

Année 2017
N° 042

**IMPRESSION 3D : APPLICATIONS ACTUELLES EN
ODONTOLOGIE ET PERSPECTIVES**

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

*présentée
et soutenue publiquement par*

Nicolas LOUCACHEVSKY
Né le 05/05/1986

Le 19/12/2017 devant le jury ci-dessous :

Président : M. le Professeur Bernard GIUMELLI
Assesseur : M. le Docteur Xavier STRUILLOU
Assesseur : Mme. le Docteur Estelle BRAY
Invité : M. le Docteur Matthieu WIPF

Directeur de thèse : M. le Docteur Alain HOORNAERT

UNIVERSITÉ DE NANTES		
Président	Pr LABOUX Olivier	
FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE		
Doyen	Pr GIUMELLI Bernard	
Assesseurs	Dr RENAUDIN Stéphane Pr SOUEIDAN Assem Pr WEISS Pierre	
Professeurs des Universités Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.		
Monsieur AMOURIQ Yves Monsieur GIUMELLI Bernard Monsieur LE GUEHENNEC Laurent Monsieur LESCLOUS Philippe	Madame LICHT Brigitte Madame PEREZ Fabienne Monsieur SOUEIDAN Assem Monsieur WEISS Pierre	
Professeurs des Universités		
Monsieur BOULER Jean-Michel		
Professeurs Emérites		
Monsieur BOHNE Wolf	Monsieur JEAN Alain	
Praticiens Hospitaliers		
Madame DUPAS Cécile Madame LEROUXEL Emmanuelle	Madame HYON Isabelle Madame GOEMAERE GALIERE Hélène	
Maîtres de Conférences Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.		
Monsieur AMADOR DEL VALLE Gilles Madame ARMENGOL Valérie Monsieur BADRAN Zahi Madame BLERY Pauline Monsieur BODIC François Madame DAJEAN-TRUTAUD Sylvie Madame ENKEL Bénédicte Monsieur GAUDIN Alexis Monsieur HOORNAERT Alain Madame HOUCHMAND-CUNY Madline Madame JORDANA Fabienne Monsieur KIMAKHE Saïd Monsieur LE BARS Pierre Madame LOPEZ-CAZAUX Serena Monsieur NIVET Marc-Henri Madame RENARD Emmanuelle Monsieur RENAUDIN Stéphane Madame ROY Elisabeth Monsieur STRUILLOU Xavier Monsieur VERNER Christian	Assistants Hospitaliers Universitaires des C.S.E.R.D.	
	Monsieur ABBAS Amine Monsieur AUBEUX Davy Madame BERNARD Cécile Monsieur BOUCHET Xavier Madame BRAY Estelle Madame CLOITRE Alexandra Monsieur DRUGEAU Kévin Madame GOUGEON Béatrice Monsieur LE BOURHIS Antoine Monsieur LE GUENNEC Benoît Monsieur LOCHON Damien Madame MAÇON Claire Madame MAIRE-FROMENT Claire-Hélène Madame MERCUSOT Marie-Caroline Monsieur OUVRARD Pierre Monsieur PRUD'HOMME Tony Monsieur SARKISSIAN Louis-Emmanuel	
Maître de Conférences		
Madame VINATIER Claire		
Enseignants Associés		
Monsieur KOUADIO Ayepa (Assistant Associé) Madame LOLAH Aoula (MC Associé)	Madame MERAMETDJIAN Laure (MC Associé) Madame RAKIC Mia (PU Associé)	

Par délibération, en date du 6 décembre 1972, le conseil de la faculté de chirurgie dentaire a arrêté que les opinions émises dans les dissertations qui lui seront présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs et qu'il n'entend leur donner aucune approbation, ni improbation.

Remerciements

A Monsieur le Professeur Bernard GIUMELLI

Professeur des universités

Doyen de l'UFR d'Odontologie de Nantes

Chef du Département de Prothèses

Praticien Hospitalier des Centres de Soins, d'Enseignements et de Recherches Dentaires.

- Nantes -

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter la présidence de ce jury de thèse.

*Pour vos enseignements cliniques et théoriques dispensés tout au long de mes études et pour
votre disponibilité.*

Veillez recevoir le témoignage de ma gratitude et de mon plus profond respect.

A Monsieur le Docteur Alain HOORNAERT

Maitre de Conférences des Universités,

Praticien Hospitalier des Centres de Soins, d'Enseignement et de Recherches Dentaires,

Docteur de l'Université d'Orsay,

Département de Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux,
Biophysiques, Radiologiques de la Faculté d'Odontologie de Nantes.

- Nantes -

Pour m'avoir fait l'honneur de bien vouloir diriger cette thèse.

Pour le temps et les corrections que vous avez consacré à cette thèse

Veillez recevoir le témoignage de ma gratitude et de mon plus profond respect.

A Monsieur le Docteur XAVIER STRUILLOU

Maitre de Conférences des Universités,

Praticien Hospitalier des Centres de Soins, d'Enseignement et de Recherches Dentaires,

Docteur de l'Université de Nantes,

Département de Parodontologie de la Faculté d'odontologie de Nantes

- Nantes -

Pour m'avoir fait l'honneur de bien vouloir diriger cette thèse.

Pour le temps et les corrections que vous avez consacré à cette thèse

Veillez recevoir le témoignage de ma gratitude et de mon plus profond respect.

A Madame Estelle BRAY

Docteur en chirurgie dentaire

Assistante Hospitalo Universitaire

Praticien Hospitalier Département d'Odontologie Pédiatrique

- Nantes -

Pour m'avoir fait l'honneur et le plaisir de participer à ce jury.

Pour la qualité de votre enseignement

Veillez trouver ici l'expression de ma sincère reconnaissance.

A Monsieur le Docteur Matthieu WIPF

Docteur en chirurgie dentaire

Président CNSD 44

- Nantes -

Pour m'avoir fait l'honneur et le plaisir de participer à ce jury.

