personnelle].*

### *3.4.3 Fabrication*

Lors de la fabrication additive, le modèle CAO est découpé en strates successives dans le sens de la hauteur, on parle de « pas de découpage », avant la fabrication. Les informations sont transmises à l'imprimante dont le procédé d'impression a été choisi au préalable.

La particularité de la technique additive impose la conception de supports afin de soutenir les différentes couches de la pièce lors de la mise en forme. Les supports insérés sont positionnés afin d'obtenir une bonne stabilité de la pièce tout en étant peu nombreux pour diminuer le temps d'impression, de faciliter le polissage et d'augmenter la précision. Selon Alharbi *et al*, l'angle, l'épaisseur et la forme des supports influencent l'impression. En effet, l'angle des supports permet de définir le nombre de supports nécessaires et une diminution du nombre et de l'épaisseur à la pointe des supports augmentent la précision. Un angle de 120° avec des supports fins permettrait d'optimiser la fabrication d'une pièce prothétique [50]. Cependant, selon Tahayeri *et al*, la meilleure orientation serait de 90° mais sans avoir étudié l'orientation à 120° [51]. Aucun consensus n'est aujourd'hui proposé pour définir l'orientation optimale de mise en forme. Les supports peuvent être insérés automatiquement par le logiciel mais il est possible de les modifier manuellement (*Figure 16*).

Les pièces mises en forme ont des propriétés anisotropiques. L'orientation du modèle influence donc les propriétés mécaniques de la pièce finale. Cette orientation doit permettre de minimiser la hauteur de la pièce, réduire le temps d'impression et diminuer le temps de polissage tout en présentant les meilleures propriétés mécaniques possibles. Une étude de la résine Temporis® de DWS a démontré qu'une succession de couches imprimées verticalement par rapport au grand axe de la pièce avait une résistance à la compression de 297 MPa supérieure à celle de couches imprimées horizontalement de 257 MPa [52]. Dans nos cas cliniques, nous n'avons pas eu le choix de l'orientation et le fabricant (3D solutions) a imprimé horizontalement.

La vitesse d'impression varie selon l'orientation de la pièce et la mise en température du matériau. En effet, certaines résines nécessitent une température fixe de travail afin d'obtenir la viscosité idéale pour la mise en forme (ex : 31°C pour la dental resin® et 36°C pour la dental SG® de Formlabs). La vitesse varie également en fonction de l'épaisseur de la couche, le nombre et la taille des supports, de la taille de la couche si c'est une technologie laser ou DLP et ainsi que de la puissance du laser [2].

Après la mise en forme, la prothèse est nettoyée dans un bain de solvant spécifique, le plus couramment de l'isopropanol puis post-polymérisée dans un four à UV associée à une montée en température (entre 60 et 90°C). Enfin, les supports sont sectionnés à l'aide d'une pince ou d'un disque diamanté et un polissage est réalisé par meulage à l'aide de 4 disques allant de la plus grosse granulométrie à la plus faible et se terminant par le passage d'une cupule en silicone à faible vitesse [53]. L'objectif est de rendre la surface de la restauration compatible avec l'environnement buccal sans en altérer la forme et d'éliminer la couche d'inhibition de polymérisation à l'oxygène (*Figure 17*).

