

**UNIVERSITE DE LILLE**  
**FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE**

[Année de soutenance : 2021]

N°:

THESE POUR LE  
**DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE**

Présentée et soutenue publiquement le 14 DECEMBRE 2021

Par Guillaume BARGE

Né le 08 FEVRIER 1996 à St-Pol-sur-Mer – France

**Apport de la CFAO par technique additive pour la réalisation du projet  
prothétique en odontologie.**

**JURY**

Président : Monsieur le Professeur BEHIN Pascal

Assesseurs : Madame le Docteur DEHURTEVENT Marion

Monsieur le Docteur MAYER Grégoire

Monsieur le Docteur DENIS Corentin

Président de l'Université	:	Pr. J-C. CAMART
Directrice Générale des Services de l'Université	:	M-D. SAVINA
Doyen UFR3S	:	Pr. D. LACROIX
Directrice des Services d'Appui UFR3S	:	G. PIERSON
Directeur du Département facultaire d'Odontologie	:	Pr. E. DEVEAUX
Responsable des Services	:	M. DROPSIT
Responsable de la Scolarité	:	-

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

### **PROFESSEURS DES UNIVERSITES :**

**P. BEHIN**

T. COLARD

C. DELFOSSE

E. DEVAUX

**Prothèses**

Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux

Responsable du Département d'Odontologie Pédiatrique

Dentisterie Restauratrice Endodontie

**Directeur du Département Facultaire d'Odontologie**

## MAITRES DE CONFÉRENCES 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</b>	Responsable du Département d' <b>Orthopédie Dento-Faciale</b>
<b>C. CATTEAU</b>	Responsable du Département de <b>Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale.</b>
X. COUTEL	Biologie Orale
A. de BROUCKER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
M. DEHURTEVENT	Prothèses
T. DELCAMBRE	Prothèses
F. DESCAMP	Prothèses
M. DUBAR	Parodontologie
A. GAMBIEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
F. GRAUX	Prothèses
<b>P. HILDEBERT</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>	Responsable du Département de <b>Chirurgie Orale</b> Chef du Service d'Odontologie A. Caumartin - CHRU Lille
<b>C. OLEJNIK</b>	Responsable du Département de <b>Biologie Orale</b>
W. PACQUET	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
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 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.



## **Monsieur le Professeur Pascal BEHIN**

**Professeur des Universités – Praticien Hospitalier des CSERD**

*Section Réhabilitation Orale*

*Département Prothèses*

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Odontologie de l'Université Paris Descartes

Habilitation à Diriger des Recherches - Université de Lille

Certificat d'Etudes Supérieures de Biomatériaux dentaires - Paris Descartes

Certificat d'Etudes Supérieures de Prothèse Fixée - Paris Descartes

Responsable Unité Fonctionnelle de Prothèses

**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

**Monsieur le Docteur Grégoire MAYER**

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

*Section Réhabilitation Orale*

*Département Prothèses*

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Odontologie de l'Université de Lille 2

Maîtrise des Sciences Biologiques et Médicales

Certificat d'Etudes Spécialisées de Prothèse Amovible Totale

Diplôme d'Etudes Approfondies Génie Biologique et Médical - option Biomatériaux

Médaille de bronze de la Défense Nationale (Agrafe « Service de Santé »)

## **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 médicaments » - Parcours « Dispositifs Médicaux – Biomatériaux » -  
Université Lille2

Certificat d'Etudes Supérieures en Prothèses Fixées – Université d'Aix-Marseille

Assesseur Relations aux étudiants



# Table des matières

1	Introduction .....	14
2	Le projet prothétique et sa réglementation.....	15
2.1	Projet prothétique.....	15
2.2	Réglementation concernant la CFAO et le projet prothétique .....	21
3	Techniques additives utilisées pour le projet prothétique .....	24
3.1	Méthodes de mise en forme .....	24
3.2	Matériaux d'impression utilisés pour le projet prothétique .....	29
3.2.1	Les résines époxy .....	32
3.2.2	Les résines acrylates .....	33
3.2.3	Les matériaux ABS et PLA .....	35
4	La CFAO associée à la technique additive dans le projet prothétique.....	36
4.1	Intérêts et limites .....	36
4.2	Analyse des données recueillies et simulation du projet prothétique .....	39
4.2.1	Planification de restauration dentaire .....	39
4.2.2	Planification orthodontique .....	52
4.2.3	Planification implantaire .....	54
4.3	Transfert clinique du projet prothétique en vue de sa validation.....	56
4.3.1	<i>Mock-up</i> .....	57
4.3.2	Maquette d'essayage amovible .....	60
4.4	Intégration du projet prothétique dans la prise en charge thérapeutique..	62
4.4.1	Préparations coronaires partielles et périphériques .....	62
4.4.2	Prothèses provisoires .....	63
4.4.3	Prothèses amovibles .....	64
4.4.4	Gouttières orthodontiques .....	66
4.4.5	Gouttières occlusales .....	66

4.4.6	Guides chirurgicaux .....	67
5	Discussion .....	71
6	Conclusion .....	73
7	Bibliographie .....	74
8	Annexes .....	79

## Table des abréviations

ATM : articulation temporo-mandibulaire ;  
CBCT : *cone beam computed tomography* ;  
DRE : dentisterie restauratrice et endodontie ;  
CAO : conception assistée par ordinateur ;  
FAO : fabrication assistée par ordinateur ;  
CFAO : conception et fabrication assistée par ordinateur ;  
FDA : *food and drug administration* (agence de régulation du médicament américaine) ;  
DM : dispositif médical ;  
PMA : *pre market approval* (approbation pré-mise sur le marché) ;  
CEE : communauté économique européenne ;  
ISO : organisation internationale de normalisation ;  
SLA : stéréolithographie ;  
FDM : fused deposition modeling (dépôt de filament fondu) ;  
DLP : digital light processing ;  
UV : ultra-violet ;  
LPU : *light processing unit* (unité de production lumineuse) ;  
ABS : acrylonitrile-butadiene-styrenne ;  
PLA : acide polylactique ;  
DVO : dimension verticale d'occlusion ;  
DMD : *digital micromirrors device* ;  
MJ : *material jetting* (jet de matériau) ;  
PP : *polyjet printing* ;  
PMMA : polyméthacrylate de méthyl ;  
.STL : format de fichier en stéréolithographie ;  
.XML : format de fichier d'échange d'information (*extensible markup language*) ;  
.DICOM : format de fichier d'imagerie médicale (*Digital Imaging and Communication in Medicine*) ;  
DSD : *digital smile design* ;  
dpi : *dot per inch* (division par pouce).

# 1 Introduction

Le projet prothétique fait partie intégrante de la prise en charge globale du patient [1]. Il permet de concevoir, simuler et réaliser un traitement global, interdisciplinaire et adapté à une situation clinique initiale. Au sein de ce projet, le montage directeur permet de simuler les restaurations finales sur le plan fonctionnel et esthétique. Le transfert temporaire de ce montage sur le patient permet ensuite de valider le projet.

Les flux numériques de travail permettent un gain de précision et de reproductibilité dans la planification et la réalisation des plans de traitements prothétiques complexes en comparaison des techniques conventionnelles. Ces flux peuvent être totalement ou partiellement numériques avec l'association d'étapes conventionnelles (flux mixtes). La conception assistée par ordinateur (CAO) et l'interconnectivité des outils numériques facilitent les analyses et simulations. La fabrication assistée par ordinateur (FAO) permet ensuite une mise en forme soustractive ou additive de ce projet prothétique.

La technique de mise en forme additive par matériaux résineux a été développée à la fin des années 80. Cette méthode de FAO est complémentaire à la méthode soustractive [2]. En effet, l'usinage entraîne une perte de matériau résiduel et la technique additive permet de pallier cette limite. Ainsi, son indication est particulièrement adaptée à l'élaboration de projets prothétiques, comme la production de modèles d'étude, de montages directeurs et de dispositifs de transferts clinique.

La première partie de ce travail a été consacrée à la définition du projet prothétique et sa réglementation pour son utilisation clinique. Ensuite, nous avons décrit les techniques additives et les matériaux disponibles pour la construction du projet prothétique. Enfin, nous avons présenté les intérêts et limites de cette technique dans les différentes étapes de réalisation de celui-ci.

## 2 Le projet prothétique et sa réglementation

### 2.1 Projet prothétique

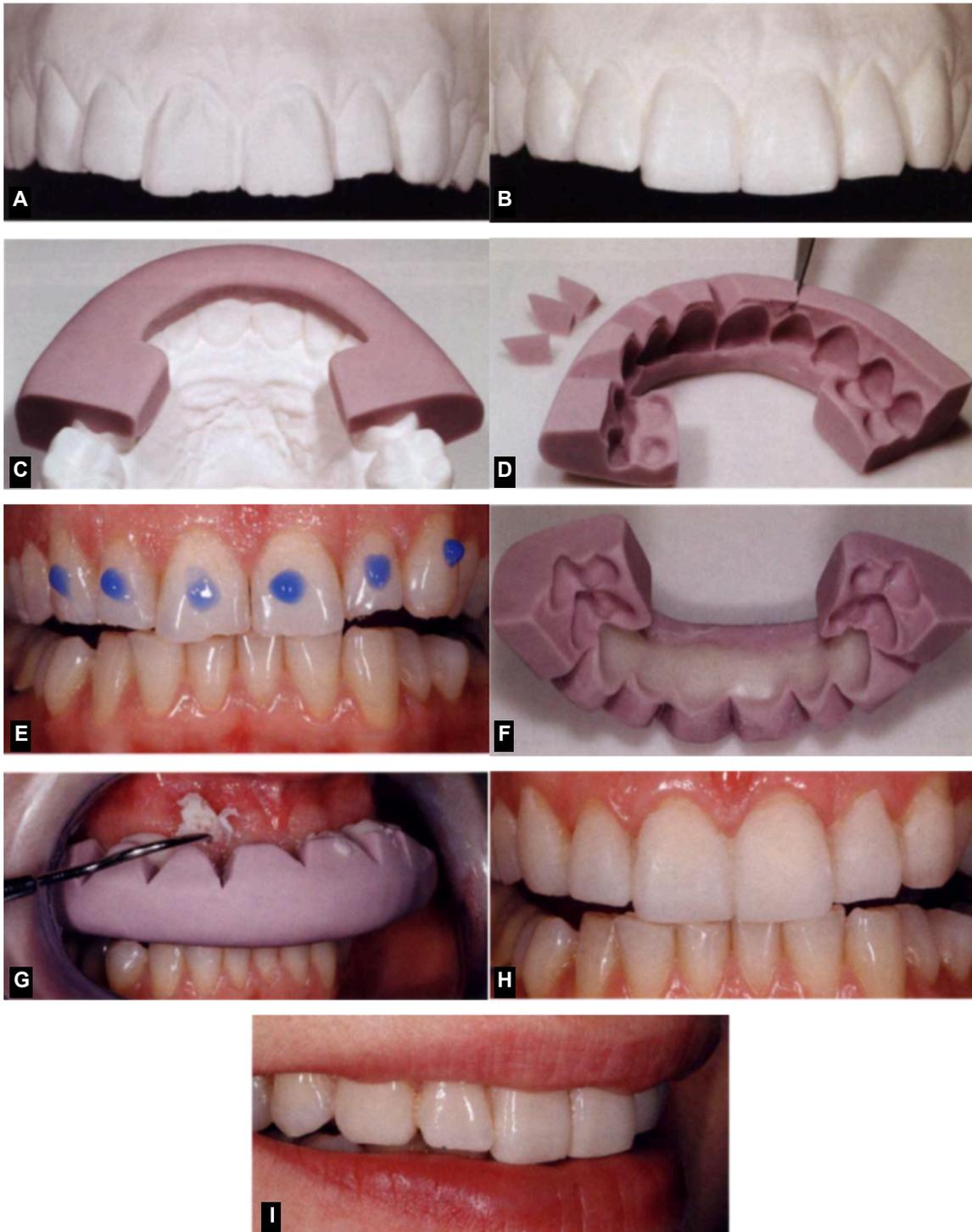
Le projet prothétique correspond à l'ensemble des dispositifs physiques et numériques permettant d'étudier, concevoir, simuler et réaliser un traitement adapté à une situation clinique initiale [1]. La réalisation du projet prothétique doit suivre une chronologie précise. Après l'acquisition et l'analyse des données, le praticien réalise ou commande, auprès du prothésiste, les simulations des restaurations [3].

Le montage directeur est défini comme une simulation de la forme et de la position des restaurations d'usage sur le plan fonctionnel et esthétique. Il prend en compte l'ensemble des paramètres inhérents à la réalisation du traitement (Tableau 1) [1]. Le montage directeur est réalisé le plus souvent sur le modèle d'étude, mais peut également être réalisé sur un modèle secondaire. Il se compose de cires diagnostiques (*wax-up*) et/ou de maquettes d'essayage amovibles. Conventionnellement, le montage directeur est réalisé manuellement en cire sur un modèle physique monté sur articulateur.

Tableau 1 : paramètres pris en compte dans la réalisation du montage directeur [1].

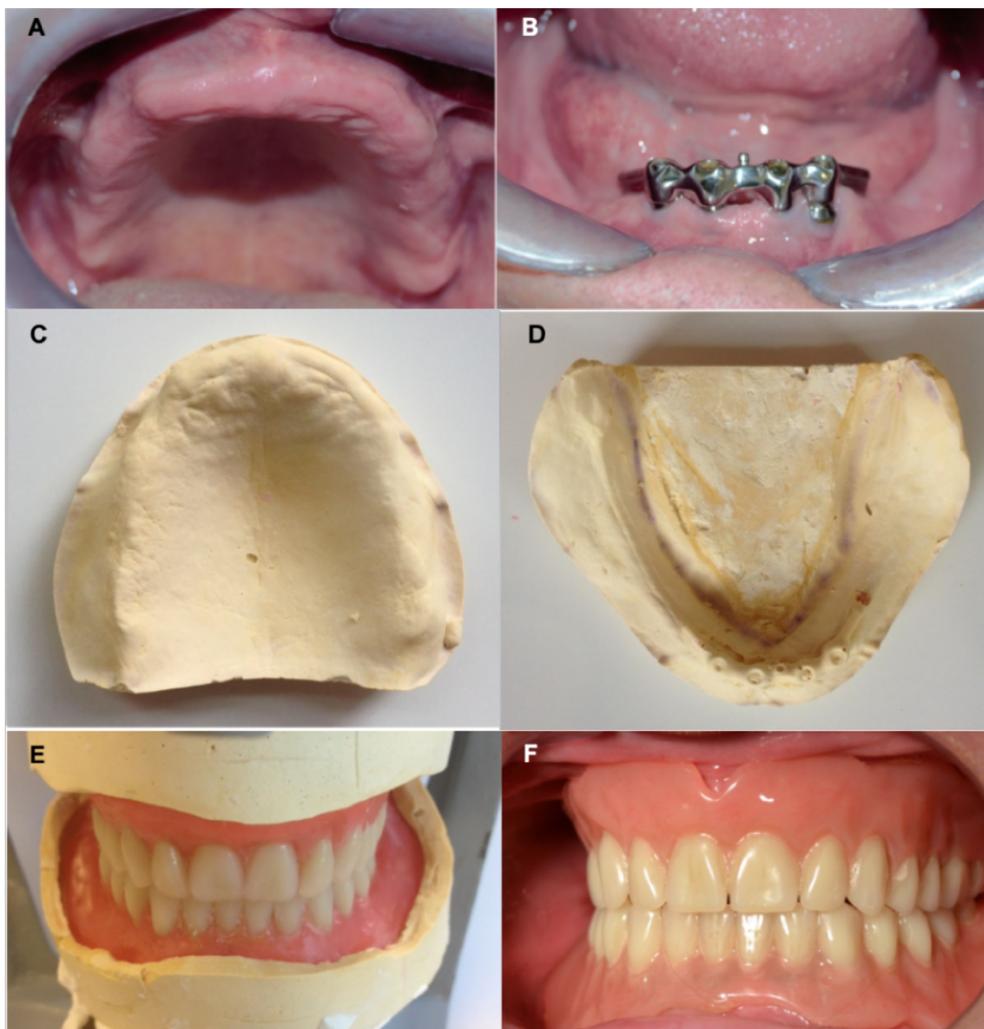
<b>Paramètres étudiés lors de la réalisation du montage directeur</b>	
<b>Dentaires</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• choix du type de restauration ;</li><li>• cohérences des restaurations avec l'esthétique du visage (soutient des joues et lèvres).</li></ul>
<b>Parodontaux</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• restauration d'une situation compatible avec la maintenance parodontale ;</li><li>• restauration de l'esthétique parodontale (position des collets, volumes gingivaux, critères gingivaux du sourire).</li></ul>
<b>Occlusaux</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• compensation des édentements ;</li><li>• nouvelle dimension verticale d'occlusion compatible avec le type de prise en charge envisagée (ex : hauteur suffisante pour la mise en place d'attachement sous une prothèse amovible) ;</li><li>• levée des interférences ;</li><li>• restauration des guidages fonctionnels ;</li><li>• restauration de la courbe occlusale ;</li><li>• levée des contraintes articulaires ;</li><li>• position thérapeutique mandibulaire.</li></ul>

Le projet prothétique doit être validé sur l'articulateur, puis avec le patient, à l'aide de transferts cliniques comme le *mock-up* ou l'essayage des maquettes amovibles. Le *mock-up* permet de simuler un projet prothétique fixé avec un support dentaire ou implantaire. Il peut être utilisé pour un édentement de faible étendue si sa taille est compatible avec la survie du matériau lors de l'essayage (figure 1) [4]. Les *mock-up* peuvent être réalisés par la technique du composite à main levée ou à l'aide d'un isomoulage. Ce dernier est soit une clé en silicone, soit une gouttière thermoformée réalisée sur un duplicata du montage directeur ou à partir de la situation initiale du patient. Le matériau utilisé est le plus souvent une résine bis-acrylique auto-polymérisable (Structur<sup>®</sup> de VOCO<sup>®</sup>, Luxatemp<sup>®</sup> de DMG<sup>®</sup>, Tempsmart<sup>®</sup> de GC<sup>®</sup>) [5]. Ces transferts recouvrent les tissus dentaires ou muqueux et ne nécessitent pas de préparation tissulaire préalable, à l'exception d'un nettoyage des surfaces. Leur rétention est assurée par un *spot etching* (mordançage circonscrit avec application d'adhésif) et/ou l'utilisation des contre-dépouilles des dents concernées [6]. Lors de la mise en bouche des *mock-up*, les excès doivent être éliminés et les embrasures dégagées afin d'éviter l'inflammation du support parodontal et faciliter le brossage. Ce transfert du montage directeur est mis en place sur une courte durée. Il permet au patient de valider le projet en se basant sur ses critères personnels et l'avis de ses proches.



*Figure 1 : étapes de la réalisation de mock-up pour une réhabilitation esthétique antérieure par facettes céramiques du bloc incisivo-canin maxillaire (A : modèle d'étude initial ; B : montage directeur ; C : réalisation de l'isomoulage ; D : préparation de l'isomoulage ; E : mordançage localisé sur les tissus dentaires ; F : remplissage de l'isomoulage avec la résine bis-acryl auto-polymérisable ; G : positionnement de la clef et retrait des excès ; H : mock-up positionné non poli ; I : proposition esthétique des mock-up) (Magne P et al) [6].*

La maquette d'essayage amovible permet de simuler le projet prothétique amovible ou implantaire, sur une zone édentée encastrée de moyenne à grande étendue, ou sur un édentement terminal (figure 2) [1]. Les maquettes amovibles d'essayage sont conventionnellement réalisées en cire, avec des dents du commerce en résine, sur le modèle d'étude ou le modèle secondaire du patient. La validation de ces maquettes lors de la séance d'essayage est uniquement esthétique. En effet, la cire composée de paraffine présente un point de fusion vers 54°C. Cette valeur proche de la température buccale entraîne un risque de déformations sous contraintes incompatibles avec la validation fonctionnelle (occlusion, guidages) [7].



*Figure 2 : montage directeur avec maquettes d'essayage amovibles complètes afin d'évaluer l'esthétique, la hauteur et les couloirs prothétiques disponibles pour la réalisation de prothèses amovibles complètes bi-maxillaires sur attachement Locator® de 33 à 43 (A : crête maxillaire ; B : crête mandibulaire avec barre d'attachement ; C : modèle mandibulaire en plâtre ; D : modèle maxillaire en plâtre ; E : maquettes sur articulateur ; F : maquettes en bouche) (illustrations gracieusement fournies par le Dr. Marion Dehurtevent).*

Le montage directeur peut être intégré dans les étapes de prise en charge thérapeutique suite à sa validation avec le patient. En effet, certains dispositifs médicaux peuvent être directement issus du montage directeur : les prothèses fixées provisoires unitaires ou plurales de première et seconde génération, sur support dentaire ou implantaire, les prothèses amovibles transitoires, les gouttières occlusales et orthodontiques ou encore les guides chirurgicaux.

La démocratisation du tout numérique a permis l'apparition de nombreux outils d'acquisition et d'analyse pour l'esthétique et la fonction. Ces outils aident le praticien à construire le projet prothétique. Cependant, leur fiabilité dépend du protocole de collecte et de l'analyse des données (tableau 2). Aujourd'hui, la CFAO permet une mise en forme immédiate du *mock-up* ou de la maquette amovible d'essayage. Ainsi, sous certaines conditions, la réalisation des étapes intermédiaires de *wax-up* et isomoulage ne sont plus nécessaires [8]. De plus, ces outils permettent la production des dispositifs médicaux issus du montage directeur. Cette utilisation est aujourd'hui encadrée par une réglementation européenne et internationale.

Tableau 2 : analyses réalisées en vue de la construction du projet prothétique (illustration personnelle).

	<b>Outils numériques d'acquisition</b>	<b>Outils numériques d'analyse</b>
<b>Analyse de la situation clinique initiale</b>	Dossier numérique général du patient. Appareils photos et vidéos. Caméra optique intra- buccale.	Logiciel de visualisation et analyse photo et vidéo.
<b>Analyse osseuse et des articulations</b>	Système radiographique numérique 2D et 3D.	Logiciel de visualisation et analyse radiographique 2D et 3D.
<b>Analyse céphalométrique</b>	Système radiographique numérique de téléradiographie de profil.	Logiciel d'analyse céphalométrique (marquage des points de référence, mesures, angulations).
<b>Analyse occlusale</b>	Arc facial et axiographe numérique. Caméra optique intra-buccale.	Logiciel d'analyse, de simulation et de conception comprenant un ou plusieurs articulateurs numériques entièrement adaptables, permettant l'importation de fichiers photos, vidéos et radiographiques 3D (CBCT).
<b>Analyse du sourire</b>	Appareils photo et vidéo. Caméra optique intra-buccale ou scanner exo-buccal pour la numérisation du visage du patient.	Logiciel de traitement, d'analyse et de présentation photo et vidéo. Logiciel d'analyse et de simulation du sourire. Module d'analyse du sourire faisant partie d'un programme de conception.
<b>Analyse pré-implantaire</b>	Dossier numérique général du patient. Dossier numérique radiographique 2D et 3D.	Logiciel de traitement et d'analyse des fichiers radiologiques 2D et 3D. Logiciel d'analyse et de simulation implantaire.

## 2.2 Réglementation concernant la CFAO et le projet prothétique

Le projet prothétique et le montage directeur, au même titre que tous les dispositifs médicaux, sont régis par les législations européenne et internationale. Ils entrent dans la catégorie des dispositifs médicaux (DM) sur mesure.