Veillez trouver ici l'expression de ma sincère reconnaissance.

Sommaire

1. Introduction.....	13
2. Généralités sur l'impression 3D	14
2.1 Historique	14
2.2 Définition	17
3. Chaîne constructive de la CFAO	18
3.1 Définition	18
3.1.1 La CFAO « indirecte » :	18
3.1.2 La CFAO « directe » :	19
3.1.3 La CFAO « semi-directe » :	19
3.2 La Prise d'Empreinte Optique (PEO)	20
3.2.1 La numérisation intra-orale	20
3.2.2 L'imagerie médicale.....	21
3.2.3 La numérisation à balayage par triangulation laser.....	23
3.2.4 La numérisation à balayage par lumière structurée.....	23
3.2.5 L'holographie conoscopique	24
3.2.6 Le palpeur (3 axes à 5 axes).....	24
3.2.7 La numérisation des maquettes	25
3.2.8 La numérisation des empreintes physico-chimique	25
3.2.9 La numérisation des fabrications	25
3.3 La conception assistée par ordinateur (CAO)	25
3.3.1 L'échantillonnage.....	26
3.3.2 Les modélisations.....	26
3.4 La fabrication assistée par ordinateur (FAO)	27
3.4.1 Méthode soustractive ou usinage	27
3.4.2 Méthode additive ou impression 3D	29
4. Les technologies de l'impression 3D.....	30
4.1 Impression par photo-polymérisation de résine ou de cire.....	30
4.1.1 La stéréolithographie (SLA Stereolithography Apparatus)	30
4.1.2 Traitement numérique de la lumière : DLP (Digital Light Processing).....	33
4.1.3 Pulvérisation de photo-polymères : PJ (Photopolymer Jetteing ou Polyjet).....	35
4.2 Impression par liage de poudre.....	38
4.2.1 Frittage sélectif par laser : SLS ou DMLS (Selective Laser Sintering)	38
4.2.2 Fusion sélective par laser : SLM (Selective Laser Melting)	41
4.2.3 Fusion par faisceau d'électrons : EBM (Electron Beam Melting).....	43
4.3 Impression par jet de matière.....	47
4.3.1 Impression par injection de cire	47
4.3.2 Impression par injection de liant dans lit de poudre : PBP (Powder Binder Printers – 3DP)	49
4.4 Impression par dépôt de fil fondu	51
4.4.1 Dépôt de fil fondu : FDM/FFF (Fused deposition Modeling) / Fused filament Fabrication)	51
4.5 Bio-impression (Bioprinting)	53
4.5.1 L'impression par jet d'encre biologique :	54
4.5.2 L'impression par extrusion ou micro-seringues.....	55
4.5.3 La bio impression assistée par laser - Laser Assisted Bioprinting (LAB)	56
4.6 Tableau des différentes imprimantes 3D disponibles sur le marché dentaire	58
4.7 Tableau récapitulatif des techniques de fabrication par CFAO en chirurgie dentaire	60

5. Impression 3D en odontologie applications actuelles	61
5.1 Impression 3D en prothèse.....	61
5.1.1 Impression des modèles	61
5.1.2 Impression de châssis métalliques	62
5.1.3 Impression d'un porte empreinte individuel	65
5.1.4 Impression de prothèses obturatrices	66
5.1.5 Impression d'éléments de prothèses conjointe.....	70
5.2 Impression 3D en implantologie.....	72
5.2.1 Les guides implantaires.....	72
5.3 Impression 3D en orthodontie	74
5.3.1 Gouttières invisibles d'alignement.....	74
5.4 L'impression 3D applications pédagogiques, endodontiques et chirurgicales.....	75
5.4.1 Impression de modèles de simulation à visée pédagogique	75
5.4.2 Simulateur anatomique endodontique en céramique créé par impression 3D	78
5.4.3 Traitement endodontique d'une dent antérieure anormale à l'aide de l'impression	80
3D	80
5.4.4 Impression 3D d'un guide chirurgical pour extraction dentaire	83
5.4.5 Impression 3D d'une structure anatomique à partir d'un CBCT	85
5.5 La bio-impression	88
5.5.1 Régénération osseuse	91
5.5.2 Régénération du complexe parodontal.....	92
5.5.3 Régénération pulpaire	93
5.5.4 Régénération de l'organe dentaire	93
6. Conclusion	94
7. Table des illustrations.....	96
8. Bibliographie	100

1. Introduction

L'impression 3D, contrairement à la Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO) qui a fait son apparition au début des années 1970, est un procédé plus récent.

Elle apparaît dans les années 1990 et représente aujourd'hui un tournant dans les processus de fabrication conventionnelle.

Au centre de tous les secteurs d'activités ce procédé d'un genre nouveau s'immisce aujourd'hui dans notre quotidien et dans nos professions.

Force est de constater son omniprésence dans de nombreux domaines, notamment ceux de hautes précisions (l'aérospatiale, l'architecture, la bijouterie de luxe, l'industrie automobile) et son apparition plus récente en médecine conventionnelle ; j'ai trouvé un intérêt particulier à me pencher sur son utilisation et ses applications en odontologie.

Le champ d'ouverture offert par ce procédé est sûrement l'un des plus vaste et prolifique de notre siècle et ne se résume plus uniquement au prototypage rapide.

Les avancées techniques des matériaux pour la réalisation de prothèses dentaires offrent une nouvelle vision à la dentisterie de reconstruction.

Elles sont à la source d'un nouveau contexte économique et technique pour les protagonistes qui entourent notre profession de chirurgien-dentiste.

Cette avancée est permise et facilitée par un « langage numérique » commun.

Après une description des techniques de CFAO actuelles, notamment les méthodes soustractives et leur utilisation en laboratoire ou en cabinet, nous nous attarderons sur les différentes méthodes et matériaux utilisés dans la production d'impression tridimensionnelle ainsi que sur les éléments qu'il est possible d'obtenir, leurs applications, leurs avantages et leurs limites.