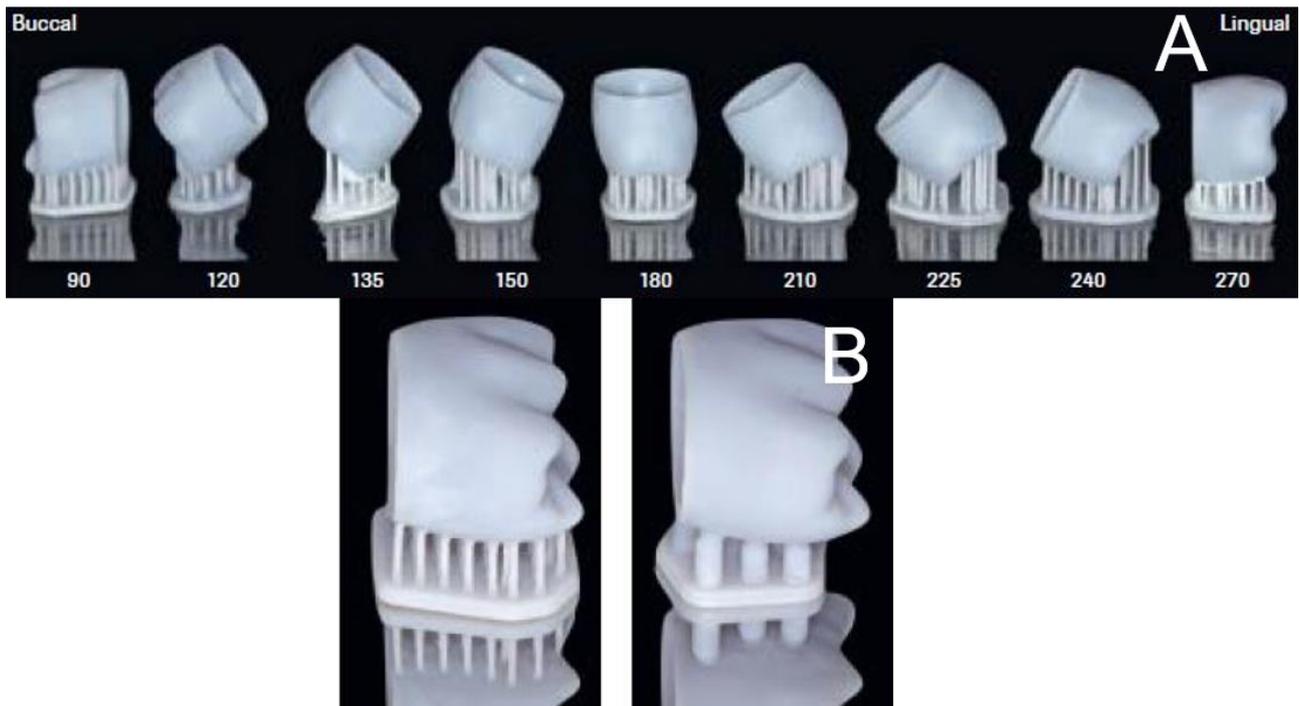


Figure 16: A: maquettes avec différents angles d'orientation de supports; B: maquettes avec 2 types d'épaisseur de supports [50].



Figure 17: prothèses transitoires de 11 et 21 avec et sans support puis après polissage – de gauche à droite - [Illustration personnelle].

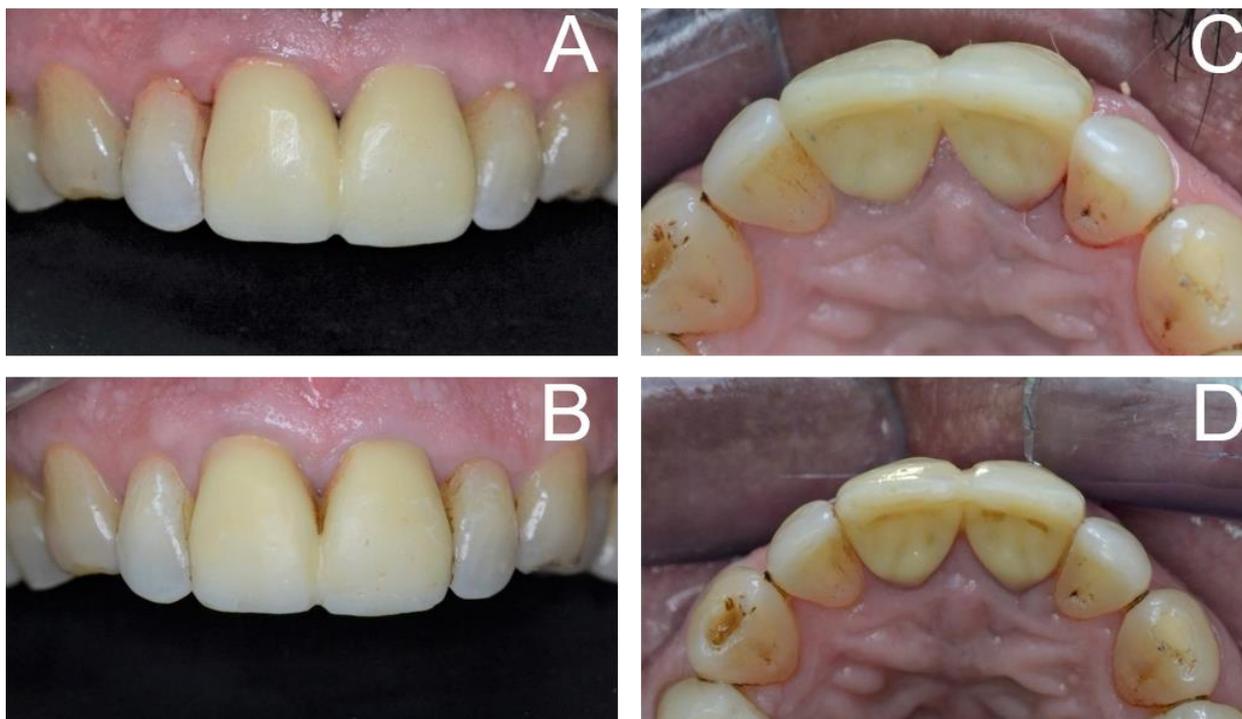
La fabrication des prothèses transitoires de nos cas cliniques a été effectuée à l'aide de l'imprimante XFAB® de DWS avec la résine Temporis®. Cette imprimante permet une résolution de 50 µm dont les temps d'impression varient entre 30 minutes et 1h30. Pour ce 1<sup>er</sup> cas clinique, il a fallu 45 minutes d'impression avec une orientation horizontale par rapport à l'axe d'impression des couronnes transitoires. La teinte choisie a été A2.