L'agence de régulation pharmaceutique américaine (FDA, *Food and Drug Administration*) définit le DM comme « un instrument, appareil, outil, machine, dispositif, implant ou tout autre article similaire [...] destiné à être utilisé pour le diagnostic, la guérison, l'atténuation, le traitement ou la prévention des maladies, ou destiné à modifier la structure ou une fonction quelconque de l'organisme ». La classification de la FDA, axée vers la sécurité de l'appareilleur et du patient, divise les DM en trois classes :

- Classe I : dispositifs sans risque ou utilisant une technologie déjà éprouvée à de nombreuses reprises (ex : gants, bandages, instruments chirurgicaux et dentaires manuels...);
- Classe II : dispositifs à risque modéré nécessitant des contrôles spéciaux en termes d'étiquetage, norme de performance, surveillance postérieure à la mise sur le marché (ex : systèmes de perfusion, stents cardiaques, systèmes radiographiques...);
- Classe III : dispositifs à risque nécessitant une autorisation de mise sur le marché et constituant un soutien ou un maintien de la vie humaine (ex : défibrillateur et stimulateur cardiaque...) [9].

Les DM de classe I doivent suivre la procédure 510(k) tandis que ceux de classe II et III doivent suivre la procédure *Pre Market Approval* (PMA) plus rigoureuse. Celle-ci impose des tests supplémentaires de sécurité et d'efficacité suivant l'utilisation prévue [10].

La loi européenne définit les « DM sur mesure » comme « tout dispositif fabriqué spécifiquement, suivant la prescription d'un praticien qualifié, indiquant les caractéristiques de conception spécifiques, et destiné à n'être utilisé que pour un patient déterminé ». Le DM sur mesure ne peut être fabriqué ni en continu ni en série.

Depuis mai 2021, les règles européennes ont évolué ; le projet prothétique est considéré dans son ensemble (modèles d'études et montage directeur) comme un DM obéissant aux exigences de la directive 93/42/CEE de l'Union Européenne. Les fabricants de DM doivent donc suivre les obligations et règles associées telles que l'analyse des risques, les preuves de qualité et la déclaration de conformité. Les DM produits par technique additive à visées diagnostique, de simulation et de validation, sont régis par l'annexe VIII de cette directive [11]. La procédure étant relativement récente, leur législation est amenée à évoluer rapidement dans les années à venir.

La classification européenne des biomatériaux (tableau 3), harmonisée avec celle de la FDA, classe les substances utilisées en fonction de leur caractère invasif ou non (utilisation in vivo) et de la durée d'exposition au milieu vivant. Les matériaux du projet prothétique sont eux-mêmes considérés comme des DM. Ils doivent par conséquent répondre aux normes ISO 10993:2010. Les tests de conformité sont donc effectués sur le matériau brut et sur le DM final. Ils portent sur le vieillissement, le conditionnement et la toxicité du dispositif et la caractérisation des matériaux (chimique, morphologique, topographique et physicochimique et la biocompatibilité) [11].

Tableau 3 : classification européenne des DM du projet prothétique [11].

<b>Classe</b>	<b>Caractéristiques</b>	<b>Dispositifs du projet prothétique concerné</b>
<b>Classe I</b>	Dispositifs à risque faible. DM non invasifs et non actifs. Marquage CE par auto-certification du fabricant.	Dossier informatique complet du patient (données d'acquisition, d'analyse, de conception, de simulation et de production). Dispositifs externes (ne pénétrant pas dans la cavité buccale), d'acquisition (appareil photographique, caméra vidéo, scanner faciaux, scanner de bureau). Dispositifs d'analyse et de CFAO (ordinateurs, logiciels, machines de production). Modèles d'étude physiques.
<b>Classe IIa</b>	Dispositifs invasifs temporaires (moins d'une heure d'utilisation) ou à court terme (de 1 heure à 30 jours d'utilisation). Certification CE par type de référence et par un organisme notifié.	Dispositifs internes d'acquisition (caméras optiques intra-orales, arcs faciaux et axiographes). Dispositifs de validation clinique du projet prothétique ( <i>mock-up</i> , clefs isomoulages, maquettes amovibles d'essayage). Dispositifs de traitements provisoires de moins de 30 jours (restaurations provisoires fixées, prothèses amovibles transitoires, guides et gouttières).

# 3 Techniques additives utilisées pour le projet prothétique

## 3.1 Méthodes de mise en forme

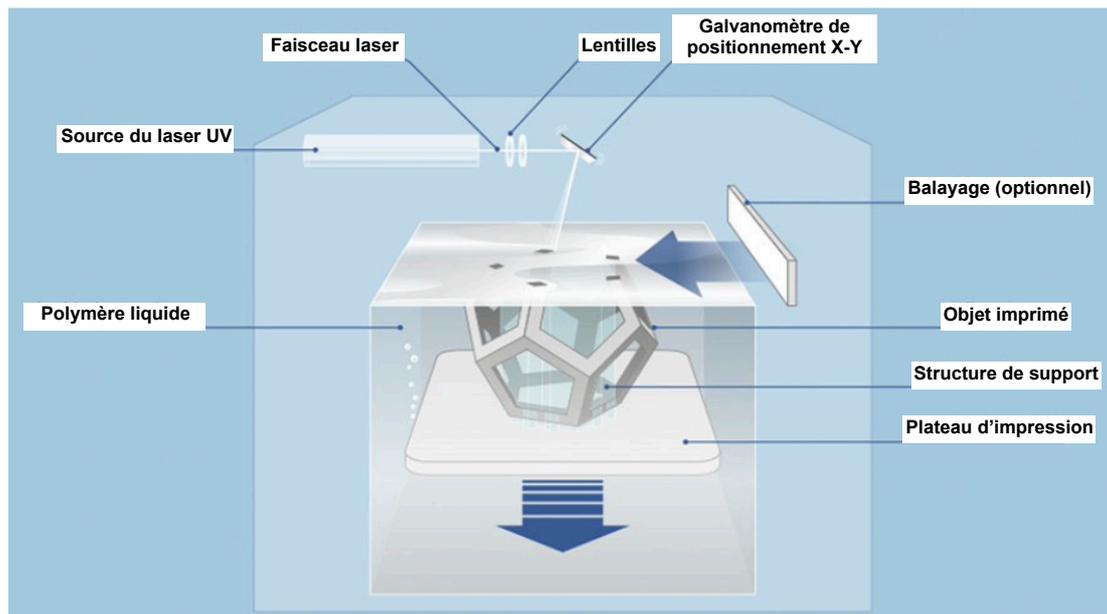
Les techniques de fabrication additives en couche par couche, utilisées dans le cadre de la réalisation du projet prothétique, se regroupent en trois modes de production : la stéréolithographie (SLA), l'impression par jet de matière (MJ) et le dépôt de fil fondu (FDM). Les 2 premières méthodes suivent le principe de la mise en forme par voie liquide et présentent des applications dentaires sensiblement identiques. La technique FDM repose sur le principe de la mise en forme par voie solide. Elle peut être utilisée pour la fabrication de modèles d'étude, ou d'outils de support pour l'analyse des données cliniques lors de la construction du projet (porte drapeau pour la technique du drapeau de Broadrick). Il existe d'autres procédés de fabrication additive par voie de poudre comme la fusion et le frittage laser, mais ceux-ci ne sont pas indiqués dans la construction du projet prothétique, et ne seront pas traités ici [12].

Les techniques de mise en forme additive imposent la conception de supports afin de garantir sa stabilité de l'objet sur le plateau. Le nombre, le placement et l'épaisseur des supports varient en fonction de l'objet et de la technique de mise en forme. Ils influencent la fiabilité de mise en forme et ne doivent pas être localisés ni sur les points de contact occlusaux et proximaux, ni sur l'intrados prothétique ou la limite cervicale. La résolution de la mise en forme est spécifique à chaque technique et dépend donc de la position des supports, des caractéristiques de la source lumineuse, des propriétés du matériau d'impression (viscosité, taux d'absorption de la lumière), de l'orientation de la pièce et de l'épaisseur de couche [2,13]. En effet, la diminution de l'épaisseur de couche permet une augmentation de la résolution et de la précision, mais implique également une augmentation du nombre de couches et de la durée de mise en forme. Les équipements à visée dentaire proposent une épaisseur de couche variable entre 15 et 300  $\mu\text{m}$  selon la technique utilisée.

### Mise en forme par voie liquide

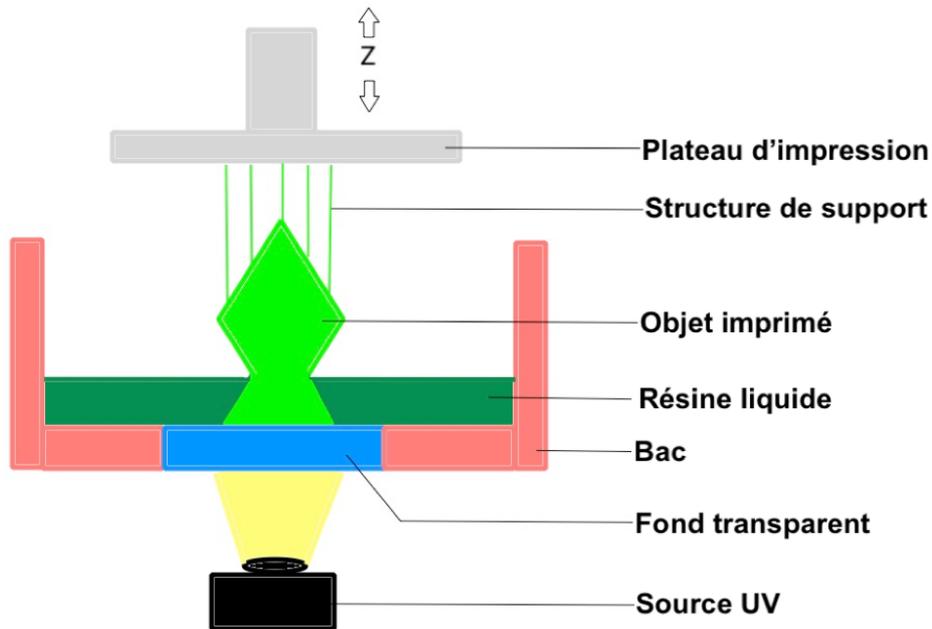
La SLA repose sur le principe de la photo-polymérisation sélective de résines liquides en couches successives jusqu'à obtention de l'objet final « dur ». Dès la polymérisation d'une couche terminée, le plateau se déplace verticalement et permet à la résine liquide de venir recouvrir la couche précédente [12]. La polymérisation de la résine est initiée, par une source laser ou par un masque dynamique avec le *Digital Light Processing* (DLP). La longueur d'onde est comprise entre 200 et 500 nm.

La SLA par laser suit le principe de photo-polymérisation point par point (figure 3). Le laser UV fonctionne au sein d'une unité lumineuse (*Light Processing Unit*) composée d'une source de lumière et d'un réseau de miroirs. Le faisceau émis est focalisé par un réseau de lentilles, puis les miroirs à balayage motorisé (galcanomètres) permettent d'orienter le faisceau dans les axes X et Y vers le plateau [13]. Les types de SLA laser varient selon l'agencement des composants de la machine et de la source lumineuse. La SLA laser à exposition du dessus (laser UV au-dessus du plan d'impression) présente un plateau descendant avec une résolution moyenne de 50 et 100  $\mu\text{m}$ . A l'inverse, la SLA laser dite inversée, à exposition du dessous, présente un plateau montant qui permet de décoller la couche polymérisée du fond de la cuve. Cette dernière technologie présente une résolution entre 25 et 100  $\mu\text{m}$ . Elle est à privilégier dans les domaines médicaux et dentaires (3D System<sup>®</sup> ProX 800<sup>®</sup>, FormLabs<sup>®</sup> Form 2<sup>®</sup> et Form 3<sup>®</sup>) [14].



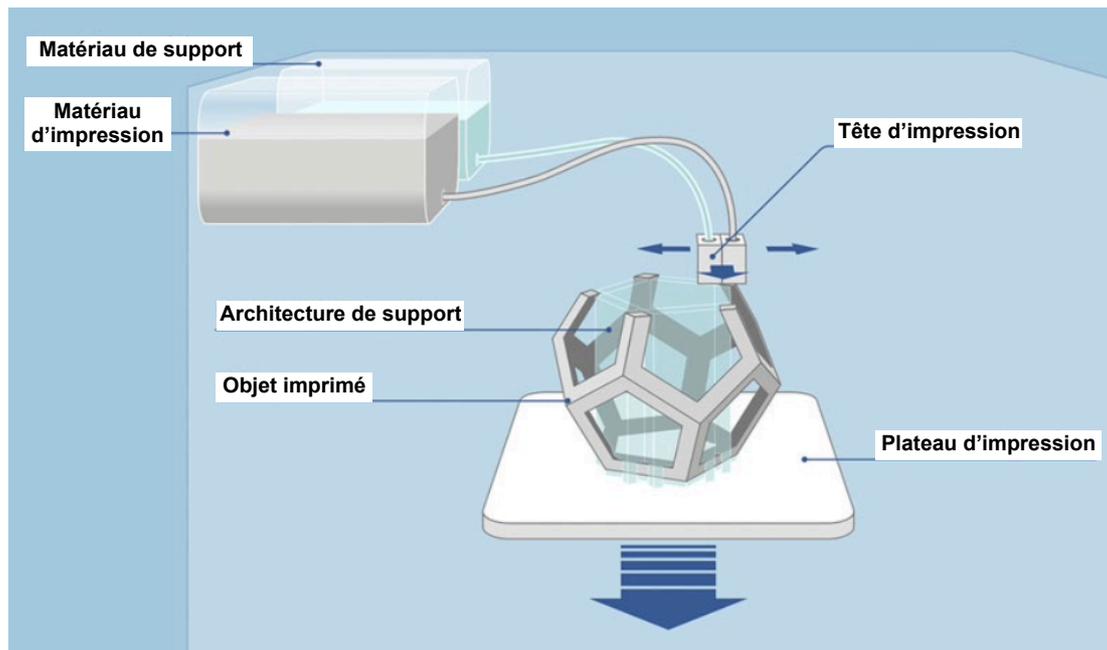
*Figure 3 : schéma du principe de fonctionnement de la SLA par laser (Revilla-León M et al) [13].*

La SLA par DLP permet la polymérisation complète de la couche en un temps à l'aide d'une source lumineuse spécifique dite « à image » (figure 4). La machine est composée d'un réseau de micro-miroirs (*Digital Micromirrors Device, DMD*) disposés en matrice sur une puce semi-conductrice. Ce procédé permet de diminuer le temps de mise en forme. Chaque miroir constitue un ou plusieurs pixels de l'image lumineuse et leur nombre détermine la résolution comprise entre 20 et 50  $\mu\text{m}$  [15]. La cartographie lumineuse de la couche est projetée sur le plateau dont le déplacement est similaire à la SLA inversée [13]. La composition des matériaux développés pour la SLA par DLP diffère de celle de la SLA laser. En effet, l'adjonction de molécules photo-absorbantes (colorants à base de naphthol chargés) permet de limiter la propagation d'énergie au-delà de l'image projetée [14].



*Figure 4 : schéma du principe de fonctionnement de la SLA par DLP (illustration personnelle)*

L'impression par jet de matériau (*Material Jetting* : MJ) ou polyjet (PP) présente une résolution entre 15 et 50  $\mu\text{m}$  (figure 5). Cette technologie est dérivée des imprimantes 2D à jet d'encre. La résine est projetée sélectivement et simultanément par des centaines de buses, puis photo-polymérisée par une source UV attenante à celles-ci. La longueur d'onde du laser UV est comprise entre 190 et 400 nm [16]. La tête d'impression est dynamique si le plateau est fixe, ou stationnaire si le plateau est dynamique [17]. Les buses sont raccordées à des réservoirs isolés de l'air et de la lumière. Le matériau est ensuite chauffé (30° à 70°C) et acheminé sous pression jusqu'à la tête d'impression, afin de contrôler la viscosité et éviter l'obstruction des buses [16,18]. Le nombre de buses dépend de la machine utilisée et permet l'utilisation simultanée de différents matériaux. Ainsi, cette technique permet d'intégrer des variations de couleurs ou de propriétés mécaniques au sein d'un même objet. Elle permet la FAO d'une prothèse amovible en une seule pièce [13] ou encore la FAO des supports dans un autre matériau afin de limiter les coûts [14].



*Figure 5 : schéma du principe de fonctionnement de l'impression par jet de matériau (Revilla-León M et al) [13].*

Suite à la mise en forme par voie liquide, l'objet et ses supports sont nettoyés avec de l'alcool isopropylique dans une cuve à ultra-sons. Une post-polymérisation dans un four UV permet de limiter la présence de radicaux libres dans le matériau [19]. Enfin, les supports sont éliminés à la pince coupante et un polissage permet la suppression des rugosités associées.

### Mise en forme par voie solide

L'impression par dépôt de fil fondu (*Fused deposition modeling, FDM*) repose sur le principe de la thermo-plasticité du matériau. Celui-ci est conditionné sous forme solide filaire. Le matériau est chauffé par une buse d'impression à sa température de fusion afin d'être déposé en continu sur le plateau. Le procédé FDM permet ainsi de supprimer la rupture du matériau à chaque couche. La buse est mobile selon l'axe X et Y. Selon le procédé, le plateau ou les buses peuvent se déplacer verticalement. Suite au dépôt sur le plateau, le matériau durcit à température ambiante et peut alors être support de la couche suivante. L'épaisseur de couche dépend principalement de la section transversale de la tête de buse. Selon les machines et matériaux utilisés, l'épaisseur de couche varie entre 100 et 250  $\mu\text{m}$ . Comme pour le procédé par jet de matériau, les supports peuvent être mis en forme dans un autre matériau, si la machine présente une buse secondaire.

La technologie FDM permet une importante vitesse de production et une économie de coût. Toutefois, ce procédé est peu adapté pour une utilisation clinique en chirurgie dentaire. En effet, le faible niveau de précision des objets produits ainsi que l'état de surface rugueux sont incompatibles avec les exigences cliniques des DM du projet prothétique. Les applications se limitent à la mise en forme de supports (galettes d'articulateurs) ou d'aides au diagnostic (porte-drapeau escamotable sur articulateur pour la technique du drapeau de Broadrick).

### **3.2 Matériaux d'impression utilisés pour le projet prothétique**

Suite à la démocratisation de la technique additive, de nombreux matériaux à visée dentaire sont disponibles sur le marché (tableau 4).

**Tableau 4** : offre actuelle des matériaux et dispositifs additifs pour la mise en forme d'un projet prothétique [13,20].

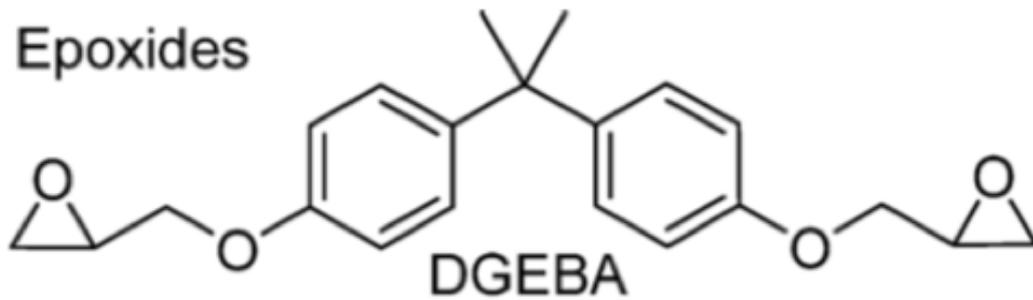
<b>Marque</b>	<b>Matériau Classe I selon Classification européenne et internationale</b>	<b>Matériau Classe IIa selon la classification européenne et II selon la classification internationale</b>	<b>Longueur d'onde optimale de polymérisation</b>	<b>Nom de la machine</b>
Detax®	Freeprint model (modèles d'étude, montages directeurs). Freeprint model T (modèles pour thermoformage).	Freeprint splint (gouttières, guides chirurgicaux et porte-empreintes individuels transparents). Freeprint ortho (gouttières orthodontiques). Freeprint Temp (restaurations provisoires teinte A1, A2, A3).	405 nm en LED UV	Compatible et optimisé pour tout type d'imprimante DLP Detax® recommande les machines : Asiga® MAX : Résolution : 62 µm. Asiga® PRO 4K : Résolution : entre 46 et 65 µm.
Envisiontec®	E-DentStone/M (modèles d'étude, montage directeur). E-Model peach (modèles pour thermoformages). Press-E-Cast/M (wax-up).	E-apliance/3SP/M (gouttières orthodontiques). ClearGuide/M (guides chirurgicaux). E-Guard (gouttières occlusales et porte-empreintes individuels transparents). E-Dent/M (restaurations provisoires).	Entre 365 et 405 nm	Envisiontec® D4K PRO Dental® (DLP): Résolution 2D : 50 µm. Résolution verticale (Z) : de 15 à 150 µm.
3D System®	VisiJet M3 PearlStone (modèles d'étude, montages directeurs). VisiJet M2R-TN (modèles d'étude, montages directeurs).	VisiJet M3 StonePlast (guides chirurgicaux). VisiJet SL Clear (SLA) (gouttières occlusales).	405 nm	3D System® PolyJet MJP 3600 Dental® (MJ): Résolution : UHD (ultra haute définition): 750 × 750 × 890 dpi.

NextDent	NextDent Base (base de prothèse amovible). NextDent SG (guides chirurgicaux). NextDent C&B (restaurations provisoires). NextDent C&B MFH (résine renforcée pour restaurations provisoires). NextDent Ortho Clear (gouttières orthodontiques). NextDent Ortho Rigid (gouttières occlusales et porte-empreintes individuels transparents).	Entre 400 et 550 nm	3D System® ProX 800 (SLA): Résolution : 56 µm.  3D System® NextDent 5100® (DLP): Résolution 2D: 65 µm. Résolution verticale (Z): entre 25 et 100 µm.	
FormLabs®	Dental Model (modèles d'étude, montages directeurs, modèles orthodontiques).	Dental SG (guides chirurgicaux). Dental LT Clear (gouttières occlusales, gouttières orthodontiques). Dental Custom Tray (porte-empreintes individuels transparents).	405 nm	FormLabs® Form 2® (SLA) : Résolution : entre 25 et 100 µm. Form 3® (SLA) : Résolution : entre 25 et 300 µm.
Stratasys®	<u>Non classé CE, non approuvé FDA</u> <u>Certification ISO</u> VeroDent (MED670) (modèles d'étude et orthodontiques, montages directeurs). VeroDent Plus (MED690) (modèles d'étude et orthodontiques, montages directeurs).	<u>Non classé CE, non approuvé FDA</u> <u>Certification ISO</u> Clear-Bio (MED610) (gouttières orthodontiques, guides chirurgicaux). VeroGlaze (MED620) (restaurations provisoires, mock-up) teinte A2. VarseoWax Splint (gouttières occlusales). VarseoWax SG (guides chirurgicaux). VarseoSmileTemp (Restaurations provisoires et mock-up, teinte A2,A3,C2).	Entre 200 et 400 nm 405 nm	Stratasys® Objet 30 Dental Prime® (MJ) : Résolution : HQ (haute qualité) : 600 × 600 × 1600 dpi. BEGO® Varseo S (DLP): Résolution : 60 µm +/- 30 µm. Varseo XS (DLP): Résolution : 50 µm.

### 3.2.1 Les résines époxy

Les résines époxy sont les polymères les plus utilisées en techniques additives industrielles (joaillerie, industrie plastique...). Ces matériaux sont particulièrement adaptés pour la SLA [14]. La réaction de polymérisation des époxydes est de type cationique par ouverture de cycles. La molécule photo-initiatrice se décompose sous l'action de la lumière UV, pour former des radicaux cationiques, et déclenche ainsi la polymérisation des monomères. Les photo-initiateurs sont des sels de triaryl sulfonium permettant l'utilisation de longueurs d'ondes jusque 350 nm. L'adjonction de colorants (thioxanones, coumarines) permet d'étendre le spectre jusqu'à 400 nm. Les monomères époxydes les plus utilisés sont les dérivés de l'éther diglycidyle du bisphénol A (DGEBA) (figure 6), le 3,4-époxydicyclohexyl-méthyl-3,4-époxydicyclohexanecarboxylate (ECC) et les époxydes d'alcools aliphatiques (ex : triméthylolpropane).