Nous analyserons par la suite la réalisation de cas issus de la littérature afin de commencer à apprécier et à entrevoir le potentiel qu'offre le procédé dans les différentes spécialités qui composent notre profession.

2. Généralités sur l'impression 3D

2.1 Historique

(1)(2)(3)(4)

La méthode additive a été décrite au 20^{ème} siècle mais ce n'est que très récemment que le processus de fabrication s'est énormément développé avec une avancé spectaculaire ces 30 dernières années.

Au départ, la technologique n'est utilisée qu'à des fins industrielles très spécifiques notamment dans le prototypage ou la fabrication rapide d'outillage.

Le fondateur de la première imprimante 3D à proprement parler est l'ingénieur Charles HULL créateur de « 3D systems ». (2) (3)

En 1986 il développe une imprimante 3D basée sur la photo-polymérisation par ultra-violet (UV) plus couramment appelée stéréolithographie (SLA pour Stereolithography Apparatus). Ce processus donna son nom aux fichiers d'impression numérique .STL qui sont aujourd'hui le gold standard pour l'impression 3D.

Il déposa le brevet de sa technologie 3 semaines après le dépôt de celui de 3 français travaillant pour la société ALCATEL-Alshtom autrefois General Electric company (Jean-Claude André, Olivier de Witte et Alain le Méhauté). (2) (3) (4)

Les brevets étaient similaires mais celui des français fut abandonné au profit de celui de l'américain pour des raisons de maintien de frais de dossier non renouvelés.

Aujourd'hui la société de Charles HULL (3D Système), société leader de l'impression 3D, présente un chiffre d'affaire de plus de 600 millions d'euros.



Figure 1 : Charles HULL - CEO 3D System

Il faudra attendre 1987 pour que la première imprimante 3D de 3D système, la SLA-250 soit produite.

Cette dernière remporta un franc succès auprès des industriels de l'époque.

Parallèlement la même année Carl Deckard (DTM Corp) de l'université du Texas brevète la technologie de frittage laser sélectif.

En 1988 Scott Crump et Lisa Crump via leur entreprise Stratasys développent ce qui sera les balbutiements de l'impression par dépôt de fil fondu (FMD : Fused Deposition Modeling).

Cette technologie donnera naissance aux imprimantes 3D domestiques que nous connaissons.

En 1996, sont produits 3 modèles d'imprimante 3D qui permettront d'introduire la notion « d'impression 3D » dans le langage courant : l'Actua 2100, la Genisys et Stratasys et la Z4002 de Z corporation. (2) (3)

Entre 1996 et 2006, les imprimantes 3D sont perfectionnées et elles sont de plus en plus utilisées pour du prototypage rapide et la production de petites séries.

En 1999, la première application médicale est réalisée avec la création d'un dispositif prothétique s'adaptant aux besoins physiologiques, en permettant d'accompagner l'agrandissement de la vessie d'un patient.

Ce dispositif était enrobé de cellules du patient cultivées en laboratoire afin d'éviter le rejet.

En 2002, Antony Atala via les universitaires du laboratoire « Wake Forest Institute Forge Regenerative Medicine » crée le premier organe fonctionnel.

Il s'agissait d'un rein capable d'effectuer la filtration du sang et la concentration des urines.

En 2005, est créée l'imprimante 3D Spectrum Z510 de chez Z Corporation qui est la première imprimante 3D capable de fabriquer des objets directement en couleurs. (2) (3)

En 2010, le premier vaisseau sanguin est imprimé en bio-impression par la Organovo à partir de cellules souches humaines. (4)

En 2011, est produite la première voiture, l'Urbee, par la société Kor Ecologic dont la carrosserie est réalisée uniquement à l'aide d'une imprimante 3D.

En 2012, une équipe de chercheur néerlandais a effectué l'impression en 3D d'une prothèse maxillaire fonctionnelle pour une patiente de 83 ans.

En 2013, est imprimée la première arme à feu utilisable dont les plans sont diffusés sur internet et téléchargés plus de 100 milles fois en quelques jours.

C'est la même année que Barack Obama intègre pour la première fois dans son discours « state of the union » le terme « d'impression 3D ». (3)

En 2014, création par Organovo d'un modèle de tissu hépatique humain.

En 2015, Carbon 3D présente sa machine d'impression rapide révolutionnaire Continuous Liquid Interface Production (CLIP). Cette machine d'un genre nouveau exploite la puissance de la lumière et de l'oxygène pour modeler une résine liquide photosensible.

De plus elle présente une vitesse d'impression 25 à 100 fois plus rapide que les imprimantes 3D traditionnelles.

En 2016, des chercheurs de l'université de Northwester de Chicago mettent en place un os de synthèse imprimé en 3D afin de consolider les fractures.

Aujourd'hui, le marché de l'impression ne cesse de croître exponentiellement et on parle de troisième révolution industrielle.

On estime que le marché de l'impression 3D atteindra entre 9 et 15 milliards d'euros en 2020 (source Xerfi), sachant qu'il était de 4,7 milliards d'euros en 2015.

Sur ces 4,7 milliards, environ 700 millions étaient destinés au marché dentaire et sur les 15 milliards prévus en 2020 1/5^{ème} devrait être alloué uniquement au secteur dentaire.

2.2 Définition

(1,5)

L'impression 3D ou impression tridimensionnelle est un procédé de fabrication d'éléments en volume par addition de matière en couches successives les unes sur les autres à partir d'une conception assistée par ordinateur d'un élément découpé préalablement en strates 2D.

Cette technique, très similaire à l'impression par jet d'encre, fait appel à des « buses » d'impression qui vont déposer de la matière couche après couche afin d'obtenir l'objet voulu.