Concernant le 2<sup>e</sup> cas clinique, avec la même orientation, il a fallu 30 minutes, pour imprimer cette prothèse avec une teinte A3.5.

Le scellement temporaire a été effectué avec du ciment polycarboxylate® de R&S, également utilisé pour tous les autres matériaux « provisoires ».

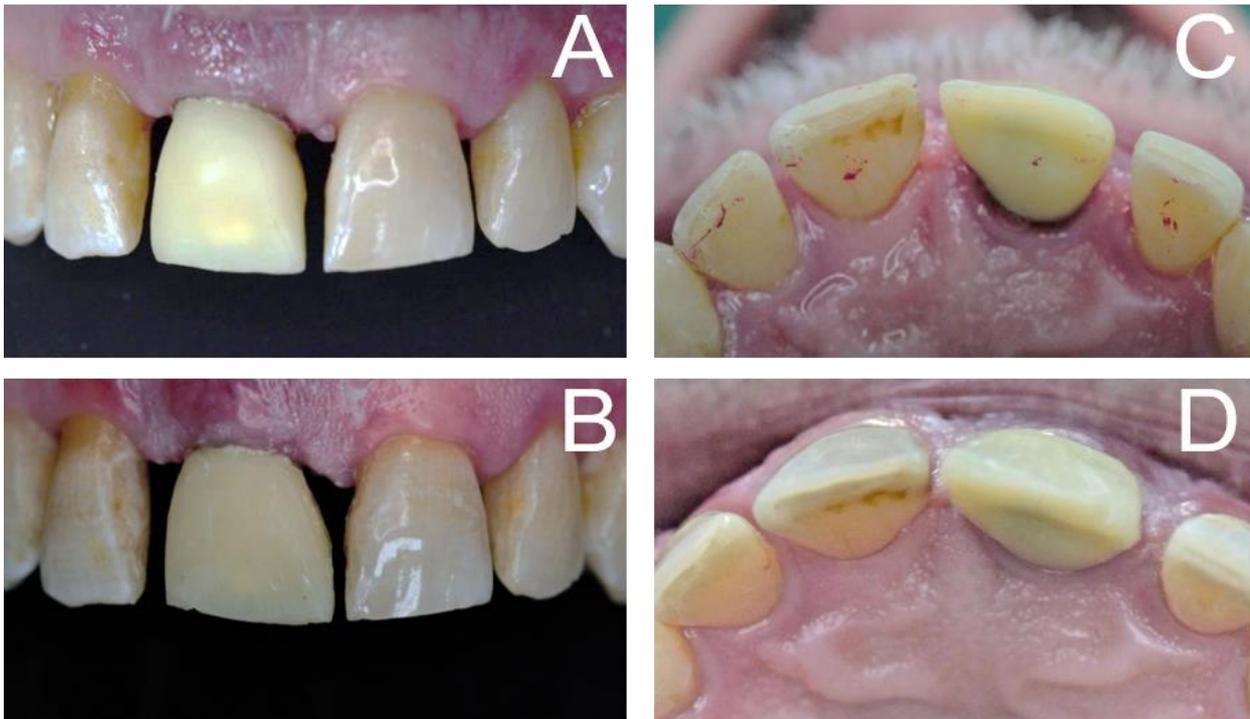
#### 3.4.4 Suivi

Concernant le premier cas clinique, par souci d'intégration esthétique et malgré la conception préalable, du composite B1 a été ajouté sur les bords libres. Cette adjonction de composite a permis d'atténuer l'effet visuel associé à la teinte monochrome du matériau (*Figure 18*). Le patient étant un grand consommateur de café, on constate des colorations dues à la porosité dans la masse du matériau mais ne dénotant pas dans l'intégration esthétique des prothèses transitoires.



*Figure 18: vue vestibulaire des prothèses fixées transitoires scellées en bouche à J0 (A) et M3 (B); vue occlusale des prothèses fixées transitoires à J0 (C) et M3 (D) [Illustrations personnelles].*

Concernant le 2<sup>ème</sup> patient, le but de la prothèse transitoire était de permettre une stabilité occlusale et d'augmenter les chances de succès du traitement parodontal. Un ajout de composite à 3 mois a été effectué en mésial du fait de la perte de la papille interdentaire et pour garantir une meilleure intégration esthétique (*Figure 19*). On constate une très faible coloration de la prothèse transitoire à 3 mois.



*Figure 19: vue vestibulaire de la prothèse fixée transitoire scellée à J0 (A) et M3 (B); vue occlusale de la prothèse fixée transitoire à J0 (C) et M3 (D) [Illustrations personnelles].*

Tout comme les autres matériaux « provisoires », il est possible de faire quelques modifications de la prothèse par adjonction de composite à l'aide d'adhésif [5]. Par ailleurs, au cours du temps, les matériaux utilisés pour la confection des prothèses transitoires n'ont pas une bonne stabilité colorimétrique car soumis à l'absorption de liquides. Ces changements ne sont pas identiques pour tous les types de matériaux ni pour toutes les situations. Comme expliqué précédemment, les surfaces rugueuses et peu polies sont sujettes à l'assombrissement. Le PMMA utilisé en techniques additive et soustractive, se distingue des autres résines du fait de la taille des particules, de ses monomères et de ses pigments. Le polissage étant de meilleure qualité, la coloration reste donc acceptable. Il est cependant possible d'effectuer une maintenance tout au long de la