La réactivité et la vitesse de polymérisation des époxydes dépendent de leur structure moléculaire. En effet, les molécules DGEBA et ECC utilisées seuls présentent une réactivité trop faible pour pouvoir être utilisées en technique additive. Ainsi, l'adjonction d'initiateurs cationiques accélère le déclenchement de la réaction et réduit le temps de polymérisation. De plus, l'adjonction de plastifiant (huile de soja) favorise l'ouverture des cycles monomériques par « ramollissement des doubles liaisons ». La faible contraction de prise des résines époxy (entre 2 et 3% du volume) est favorable pour une utilisation dentaire. De plus, ce type de résine présente des propriétés mécaniques élevées, une bonne stabilité dimensionnelle, ainsi qu'une forte résistance à la chaleur [14]. Toutefois, l'utilisation des résines époxy en chirurgie dentaire est anecdotique. En effet, les industriels préfèrent les résines acrylates, plus polyvalentes et moins coûteuses. Aujourd'hui, seule la société Zortrax® commercialise une résine époxy destinée à l'usage dentaire pour des modèles d'étude et montages directeurs (Inkspire KH DE®).



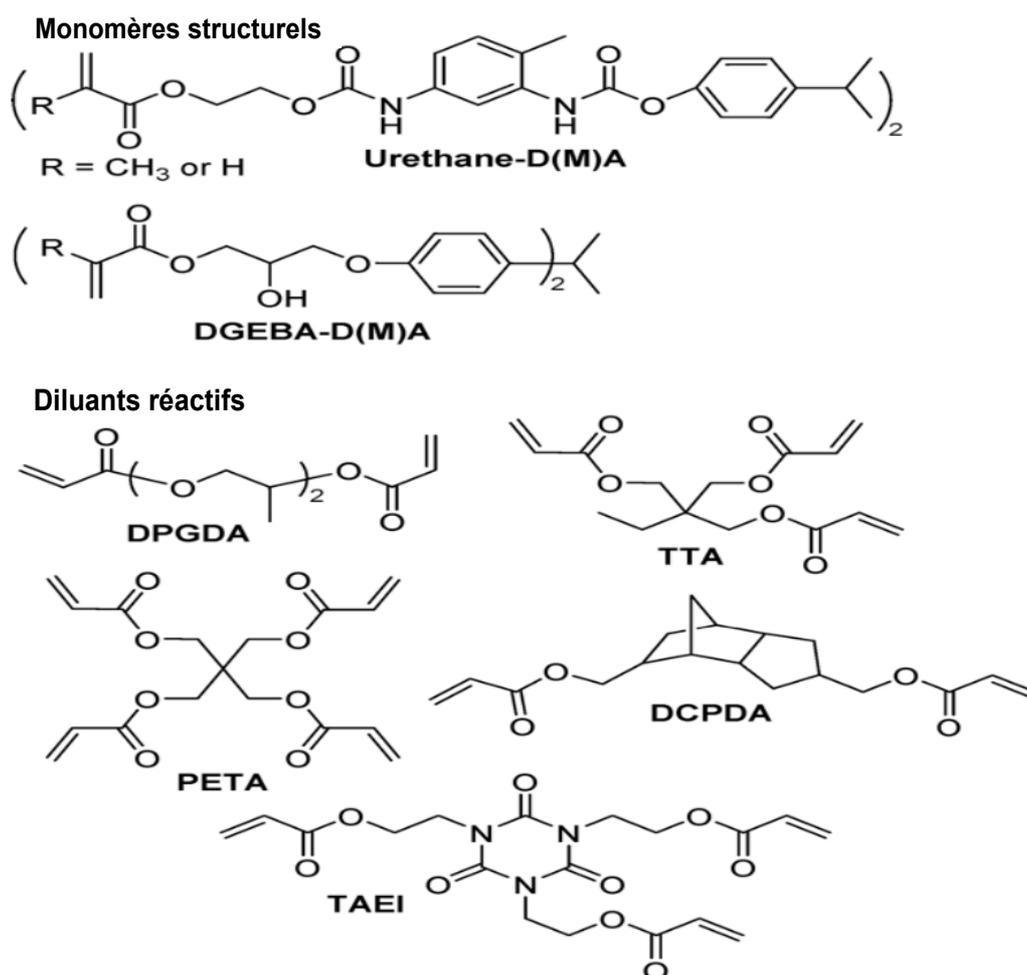
*Figure 6 : monomère de DGEBA (Ligon S-C et al) [14].*

### 3.2.2 Les résines acrylates

Les monomères d'acrylate et de méthacrylate sont les composants de base d'un grand nombre de résines commercialisées pour la technique additive par SLA et impression par jet. De nombreux matériaux sont disponibles et la composition (molécules utilisées et leurs concentrations) dépend des indications cliniques. La réaction de polymérisation de ces résines est de type radicalaire. Elle permet une polymérisation en chaîne déclenchée par excitation d'un radical libre sous une source UV. Cette réaction va se poursuivre en série jusqu'à polymérisation complète. Les molécules photo-amorceuses peuvent être de deux types :

- type I : séparation en deux radicaux initiateurs de la réaction sous l'action des UV (ex : cétones aromatiques, éthers de benzoïne et cétyls benzyliques) ;
- type II : arrachement d'un proton d'un monomère sous l'action des UV entraînant la formation de deux radicaux libres dont un (cétyl) déclenchant la réaction (ex : la benzophénone, la thioxanthone) [14].

Les premiers brevets des résines acrylates adaptées aux techniques additives décrivent la combinaison d'un diacrylate ou diméthacrylate haute viscosité avec un acrylate ou méthacrylate liquide (figure 7). Le mélange contient également un monomère vinylique (N-vinyl-pyrrolidone, NVP) utilisé comme diluant et réactif. Le mélange acrylate/méthacrylate augmente les propriétés physiques et mécaniques des objets produits. En effet, les acrylates seuls entraînent des déformations et une perte de précision des objets mis en forme, tandis que les méthacrylates purs présentent une polymérisation trop lente et incompatible avec le procédé additif. Les rapports de concentration (acrylates résineux/méthacrylates liquides/NVP) se situent entre 7/6/6 et 14/3/3 selon les applications [14]. Parallèlement, des résines composites à base d'acrylates d'uréthane et de DGEBA ont été développées et permettent d'augmenter leur résistance mécanique (rayure, déformation) et qualités esthétiques [14].



*Figure 7 : monomères acrylates et méthacrylates (Ligon S-C et al) [14].*

Les résines acryliques présentent un taux de retrait important lors de leur polymérisation. Cette rétraction varie selon la composition moléculaire et se situe entre 5 et 12% du volume. Les matériaux à contraction de prise trop importante sont incompatibles avec une mise en forme en couche par couche. En effet, ce retrait entraîne des contraintes inhomogènes et un phénomène de gondolage à l'origine de déformations. L'utilisation d'acrylates de haut poids moléculaire permet de pallier cette limite. Toutefois, ces molécules entraînent une augmentation de viscosité nécessitant leur chauffage pour être mises en forme [14]. Les applications des résines acryliques dans le cadre du projet prothétique sont :

- les modèles d'étude et montages directeurs ;
- les transferts cliniques (*mock-up*, maquettes amovibles d'essayage et isomoulages) ;
- les dispositifs médicaux issus du montage directeur : prothèses transitoires (fixées et amovibles), prothèses amovibles d'usage, gouttières occlusales et orthodontiques, guides radiologiques et chirurgicaux.

### **3.2.3 Les matériaux ABS et PLA**

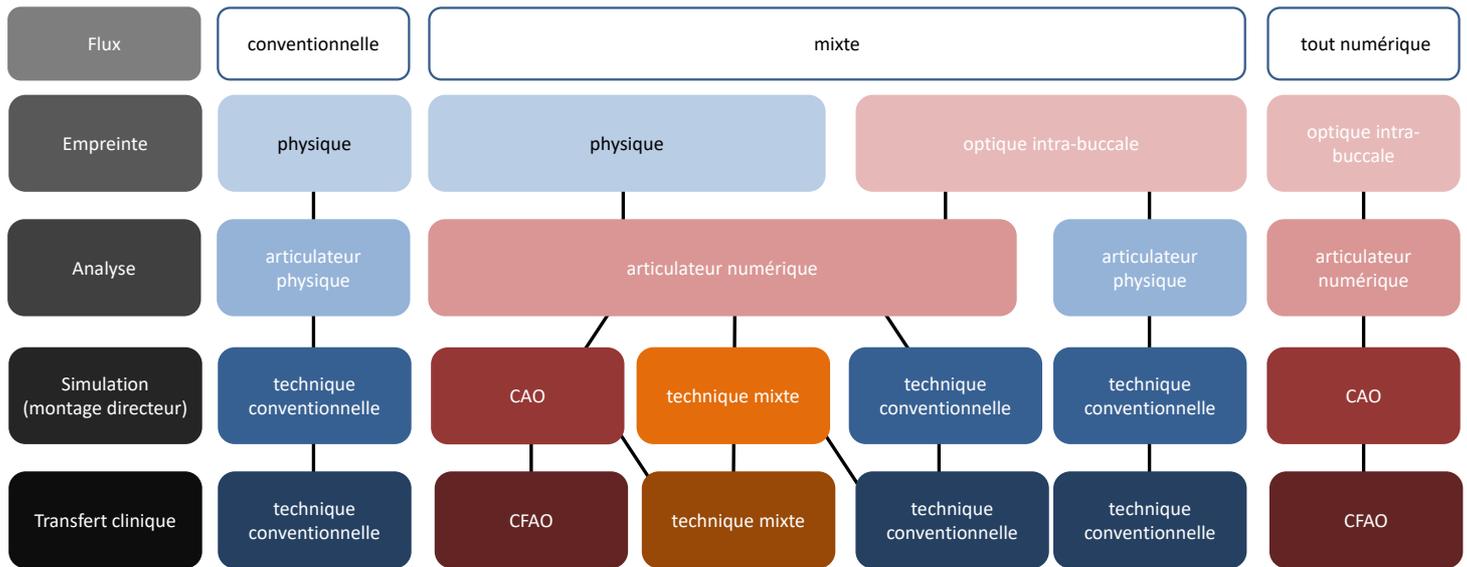
Les matériaux disponibles pour la mise en forme par fil fondu ne sont pas spécifiquement dédiés à l'usage médical ou dentaire à l'exception de l'ABS-M30i® de Stratasys® pour la modélisation de pièces anatomiques éducatives. Ces matériaux peuvent être de couleurs et de textures différentes selon les besoins. Ils sont généralement composés d'ABS (acrylonitrile-butadiène-styrène) et de PLA (acide polylactique). L'ABS présente des propriétés biologiques, mécaniques et thermiques supérieures à celles du PLA. Toutefois, le PLA est plus facile d'utilisation. Ainsi, les matériaux utilisés pour l'odontologie sont souvent à base de PLA pour des raisons de coûts.

## **4 La CFAO associée à la technique additive dans le projet prothétique**

### **4.1 Intérêts et limites**

La technique additive est un nouvel outil de FAO et ne peut être utilisée isolément de la CAO. Ce procédé est adapté à la construction du projet prothétique et est complémentaire à la technique soustractive [21,22]. En effet, l'usinage est principalement limitée par l'usure du consommable (fraises) et une perte importante du matériau résiduel [2,23]. Les deux principaux avantages de l'additif reposent sur la capacité de mise en forme rapide de modèles complexes et l'absence de perte de matériau résiduel. De plus, certaines machines additives permettent aujourd'hui l'utilisation de plusieurs matériaux simultanément lors d'une mise en forme.

Ainsi, la FAO par technique additive permet de mettre en forme des DM sur mesure pour chacune des étapes de la construction du projet prothétique (analyse, simulation, transfert) (figure 8) [24]. L'utilisation d'un flux de travail totalement numérique pour la réalisation de ce projet augmente la précision, la reproductibilité et limite l'effet opérateur dépendant. De plus, les modèles physiques issus d'empreinte optique intra-buccale sont plus solide par rapport à certains plâtres et permettent une limitation des risques de contaminations croisées [13]. A l'inverse, le flux numérique mixte combine des techniques conventionnelles et numériques. Ce mélange de procédés peut intervenir à chacune des étapes de construction du projet. Sous certaines conditions, il permet d'augmenter sa précision comparé aux techniques conventionnelles.



**Figure 8** : diagramme des différents flux de travail pour la construction du projet prothétique (illustration personnelle).

Aujourd'hui, la FAO additive peut être limitée par sa reproductibilité. En effet, l'état de surface de ces objets est dégradé par l'effet de strie ou d'escalier associé à la mise en forme en couche par couche. Celui-ci diminue avec l'épaisseur de couche ce qui augmente le temps de mise en forme. De plus, la mise en place de nombreux supports peut être à l'origine d'une possible diminution de la reproductibilité comparé aux techniques soustractives [25].

D'un point de vue écologique, la FAO additive permet de pallier la perte de matériaux résiduels. Toutefois celle-ci entraîne de nouvelles difficultés comme la gestion des déchets toxiques issus du nettoyage (mélange de résines non polymérisées avec l'alcool isopropylique). D'autres méthodes de nettoyages ou de recyclage des déchets doivent donc être étudiées.

Chaque technique de fabrication présente ses avantages et limites, il revient donc au praticien et au laboratoire de prothèse de décider de la méthode la plus adaptée aux besoins cliniques et économiques (tableau 5). Dans la suite de ce travail nous allons donc citer les intérêts de la CFAO par technique additive pour chacune des étapes de construction du projet prothétique.

Tableau 5 : comparatif des différentes méthodes de mise en forme pour le projet prothétique [2,23,26,27].

<b>Technique de mise en forme</b>			
	<b>Conventionnelle</b>	<b>Soustractive</b>	<b>Additive</b>
<b>Avantages</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Protocoles éprouvés ;</li> <li>- Matériaux relativement bon marché.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Compatibilité avec les logiciels de CAO (fichier de conception au format .STL) ;</li> <li>- Technique couramment utilisée en chirurgie dentaire ;</li> <li>- Utilisation de nombreux matériaux (résines, céramiques, métaux) ;</li> <li>- Temps de production relativement rapide (compatible avec un usage au cabinet).</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Compatibilité avec les logiciels de CAO (fichiers de conception au format .STL) ;</li> <li>- Niveau de précision des machines actuelles équivalent aux techniques soustractives ;</li> <li>- Possibilité de production simultanée de plusieurs dispositifs ;</li> <li>- Pas de limite quant aux caractéristiques physiques des dispositifs imprimables (contre-dépouilles, cavitation...) ;</li> <li>- Pas ou peu de gaspillage de matériau (la résine non polymérisée est réutilisable) ;</li> <li>- Possibilité de stratification des matériaux au sein d'un dispositif produit (ex : prothèse amovible).</li> </ul>
<b>Limites</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Temps de conception et de production long ;</li> <li>- Résultats opérateur dépendants ;</li> <li>- Stockage des dispositifs (modèles, articulateurs, dossier du patient) ;</li> <li>- Risque d'erreurs dans la transmission des informations.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Production d'objets présentant des cavitations, des vides ou des contre-dépouilles trop importantes ;</li> <li>- Usure du consommable ;</li> <li>- Perte du matériau résiduel.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Limitation des matériaux utilisables (uniquement résineux) ;</li> <li>- Temps de production long ;</li> <li>- Matériaux présentant un coût relativement important.</li> <li>- Traitement des déchets toxiques ;</li> <li>- Nécessité post-traitement (nettoyage et post-polymérisation) ;</li> <li>- Toxicité des matériaux à l'état liquide ;</li> <li>- Nécessité de production d'une architecture de soutien lors de l'impression.</li> </ul>

## **4.2 Analyse des données recueillies et simulation du projet prothétique**

La construction du projet prothétique repose dans un premier temps sur la collecte et l'analyse de données cliniques. La CFAO facilite l'analyse de l'esthétique (visage et sourire), la fonction (occlusion et articulation) ainsi que la morphologie (analyse osseuse implantaire, céphalométrie). L'analyse et la simulation du projet prothétique peuvent être mixtes ou totalement numériques. Le flux mixte permet la mise en forme des modèles, sous différents formats. A l'inverse, le flux totalement numérique permet sous certaines conditions de supprimer cette étape de mise en forme.

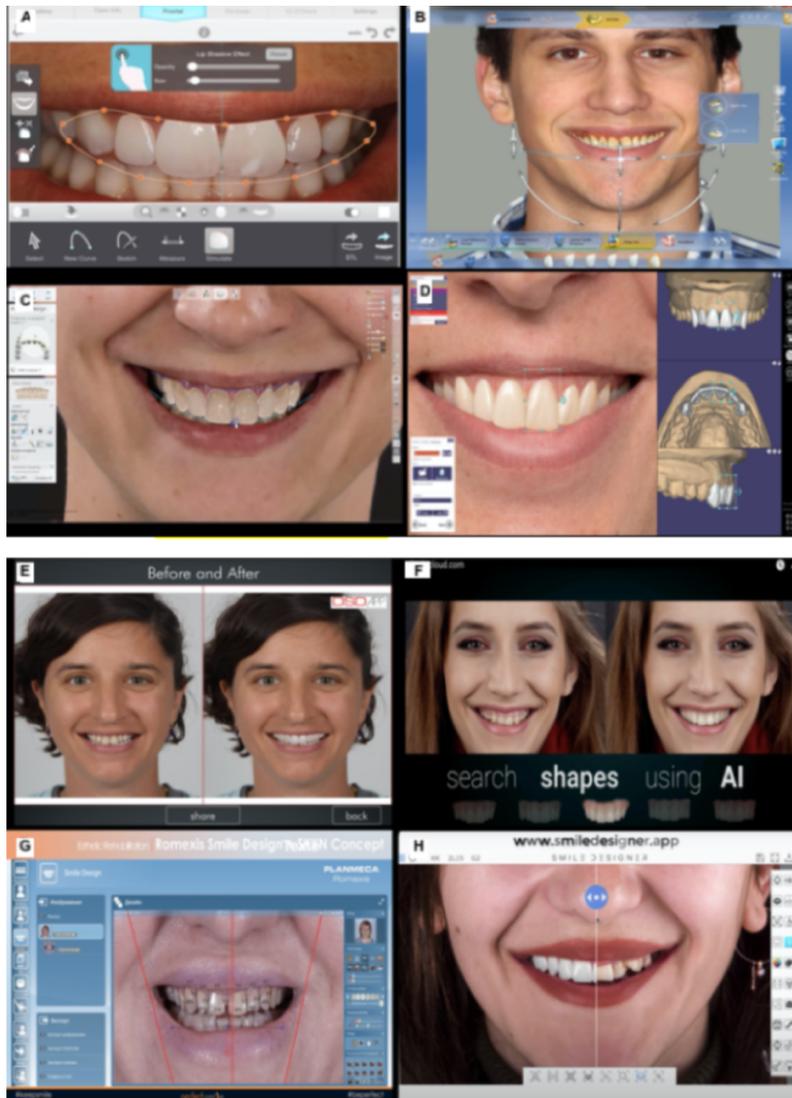
### **4.2.1 Planification de restauration dentaire**

La chronologie conventionnelle de planification de restaurations dentaires par CFAO consiste, dans un premier temps, à concevoir l'esthétique sur un logiciel. La conception fonctionnelle est réalisée secondairement sur d'autres outils. Aujourd'hui, certains logiciels permettent la gestion simultanée des deux aspects.

#### **4.2.1.1 Le sourire**

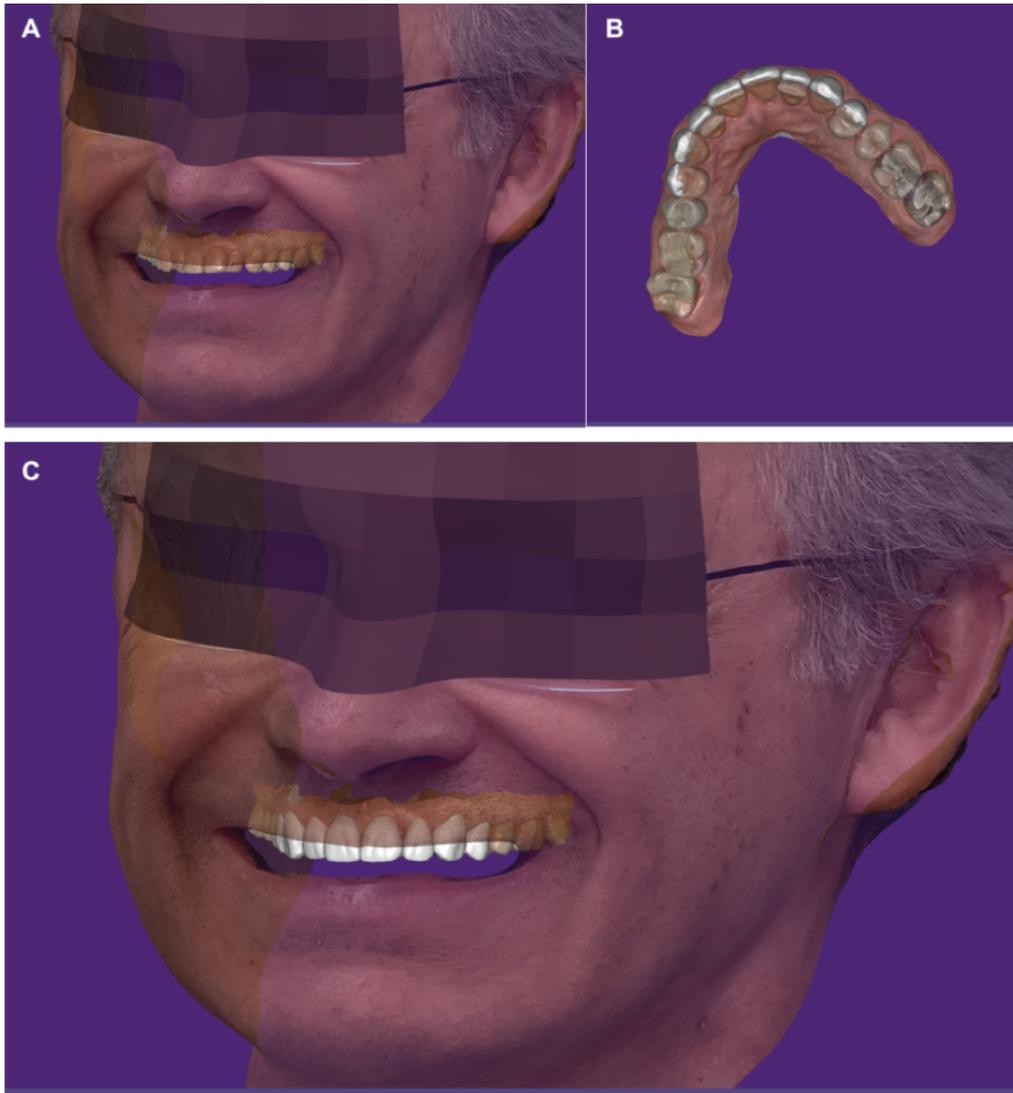
De nombreux outils numériques sont à disposition du praticien pour l'aider à simuler l'esthétique des restaurations. Certains logiciels ont été spécifiquement développés pour une utilisation dentaire, tandis que d'autres ont été adaptés (Annexe 1) [28,29]. Ces logiciels aident à mettre en évidence les incohérences et défauts dans la morphologie dento-gingivale, à l'aide d'enregistrements issus de photographies, vidéo ou numérisation 3D [28].