Cette addition se fait suivant des techniques différentes dont les 3 plus courantes sont :

- L'utilisation sur matériaux photosensibles de lumière photo-polymérisable comme les UV.
- Le frittage par laser de poudre de polymère ou de poudre métallique.
- Le dépôt progressif de matière.

On parle aussi de fabrication par addition ou additive « Additive Manufacturing » (AM) pour la différencier de l'usinage par méthode soustractive plus traditionnelle.

Cette dernière se fait par suppression de matière à partir d'un bloc (sculpture, découpe, fraisage, forage ...).

Les matériaux utilisables en impression 3D, sont très variables et permettent d'utiliser cette technologie dans de nombreux domaines (plastiques, métaux, résines, papier, céramiques ...). Cependant, ils sont souvent propres à chaque machine d'impression 3D (contrairement à l'usinage).

Ces imprimantes d'un genre nouveau offrent une précision variable ; certaines étant capable de fournir un degré de finition de l'ordre du micromètre en temps très bref.

Comme pour l'usinage par méthode soustractive et plus généralement la Fabrication Assistée par Ordinateur (FAO), l'impression 3D fait aussi appel à une phase numérique de Conception Assistée par Ordinateur (CAO) avec un temps d'acquisition numérique préalable.

3. Chaîne constructive de la CFAO

(6)(7)(8)(9)(10)

3.1 Définition

LA CFAO est constituée de 3 éléments :

- La Prise d'Empreinte Optique (PEO) : C'est la saisie d'informations ; elle permet d'acquérir des données physiques et de les transposer en données numériques exploitables.
- La Conception Assistée par Ordinateur (CAO) ou Computer-Aided Design (CAD) : C'est la partie de « travail de l'information numérique » en vue de l'élaboration de la future prothèse.
- La FAO (Fabrication Assistée par Ordinateur) ou CAM (Computer-Aided Manufacturing) : C'est la partie fabrication des éléments prothétiques analogiques à partir d'informations numériques. Elle peut se faire soit par prototypage rapide, soit par production directe.

Cette chaîne numérique alors créée est bipartite puisque le chirurgien-dentiste et le prothésiste dentaire peuvent « acquérir », « traiter » les informations numériques et « produire » la pièce prothétique finale de façon indifférenciée. Le langage numérique partagé est identique.

De ce fait la chaîne de gestion et l'organisation de la CFAO peut se faire suivant 3 méthodes :

3.1.1 La CFAO « indirecte » :

(8,9)(6)

L'empreinte est réalisée à l'aide de matériaux à empreinte physico-chimique classique par le chirurgien-dentiste.

Cette empreinte est alors, soit coulée afin d'obtenir un modèle en positif numérisable, soit directement numérisée par le prothésiste.

Une fois les données traitées et la prothèse conçue numériquement au laboratoire de prothèse elle peut être fabriquée et livrée au cabinet dentaire.

La chaîne d'acquisition et de traitement numérique des données est déportée en globalité au laboratoire de même que la fabrication.

Cette méthode est actuellement la plus utilisée en cabinet dentaire.

3.1.2 La CFAO « directe » :

(6)(7)

La prothèse dentaire est réalisée au cabinet dentaire en une seule et unique séance.

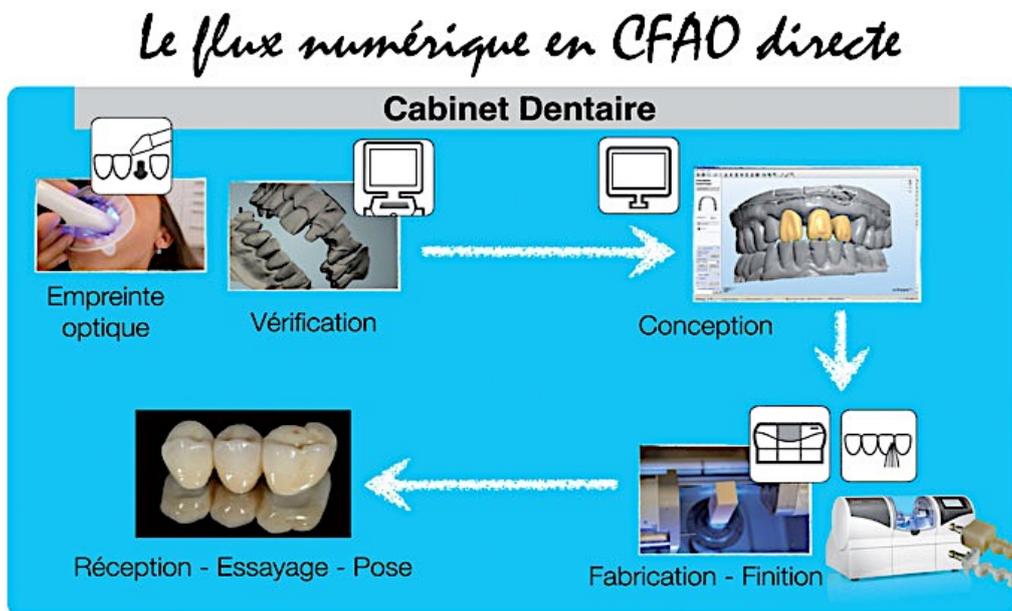
L’empreinte est réalisée au fauteuil par le praticien, à l’aide d’une caméra numérique intra-buccale nécessitant ou non un poudrage préalable.

La conception est traitée informatiquement par le chirurgien-dentiste à l’aide d’un logiciel de traitement numérique didactique et de données recueillies lors de la prise d’empreinte.

La fabrication quant à elle se fait une fois les 2 premières étapes réalisées à l’aide d’une usineuse et d’un bloc de matière préalablement définis en fonction de leurs caractéristiques mécaniques et esthétiques.

C’est le cas par exemple des facettes, des onlays, des couronnes et bridges de petite étendue.