temporisation en effectuant un détartrage et un polissage doux afin de redonner de l'éclat à la prothèse [22].

## V. Discussion

Dans ce travail, nous avons testé la technologie SLA dans le domaine de la prothèse fixée transitoire, encore peu exploitée. L'impression de prothèse fixée transitoire trouve néanmoins son intérêt dans les limites des techniques soustractives développées précédemment. La SLA est la seule parmi toutes les techniques additives à pouvoir répondre aux exigences esthétiques et fonctionnelles. Nous avons cependant pu constater quelques défauts comme une possible coloration à long terme selon les habitudes alimentaires ou la teinte monochrome des restaurations. En effet, pour certains cas une adjonction de composite a été nécessaire afin d'améliorer le résultat esthétique. Les matériaux « provisoires » disponibles sont en cours d'évolution afin de les rendre plus résistants et esthétiques. Pour rappel, prochainement, la résine Temporis photoshade® de DWS va apparaître sur le marché permettant de personnaliser la teinte en ajustant le gradient de couleur et l'ombrage. La société DWS est également en train de développer et de certifier une résine définitive chargée en Zirconium ayant une meilleure résistance mécanique.

La SLA est le complément idéal des usines numériques pour les laboratoires de prothèse. Elle répond à de nombreuses indications depuis, la mise en forme de modèle, l'étude de cas jusqu'à la réalisation d'éléments prothétiques transitoires en passant par la réalisation de maquettes, de guides chirurgicaux, de gouttières occlusales, d'infrastructures métalliques ou d'aligneurs orthodontiques pour les cas simples. De plus, pour certaines indications telles que les guides chirurgicaux, la SLA trouve aujourd'hui sa place dans les cabinets dentaires équipés de l'empreinte optique intra-buccale. Elle permet un gain de temps pour ces cas sans perte de consommable. Cependant, les prothèses transitoires complexes en CFAO directe sont encore réservées à la technique soustractive, plus développée et plus rapide (*Tableau 7*).