Suite aux analyses, les outils de simulation du projet esthétique, appelés également *Digital Smile Design (DSD)*, permettent de donner au patient un aperçu 3D de la situation clinique finale (figure 9). Selon certains auteurs, le sourire doit répondre à différentes théories de proportion. La théorie de proportion dentaire esthétique récurrente (*recurring esthetic dental proportion* : RED) stipule que la largeur de chaque dent maxillaire du sourire diminue d'un pourcentage donné des dents antérieures vers les postérieurs. Cette règle s'applique uniquement en vue frontale du sourire [30]. La loi de l'harmonie ou théorie dentogène, quant à elle, décrit une relation entre la forme des incisives centrales maxillaires et les traits du patient (forme du visage, sexe, personnalité) [31]. Le respect strict de ces théories pour la simulation des restaurations est controversé. Il peut garantir un résultat esthétique correct mais l'adaptation au patient reste essentielle [28].



*Figure 9 : interfaces de simulation et conception de sourire (A : Smile Designer Pro<sup>®</sup> de Smile Design<sup>®</sup> ; B : Cerec SW<sup>®</sup> de Sirona<sup>®</sup> ; C : 3Shape Smile Design<sup>®</sup> de PRSD ; D : Exocad Smile Creator<sup>®</sup> de 3D dental OEM<sup>®</sup> ; E : Coachman<sup>®</sup> de DSDApp LLC<sup>®</sup> ; F : Smilecloud<sup>®</sup> de ADN3D Biotech<sup>®</sup> ; G: Planmeca Romexis Smile Design<sup>®</sup> de PRSD<sup>®</sup> ; H : Smile Designer App<sup>®</sup> de Smile Design<sup>®</sup>) (Us Y et al) [29].*

Suite à la validation de cet aperçu par le patient, le modèle peut être exporté vers les logiciels de CAO afin de l'associer à une modélisation fonctionnelle [32]. La limite de cette technique repose sur l'absence d'interopérabilité entre certains logiciels de DSD et les logiciels de CAO (Annexe 1). Aujourd'hui, plusieurs logiciels permettent la combinaison des modules esthétiques et fonctionnels, et proposent la superposition des simulations à l'aide du scan du visage du patient (figure 10). Le praticien peut ainsi modéliser la restauration en « aller-retour », dans les différentes vues, jusqu'à l'obtention du meilleur compromis esthétique et fonctionnel.



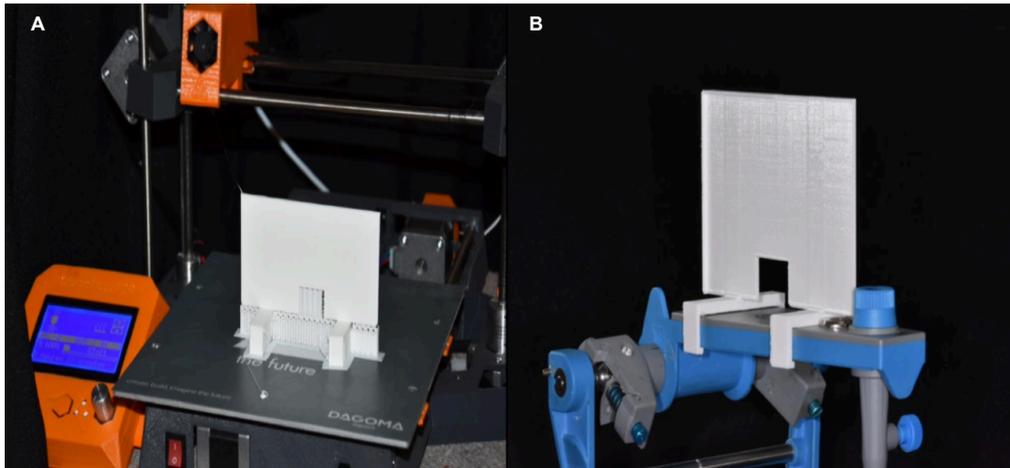
*Figure 10 : CAO fonctionnelle et esthétique simultanée de restaurations prothétiques avec intégration du scan du visage (A : situation initiale ; B : conception des wax-up incisivo-canins ; C : simulation du rendu final avec le montage directeur superposé au scan du visage) (illustrations gracieusement fournies par le Dr. Olivier Boujenah).*

#### **4.2.1.2 La fonction occlusale et articulaire**

L'analyse de l'occlusion est une étape indispensable lors de la construction d'un projet prothétique [33]. Celle-ci peut être réalisée, d'une manière conventionnelle à l'aide d'un montage sur articulateur physique, totalement numérique (articulateur virtuel), ou encore mixte.

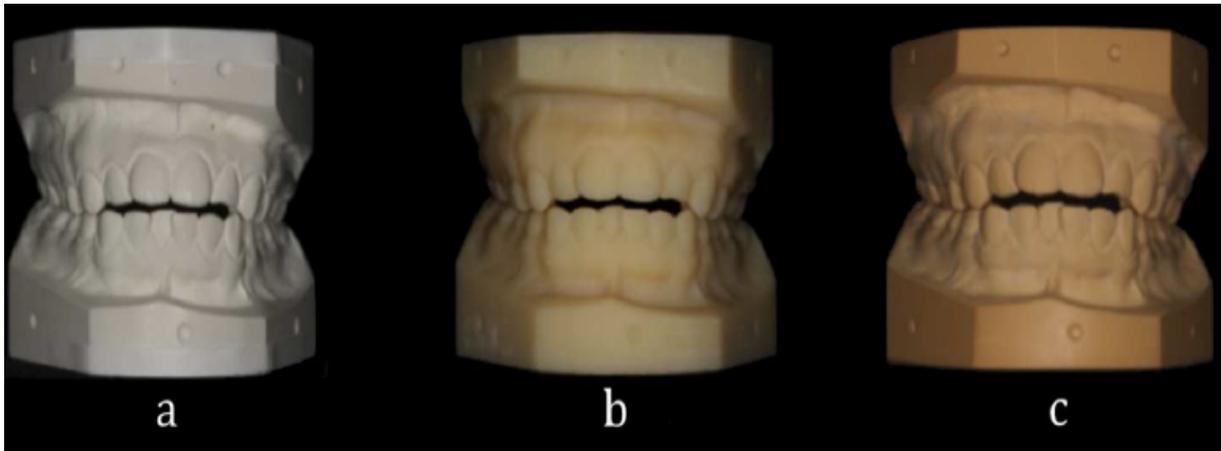
- Analyse occlusale

Concernant l'analyse occlusale conventionnelle, des outils comme la technique du drapeau de Broadrick facilitent l'établissement de la courbe occlusale idéale [33]. C'est pour cette raison que la faculté de chirurgie dentaire de Lille propose le modèle numérique d'un porte-drapeau standardisé en accès libre de droit (figure 11).



*Figure 11 : mise en forme et utilisation du porte-drapeau pour la technique de Broadrick (A : impression par dépôt de fil fondu ; B : mise en place sur l'articulateur physique) (illustrations gracieusement fournies par le Dr. Claude Lefevre).*

L'empreinte optique intra-buccale permet l'obtention de modèles fiables, précis et reproductibles des arcades du patient [13]. Lors d'une analyse occlusale par un flux numérique mixte, les modèles issus de l'empreinte optique peuvent être mis en forme par technique additive si le praticien souhaite réaliser son analyse et sa simulation sur un articulateur physique (figure 12). Ces modèles seront alors traités comme des modèles en plâtre conventionnels [24]. Toutefois, selon l'épaisseur de couche choisie pour la mise en forme, ce protocole n'est pas recommandé et peut entraîner des imprécisions.



*Figure 12 : modèles d'étude mis en forme selon différentes techniques (a : modèle en plâtre ; b : modèle par jet de matériau ; c : modèle par SLA par DLP) (Hazeveld A et al) [34].*

La CFAO permet de réaliser une planification occlusale du projet prothétique avec un flux totalement numérique à l'aide d'articulateurs virtuels. Ces articulateurs présentent une précision comparable ou supérieure aux montages physiques (Cerec Software 4.2<sup>®</sup> de Cerec<sup>®</sup>, InLab CAD<sup>®</sup> de Dentsly Sirona<sup>®</sup>, PlanCAD<sup>®</sup> de Planmeca<sup>®</sup>) [35]. En effet, bien qu'ils soient complexes d'utilisation, ils permettent d'observer les collisions occlusales durant la cinétique mandibulaire, les hauteurs cuspidiennes ou encore les angles fonctionnels [36]. Ces articulateurs sont mathématiques ou totalement adaptables.

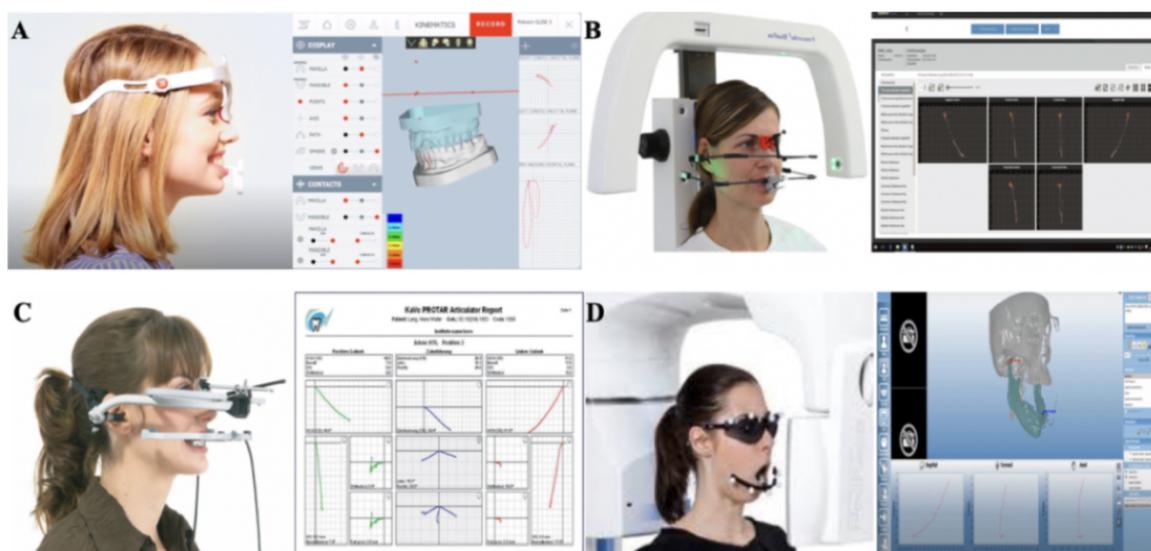
Les articulateurs mathématiques permettent de programmer la pente condylienne et l'angle de Bennett. La position du maxillaire repose sur des moyennes mathématiques [36]. À l'inverse, les articulateurs totalement adaptables permettent le positionnement réel du maxillaire (KaVo Protarevo 7<sup>®</sup> de Kavo<sup>®</sup>, SAM 2<sup>®</sup> de RMO<sup>®</sup>, Artex CR<sup>®</sup> d'Amann Girrbach<sup>®</sup>, Stratos 300<sup>®</sup> d'Ivoclar Vivadent<sup>®</sup>) (figure 13). Ce réglage peut être réalisé suivant un flux mixte ou totalement numérique :

- pour le flux mixte : la numérisation des modèles montés sur un articulateur physique de transfert à l'aide d'un arc facial et associé à une axiographie (figure 14). Les modèles peuvent être issus d'une empreinte physique ou optique intra-buccale. La numérisation du montage sur articulateur permet de créer une clé que le prothésiste utilisera pour repositionner les modèles issus de l'empreinte optique intra-buccale. Cette étape intermédiaire augmente le temps de production en comparaison des deux autres techniques (conventionnelle et totalement numérique).



*Figure 13 : articulateurs virtuels adaptables (A : KaVo Protarevo 7<sup>®</sup> ; B : SAM 2<sup>®</sup> ; C : Artex CR<sup>®</sup> ; D : Stratos 300) (Özdemir G et al) [36].*

- pour le flux totalement numérique : l'utilisation d'un arc facial numérique. Les arcs faciaux numériques peuvent être de la même marque que l'articulateur (systèmes fermés type *Jaw Motion Analyser* du SICAT® Function de Sirona® fonctionnant avec l'articulateur virtuel DENTCAM®) ou inter-opérables (fichier .XML type Modjaw® de Modjaw Inc® ou Freecorder® de Blue Fox®) [37]. Ceux-ci sont combinés avec un axiographe numérique et fonctionnent par balayage optique (Modjaw®, Freecorder®, Plameca4Dmotion® de Planmeca®) ou par ultrasons (*Jaw Motion Analyser* du SICAT®, Arcus Digma® de Kavo®). Les informations recueillies sont directement utilisables pour la programmation des boîtiers condyliens. Aujourd'hui, seul l'articulateur virtuel DENTCAM®, via le logiciel SICAT® Function, permet d'obtenir une position réelle de l'axe charnière. En effet, les données du *Jaw Motion Analyser* sont superposées aux données provenant d'un CBCT (Cone Beam Computed Tomography) où le patient porte un plan de référence (*Fusion Bite*) (figure 15) [37].



**Figure 14** : systèmes d'acquisition occlusale et leurs interfaces (A : Modjaw®; B : FreecorderBlueFox®; C : ARCUS Digma®; D : Planmeca4Djawmotion®) (Özdemir G et al) [36].

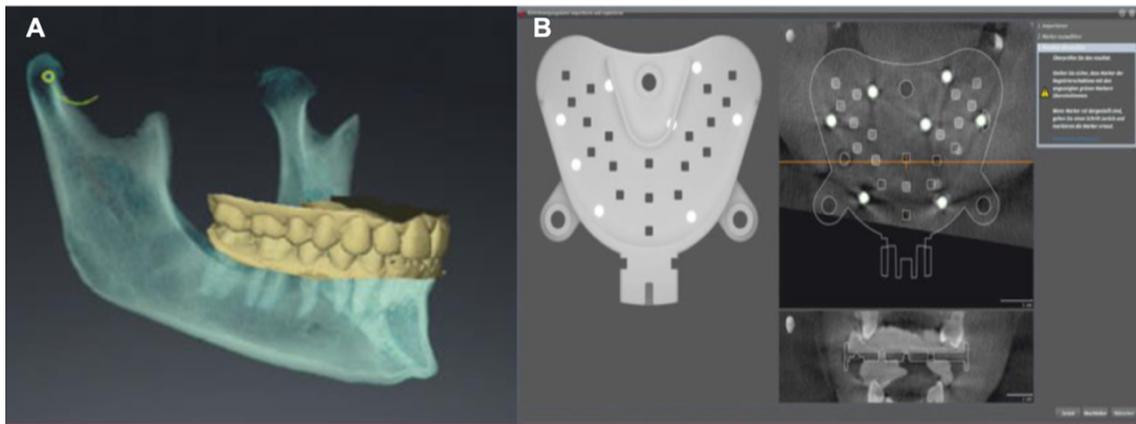


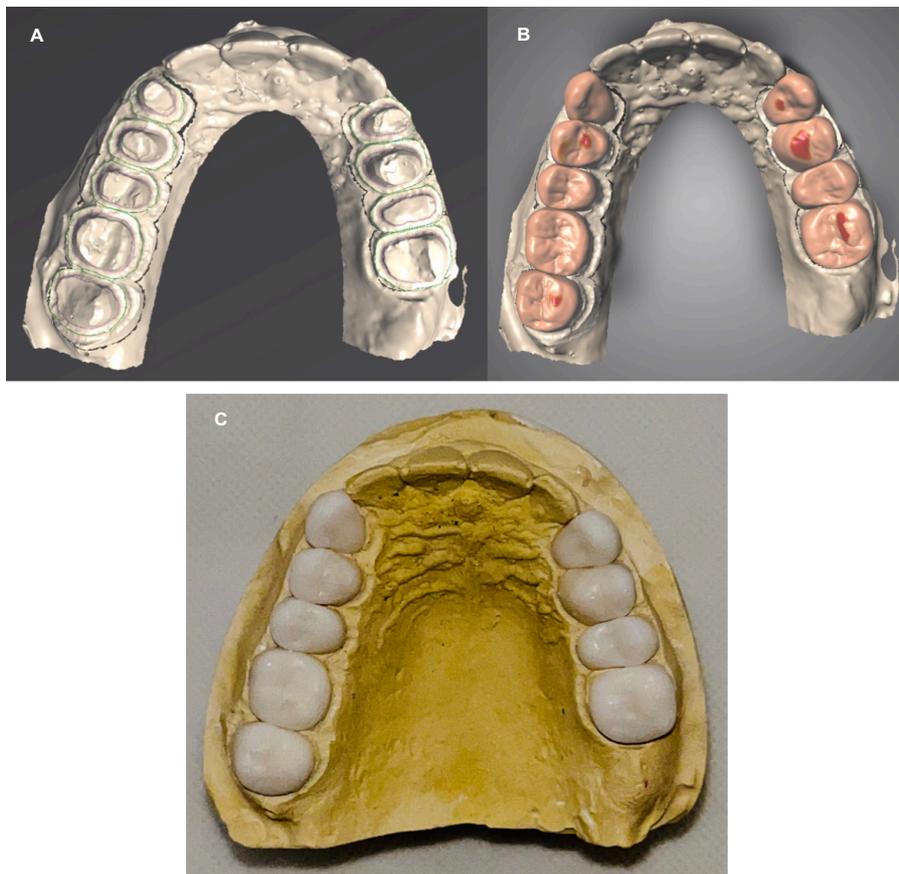
Figure 15 : utilisation du logiciel SICAT® Function. (A : modélisation 3D des fichiers superposés (arcades scannées et CBCT). B : réalisation du CBCT avec plan de référence (Fusion Bite)) (Hanssen N et al) [37].

- Simulation du projet prothétique

La simulation du montage directeur peut être réalisée d'une manière conventionnelle (fabrication sur articulateur physique), totalement numérique (aucune fabrication du modèle), ou mixte. Le flux numérique permet de choisir une anatomie générale de restauration à partir d'une base de données du logiciel, en miroir de la forme d'une dent du patient, ou encore en fonction de son morphotype. Les formes peuvent être retravaillées jusqu'à satisfaction à l'aide des articulateurs virtuels et données esthétiques.

Le flux totalement numérique de simulation du projet prothétique ne nécessite aucune fabrication du modèle. En effet, la mise en forme concerne uniquement les transferts cliniques pour la validation avec le patient (*mock-up* et maquettes d'essayage amovibles). A l'inverse, dans le flux mixte, la fabrication du montage directeur peut être réalisée de différentes manières [5] :

- mise en forme des *wax-up* (figure 16) et de la maquette d'essayage (figure 17) séparément du modèle d'étude. Ceux-ci sont secondairement positionnés sur le modèle initial. Cette technique est particulièrement adaptée pour les empreintes physiques. Des préparations périphériques théoriques, sur le modèle initial avant numérisation, peuvent être nécessaires pour faciliter le repositionnement. Les tests occlusaux sont réalisés sur articulateur physique ;

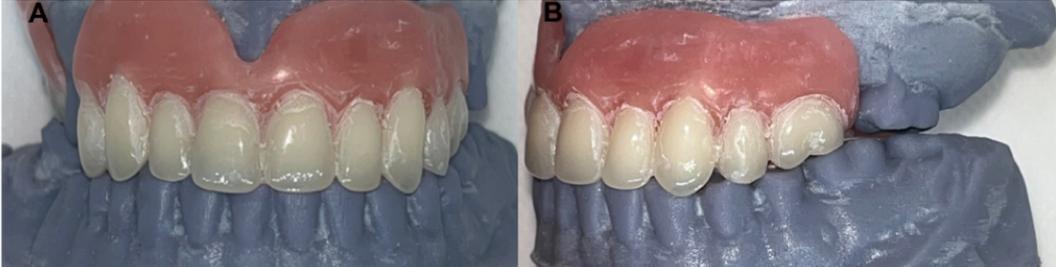


*Figure 16 : A : numérisation du modèle en plâtre (préparation à minima) ; B : conception des wax-up avant modification occlusale ; C : mise en forme des wax-up par SLA et repositionnement sur le modèle (illustrations gracieusement fournies par le Dr. Marion Dehurtevent).*



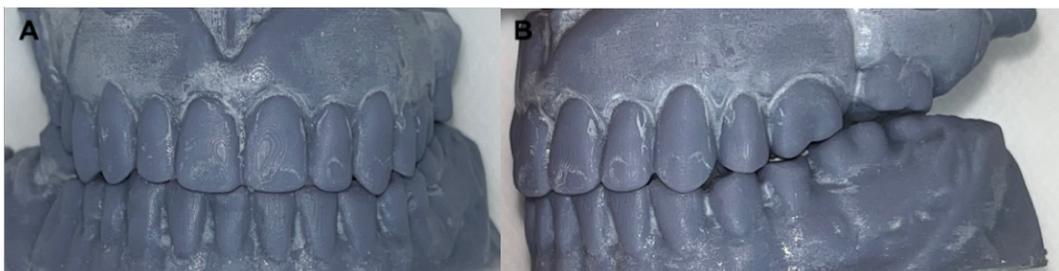
*Figure 17 : maquette d'essayage amovible monobloc réalisée par SLA (A : vue occlusale ; B : vue frontale ; C : vue occlusale sur modèle en plâtre ; D : vue frontale en occlusion sur articulateur physique) (illustrations personnelles, mise en forme par le laboratoire Stratasys®).*

- mise en forme d'un montage directeur partiel avec les wax-up fusionnés dans le modèle d'étude. La maquette d'essayage amovible est fabriquée séparément (par FAO additive ou technique conventionnelle) (figure 18). Les tests occlusaux sont réalisés sur articulateur physique ;

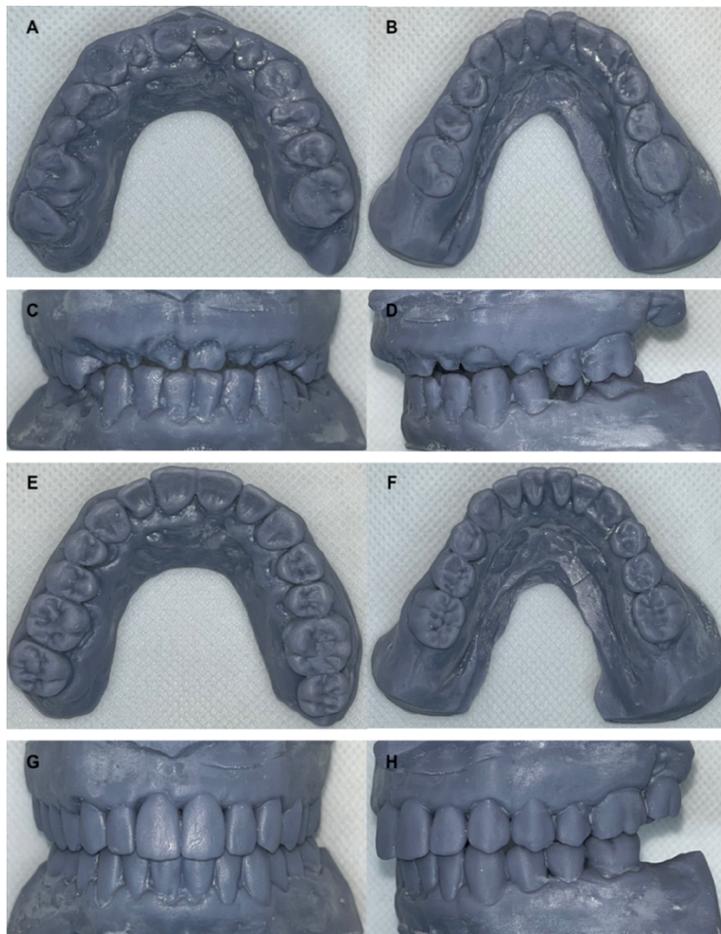


*Figure 18 : montage directeur avec wax-up fusionnés réalisé par SLA et maquette conventionnelle en cire (A : vue frontale en occlusion ; B : vue latérale en occlusion) (illustrations personnelles, mise en forme par le laboratoire Stratasys®).*

- mise en forme du montage directeur complet avec les wax-up et la maquette d'essayage fusionnés dans le modèle d'étude (figure 19 et 20). Les tests occlusaux sont réalisés sur articulateur physique. Cette procédure valide uniquement le projet sur articulateur et ne permet pas le transfert clinique de la maquette d'essayage en bouche.