Il existe un certain nombre de solutions « clés en main » dont les plus connues sont : Cerec®, Trios®, CS3600®, Emerald®, True Definition®.



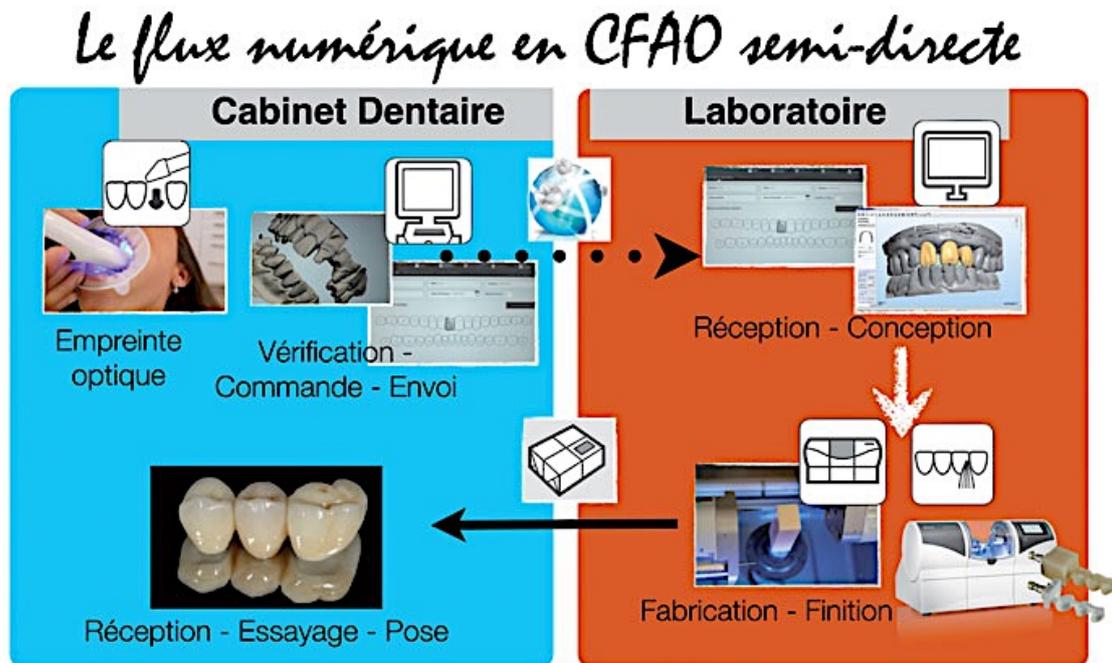
3.1.3 La CFAO « semi-directe » :

(6)(10)

C’est une alternative aux 2 premières méthodes.

Ici le chirurgien-dentiste assure le protocole de numérisation des informations intra-buccale à l’aide d’une caméra numérique.

Une fois les données acquises, il les transfère sous forme de fichier informatique au laboratoire de prothèse afin que ce dernier effectue les étapes de modélisation numérique des pièces prothétiques ainsi que leur production.



3.2 La Prise d'Empreinte Optique (PEO)

(6) (9)(11)(12)(13)(14) (15)(16)(17)(18)(19)(20)(21)

La CFAO est un processus numérique qui débute par l'acquisition d'informations cliniques en vue de la réalisation de pièces prothétiques physiques répondant aux besoins cliniques du patient et du chirurgien-dentiste (prothèse dentaire, guide implantaire, modèle d'étude ...).

Au cabinet dentaire :

3.2.1 La numérisation intra-orale

C'est une technique qui permet de se soustraire à l'empreinte physico-chimique traditionnelle, souvent désagréable pour le patient et pouvant entraîner des imprécisions liées à l'utilisateur ou à la technique de conservation.

L'utilisation d'une caméra numérique intra-buccale, avec ou sans poudrage préalable, permet d'obtenir des empreintes « numériques » précises et fiables.

Il en existe de nombreux modèles actuellement sur le marché dont l'écosystème est soit ouvert soit fermé.

Cela signifie qu'il n'y pas forcément d'inter-compatibilité entre les machines et les logiciels disponibles dans l'offre.

Dans un système fermé le client a l'obligation d'utiliser les machines, les logiciels et les produits que le fabricant propose.

Dans ce système il n'y pas de rupture dans la chaîne numérique et aucun problème d'interaction entre les dispositifs.

Dans un système ouvert la norme est commune, il s'agit du fichier .STL. Il est possible d'utiliser les composants de la chaîne numérique ne provenant pas du même fabricant, cependant, des erreurs peuvent se produire et c'est la raison pour laquelle il doit s'adresser à des utilisateurs plus avisés.



Figure 2 - Caméra intra-orale TRIOS – 3 Shape

3.2.2 L'imagerie médicale

(22)(23)

A partir d'une image obtenue à l'aide d'un Cone Beam Computed Tomograph (CBCT), d'une tomodensitométrie (TDM), ou d'une Imagerie par Résonance Magnétique (IRM), le logiciel produit un fichier Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) ; une norme qui unifie le codage informatique des images médicales.

Il permet de générer facilement un nuage de points en 3 dimensions à l'aide d'une triangulation de Delaunay. Les logiciels les plus utilisés sont Mimics®, ProPlan®, Nobel Clinician®, 3-Matics®, Amira®.

On obtient ainsi un modèle 3D des maxillaires du patient au format .STL commun aux chirurgiens-dentistes et aux prothésistes.

Ce modèle permettra de réaliser différents éléments à usage dentaire comme un obturateur palatin, une prothèse dentaire, un modèle d'étude ou un guide chirurgical.

Au laboratoire :

La numérisation de modèles en plâtre : La numérisation par balayage 3D

(6)(19)

C'est le « gold standard » en laboratoire de prothèse dentaire, et la technique la plus éprouvée. Elle permet d'obtenir une image numérique fiable de l'ordre de 20 micromètres, et également de passer d'un « modèle plâtre » standard physique à un modèle numérique.