Plusieurs sociétés exploitent l'impression et ce phénomène est croissant. Les matériaux doivent répondre à nombre d'exigences mécaniques, esthétiques et biologiques mais le domaine est en constante évolution. C'est un nouveau procédé qui reste encore restreint dans son application.

Tableau 7: tableau comparatif des avantages et inconvénients des méthodes soustractive et additive [54].

	<b>Usinage</b>	<b>Addition</b>
<b>Avantages</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Grand choix de matériaux</li> <li>-Précision</li> <li>-Rapide</li> <li>-Technique pouvant être directe, indirecte ou semi-directe</li> <li>-Cas complexes</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Pas de surconsommation de matériaux</li> <li>-Précision</li> <li>-Rapide</li> <li>-Fabrication de plusieurs pièces en même temps</li> </ul>
<b>Inconvénients</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Usure de consommables</li> <li>-Stress engendré sur la pièce</li> <li>-Perte du matériau résiduel</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Technique indirecte ou semi-directe actuellement</li> <li>-Peu de choix de matériaux « provisoires » et de teinte</li> </ul>

## VI. Conclusion

Les systèmes de CFAO par technique additive apparaissent aujourd'hui comme une alternative intéressante pour les restaurations prothétiques transitoires en raison du respect des objectifs cliniques et de la diversité des matériaux selon le cas clinique. Cependant, cette technique n'est pas encore arrivée à maturité, aujourd'hui un long chemin reste encore à parcourir pour combiner les avantages de chaque procédé, développer les matériaux et applications qui rendront ces machines indispensables à notre quotidien. Les cas cliniques réalisés pour cette thèse ont eu pour but de démontrer le potentiel de la technique additive dans un usage quotidien au cabinet dentaire ou en laboratoire de prothèse.

## VII. Bibliographie

1. Comisi JC. Provisional Materials: Advances Lead to Extensive Options for Clinicians. 2015;36(1):6.
2. Lebon N. Procédés modernes de mise en forme des matériaux en odontologie. Médecine buccale: Des bases à la pratique en odontologie et stomatologie. 2017;13(1):16.
3. Blum G, De Blois M, Tadjine N, Université Laval, École de design. L'impression 3D: de l'émerveillement technique aux enjeux organisationnels, économiques et sociétaux. 2017. 106 p.
4. Javaid M, Haleem A. Current status and applications of additive manufacturing in dentistry: A literature-based review. Journal of Oral Biology and Craniofacial Research. 2019;9(3):179-85.
5. Viennot S, Malquarti G, Guiu C, Pirel C. Prothèse fixée de temporisation. Médecine buccale : Des bases à la pratique en odontologie et stomatologie. 2008;1-25.
6. Paris J-C, Faucher A-J, Brouillet J-L, Ortet S, Richelme J, Camaleonte G. Les restaurations temporaires. Quintessence international; 2013. 117 p.
7. Shillingburg H. Bases fondamentales en prothèse fixée. Editions Paris CdP. 1998. 572 p.
8. O'Sullivan M. Fixed Prosthodontics in Dental Practice. Quintessence Publishing Co London; 2005. 162 p.
9. Assila L, El Figuigui L, Soualhi H, El Yamani A. La prothèse provisoire par technique directe: une solution d'urgence. Actualités Odonto-Stomatologiques. 2014;(269):10-5.
10. Borzangy S, Labban N, Windsor LJ. Effects of interim acrylic resins on the expression of cytokines from epithelial cells and on collagen degradation. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2013;110(4):296-302.
11. Zhu Y, Gu Y, Mo J, Shi J, Qiao S, Lai H. N-acetyl cysteine protects human oral keratinocytes from Bis-GMA-induced apoptosis and cell cycle arrest by inhibiting

reactive oxygen species-mediated mitochondrial dysfunction and the PI3K/Akt pathway. *Toxicology in Vitro*. 2015;29(8):2089-101.