*Figure 19 : montage directeur avec maquette et wax-up fusionnés réalisé par SLA (A : vue frontale en occlusion ; B : vue latérale en occlusion) (illustrations personnelles, mise en forme par le laboratoire Stratasys®).*



*Figure 20 : montage directeur avec wax-up fusionnés réalisé par SLA (A : arcade maxillaire initiale ; B : arcades mandibulaire initiale ; C : montage initial vue de face ; D : montage initial vue latérale ; E : montage directeur maxillaire ; F : montage directeur mandibulaire ; G : montage directeur en occlusion vue frontale ; H : montage directeur en occlusion vue latérale) (illustrations personnelles, mise en forme par le laboratoire Stratasys®).*

**Apport de la technique additive dans la planification esthétique et occlusale du projet prothétique :**

- mise en forme des modèles d'étude (analyse et simulation sur articulateur physique) ;
- mise en forme des *wax-up* (repositionnement des *wax-up* sur le modèle physique) ;
- mise en forme de la maquette (repositionnement de la maquette d'essayage sur le modèle physique) ;
- mise en forme du montage directeur partiel (*wax-up* fusionnés avec le modèle physique) ;
- mise en forme du montage directeur complet (*wax-up* et maquette fusionnés avec le modèle physique).

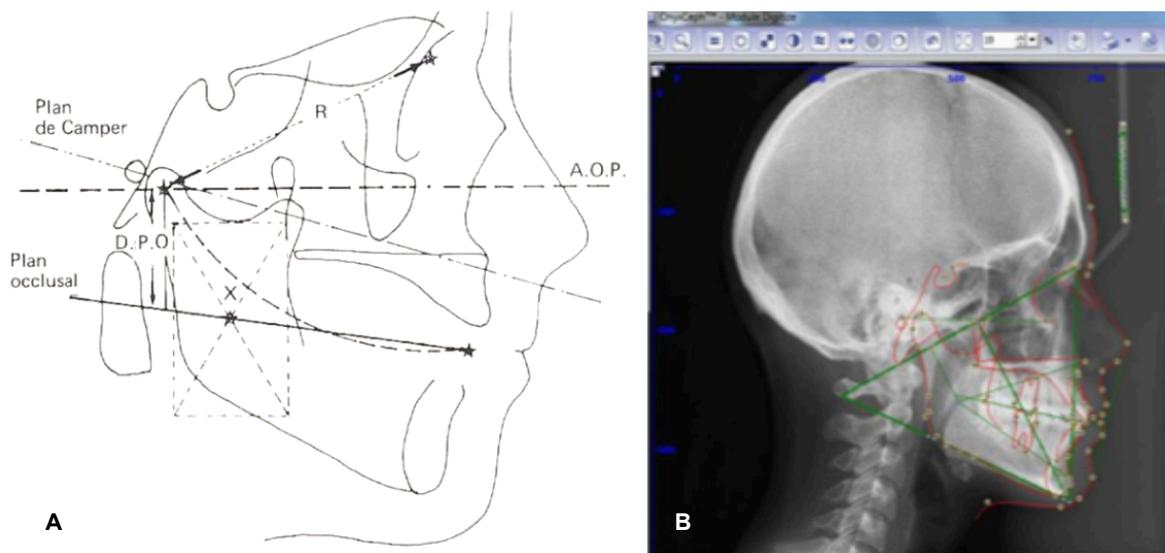
### 4.2.1.3 Remarque sur l'analyse céphalométrique

L'analyse céphalométrique est généralement utilisée lors de la pose du diagnostic orthodontique. Cependant, celle-ci peut également être un support en vue de la construction d'un plan de traitement prothétique comprenant des restaurations de grande étendue et nécessitant une étude approfondie ou une modification des courbes occlusales.

Orthlieb a décrit une méthode de construction du plan d'occlusion et de la courbe de Spee à partir d'une téléradiographie de profil. Son protocole nécessite le port d'une maquette de repositionnement avec des repères radio-opaques lors de l'acquisition radiologique. La maquette doit être en occlusion en relation centrée, avec une dimension verticale d'occlusion correcte, et si nécessaire, avec une bille radio-opaque représentant le point inter-incisif. Des points de référence, l'un antérieur (sous-orbitaire) et l'autre postérieur (émergence de l'axe charnière), sont déterminés sur le patient à l'aide d'un matériau radio-opaque. La mise en forme de cette maquette peut être réalisée par technique additive à partir d'une résine acrylique biocompatible. Les repères radio-opaques sont ajoutés secondairement.

La détermination du plan occlusal suit la méthode de Ricketts (plan occlusal naturel situé à 1,3 mm du point Xi) (figure 21). Le calcul du rayon de construction de la courbe de Spee suit la formule suivante :  $R = (- 1,4 * DPO) + 134$  [38]. DPO correspond à la distance entre l'axe charnière et la perpendiculaire au plan occlusal (DPO, en mm). Conventionnellement cette analyse était réalisée manuellement sur la téléradiographie de profil. Aujourd'hui, des logiciels de mesures numériques permettent un gain de temps, une facilité d'exécution et un plus faible risque d'erreur (Viewbox® de dHAL Software® ; VistaDents® de Dentsply® ; Jiffy Orthodontic Evaluation® de Rocky Mountain Orthodontics®, et OnyxCeph TM® de Onyx Dental®) [39,40].

Aujourd'hui, l'utilisation de l'analyse céphalométrique en prothèse est sujette à controverse. En effet, les méthodes conventionnelles non irradiantes permettent d'évaluer la fiabilité de la courbe occlusale. La décision entre le bénéfice et le risque revient au praticien. Celui-ci peut faire son choix en fonction de la complexité du cas et du niveau de précision occlusale nécessaire.



*Figure 21 : A : tracé céphalométrique de la méthode de Orthlieb pour la construction de la courbe de Spee [38] ; B: analyse céphalométrique numérique sur le logiciel OnyxCeph TM® (İzgi E et al) [40].*

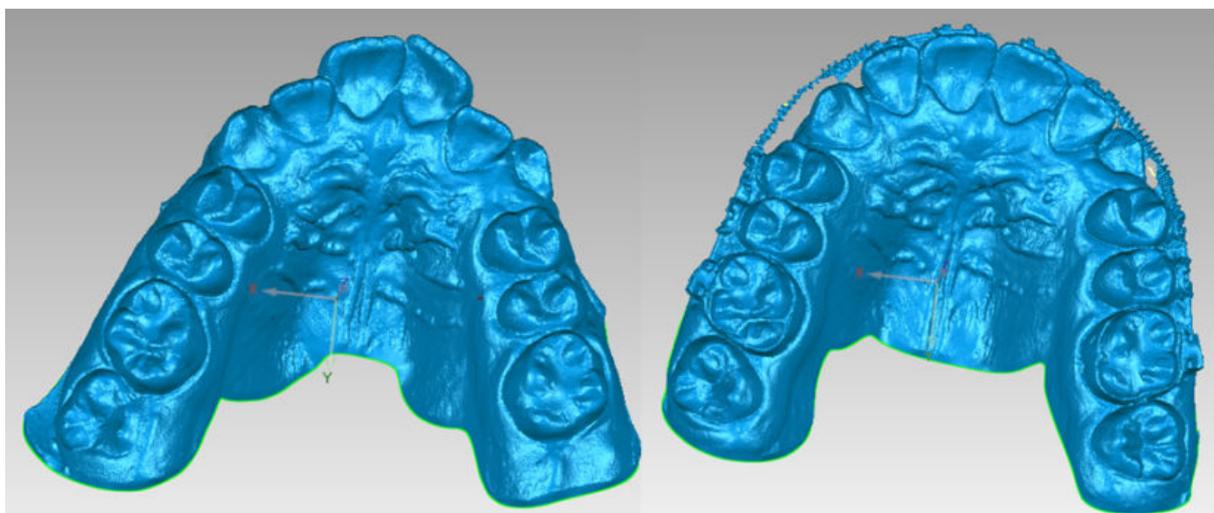
**Apport de la technique additive dans l'analyse céphalométrique du projet prothétique :**

- mise en forme de la maquette occlusale de repositionnement (adjonction de marqueurs radio-opaques en post-traitement).

#### **4.2.2 Planification orthodontique**

Lors de la réalisation d'un projet prothétique, un traitement orthodontique peut être nécessaire. Aujourd'hui, des logiciels à visée orthodontique permettent de planifier les traitements par gouttière (type Invisaline®). Ils permettent de visualiser la situation clinique finale et intermédiaire lors des différentes étapes du traitement. Cette simulation peut aider le praticien lors de la réalisation de son projet prothétique, comme par exemple pour simuler la modification d'un espace pour la mise en place d'un implant.

Conventionnellement, ces montages sont réalisés sur des empreintes coulées en plâtre dont les éléments dentaires sont fracturés et déplacés dans la position souhaitée. Cette méthode est à l'origine de nombreuses imprécisions. La CFAO permet au praticien de visualiser l'arcade et déplacer précisément les éléments dentaires (figure 22) [41]. La FAO additive permet de mettre en forme ces modèles numériques (figure 23).



*Figure 22 : modèle de l'arcade maxillaire initiale et modèle théorique après traitement orthodontique (Evans C et al) [42].*



*Figure 23 : aligneurs orthodontiques maxillaires et mandibulaires thermoformés sur des modèles réalisés par FDM (a : début de traitement ; b : fin de traitement) (illustrations gracieusement fournies par le Dr. Maximilien Desruelle).*

**Apport de la technique additive dans la planification orthodontique du projet prothétique :**

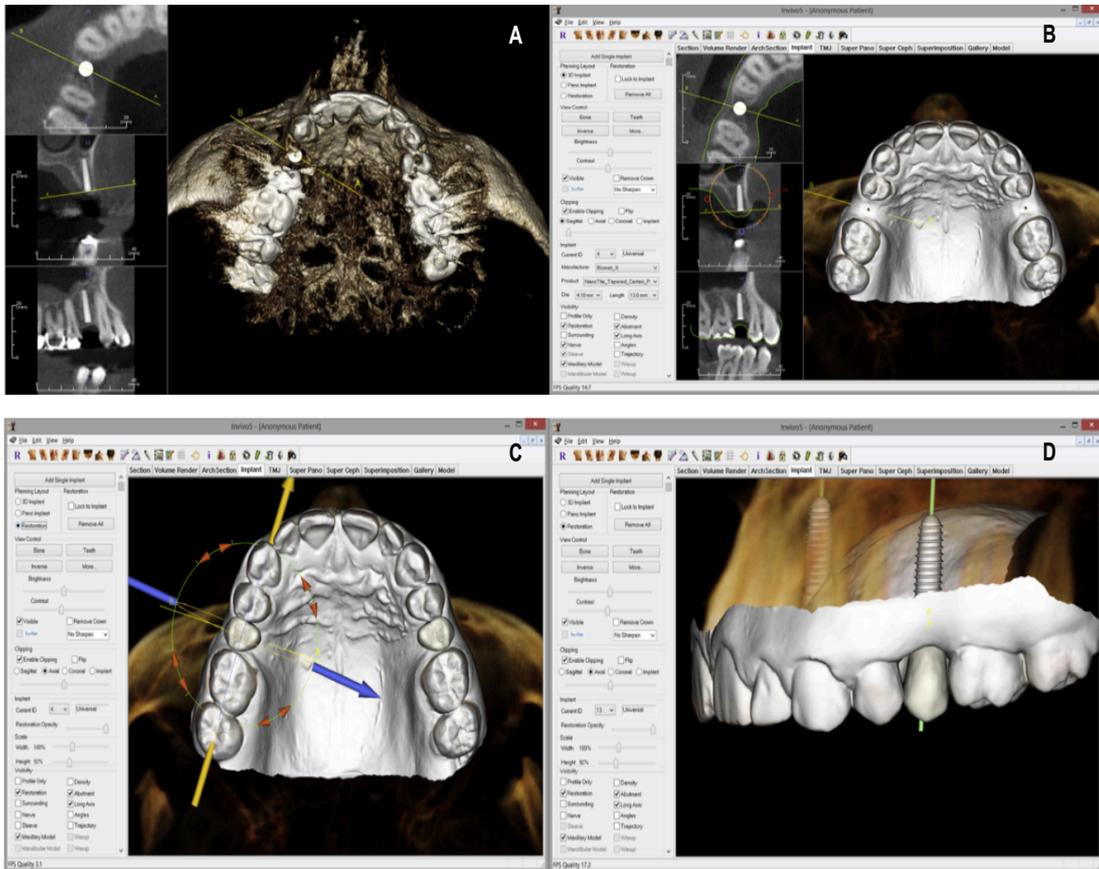
- mise en forme du montage directeur avant et après traitement orthodontique.

### 4.2.3 Planification implantaire

La construction d'un projet prothétique peut inclure une prise en charge implantaire. Dans ces conditions, une analyse radiologique par CBCT est indispensable pour évaluer la faisabilité du traitement. Ces fichiers sont exploitables au format .DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) dans un logiciel d'analyse et/ou de simulation du projet prothétique [43,44]. Concernant ces logiciels, certains permettent uniquement la visualisation (OnDemand3D<sup>®</sup> de Kavo<sup>®</sup>, QuickVision 3D<sup>®</sup> de Owandy Radiology<sup>®</sup>) alors que d'autres sont spécialisés dans la planification implantaire (Annexe 2).

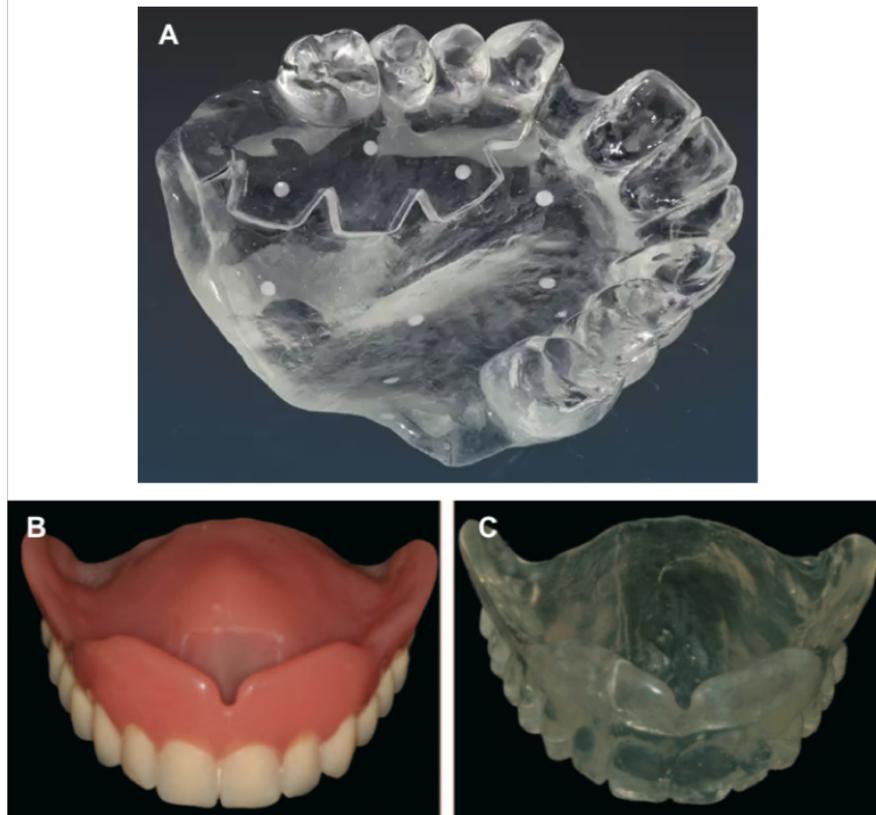
Les logiciels spécialisés pour la planification implantaire permettent d'analyser la proximité avec les structures anatomiques, la densité osseuse, le volume osseux et l'espace disponible en fonction du projet prothétique [43]. La simulation implantaire est basée sur un compromis entre les contraintes anatomiques et le projet prothétique [43]. Le montage directeur utilisé au sein du logiciel de planification peut être issu du flux totalement numérique ou mixte. Ce dernier nécessite éventuellement l'utilisation d'un guide radiologique.

- imagerie tridimensionnelle par CBCT sans guide radiologique radio-opaque représentant le projet prothétique. Le montage directeur provient alors de la CAO sur modèle virtuel (flux totalement numérique) ou de la numérisation d'un montage directeur physique (flux mixte). Les logiciels de planification implantaire, associés à la CAO sur modèle virtuel, ont pour avantage de pouvoir modifier la position, le type d'implant, ainsi que la morphologie du montage directeur si un tel compromis est nécessaire (Figure 24) ;



*Figure 24 : protocole de planification implantaire sur le logiciel de Invivo Dental® associé à la CAO du projet prothétique (A : placement de l'implant virtuel dans le volume osseux ; B : superposition du modèle; C : superposition du montage directeur et modification de la position implantaire; D : vue latérale de la position de l'implant par rapport au wax-up ) (Scherer M-D) [43].*

- imagerie tridimensionnelle par CBCT avec un guide radiologique radio-opaque représentant le projet prothétique. Le guide est issu d'une prothèse existante, de son duplicata, ou encore d'un duplicata en résine d'un montage directeur conventionnel. Ils peuvent être réalisés à partir d'une caméra optique intra-buccale et être mis en forme par technique additive avec de la résine radio-opaque (ex : PacDent® 3DR®, X-RAY et X-RAY DVT de Anaxdent®) ; sinon recouverts secondairement d'un vernis ou équipés de marqueurs radio-opaques (Figure 25) [43].



*Figure 25 : A : guide radiologique en CFAO additive avec marquages par pastilles radio-opaques (illustration commerciale) ; B et C : guide radiologique dupliqué à partir d'une prothèse amovible complète (Margossian P et al) [45].*

**Apport de la technique additive dans la planification implantaire du projet prothétique :**

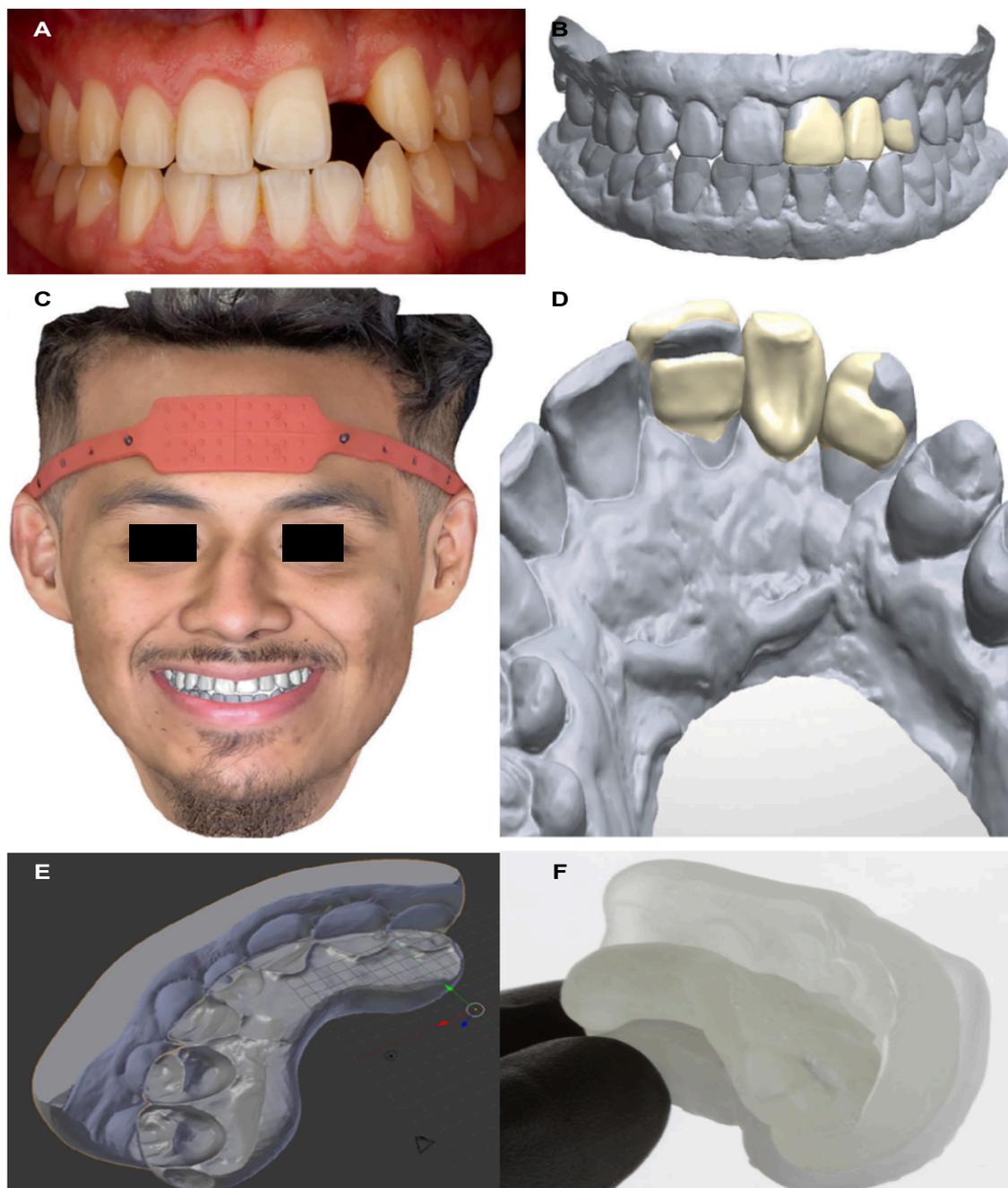
- mise en forme du guide radiologique (duplicata d'une prothèse existante ou du montage directeur).

### **4.3 Transfert clinique du projet prothétique en vue de sa validation**

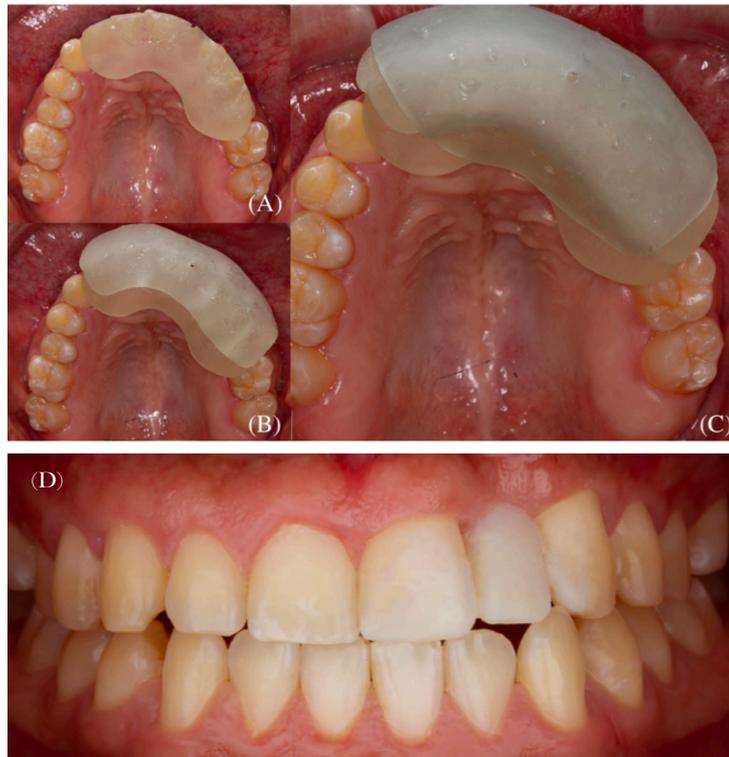
La validation du projet prothétique passe par la réalisation d'un transfert clinique provisoire (*mock-up* et maquette d'essayage amovible). La FAO additive permet le transfert clinique du montage selon un flux mixte ou totalement numérique (figure 10). Le flux de travail totalement numérique permet de supprimer l'étape de mise en forme du modèle du montage directeur. Le flux de travail peut également être mixte si l'isomoulage est fabriqué.