La numérisation par balayage permet de numériser les surfaces d'un modèle, d'une empreinte ou d'une maquette afin de créer une image tridimensionnelle.

Le principe du fonctionnement réside dans la projection sur une surface de l'objet d'un rayonnement lumineux qui sera analysé suivant des méthodes dites réflectives.

Ce balayage peut être effectué soit par un rayon laser soit par une lumière dite structurée.

Chacun des points touchés par le rayonnement lumineux va être capté par une lentille couplée à une caméra qui est rattachée à un ordinateur.

L'ordinateur va enregistrer chacun des rayons réfractés et leur intensité, ainsi que la déformation qu'ils ont subie.

Il va ensuite modéliser à partir de ces informations un nuage de points suivant un repère spatial orthonormé X-Y-Z.

Ce protocole est répété jusqu'à ce que l'objet soit numérisé dans sa globalité.

Cela est rendu possible grâce à une plateforme mobile qui met en rotation l'objet dans les 3 plans de l'espace.

Plus le nombre de point sera important, plus la distance les séparant sera faible, plus le fichier numérique sera précis et la définition du fichier importante.

3.2.3 La numérisation à balayage par triangulation laser

Dans cette numérisation par triangulation laser, l'objet à numériser est balayé par un faisceau laser monochromatique réfracté sur la lentille d'une caméra qui analyse les déformations du faisceau.

Ce triptyque laser-objet-caméra forme un triangle d'où la notion de triangulation.

Cette technologie performante tend à laisser sa place à la numérisation à balayage par lumière structurée.



Figure 3 : Numérisation par triangulation laser d'un modèle en plâtre

3.2.4 La numérisation à balayage par lumière structurée

Le principe est proche de la triangulation laser.

Dans ce cas de la lumière structurée « active » est projetée sur le modèle via un projecteur LCD. Il s'agit d'une lumière qui intègre des franges dans sa projection de telle façon que l'on obtienne une bande claire et une bande sombre en alternance.

Une caméra numérique enregistre l'image réfractée par le modèle et analyse les déformations qu'elle subit en la corrélant à l'image initialement projetée.

Cette technique est beaucoup plus rapide que la triangulation laser car l'enregistrement ne se fait pas point par point mais via une surface.

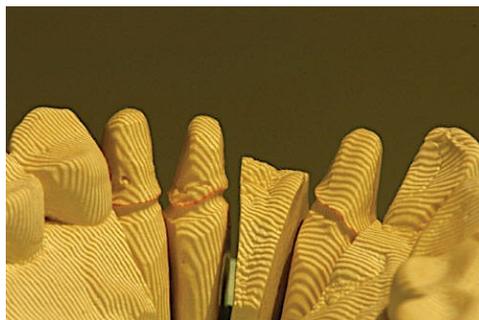


Figure 4 : Lumières blanches à franges projetée sur un modèle lors d'un scan optique

3.2.5 L'holographie conoscopique

Le but de cette méthode est d'enregistrer des hologrammes en lumière incohérente à l'aide d'un cristal monodirectionnel.

Ce procédé offre l'avantage de fonctionner avec tous types de matériaux hormis ceux présentant une forte translucidité ou un revêtement trop brillant.

C'est la technique la plus avancée et la plus récente ; car ici le faisceau projeté et le faisceau réfléchi empruntent une trajectoire identique, on parle de colinéarité.

Cela permet de mesurer des angles très prononcés d'environ 85° et des cavités profondes. En comparaison, la triangulation laser ne mesure que des angles de 40 à 60 degrés.

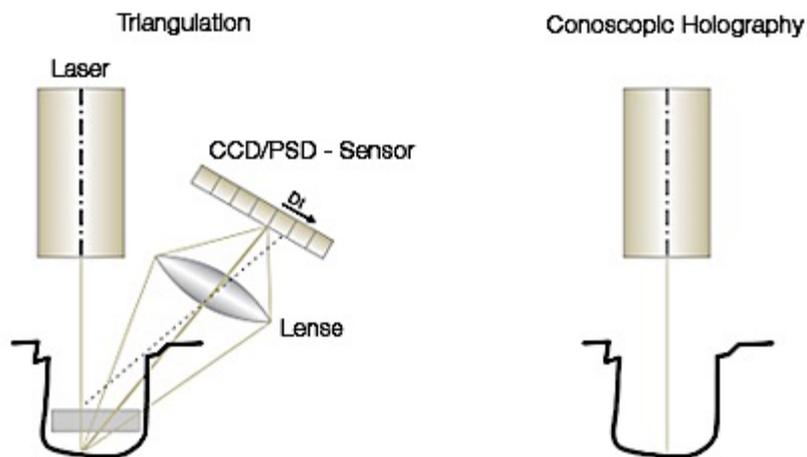


Figure 5 : Comparaison entre le système de triangulation par laser et l'holographie conoscopique

3.2.6 Le palpeur (3 axes à 5 axes)

Seul le « ProCera Scanner® » de Nobel Biocare utilise ce système en dentisterie.

C'est une technologie appelée aussi scanner mécanique ; elle présente un grand niveau de précision. Pour autant, cette dernière est lente, très onéreuse et son usage dépend de la taille de la sphère à l'extrémité du palpeur.

Un palpeur vient balayer la surface de l'objet et envoie ses coordonnées spatiales à chaque instant suivant un axe X-Y-Z puis l'ordinateur enregistre les données et les traduit en nuage de points.

3.2.7 La numérisation des maquettes

C'est un procédé qui, aujourd'hui, permet uniquement de compenser l'incapacité de modélisation de certaines pièces prothétiques complexes par le logiciel de CAO, comme certains éléments de suprastructures implantaires.

Le prothésiste dentaire réalise une maquette en cire pour la restauration, la numérise et fait usiner son élément prothétique par la méthode FAO.