12. Lee J-H, Jun S-K, Moon H-J, Lee H-H. Cytotoxicity and proinflammatory cytokine expression induced by interim resin materials in primary cultured human dental pulp cells. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017;118(4):524-34.
13. Graux F, Dupas P-H, Libersa J-C. *La prothèse fixée transitoire*. Edition Paris CdP. 2000. 114 p.
14. Exbrayat J, Schittly J, Borel J-C. *Manuel de prothèse fixée unitaire*. Vol. 1. Masson Paris; 1992. 221 p.
15. Bierma MM, McClanahan S, Baisden MK, Bowles WR. Comparison of Heat-testing Methodology. *Journal of Endodontics*. 2012;38(8):1106-9.
16. Rayyan MM, Aboushelib M, Sayed NM, Ibrahim A, Jimbo R. Comparison of interim restorations fabricated by CAD/CAM with those fabricated manually. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015;114(3):414-9.
17. Liu C-LS. Periodontal prosthesis in contemporary dentistry. *The Kaohsiung Journal of Medical Sciences*. 2018;34(4):194-201.
18. Liu X, Tan Y, Liu J, Tan J. A digital technique for fabricating implant-supported interim restorations in the esthetic zone. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018;119(4):540-4.
19. Mörmann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: Two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2013;20:113-25.
20. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Dawson DV. Effect of Storage Solution on Surface Roughness of Provisional Crown and Fixed Partial Denture Materials. *Journal of Prosthodontics*. 2004;13(4):227-32.
21. Richelme J, Casu J, Vermeulen P. Du projet esthétique à la confirmation par les provisoires. Quelles méthodologies? *Stratégie Prothétique*. 2011;12(3):187-97.

22. Walter B. Prothèse Fixée: Approche clinique. Editions Paris CdP. 2016. 328 p.
23. Alp G, Murat S, Yilmaz B. Comparison of Flexural Strength of Different CAD/CAM PMMA-Based Polymers: Comparison of Flexural Strength of Interim Resin Materials. *Journal of Prosthodontics*. 2019;28(2):491-5.
24. Leprince J, Leloup G, Vreven J, Weiss P, Raskin A. Polymères et résines composites. Elsevier Masson SAS Paris. 2010;1-28.
25. Koumijan J, Nimmo A. Evaluation of fracture resistance of resins used for provisional restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1990;64:654-7.
26. Haselton D, Diaz-Arnold A, Vargas M. Flexural strength of provisional crown and fixed partial denture resin. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2002;87:225-8.
27. Descamp F, Fages M, Duret F. La CFAO en odontologie : les bases, les principes et les systèmes. Edition Paris CdP. Vol. 1. 2016. 100 p.
28. Rajaguru K, Karthikeyan T, Vijayan V. Additive manufacturing – State of art. *Materials Today: Proceedings*. 2019;(728):1-6.
29. Bose S, Ke D, Sahasrabudhe H, Bandyopadhyay A. Additive manufacturing of biomaterials. *Progress in Materials Science*. 2018;93:45-111.
30. Zéboulon S. Les modèles SLA. *Stratégie Prothétique*. 2010;10(5):363-8.
31. Jasveer S, Jianbin X. Comparison of Different Types of 3D Printing Technologies. *International Journal of Scientific and Research Publications*. 2018;8(4):1-10.
32. Gibson I, Rosen D, Stucker B. Additive manufacturing technologies: 3D Printing, rapid prototyping, and direct digital manufacturing. Springer Science. 2015;1-138.
33. Peng C, Chung K, Ramos V. Assessment of the Adaptation of Interim Crowns using Different Measurement Techniques. *Journal of Prosthodontics*. 2020;29(1):87-93.
34. Galante R, Figueiredo-Pina C-G, Serro A-P. Additive manufacturing of ceramics for dental applications: A review. *Dental Materials*. 2019;35(6):825-46.
35. Révilla-Léon M, Meyers J, Zandinejad A, Ozcan M. A review on chemical composition, mechanical properties, and manufacturing work flow of additively

manufactured current polymers for interim dental restorations. *Journal Esthetic Restoration Dentistry*. 2019;(31):51-7.