### 4.3.1 *Mock-up*

Dans le cadre de la réalisation des transferts par *mock-up* en flux mixte, l'isomoulage peut être mis en forme par un procédé additif [5]. Sa conception est basée sur les *wax-up* virtuels et se compose de deux parties assemblées. La partie interne de la clé est en résine acrylique flexible transparente (NextDent® Ortho IBT®). La transparence permet d'utiliser une résine chémo ou photo-polymérisable. La seconde partie est un porte-empreinte sectoriel en résine acrylique rigide également transparente (NexDent® Ortho Clear®). Des marques de positionnement dans l'intrados du porte-empreinte et sur l'extrados du moulage souple permettent un assemblage fiable et solide (figure 26 et 27) [5].



*Figure 26 : cas clinique basé sur l'utilisation d'un isomoulage mis en forme en technique additive pour la réalisation d'un bridge collé restaurant l'incisive latérale maxillaire gauche (une vestibulo-position de l'incisive centrale initiale peut être observée) (A : situation clinique initiale ; B : montage directeur numérique en vue vestibulaire ; C : intégration du projet esthétique dans la numérisation du visage ; D : montage directeur numérique en vue occlusale ; E : conception de l'isomoulage ; F : isomoulage mis en forme et assemblé (Gonzalez A-M et al) [5].*



*Figure 27 : assemblage intra-buccal de l'isomoulage (ici en trois pièces pour un gain de précision) (A : pièce linguale ; B : pièce vestibulaire ; C : porte empreinte sectoriel ; D : proposition esthétique du mockup) (une accentuation de la vestibulo-position de l'incisive centrale ainsi qu'une augmentation de sa largeur mésio-distale peuvent être observées) (Gonzalez A-M et al) [5].*

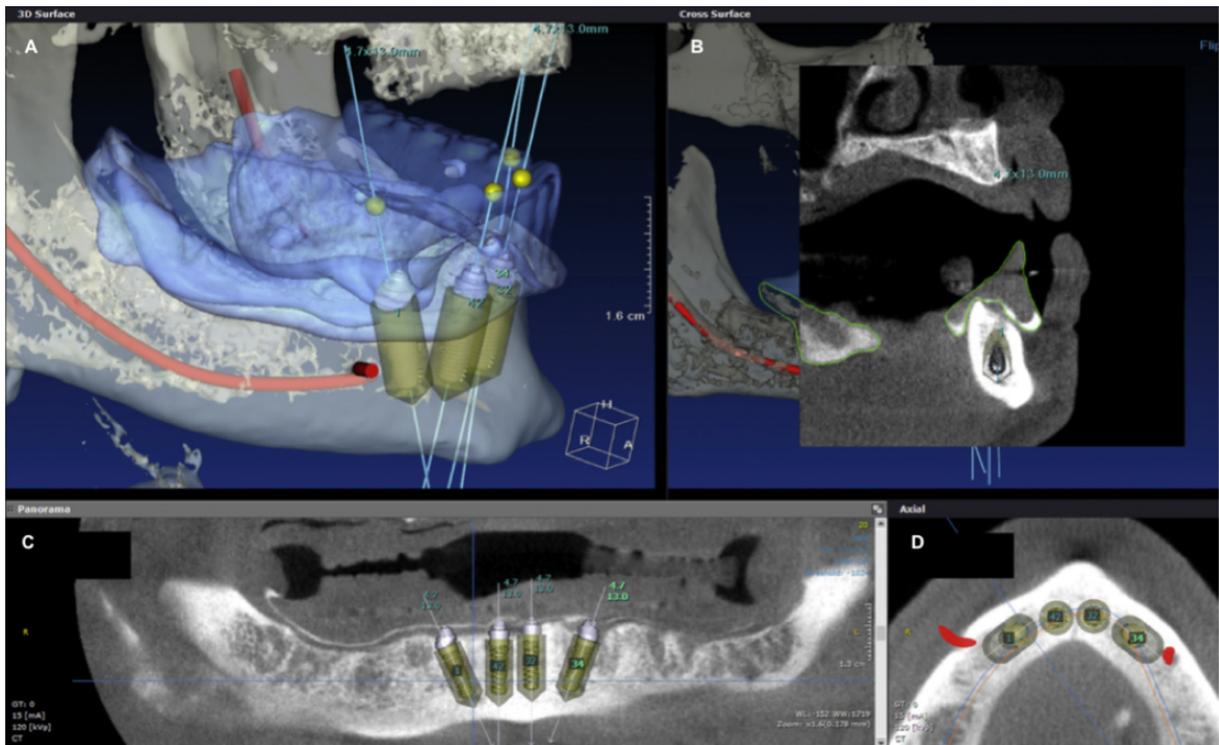
Enfin, le flux de travail est totalement numérique lors de la FAO des *mock-up* sans étape intermédiaire. La mise en forme est réalisée avec une résine bis-acryl photopolymérisable biocompatible (classe IIa). Cependant, cette technique n'est possible que si l'épaisseur du *mock-up* est compatible avec la résistance mécanique du matériau, et qu'il n'intéresse pas de zones en contre dépouille. Dans ces conditions, les *wax-up* virtuels sont modifiés pour s'ajuster aux tissus dentaires supports [8]. Ce procédé permet un gain de temps, de précision, de fiabilité et permet d'essayer différentes formes de *mock-up* avec le patient [8]. Toutefois, l'utilisation de la FAO additive dans cette indication précise est controversée. En effet, la FAO du *mock-up* est plus précise par usinage que par addition [22].

**Apport de la technique additive dans la réalisation de *mock-up* :**

- mise en forme du montage directeur (isomoulage conventionnel) ;
- mise en forme de l'isomoulage ;
- mise en forme des *mock-up*.

### 4.3.2 Maquette d'essai amovible

La réalisation d'une maquette d'essai amovible par CFAO améliore la précision du projet prothétique au niveau des zones édentées. En effet, l'utilisation de résine « dure » permet la validation fonctionnelle [46]. Dans le cas particulier de projets complexes implantaires, la CAO du montage directeur n'est pas suffisante et un essai clinique avec le patient est nécessaire (figure 28) [43]. Dans ces conditions, la maquette est essayée le plus souvent sans crochet de rétention [46].



*Figure 28 : simulation implantaire pour prothèse amovible complète mandibulaire sur le logiciel de Invivo Dental®. (A : visualisation 3D latérale de la superposition du montage directeur et des fichiers osseux avec les analogues d'implants ; B : vue en coupe sagittale ; C : vue en coupe frontale ; D : vue en coupe transversale) (Scherer M-D) [43].*

La technique additive permet de mettre en forme la maquette d'essayage amovible avec une résine acrylique classe II.a et compatible pour la validation fonctionnelle et esthétique. La maquette est produite en monobloc ou en deux parties distinctes (dents et base prothétique). Lors de la FAO en deux parties, la résine acrylique des dents est plus chargée que celle des bases afin d'augmenter la résistance mécanique. Concernant l'essayage monobloc, la couleur peut être blanche ou de la teinte des dents (Figure 17, page 48) [5]. La technique soustractive recommande d'usiner les maquettes dans des blocs de PMMA (poly méthyl méthacrylate) blancs tandis que l'additif recommande d'utiliser la résine des dents prothétiques afin de valider la teinte avec le patient [46].

La mise en forme monobloc permet une réduction du temps de fabrication de la maquette d'essayage. Si des modifications minimales sont nécessaires, elles peuvent être réalisées par adjonction ou meulage sélectif. Si les modifications sont trop importantes, alors la confection d'une nouvelle maquette avec une modification de la CAO du modèle virtuel est nécessaire.

**Apport de la technique additive dans la réalisation de maquette d'essayage amovible :**

- mise en forme de la maquette monobloc (dents et base) ;
- mise en forme de la base prothétique;
- mise en forme des dents prothétiques.

## 4.4 Intégration du projet prothétique dans la prise en charge thérapeutique

Suite à la validation du projet prothétique, certains dispositifs médicaux peuvent être directement issus du montage directeur (clé de réduction, prothèse fixée provisoire, prothèse amovible transitoire, gouttière occlusale et orthodontique ou encore guide chirurgical et plaque de protection palatine). La technique additive permet la production de DM avec des matériaux biocompatibles et stérilisables.

### 4.4.1 Préparations coronaires partielles et périphériques

Les préparations dentaires doivent respecter des critères de formes, de limites et d'épaisseur de fraisage. La préservation au maximum des tissus dentaires est un paramètre garantissant le succès thérapeutique. Le contrôle des épaisseurs de fraisage peut se faire à l'aide d'une clé de réduction positionnée sur les surfaces dentaires. Ces empreintes sont conventionnellement réalisées sur les *mock-up* validés (figure 29). Toutefois, celles-ci peuvent également être mises en forme sur le montage directeur issu de la technique additive, ou encore directement avec une résine flexible similaire à celle utilisée pour l'isomoulage.



*Figure 29 : clé silicone de réduction vestibulaire de préparation pour facettes incisivo-canines maxillaires (Magne P et al) [6].*

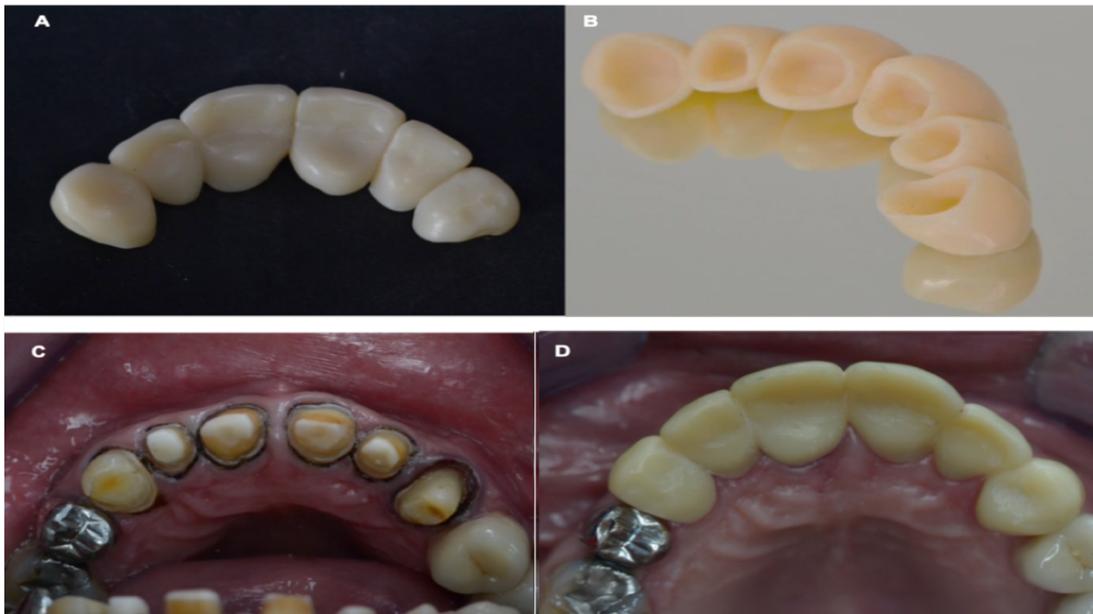
## 4.4.2 Prothèses provisoires

La CFAO permet la réalisation des restaurations fixées provisoires de première et deuxième génération, sur support dentaire ou implantaire, avec un flux mixte ou totalement numérique. Concernant le flux mixte, les provisoires peuvent être réalisées à partir d'un isomoulage issu du montage directeur ou encore à partir d'un isomoulage mis en forme directement par technique additive (cf partie 4.3.1).

Le flux totalement numérique permet la fabrication additive de restaurations provisoires en CFAO semi-directe et indirecte. Celles-ci sont produites avec une résine acrylate chargée photo-polymérisable, biocompatible et de la teinte adéquate (figure 30). Le protocole de réalisation varie selon la génération des provisoires :

- première génération. Selon les logiciels de CAO, des préparations périphériques théoriques sur le modèle initial peuvent être nécessaires. La CAO est issue du montage directeur validé. Les provisoires doivent ensuite être rebasées en bouche.
- deuxième génération. La CAO se fait directement sur le modèle virtuel issu de l'empreinte des préparations coronaires.

En CFAO directe, l'usinage des prothèses fixées transitoires reste à privilégier. En effet, la technique additive présente à ce jour un temps de fabrication plus long que le soustractif pour une restauration unitaire [47].

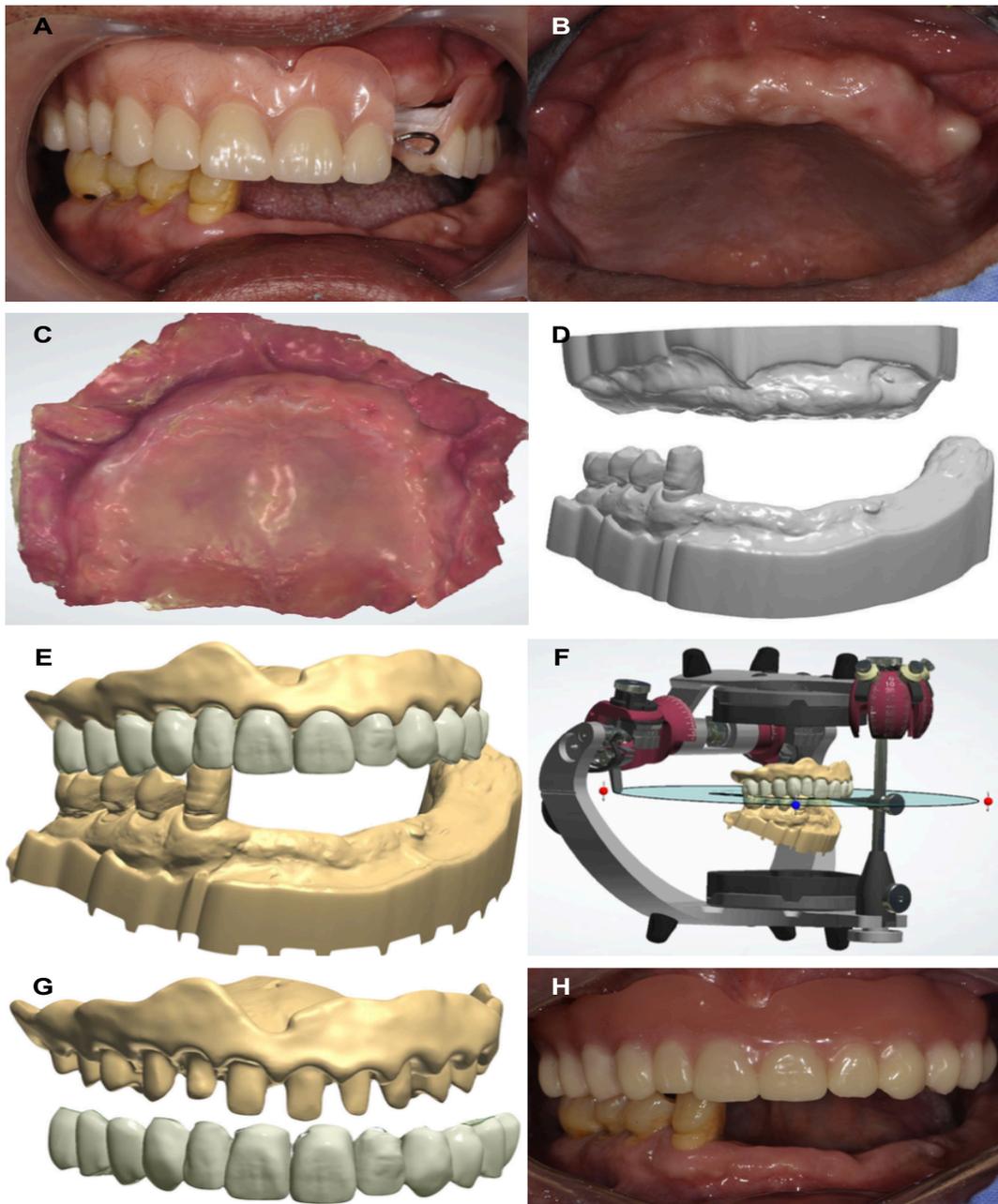


*Figure 30 : réalisation de couronnes provisoires solidarisées par SLA pour une restauration du bloc incisivo-canin maxillaire. La conception a été réalisée sur le modèle issu de l’empreinte des préparations (illustrations gracieusement fournies par le Dr. Marion Dehurtevent).*

#### 4.4.3 Prothèses amovibles

La maquette d’essayage amovible produite en deux temps peut être utilisée dans la séance comme prothèse transitoire [48]. Les marquages de repositionnement des dents sur l’extrados de la base prothétique sont positifs (plots de résine) ou négatifs (indentations) (figure 31). Ce type de transformation permet un gain de temps par rapport à la méthode conventionnelle et monobloc. Cependant, la livraison ne peut pas être effectuée dans la séance pour la prothèse partielle. En effet, l’adjonction secondaire de crochets de rétention est impérative.

Théoriquement la mise en forme par jet de matériau des prothèses amovibles transitoires peut être réalisée en un temps mais trop peu de cas sont rapportés dans la littérature [2]. Concernant la stéréolithographie, les propriétés mécaniques des dents prothétiques sont plus faibles que celles mises en forme par soustraction, notamment vis-à-vis du vieillissement des prothèses [49]. Aujourd’hui, la société Voco® propose une technique mixte avec l’association d’une mise en forme des dents prothétiques par technique soustractive (CediTEC DT®) et d’une mise en forme additive des bases prothétiques (V-print dentbase®), afin d’obtenir les meilleures propriétés mécaniques et esthétiques tout en limitant la perte du matériau résiduel [50].



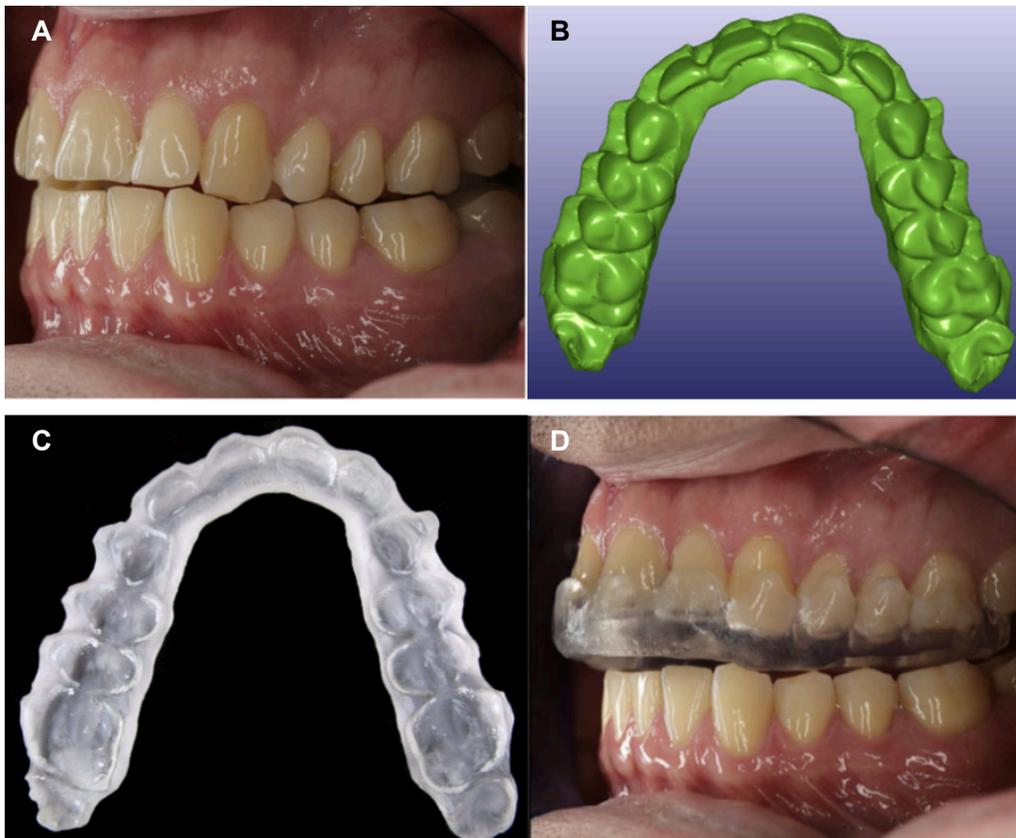
*Figure 31 : réhabilitation prothétique en flux majoritairement numérique par prothèse amovible complète maxillaire (A : situation clinique initiale ; B : vue occlusale du maxillaire ; C : numérisation de l'arcade maxillaire à l'aide de la caméra 3shape® Trios® ; D : relation inter-maxillaire numérique obtenue par base d'occlusion conventionnelle ; E : conception du montage directeur ; E : validation occlusale sur articulateur numérique adaptable KaVo® Protarevo 7® ; F : modèle de production en deux parties (base avec plots et arcade dentaire) ; G : prothèse définitive produite par CFAO (Fang J-H et al) [51].*

#### **4.4.4 Gouttières orthodontiques**

Dans le cadre de prises en charge orthodontiques par gouttières type Invisaline<sup>®</sup>, le traitement est issu du montage directeur validé avec le patient. Des montages intermédiaires sont réalisés pour figurer les déplacements dentaires progressifs entre la situation clinique initiale et le montage directeur final. Les gouttières sont thermoformées sur les montages intermédiaires et permettent de déplacer les dents jusqu'à correspondre au montage directeur final symbolisant la fin du traitement [41]. La technique additive permet de mettre en forme les modèles thermorésistants ou directement les gouttières orthodontiques.

#### **4.4.5 Gouttières occlusales**

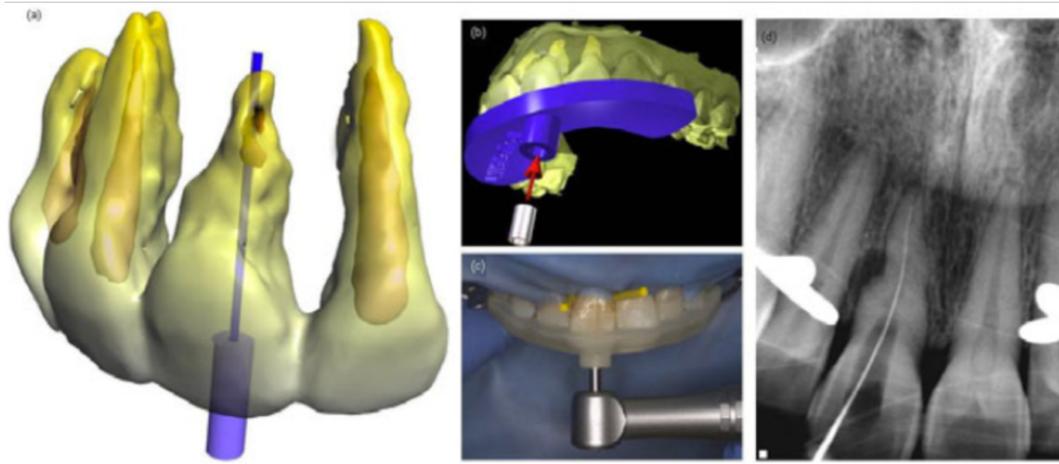
Les gouttières occlusales issus du montage directeur permettent la prise en charge de troubles temporo-mandibulaires, avec ou sans modification de la dimension verticale d'occlusion (figure 32). La production de ces gouttières par techniques additive permet un gain de temps de fabrication et de matériau, avec la possibilité de produire plusieurs dispositifs simultanément. Cette technique est aussi fiable que les méthodes de fabrication conventionnelle et soustractive [52].