(Cette technique a permis l'usinage des toutes premières coiffes en zircone à partir d'une maquette en cire couplée à un capteur qui transmettait directement les informations à la machine d'usinage).

3.2.8 La numérisation des empreintes physico-chimique

Cette technique est très controversée.

D'une part, elle permet de scanner directement l'empreinte réalisée avec des matériaux traditionnels (Alginate, Elastomères ...) en se soustrayant à la réalisation d'un modèle en positif (stéréolithographie – plâtre) et d'éviter les erreurs liées à la coulée de l'empreinte.

D'autre part, elle pose plusieurs questions quant à la définition des limites cervicales qui sont peu précises, ainsi que sur la validité de l'occlusion en l'absence de modèle physique.

3.2.9 La numérisation des fabrications

C'est une technique de contrôle dans la chaîne de fabrication.

La reconstitution 3D issue de la numérisation d'une pièce est comparée à la maquette virtuelle produite par le logiciel de CAO.

Cette technique permet de vérifier les écarts de dimensions et d'évaluer leur conformité.

3.3 La conception assistée par ordinateur (CAO)

(6)(16)(24)(25)(26)(27) (28)

L'étape de conception numérique intervient après la phase de numérisation 3D des surfaces et juste avant la fabrication.

Elle s'effectue grâce à des logiciels informatiques infographiques de modélisation 3D qui utilisent soit une méthode de modélisation type polygonale, soit une méthode de modélisation dite de NURBS (Non-Uniform Rational Base Splines), après une phase d'échantillonnage.

Elle se base sur le nuage de points homogènes représentant l'objet obtenu lors de la numérisation 3D.

3.3.1 L'échantillonnage

Le but de cette opération est de sélectionner dans le nuage de points, uniquement les points nécessaires et essentiels. Quand leur position semble incohérente ils sont supprimés et si leur espacement est trop faible ou n'apporte pas une meilleure définition ils sont soustraits ainsi que les points qui se superposent.

Cela a pour but de diminuer la taille du fichier source et donc d'augmenter la vitesse de calcul du logiciel de CAO.

3.3.2 Les modélisations

- La modélisation polygonale

Ce système est imprécis car il a tendance à « facettiser » l'objet reconstruit à partir du nuage de points.

Le logiciel va relier les points adjacents en formant des triangles (triangulation) et certains redondants seront supprimés.

Une fois la triangulation effectuée, les triangles vont être mêlés afin d'obtenir un maillage qui permettra de distinguer les contours extérieurs ainsi que les arêtes vives de l'objet.

C'est ici que résident l'imprécision du modèle polygonal et la notion de « facettes » que va prendre l'objet.

- La modélisation de NURBS

La modélisation de NURBS est le système le plus répandu pour tous les logiciels de CAO ; cependant, en dentisterie, le modèle polygonal semble suffisant pour la précision exigée.

Le résultat est précis et extrêmement fiable ainsi que mathématiquement exact, cependant cette technique est plus onéreuse et souvent plus compliquée à mettre en œuvre car les calculs nécessitent des machines puissantes et récentes.

Les points ne sont pas reliés par triangulation mais par des courbes vectorielles de type « B-Spline », ce qui lisse les polygones et évite les arêtes vives et l'effet « facette ».

Une fois l'échantillonnage et la modélisation réalisés, le logiciel de CAO produit un fichier au format .STL, qui pourra être exploité lors de la fabrication.

3.4 La fabrication assistée par ordinateur (FAO)

Une fois les étapes de numérisation et de conception réalisées, vient l'étape de fabrication assistée par ordinateur (FAO).

Cette séquence peut se réaliser selon 2 méthodes :

- La méthode dite soustractive ou usinage : la machine va soustraire de la matière à partir d'un bloc, d'une galette ou d'une barre,
- La méthode dite additive ou impression 3D : la production d'éléments prothétiques se fait couche après couche par stratification.

3.4.1 Méthode soustractive ou usinage

(6)(29)(17)(30)(31)(32)(33)

Une fois le wax up numérique obtenu par l'unité de CAO, il est exporté le plus couramment au format .STL vers l'unité de FAO disponible soit au cabinet dentaire soit chez le prothésiste.

La méthode soustractive permettra la mise en forme d'un bloc en fonction de l'élément prothétique désiré.

Cette technique permet de produire des éléments de prothèse fixes ou hybrides simples, uniques ou multiples (couronnes, inlays/onlays, chapes, bridges).

Initialement prévu pour la réalisation de couronnes céramo-métalliques, l'usinage permet aujourd'hui de façonner la majorité des matériaux les plus courants en dentisterie ou au laboratoire de prothèse.

Ainsi il est possible de fabriquer des pièces en céramique, zircone, plastique, résines, matériaux calcinables, zircone pré-fritté, zircone fritté, cobalt-chrome, titane, alumine.

Cette technique a pour intérêt de réaliser le degré de précision souhaité grâce à l'aide de machines dont le nombre d'axes de fraisage varie.

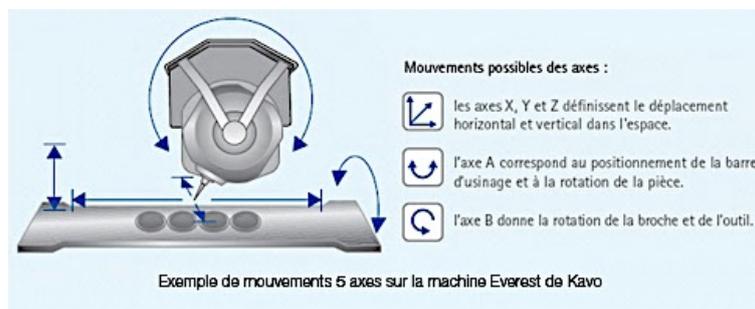


Figure 6 : Schéma représentant les différents axes de fraisage

- La machine à 3 axes

Elle se déplace suivant les 3 axes de l'espace X,Y,Z.