36. Lin C-H, Lin Y-M, Lai Y-L, Lee S-Y. Mechanical properties, accuracy, and cytotoxicity of UV-polymerized 3D printing resins composed of BisEMA, UDMA, and TEGDMA. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2019;(5):1-6.
37. Bennasar B, Fages M, Margerit J. La CFAO pour la réalisation des maquettes de fonderie en prothèse fixée. *Cahiers de prothèse*. 2009;146:23-31.
38. McLaren E, Culp L, White S. The evolution of digital dentistry and the digital dental team. *Dentistry Today*. 2008;27:112-7.
39. Torabi K, Farjood E, Hamedani S. Rapid Prototyping Technologies and their Applications in Prosthodontics, a Review of Literature. *Journal Dentistry Shiraz Iran*. 2015;1(16):1-9.
40. Bonnefoy H. Du prototypage rapide à la fabrication rapide. *Technologie Dentaire*. 2003;124:34-45.
41. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dentistry Journal*. 2088;204:505-11.
42. González de Villaumbrosia P, Martínez-Rus F, García-Orejas A, Salido MP, Pradíes G. In vitro comparison of the accuracy (trueness and precision) of six extraoral dental scanners with different scanning technologies. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016;116(4):543-50.
43. Duret F, Bloin J, Nahmani L. Principe de fonctionnement et application technique de l’empreinte optique dans l’exercice de cabinet. *Cahiers de prothèse*. 1985;50:73-110.
44. Descamp F. *Pratique de l’empreinte en prothèse fixée*. Editions Paris CdP. 2012. 135 p.
45. Renne W, Ludlow M, Fryml J, Schurch Z, Mennito A, Kessler R, et al. Evaluation of the accuracy of 7 digital scanners: An in vitro analysis based on 3-dimensional comparisons. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017;118(1):36-42.

46. Moussaly C, Cazier S, Attal J. L’empreinte optique. Entretiens d’odontologie-stomatologie Entretiens de Bichat. 2010;46-8.
47. Unger F. La CFAO dentaire. Stratégie Prothétique. 2003;3:327-39.
48. Jaisson M, Felenc S, Nocent O. La gestion de l’occlusion par les systèmes CFAO: les critères de choix. Cahiers de prothèse. 2013;161-6.
49. Jaisson M, Felenc S. Occlusion et CFAO. 20. Information Dentaire. 2014;10.
50. Alharbi N, Osman R, Wismeijer D. Factors Influencing the Dimensional Accuracy of 3D-Printed Full-Coverage Dental Restorations Using Stereolithography Technology. The International Journal of Prosthodontics. 2016;29(5):503-10.
51. Tahayeri A, Morgan M, Fugolin AP, Bompolaki D, Athirasala A, Pfeifer CS, et al. 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. Dental Materials. 2018;34(2):192-200.
52. Alharbi N, Osman R, Wismeijer D. Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2016;115(6):760-7.
53. Jung M. Finishing and polishing of a hybrid composite and a heat pressed glass ceramic. Operative dentistry 27. 2002;2:175-83.
54. Bae E-J, Jeong I-D, Kim W-C, Kim J-H. A comparative study of additive and subtractive manufacturing for dental restorations. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2017;118(2):187-93.

## VIII. Table des illustrations

Figure 1: A: radiographie d'un cas clinique de lésions apicales sur 11 et 21 traitées endodontiquement après reconstitution corono-radulaire et sous prothèses transitoires [Illustration personnelle] ; B : traitement orthodontique sous prothèses fixées transitoires [22].....	16
Figure 2: vérification des points de contact d'une prothèse « provisoire » [22].....	22
Figure 3: illustration des différentes techniques additives [Illustration personnelle d'après le Dr Dehurtevent]. .....	29
Figure 4: principe de la stéréolithographie [31]. .....	32
Figure 5: principe du DLP [30]. .....	32
Figure 6: A: imprimante forms 2 de Formlabs; B: dents temporaires mises en forme par cette même imprimante [Illustrations personnelles]. .....	33
Figure 7: pièces après nettoyage [Illustration personnelle]. .....	33
Figure 8: schéma de polymérisation de résine liquide au cours de la mise en forme par SLA [35]. .....	36
Figure 9: A: vue clinique occlusale des reconstitutions corono-radulaires et des préparations de 11 et 21; B: vue clinique occlusale de la reconstitution corono-radulaire et de la préparation sur 11 [Illustrations personnelles]. .....	38
Figure 10: A: principe de la triangulation; B: principe de l'image confocale parallèle [44]. ..	40
Figure 11: A: modèle numérique maxillaire du 2 <sup>e</sup> cas clinique sur le logiciel DWOS de Dental wings; B: modèle numérique mandibulaire du 2 <sup>e</sup> cas clinique; C: modèles numériques en occlusion du 2 <sup>e</sup> cas clinique [Illustrations personnelles]. .....	41
Figure 12: A: modèle numérique avec préparation sur 11 de notre 2 <sup>e</sup> cas clinique; B: conception de la prothèse transitoire de 11 de notre 2 <sup>e</sup> cas clinique [Illustrations personnelles]. .....	44
Figure 13: A : exemple d'articulateur virtuel sur le logiciel 3shape ; B: programmation des boîtiers condyliens de l'articulateur virtuel [49]. .....	45
Figure 14: scannage d'un articulateur physique [49]. .....	45
Figure 15: vue clinique sur la béance antérieure du 1 <sup>er</sup> cas clinique [Illustration personnelle]. .....	46
Figure 16: A: maquettes avec différents angles d'orientation de supports; B: maquettes avec 2 types d'épaisseur de supports [50]. .....	48