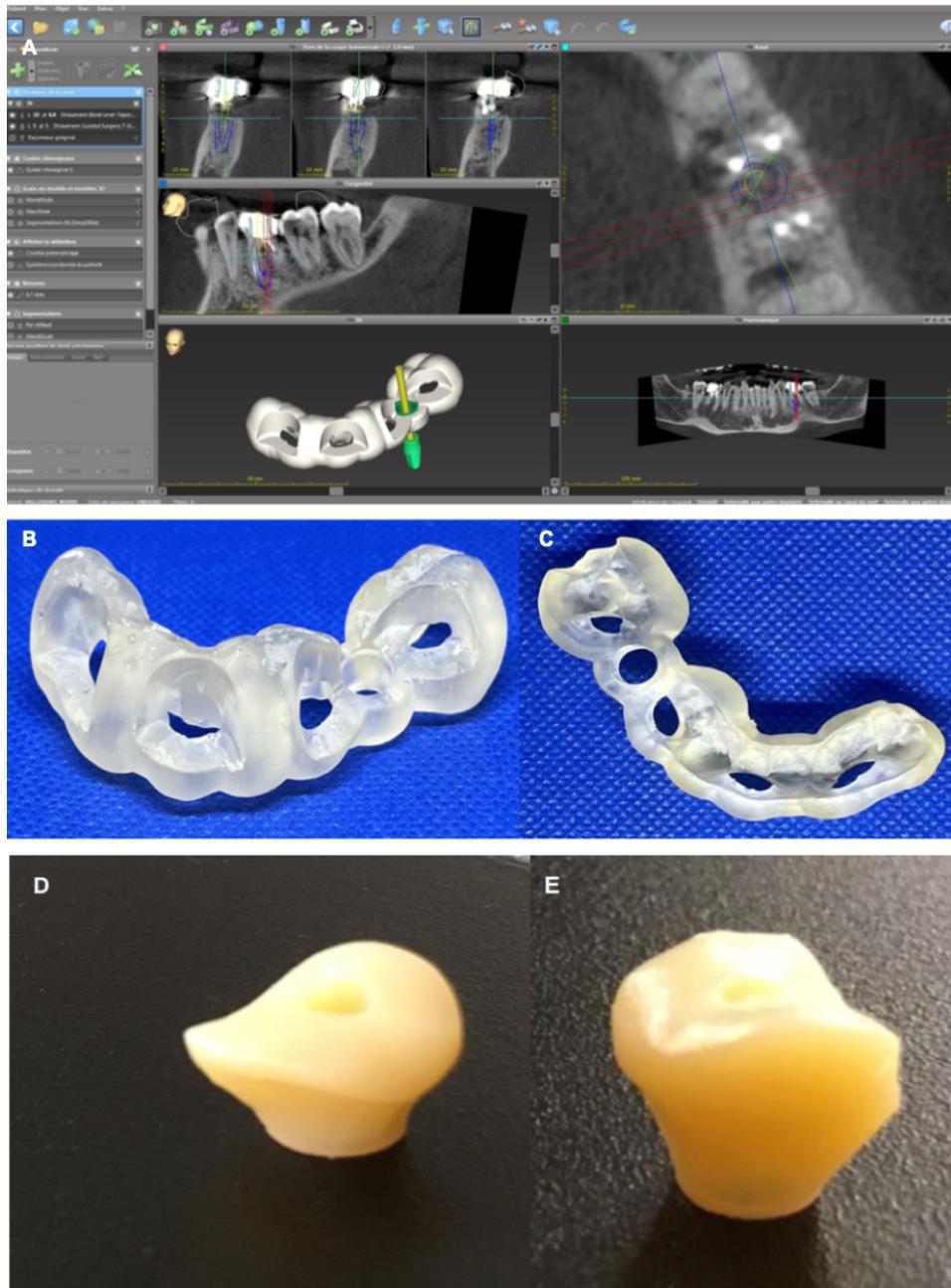
*Figure 32*: conception et mise en forme d'une gouttière occlusale de décompression articulaire en technique additive (A : situation clinique initiale ; B : conception de la gouttière ; C : mise en forme de la gouttière par SLA ; D : situation clinique avec port de gouttière) (Salmi M et al) [53].

#### 4.4.6 Guides chirurgicaux

Suite à la validation du projet prothétique, les techniques additives permettent la mise en forme d'un guide chirurgical implantaire, parodontal ou encore endodontique. La chirurgie guidée statique augmente la précision comparée à une technique conventionnelle (figure 33). En implantologie, elle permet de contrôler le positionnement, l'axe, la profondeur de forage, et de réaliser une mise en charge immédiate selon certaines indications (figure 34) [54].

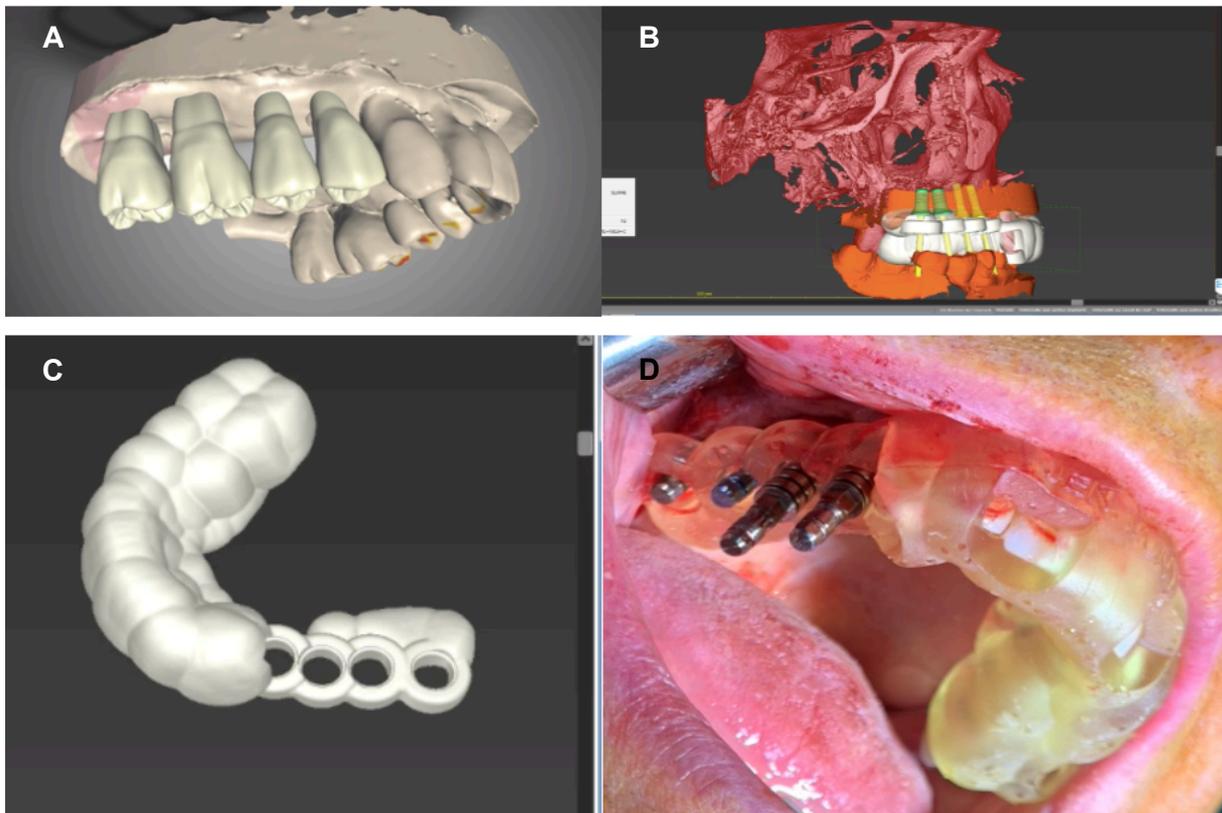


*Figure 33 : exemples de guides en chirurgie endodontique (a : simulation virtuelle du traitement ; b : conception du guide ; c : positionnement du guide ; d : traitement guidé) (Anderson J et al) [55] et parodontale (A : étude pré-chirurgicale de la gingivectomie ; B : positionnement du guide) (Mezzadri J et al) [56].*



*Figure 34 : A : étude radiologique pré-implantaire et conception du guide chirurgical pour une extraction/implantation immédiate (remplacement de la première molaire mandibulaire gauche) ; B et C : guide produit par SLA en résine transparente ; D et E : partie provisoire du pilier prothétique mis en forme par SLA pour mise en charge immédiate (illustrations gracieusement fournies par le Dr. François Boschin et le Dr. Marion Dehurtevent).*

Ces guides sont issus de la planification chirurgicale associée au projet prothétique (figure 35). Ils sont conventionnellement mis en forme par technique additive dans un matériau rigide, biocompatible et stérilisable.



*Figure 35 : utilisation du montage directeur pour la réalisation d'un plan de traitement implantaire avec guide chirurgical (A ; montage directeur numérique ; B : étude pré-implantaire sur un logiciel d'analyse et de simulation ; C : fichier numérique de conception du guide radiologique ; D : pose implantaire avec le guide en place) (illustrations gracieusement fournies par le Dr. Guillaume Merregeart, le Dr. François Boschin et le Dr. Marion Dehurtevent).*

## 5 Discussion

Les techniques additives ont de nombreux intérêts pour la production de DM en lien avec le projet prothétique. Elles peuvent être utilisées dans toutes les étapes de construction du projet (acquisition, analyse, simulation, validation, traitement) et sont compatibles avec les différents flux de travail (conventionnelle, totalement numérique ou mixte).

Aujourd'hui, la FAO additive est privilégiée pour la mise en forme de modèles d'étude et de travail, ainsi que pour les guides chirurgicaux implantaires. Par ailleurs, cette technique permet la production simultanée de plusieurs DM sans perte de matériaux résiduels.

Cependant, il est primordial de nuancer l'intérêt de la technologie additive en odontologie prothétique. Bien que celle-ci ait des avantages, il s'agit uniquement d'un nouvel outil et cela ne constitue pas une révolution thérapeutique, à l'instar des composites photopolymérisables. De plus, la FAO soustractive est une solution fiable, reproductible et répond à de nombreuses indications cliniques.

Les praticiens réalisant des projets prothétiques sont considérés selon la législation européenne comme les prothésistes, fabricants de DM sur mesure. Ils doivent donc suivre les obligations et règles associées telles que l'analyse des risques, les preuves de qualité et la déclaration de conformité. Cependant, la procédure est relativement récente et ne semble pas encore être appliquée en chirurgie dentaire. Nous pouvons alors supposer que les services d'odontologie des hopitaux publics conjointement avec leur service d'hygiène et sécurité seront les chefs de file dans ces démarches pour la production de DM du projet prothétique.

De nombreux domaines médicaux s'intéressent aujourd'hui aux techniques additives comme l'odontologie, la chirurgie orthopédique, la gynécologie, la neurochirurgie, l'orthopédie ou encore la réanimation. Dans les années à venir, il est probable que les techniques additives élargissent leurs indications. En effet, la démocratisation de la technologie et la recherche pour l'utilisation de nouveaux

matériaux permettront éventuellement aux laboratoires de se tourner vers ces modes de productions plus économes en consommables.

Concernant les technologies, la SLA par DLP présente un important potentiel de développement, tout comme la technologie par jet de matière [15]. Cette dernière permet de produire des dispositifs incluant plusieurs matériaux et présente un réel intérêt pour la fabrication prothétique.

Concernant les matériaux, la FAO additive de restaurations d'usage en céramique semble être le point de développement principal dans les années à venir [47]. Cependant, aucun protocole fiable de mise en forme n'est encore établi. A moyen et long terme, l'impression 4D de biomatériaux cellulaires pourrait s'envisager. Des avancées médicales majeures ont d'ores et déjà été réalisées comme l'impression cellulaire de lambeaux de peau pour la réalisation de greffes [57]. La mise en forme additive de tissus dentaires tels que l'émail ou la dentine est l'un des objectifs de développement en odontologie.

## 6 Conclusion

Ce travail a montré les possibilités de la mise en forme additive pour la construction du projet prothétique odontologique. Celle-ci peut s'intégrer dans toutes les étapes de sa construction (acquisition, analyse, simulation, validation, traitement). Son utilisation est aujourd'hui encadrée par une réglementation internationale et européenne encore en évolution. Ainsi, les DM produits sont classés selon la législation en fonction de leurs utilisations.

Les techniques de mise en forme additives utilisées pour la construction du projet prothétique se divisent en deux classes en fonction du type de matériau utilisé (liquide ou solide). La mise en forme liquide suit le principe de la photo-polymérisation de résine. La SLA repose sur la polymérisation en cuve de matériau liquide, tandis que le jet de matériau utilise la projection sur des points précis. Les résines utilisées sont sensiblement identiques et sont composées de polymères à base d'époxy ou, majoritairement, à base d'acrylate. Ce travail fournit une liste non exhaustive des résines actuellement commercialisées pour la construction du projet prothétique. La mise en forme par voie solide repose sur le principe de dépôt de fil fondu. Cependant, son utilisation concerne uniquement des applications annexes comme la mise en forme de supports ou d'objets d'aide au diagnostic.

La réalisation du projet prothétique par CAO permet d'améliorer sa précision et sa reproductibilité comparée à la technique conventionnelle. Elle repose sur l'utilisation d'outils numériques d'acquisition, d'analyse et de simulation. Leur interconnectivité est essentielle pour garantir le succès de la prise en charge. Le flux de travail peut être intégralement numérique ou mixte à chacune des étapes du projet prothétique et la FAO additive peut être utilisée tout au long de sa construction (modèle d'étude, montage directeur, isomoulage, *mock-up*, maquette d'essayage amovible et DM de traitement issus du montage directeur). Cette technique permet, sous certaines conditions, un gain de temps et une limitation de la perte de matériaux de fabrication, comparée à la technique soustractive. Cependant, son développement n'a pas modifié la prise en charge des patients et son utilisation est complémentaire à la technique soustractive.

## 7 Bibliographie

- [1] Terezhalmay G, Huber M, García L, Occhionero R. Physical evaluation and treatment planning in dental practice. 2<sup>nd</sup> édition. Oxford. Wiley-Blackwell; 2021:313–41.
- [2] Jockusch J, Özcan M. Additive manufacturing of dental polymers: an overview on processes, materials and applications. *Dent mater j.* 2020;39:345–54.
- [3] Javaid M, Haleem A. Additive manufacturing applications in medical cases: a literature base review. *Alex j med.* 2018;54:411–22.
- [4] Güth J-F, Silva J-S-A-E, Ramberger M, Beuer F, Edelhoff D. Treatment concept with CAD/CAM-fabricated high-density polymer temporary restorations. *J esthet restor dent.* 2012;24:310–8.
- [5] Gonzalez A-M, Piedra-Cascón W, Zandinejad A, Revilla-León M. Fiber-reinforced composite fixed dental prosthesis using an additive manufactured silicone index. *J esthet restor dent.* 2020;32:626–33.
- [6] Magne P, Belser U. Novel porcelain laminate preparation approach driven by a diagnostic mock-up. *J esthet restor dent.* 2004;16:7–16.
- [7] Craig R-G, Eick J-D, Peyton F-A. Properties of natural waxes used in dentistry. *J ent res.* 1965;44:1308–16.
- [8] Sancho-Puchades M, Fehmer V, Hammerle C, Sailer I. Advanced smile diagnostics using CAD/CAM mock-ups. *J int esthet dent.* 2015;10:374–91.
- [9] Jarow J-P, Baxley J-H. Medical devices: US medical device regulation. *Urol oncol semin orig investig.* 2014;33:128–32.
- [10] Teow N, Siegel S-J. FDA regulation of medical devices and medical device reporting. *Pharm regul aff.* 2013;02:110–1000.
- [11] Montmartin M, Meyer C, Euvrard E, Pazart L, Weber E, Benassarou M. L'impression 3D à l'hôpital : quelle réglementation en france ? . *Rev stomat chir max fac chir ora.* 2015;116:302–7.
- [12] 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. *Dent mater j.* 2018;34:192–200.
- [13] Revilla-León M, Özcan M. Additive manufacturing technologies used for processing polymers: current status and potential application in prosthetic dentistry. *J prosthodont.* 2019;28:146–58.
- [14] Ligon S-C, Liska R, Stampfl J, Gurr M, Mülhaupt R. Polymers for 3D printing and customized additive manufacturing. *Chem rev.* 2017;117:10212–90.

- [15] Li Y, Mao Q, Yin J, Wang Y, Fu J, Huang Y. Theoretical prediction and experimental validation of the digital light processing (DLP) working curve for photocurable materials. *Addit manuf.* 2021;37:101716.
- [16] Gülcan O, Gunaydin K, Tamer A. The state of the art of material jetting: a critical review. *Polym.* 2021;13:28–29.
- [17] Dawood A, Marti Marti B, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *Br dent j.* 2015;219:521–9.
- [18] Leary M. *Material jetting*. Issy-Les-Moulineaux. Elsevier. 2020:269–82.
- [19] Yeo J, Koh J, Wang F, Li Z, He C. *3D printing silicone materials and devices*. Weinheim. Wiley-Vch. 2020;239–63.
- [20] Revilla-León M, Meyers MJ, Zandinejad A, Özcan M. A review on chemical composition, mechanical properties, and manufacturing work flow of additively manufactured current polymers for interim dental restorations. *J esthet restor dent.* 2019;31:51–7.
- [21] 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 j.* 2017;33:477–85.
- [22] Lo Giudice A, Ortensi L, Farronato M, Lucchese A, Lo Castro E, Isola G. The step further smile virtual planning: milled versus prototyped mock-ups for the evaluation of the designed smile characteristics. *Bmc oral health.* 2020;20:165–75.
- [23] Barazanchi A, Li K-C, Al-Amleh B, Lyons K, Waddell JN. Additive technology: update on current materials and applications in dentistry. *J prosthodont.* 2017;26:156–63.
- [24] Tregerman I, Renne W, Kelly A, Wilson D. Evaluation of removable partial denture frameworks fabricated using 3 different techniques. *J prosthet dent.* 2019;122:390–5.
- [25] Calvache Arcila L, Ramos N, Bottino M, Tribst J. Indications, materials and properties of 3D printing in dentistry: a literature overview. *Res soc dev.* 2020;9:106–32.
- [26] Methani M-M, Revilla-León M, Zandinejad A. The potential of additive manufacturing technologies and their processing parameters for the fabrication of all-ceramic crowns: a review. *J esthet restor dent.* 2020;32:182–92.
- [27] Vandenberghe B. The digital patient - imaging science in dentistry. *J dent.* 2018;74:21–6.

- [28] Sathya B, (alias) Malathi Suresh S-M, Gold N, Mary P, Subbiya A. Digital smile designing -'a new era' in aesthetic dentistry: a review. *Digit smil desig.* 2021;12:2073–7.
- [29] Us Y, Yuzbasioglu E, Albayrak B, Özdemir G. Digital smile design: predictable results. *J exp clin med.* 2021;38:123–8.
- [30] Ward D-H. Proportional Smile Design: Using the recurring esthetic dental proportion to correlate the widths and lengths of the maxillary anterior teeth with the size of the face. *Dent clin north am.* 2015;59:623–38.
- [31] Farias F, Ennes J, Zorzatto J. Aesthetic value of the relationship between the shapes of the face and permanent upper central incisor. *J dent int.* 2010;2010:1–6.
- [32] Noharet R, Viennot S. Le projet prothétique en implantologie orale. *Cah proth.* 2016;173:47–57.
- [33] Descamp F, Picart B, Graux F. Analyse occlusale et simulation du projet prothétique sur articulateur. *Cah proth.* 2002;120:53–65.
- [34] Hazeveld A, Slater J, Ren Y. Accuracy and reproducibility of dental replica models reconstructed by different rapid prototyping techniques. *Am orthod dentofac orthop.* 2014;145:108–15.
- [35] Solaberrieta E, Otegi-Olaso J, Goicoechea N, Brizuela A, Pradies G. Comparison of a conventional and virtual occlusal record. *J prosthet dent.* 2015;114:92–7.
- [36] Özdemir G, Albayrak B, Yuzbasioglu E, Us Y. Virtual articulators, virtual occlusal records and virtual patients in dentistry. *J exp clin med.* 2021;38:129–35.
- [37] Hanssen N, Ruge S, Kordass B. SICAT function: anatomical real-dynamic articulation by merging cone beam computed tomography and jaw motion tracking data. *Int j comput dent.* 2014;17:65–74.
- [38] Orthlieb J-D. La courbe de Spee : un impératif physiologique et prothétique. *Cah proth.* 1983;44:89–116.
- [39] Celik E, Polat-Ozsoy O, Toygar Memikoglu TU. Comparison of cephalometric measurements with digital versus conventional cephalometric analysis. *Eur j orthod.* 2009;31:241–6.
- [40] İzgi E, Pekiner FN. Comparative evaluation of conventional and OnyxCeph™ dental software measurements on cephalometric radiography. *Turk j orthod.* 2019;32:87–95.

- [41] Fekonja A, Rošer N, Igor D. Additive manufacturing in orthodontics. *Mater tehnol.* 2019;53:165–9.
- [42] Evans C, Taneva E, Kusnoto B. Issues in contemporary orthodontics. Casablanca. IntechOpen; 2015;147–88.
- [43] Scherer M-D. Presurgical implant-site assessment and restoratively driven digital planning. *Dent clin north am.* 2014;58:561–95.
- [44] Tallarico M. Computerization and digital workflow in medicine: focus on digital dentistry. *Materials.* 2020;13:21–72.
- [45] Margossian P, Mariani P, Laborde G. Guides radiologiques et chirurgicaux en implantologie. <https://www.semanticscholar.org/paper/Guides-radiologiques-et-chirurgicaux-en-Margossian-Mariani/b3c7e4aeca243801605c22084fa5cbc6532520bc>. (consulté le 9 Novembre 2021).
- [46] Bonnet G, Batisse C, Bessadet M, Nicolas E, Veyrune J-L. A new digital denture procedure: a first practitioners appraisal. *Bmc oral health.* 2017;17:155–68.
- [47] Denis C, Patte J, Denneulin T, Dehurtevent M. La prothèse fixée transitoire en technique additive. *Bmc j.* 2021;1:90–6.
- [48] Lin W-S, Harris BT, Pellerito J, Morton D. Fabrication of an interim complete removable dental prosthesis with an in-office digital light processing three-dimensional printer: a proof-of-concept technique. *J prosthet dent.* 2018;120:331–4.
- [49] Reymus M, Fabritius R, Keßler A, Hickel R, Edelhoff D, Stawarczyk B. Fracture load of 3D-printed fixed dental prostheses compared with milled and conventionally fabricated ones: the impact of resin material, build direction, post-curing, and artificial aging—an in vitro study. *Clin oral investig.* 2020;24:701–10.
- [50] Hanks S. New from VOCO®. *J ir dent ass.* 2020;66:117.
- [51] Fang J-H, An X, Jeong S-M, Choi B-H. Development of complete dentures based on digital intraoral impressions: Case report. *J prosthodont res.* 2017;62:116–20.
- [52] Bartkowiak T, Walkowiak-Śliziuk A. 3D printing technology in orthodontics: review of current applications. *J stomatol.* 2019;71:356–64.
- [53] Salmi M, Paloheimo K-S, Tuomi J, Ingman T, Mäkitie A. A digital process for additive manufacturing of occlusal splints: a clinical pilot study. *J r soc interf.* 2013;10:203–10.
- [54] Drouhet G. Guides stereolithographiques : precision, analyse de la litterature, indication, optimisation et methodologie. *J parodontol.* 2018;37:35–46.