Figure 17: prothèses transitoires de 11 et 21 avec et sans support puis après polissage – de gauche à droite - [Illustration personnelle]. .....	48
Figure 18: vue vestibulaire des prothèses fixées transitoires scellées en bouche à J0 (A) et M3 (B); vue occlusale des prothèses fixées transitoires à J0 (C) et M3 (D) [Illustrations personnelles]. .....	49
Figure 19: vue vestibulaire de la prothèse fixée transitoire scellée à J0 (A) et M3 (B); vue occlusale de la prothèse fixée transitoire à J0 (C) et M3 (D) [Illustrations personnelles]. ..	50

## IX. Table des tableaux

Tableau 1: tableau descriptif et comparatif des matériaux « provisoires » les plus couramment utilisés selon leur procédé de mise en forme [16]. .....	19
Tableau 2: tableau comparatif de la rugosité et de la dureté entre les matériaux « provisoires » en résines photopolymérisables, chémozopolymérisables et les blocs d'usinage [16,19,20]. .....	22
Tableau 3: tableau comparatif des propriétés mécaniques des matériaux « provisoires » les plus couramment utilisés selon leur procédé de mise en forme [16,23,24]. .....	25
Tableau 4: tableau comparatif des impératifs esthétiques des matériaux « provisoires » selon leur procédé de mise en forme [16]. .....	27
Tableau 5: tableau comparatif des techniques additives [2,31,32]. .....	30
Tableau 6: tableau comparatif des propriétés des résines disponibles en SLA [35]. .....	34
Tableau 7: tableau comparatif des avantages et inconvénients des méthodes soustractive et additive [54]. .....	53

**Th. D. : Chir. Dent. : Lille 2 : Année [2020] — N°:**

La prothèse fixée transitoire par technique additive / **PATTE Justine – p.61 ; ill.19 ; réf.54**

**Domaines : Prothèse – Nouvelles technologies**

**Mots-clés FMeSH**: prothèse dentaire partielle transitoire ; conception assistée par ordinateur ; fabrication assistée par ordinateur ; CFAO ; stéréolithographie.

**Mots-clés Rameau** : prothèse dentaire partielle fixe transitoire ; systèmes de Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur ; CFAO ; impression tridimensionnelle ; stéréolithographie.

### **Résumé de la thèse**

Les restaurations transitoires en prothèse fixée doivent être biocompatibles, fonctionnelles et esthétiques afin d'assurer une bonne intégration de la future prothèse fixée. Ces restaurations peuvent désormais être réalisées à l'aide de la CFAO directe, semi-directe et indirecte, tant en technique soustractive qu'additive. Ce travail a ainsi permis de dresser le cahier des charges d'une prothèse fixée transitoire et de découvrir leur mise en forme par stéréolithographie qui est à ce jour, la technologie additive la plus appropriée pour l'élaboration de ces prothèses. Cette technique trouve son intérêt dans les limites de la méthode soustractive, c'est-à-dire l'usure des pièces et la perte de consommable. Les matériaux disponibles sur le marché sont en constante évolution afin de répondre à ce cahier des charges.

### **JURY :**

**Président** : Madame la Professeure DELFOSSE Caroline

**Assesseurs** : Monsieur le Docteur VANDOMME Jérôme

Madame le Docteur DEHURTEVENT Marion

Madame le Docteur DENIS Corentin