- [55] Anderson J, Wealleans J, Ray J. Endodontic applications of 3D printing. *Int endod j.* 2018;51:1005–18
- [56] Mezzadri J, Silva K, Moraes G-F, Manfron A-P-T. Guided periodontal surgery: digital workflow for correction of a gingival smile. *J dent appl.* 2021;7:463–6.
- [57] Javaid M, Haleem A. 3D Bioprinting applications for printing of skin: a brief study. *Sens int.* 2021;2:100–23.

## 8 Annexes

*Annexe 1 : logiciels d'analyse et de simulation esthétique actuellement disponibles [29] :*

<b>Logiciels</b>	<b>Caractéristiques</b>
<b>DSD<sup>®</sup> de Digital smile design<sup>®</sup></b>	<p>Logiciel ouvert d'analyse et de simulation 2D et 3D.</p> <p>Analyse du sourire à partir de fichiers photographiques, radiographiques (CBCT) et modèles numériques (fichiers .STL). Imports possibles depuis des plateformes diverses.</p> <p>Conception 2D et 3D du sourire à partir de l'analyse de l'application et présentation au patient par un logiciel tiers de présentation (Microsoft PowerPoint<sup>®</sup>, Keynote<sup>®</sup>, Photoshop<sup>®</sup>).</p> <p>Export des fichiers de conception vers des logiciels de CAO et FAO au format .STL et .OBJ.</p> <p>Communauté et forums de discussions interprofessionnels.</p>
<b>DSDApp LLC<sup>®</sup> by Coachman<sup>®</sup></b>	<p>Application ouverte d'analyse et de simulation 2D et 3D dérivée du logiciel DSD<sup>®</sup> de Digital Smile Design<sup>®</sup>.</p> <p>Analyse du sourire à partir d'importations photographiques (galerie de photo), radiographiques (CBCT), de modèles numériques (fichiers .STL).</p> <p>Conception 2D et 3D du sourire à partir de l'analyse de l'application et présentation au patient par un logiciel tiers de présentation (Microsoft PowerPoint<sup>®</sup>, Keynote<sup>®</sup>, Photoshop<sup>®</sup>).</p> <p>Export des fichiers de conception vers des logiciels de CAO et FAO au format .STL et .OBJ.</p>
<b>Smilecloud ADN3D<sup>®</sup> Biotech<sup>®</sup></b>	<p>Logiciel ouvert d'analyse et de simulation 3D, exportable en .STL.</p>

	<p>Simulations avec algorithme (intelligence artificielle) suivant la forme des dents et de l'alignement. La simulation automatique établit une base de travail mais ne constitue pas une proposition pleinement adaptée au patient.</p>
<p><b>Smile Design App<sup>®</sup></b></p>	<p>Logiciel ouvert d'analyse et de simulation 3D ; fichiers exportable en .STL et .PNG.</p> <p>Simulations avec <i>Smile Design Algorithm</i> utilisant différentes informations (visage, dents, gencives, profession, caractère). La proposition de l'intelligence artificielle est une base de travail pour le praticien.</p>
<p><b>Smile Designer Pro<sup>®</sup></b></p>	<p>Logiciel ouvert d'analyse et simulation 2D et 3D.</p> <p>Import de fichiers photographiques et vidéos.</p> <p>Simulations limitées à 5 modèles dentaires différents.</p> <p>Interface et utilisation semblable à Photoshop<sup>®</sup>.</p> <p>Export des fichiers de conception 2D au format .PDF et 3D au format .STL.</p>
<p><b>3Shape<sup>®</sup> Smile Design</b></p>	<p>Logiciel fermé d'analyse et simulation 2D et 3D fourni avec les scanners intra-oraux TRIOS<sup>®</sup> de 3Shape<sup>®</sup>.</p> <p>Analyse à partir de photographies et vidéos importables. Les fichiers 3D d'analyse (scans intra-buccaux) sont importables à partir d'un système 3Shape<sup>®</sup> compatible (à l'exception du TRIOS 3 Basic<sup>®</sup>).</p> <p>Simulations avec l'algorithme Real View permettant la combinaison de l'image 2D et 3D issue du scan des arcades.</p> <p>Exportation des données de conceptions via l'application 3Shape Communicate<sup>®</sup> vers des logiciels de CAO/FAO de la marque.</p>
<p><b>Cerec SW<sup>®</sup> Dentsply</b></p>	<p>Outil d'analyse et de simulation 3D du sourire faisant partie du logiciel de conception fermé Cerec SW<sup>®</sup>.</p>

<b>Sirona® Smile Desing Tool</b>	<p>Analyse à partir de données photos et vidéos importables. Les données 3D (scans intra-buccaux) proviennent d'acquisitions par des systèmes Cerec®.</p> <p>Simulation 2D puis 3D avec l'algorithme Cerec® Smile Design utilisant 16 points de repère sur le visage et le scan des arcades.</p> <p>Pas d'exportation nécessaire de fichiers de conception, ceux-ci sont directement disponibles sur l'interface du logiciel Cerec SW®.</p>
<b>Exocad® Smile Creator</b>	<p>Module d'analyse et de simulation 2D et 3D du sourire du logiciel de conception Exocad® Dentalcad®.</p> <p>Logiciel semi-ouvert (compatibilité optimisée avec des logiciels d'autres marques partenaires : KaVo®, BEGO®, Nobel Biocare®), exportation possible des fichiers de conception vers d'autres logiciels de CAO/FAO au format .STL.</p> <p>Conversion automatique des photos et analyses 2D en fichiers 3D, mise à jour en temps réel sur le modèle numérique.</p> <p>Module <i>Truesmile</i> : rendu esthétique de surface en fonction du matériau des restaurations.</p>
<b>Planmeca® Romexis Smile Design® (PRSD)</b>	<p>Logiciel ouvert d'analyse et de simulation 2D et 3D du sourire faisant partie du parc informatique de Planmeca®.</p> <p>Simulation avec algorithme suivant le rapport de longueur et de largeur optimal automatique selon les proportions du visage. L'intelligence artificielle propose une base de travail.</p> <p>Outil de teinte intégré avec banque de données VITA Classical et VITA 3D-Master.</p> <p>Possibilité de prélèvement de la teinte des dents existantes par l'outil <i>Color Picker</i>.</p> <p>Exportation possible vers des logiciels de CAO/FAO (Planmeca® Romexis et autres).</p>

<b>Nemo DSD<sup>®</sup> de Nemotec<sup>®</sup></b>	<p>Logiciel d'analyse et de simulation 2D et 3D faisant partie d'un ensemble de logiciels de CAO Nemotec<sup>®</sup>.</p> <p>Analyse photographique, vidéo et modélisation 3D à partir de fichiers importés. Calibrage automatique des superpositions 2D/3D.</p> <p>Conception et simulation 3D du sourire à partir d'une bibliothèque de modèles dentaires.</p> <p>Exportation des fichiers de conception vers des logiciels de CAO Nemotec<sup>®</sup> et autres (système ouvert).</p>
<b>Visagi Smile<sup>®</sup> de Visagi Smile<sup>®</sup>,</b>	<p>Logiciel ouvert d'analyse et de simulation 2D.</p> <p>Analyse à partir de fichiers photos et vidéos.</p> <p>Conception sur support 2D à l'aide d'outils géométriques (formes, dessins, inclinaisons...).</p> <p>Exportations des simulations au format .PDF et .PNG vers des logiciels de CAO.</p>
<b>Power point<sup>®</sup> de Microsoft<sup>®</sup></b>	<p>Logiciel de présentation photos et vidéos.</p> <p>Outils de communication avec le patient (défilé des propositions conçues sur d'autres logiciels).</p>
<b>Keynote<sup>®</sup> de Apple<sup>®</sup>,</b>	<p>Logiciel de présentation photos et vidéos.</p> <p>Outils de communication avec le patient (défilé des propositions conçues sur d'autres logiciels).</p>
<b>Photoshop<sup>®</sup> d'Adobe<sup>®</sup></b>	<p>Logiciel de traitement photos et vidéos non spécialisé dans le domaine dentaire.</p> <p>Analyse et conception possible par retouches.</p>

Annexe 2 : logiciel de planification implantaire [43].

Logiciels	CAO du projet prothétique	Bibliothèque d'implant
Anatamage <sup>®</sup> de Invivo Dental <sup>®</sup>	Modélisation possible des restaurations (interface simple, compatible avec des restaurations de faible étendue sans modifications occlusales majeures).	<ul style="list-style-type: none"><li>• Nobel<sup>®</sup></li><li>• Straumann<sup>®</sup></li><li>• Zimmer<sup>®</sup></li><li>• Sweden &amp; Martina<sup>®</sup></li><li>• Astra Facilitate<sup>®</sup></li><li>• Neoss<sup>®</sup></li><li>• Biomet 3i<sup>®</sup></li><li>• BioHorizons<sup>®</sup></li><li>• Implant Direct<sup>®</sup></li><li>• Camlog<sup>®</sup></li><li>• Hiossen<sup>®</sup></li></ul>
onDemand3D <sup>®</sup> de Cybermed <sup>®</sup>	Pas de module de CAO dentaire.	<ul style="list-style-type: none"><li>• MegGen<sup>®</sup></li><li>• Tekka<sup>®</sup></li><li>• ETGAR<sup>®</sup></li><li>• Sweden &amp; Martina<sup>®</sup></li><li>• BEGO<sup>®</sup></li><li>• Platon Japan<sup>®</sup></li><li>• Bredent<sup>®</sup></li><li>• Zest<sup>®</sup></li><li>• Maxillent<sup>®</sup></li><li>• DMI/Greenimplants<sup>®</sup></li></ul>

Simplant Pro <sup>®</sup> de Dentsply Sirona <sup>®</sup>	Pas de module de CAO.  Conception sur le logiciel InLab <sup>®</sup> de Dentsply Sirona <sup>®</sup> et export des fichiers (.STL).	10000 implants disponibles parmi une centaine de marques.  Mises à jour régulières.
NobelClinician <sup>®</sup> de NobelBiocare <sup>®</sup>	Pas de module de CAO.  Conception sur un logiciel tiers et export de fichiers.	NC  Implants de la marque NobelBiocare <sup>®</sup> .
coDiagnostix PPG <sup>®</sup> de Straumann <sup>®</sup>	Pas de module de CAO.  Conception sur le logiciel Dental Wings <sup>®</sup> de Straumann <sup>®</sup> ou sur un autre support et export des fichiers (.STL).	NC  Bibliothèque comprenant plusieurs marques et types d'implants. Mises à jour régulières.
BlueSky <sup>®</sup> Plan	Modélisation possible des restaurations (interface simple se résumant au positionnement de couronnes proposées).	60 marques références.

## Table des illustrations

### Figures :

Figure 1 : étapes de la réalisation de *mock-up* pour une réhabilitation esthétique antérieure par facettes céramiques du bloc incisivo-canin maxillaire (A : modèle d'étude initial ; B : montage directeur ; C : réalisation de l'isomoulage; D : préparation de l'isomoulage ; E : mordançage localisé sur les tissus dentaires ; F : remplissage de l'isomoulage avec la résine bis-acryl auto-polymérisable ; G : positionnement de la clef et retrait des excès ; H : *mock-up* positionné non poli ; I : proposition esthétique des *mock-up*) [6] (Magne P et al).....17

Figure 2 : montage directeur avec maquettes d'essayage amovibles complètes afin d'évaluer l'esthétique, la hauteur et les couloirs prothétiques disponibles pour la réalisation de prothèses amovibles complètes bi-maxillaires sur attachement Locator® de 33 à 43 (A : crête maxillaire ; B : crête mandibulaire avec barre d'attachement ; C : modèle mandibulaire en plâtre ; D : modèle maxillaire en plâtre ; E : maquettes sur articulateur ; F : maquettes en bouche) (illustrations gracieusement fournies par le Dr. Marion Dehurtevent).....18

Figure 3 : schéma du principe de fonctionnement de la SLA par laser [13] (Revilla-León M et al).....26

Figure 4 : schéma du principe de fonctionnement de la SLA par DLP (illustration personnelle).....27

Figure 5 : schéma du principe de fonctionnement de l'impression par jet de matériau [13] (Revilla-León M et al).....28

Figure 6 : monomère de DGEBA [14] (Ligon S-C et al).....33

Figure 7 : monomères acrylates et méthacrylates [14] (Ligon S-C et al).....34

<u>Figure 8</u> : diagramme des différents flux de travail pour la construction du projet prothétique (illustration personnelle).....	37
<u>Figure 9</u> : interfaces de simulation et conception de sourire (A : Smile Designer Pro <sup>®</sup> de Smile Design <sup>®</sup> ; B : Cerec SW <sup>®</sup> de Sirona <sup>®</sup> ; C : 3Shape Smile Design <sup>®</sup> de PRSD <sup>®</sup> ; D : Exocad Smile Creator <sup>®</sup> de 3D dental OEM <sup>®</sup> ; E : Coachman <sup>®</sup> de DSDApp LLC <sup>®</sup> ; F: Smilecloud <sup>®</sup> de ADN3D Biotech ; G: Planmeca Romexis Smile Design <sup>®</sup> de PRSD <sup>®</sup> ; H : Smile Designer App <sup>®</sup> de Smile Design <sup>®</sup> ) [29] (Us Y et al).....	41
<u>Figure 10</u> : exemple de CAO fonctionnelle et esthétique simultanée avec intégration du scan du visage (A : situation initiale ; B : conception des wax-up incisivo-canins ; C : simulation du rendu final avec le montage directeur superposé au scan du visage) (illustrations gracieusement fournies par le Dr. Olivier Boujenah).....	42
<u>Figure 11</u> : mise en forme et utilisation du porte-drapeau pour la technique de Broadrick (A : impression par dépôt de fil fondu ; B : mise en place sur l'articulateur physique) (illustrations gracieusement fournies par le Dr. Claude Lefevre).....	43
<u>Figure 12</u> : modèles d'étude mis en forme selon différentes techniques (a : modèle en plâtre ; b : modèle par jet de matériau ; c : modèle par SLA (DLP) ) [34] (Hazeveld A et al).....	44
<u>Figure 13</u> : articulateurs virtuels adaptables (A : KaVo Protarevo 7 <sup>®</sup> ; B : SAM 2 <sup>®</sup> ; C : Artex CR <sup>®</sup> ; D : Stratos 300) [36] (Özdemir G et al).....	45
<u>Figure 14</u> : systèmes d'acquisition occlusale et leurs interfaces (A : Modjaw <sup>®</sup> ; B : FreerecorderBlueFox <sup>®</sup> ; C : ARCUS Digma <sup>®</sup> ; D : Planmeca4Djawmotion <sup>®</sup> ) [36] (Özdemir G et al).....	46
<u>Figure 15</u> : utilisation du logiciel SICAT <sup>®</sup> Function. (A : modélisation 3D des fichiers superposés (arcades scannées et CBCT). B : réalisation du CBCT avec plan de référence (Fusion Bite) [37] (Hanssen N et al).....	47

Figure 16 : A : numérisation du modèle en plâtre (préparation à minima) ; B : conception des wax-up avant modification occlusale ; C : mise en forme des wax-up par SLA et repositionnement sur le modèle (illustrations gracieusement fournies par le Dr. Marion Dehurtevent).....48

Figure 17 : maquette d'essayage amovible monobloc (A : vue occlusale ; B : vue frontale ; C : vue occlusale sur modèle en plâtre ; D : vue frontale en occlusion sur articulateur physique) (illustrations personnelles, mise en forme par le laboratoire Stratasys®).....48

Figure 18 : montage directeur avec wax-up fusionnés réalisé par SLA et maquette conventionnelle en cire (A : vue frontale en occlusion ; B : vue latérale en occlusion) (illustrations personnelles, mise en forme par le laboratoire Stratasys®).....49

Figure 19 : montage directeur avec maquette et wax-up fusionnés réalisé par SLA (A : vue frontale en occlusion ; B : vue latérale en occlusion) (illustrations personnelles, mise en forme par le laboratoire Stratasys®).....49

Figure 20 : montage directeur avec wax-up fusionnés réalisé par SLA (A : arcade maxillaire initiale ; B : arcades mandibulaire initiale ; C : montage initial vue de face ; D : montage initial vue latérale ; E : montage directeur maxillaire ; F : montage directeur mandibulaire ; G : montage directeur en occlusion vue frontale ; H : montage directeur en occlusion vue latérale) (illustrations personnelles, mise en forme par le laboratoire Stratasys®).....50

Figure 21 : A : tracé céphalométrique de la méthode de Orthlieb pour la construction de la courbe de Spee [38] (Orthlieb J-D) ; B: analyse céphalométrique numérique sur le logiciel OnyxCeph TM® [40] (İzgi E et al).....52

Figure 22 : modèle de l'arcade maxillaire initiale et modèle théorique après traitement orthodontique [42] (Evans C et al).....53

Figure 23 : aligneurs orthodontiques maxillaires et mandibulaires thermoformés sur des modèles réalisés par FDM (a : début de traitement ; b : fin de traitement) (illustrations gracieusement fournies par le Dr. Maximilien Desruelle).....53

<u>Figure 24</u> : protocole de planification implantaire sur le logiciel de Invivo Dental® associé à la CAO du projet prothétique (A : placement de l'implant virtuel dans le volume osseux ; B : superposition du modèle; C : superposition du montage directeur et modification de la position implantaire; D : vue latérale de la position de l'implant par rapport au wax-up ) [43] (Scherer M-D).....	55
<u>Figure 25</u> : A : guide radiologique en CFAO additive avec marquages par pastilles radio-opaques (illustration commerciale) ; B : guide radiologique dupliqué d'une prothèse amovible complète [45] (Margossian P et al).....	56
<u>Figure 26</u> : cas clinique basé sur l'utilisation d'un isomoulage mis en forme en technique additive pour la réalisation d'un bridge collé restaurant l'incisive latérale maxillaire gauche (A : situation clinique initiale ; B : montage directeur numérique en vue vestibulaire ; C : intégration du projet esthétique dans la numérisation du visage ; D : montage directeur numérique en vue occlusale ; E : conception de l'isomoulage ; F : isomoulage mis en forme et assemblé [5] (Gonzalez A-M et al).....	58
<u>Figure 27</u> : assemblage intra-buccal de l'isomoulage (ici en trois pièces pour un gain de précision) (A : pièce linguale ; B : pièce vestibulaire ; C : porte empreinte sectoriel ; D : proposition esthétique du <i>mock-up</i> ) [5] (Gonzalez A-M et al).....	59
<u>Figure 28</u> : simulation implantaire pour prothèse amovible complète mandibulaire sur le logiciel de Invivo Dental®. (A : visualisation 3D latérale de la superposition du montage directeur et des fichiers osseux avec les analogues d'implants ; B : vue en coupe sagittale ; C : vue en coupe frontale ; D : vue en coupe transversale) [43] (Scherer M-D).....	60
<u>Figure 29</u> : clé silicone de réduction vestibulaire de préparation pour facettes incisivo-canines maxillaires [6] (Magne P et al).....	62
<u>Figure 30</u> : réalisation de couronnes provisoires solidarisées par SLA pour une restauration du bloc incisivo-canin maxillaire. La conception a été réalisée sur le modèle issu de l'empreinte des préparations (illustrations gracieusement fournies par le Dr. Marion Dehurtevent).....	64

Figure 31 : réhabilitation prothétique en flux majoritairement numérique par prothèse amovible complète maxillaire (A : situation clinique initiale ; B : vue occlusale du maxillaire ; C : numérisation de l'arcade maxillaire à l'aide de la caméra 3shape® Trios® ; D : relation inter-maxillaire numérique obtenue par base d'occlusion conventionnelle ; E : conception du montage directeur ; E : validation occlusale sur articulateur numérique adaptable KaVo® Protarevo 7® ; F : modèle de production en deux parties (base avec plots et arcade dentaire) ; G : prothèse définitive produite par CFAO [51] (Fang J-H et al).....65

Figure 32 : conception et mise en forme d'une gouttière occlusale de décompression articulaire en technique additive (A : situation clinique initiale ; B : conception de la gouttière ; C : mise en forme de la gouttière par SLA ; D : situation clinique avec port de gouttière) [53] (Salmi M et al).....67

Figure 33 : exemples de guides en chirurgie endodontique (a : simulation virtuelle du traitement ; b : conception du guide ; c : positionnement du guide en bouche ; d : traitement guidé) [55] (Anderson J et al) et parodontale (A : étude pré-chirurgicale de la gingivectomie ; B : positionnement du guide) [56] (Mezzadri J et al).....68

Figure 34 : A : étude radiologique pré-implantaire et conception du guide chirurgical pour une extraction/implantation immédiate (remplacement de la première molaire mandibulaire gauche) ; B et C : guide produit par SLA en résine transparente ; D et E : partie provisoire du pilier prothétique mis en forme par SLA pour mise en charge immédiate (illustrations gracieusement fournies par le Dr. François Boschin et le Dr. Marion Dehurtevent).....69

Figure 35 : utilisation du montage directeur pour la réalisation d'un plan de traitement implantaire avec guide chirurgical (A ; montage directeur numérique ; B : étude pré-implantaire sur un logiciel d'analyse et de simulation ; C : fichier numérique de conception du guide radiologique ; D : pose implantaire avec le guide en place) (illustrations gracieusement fournies par le Dr. Guillaume Merregeart, le Dr. François Boschin et le Dr. Marion Dehurtevent).....70

## Tableaux :

Tableau 1 : paramètres pris en compte dans la réalisation du montage directeur [1].16

Tableau 2 : analyses réalisées en vue de la construction du projet prothétique (illustration personnelle).....20

Tableau 3 : classification européenne des DM du projet prothétique [11].....23

Tableau 4 : état de l'art des procédés additifs pour la mise en forme d'un projet prothétique [13,20].....30-31

Tableau 5 : comparatif des différentes méthodes de mise en forme pour le projet prothétique [2,23,26,27].....38

**Thèse d'exercice : Chir. Dent. : Lille : Année [2021] – N°:**

Apport de la CFAO par technique additive pour la réalisation du projet prothétique en odontologie / **BARGE Guillaume.**- p. (90) : ill. (40) ; réf. (57).

**Domaines** : Odontologie prothétique

**Mots clés Rameaux:** Odontologie prothétique ; Projet prothétique odontologique ; Techniques additives ; Impression 3D ; CFAO

**Mots clés FMeSH:** Dental prosthesis ; Three dimensional printing ; Computer-Aided Design ; Computer Aided Manufacturing ; CAD-CAM

---

**Résumé de la thèse :**

Le projet prothétique en odontologie est une étape indispensable à la réalisation d'un plan de traitement global et interdisciplinaire. Il permet l'analyse, la simulation et la validation d'une ou plusieurs propositions thérapeutiques, restaurant l'esthétique et la fonction. Sa réalisation est aujourd'hui réglementée par les législations européenne et internationale.

La CAO du projet prothétique permet d'augmenter sa précision et sa reproductibilité comparée aux techniques conventionnelles. Les logiciels actuellement disponibles sur le marché permettent de traiter l'ensemble des paramètres du projet. Cependant, le recoupement de ces informations nécessite leur inter-connectivité.

La réalisation du projet prothétique et du montage directeur peuvent être totalement numériques ou mixtes. La FAO par mise en forme additive est une solution complémentaire aux techniques soustractives. Elle permet sous certaines conditions, un gain de temps et une limitation de la perte de matériau résiduel. Cette technique possède de nombreuses applications allant de la réalisation de modèles d'étude aux dispositifs de traitement en passant par les maquettes de validation. De nombreux matériaux et procédés additifs sont disponibles et permettent de répondre aux différentes indications lors de la réalisation du projet prothétique.

---

**JURY :**

**Président :** Monsieur le Professeur Pascal BEHIN

**Assesseurs :** Madame le Docteur Marion DEHURTEVENT

Monsieur le Docteur Grégoire MAYER

Monsieur le Docteur Corentin DENIS