Les fraises se meuvent donc de haut en bas, de gauche à droite mais aussi d'avant en arrière. Cela permet d'usiner des pièces basiques ne présentant pas de contre dépouille. Cependant il sera nécessaire de retourner la pièce manuellement afin d'obtenir un usinage complet.

- La machine à 3 axes et demi ou 3 axes + 1 axe

Le principe est pratiquement le même que celui des machines à 3 axes sauf qu'il ne sera pas nécessaire de retourner la pièce manuellement pour obtenir un usinage complet. Ceci est permis grâce à un système de rotation à 180° de la pièce prothétique.

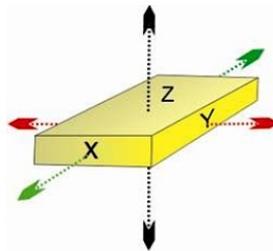


Figure 7 : Machine à 3 axes et 3 axes et demi

- La machine à 4 axes

Cette machine présente un axe supplémentaire qui permet à la pièce d'effectuer une rotation par rapport à l'axe X, par convention on parle d'axe A. L'avantage est la possibilité d'usiner les contre-dépouilles.

Si seulement une rotation de 180° est possible, nous ne sommes plus dans le cas d'une machine à 4 axes, mais dans le cas d'une machine à 3 axes et demi.

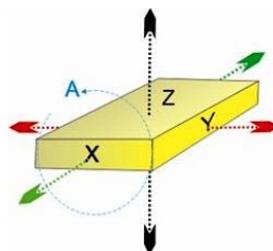


Figure 8 : Machine à 4 axes

La machine à 5 axes

Comme pour la machine à 4 axes, cette machine présente un axe de rotation suivant l'axe X, mais ici elle possède aussi un axe de rotation par rapport à l'axe Y, que l'on nomme par convention axe B.

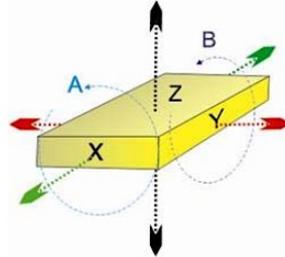


Figure 9 : Machine à 5 axes

3.4.2 Méthode additive ou impression 3D

(1)(6)(34)(35)(36)(37)(38)(39)(40)(41)

Le principe est le même qu'une imprimante traditionnelle qui évolue suivant 2 dimensions X et Y.

Dans le cas de l'impression 3D, l'axe Z est rajouté afin d'obtenir un objet en volume.

Ce volume est obtenu grâce à une superposition de couches de matériaux en 2 dimensions qui une fois stratifiés représenteront une image homothétique fidèle du modèle numérique préalablement modélisé en CAO.

Contrairement à l'usinage traditionnel, il y a ajout de matière et non soustraction, c'est une fabrication dite en « positif » ou fabrication par addition.

Il existe un nombre important de modèles d'imprimante 3D qui utilisent chacune des mécanismes ainsi que des matériaux différents.

Materials	3D printing technologies			
	Polymerization	Jetting	Fusion	Deposition
Ceramic				
Metal				
Plastic	Photopolymerization Resin 3D printing (SLA, DLP...)	Material or Binder jetting (PJ, BJ)	Powder bed fusion (SLS, SLM, EBM...)	Extrusion (FDM, FFF...)
Wax				
Sand				
Paper				Sheet lamination
Live cells				3D Bioprinting

Figure 10 : infographie des matériaux utilisable en impression 3D

4. Les technologies de l'impression 3D

4.1 Impression par photo-polymérisation de résine ou de cire

C'est une technique qui se caractérise par la photo-polymérisation de polymères liquides encore appelés photo-polymères.

La technologie la plus ancienne à utiliser ce phénomène et la plus répandue est la stéréolithographie.

Il existe aussi les technologies Digital Light Processing (DLP) et Polyjet qui reprennent le même processus de réaction photo-chimique.

4.1.1 La stéréolithographie (SLA Stereolithography Apparatus)

(1)(6)(34)(38)(42)

La SLA inventée en 1986 par Charles HULL fut d'abord dédiée au prototypage rapide, c'est-à-dire à la conception d'une gamme de nouvelles technologies. Il s'agit de produire en quelques heures des pièces avec précision, directement à partir de modèles de CAO, avec de petits besoins en intervention humaine.

Ce procédé est basé sur le fait que certaines résines se polymérisent sous l'effet de la lumière ou d'une source de chaleur.

Ici c'est un rayon de lumière ultraviolet (UV) qui sert de catalyseur à la réaction de polymérisation.

Ce rayon laser UV vient frapper la surface du liquide résineux activant les photo-initiateurs de polymérisation.

Ces résines liquides photo-polymérisables sont de différentes natures :

- Résines Acrylonitrile Butadiène Styrène (ABS) : Précise et rigide,
- Résines Polypropylène (PP) : Précise, flexible et proposant un état de surface lisse,
- Résine Polyamide (PA) : Relativement précise, flexible et possédant une bonne résistance mécanique,
- Résine Polycarbonate (PC) : Transparente.

Une plateforme horizontale mobile est immergée dans une cuve de résine liquide photosensible. A la surface du liquide, un laser UV et ses déflecteurs qui orientent le faisceau viennent balayer le liquide résineux.

Sous l'effet du laser les photo-initiateurs débutent la réaction de polymérisation.

Une première strate est alors produite.

La plateforme horizontale descend d'une hauteur « h » analogue à l'épaisseur d'une strate et correspond au pas de découpe.

En général, une épaisseur peut aller de 0,005 mm à 0,1 mm.

Le processus se renouvelle jusqu'à obtention de l'objet voulu.

Entre chaque strate un « wiper » (racleur) effectue un balayage afin d'homogénéiser la surface et apporter une nouvelle couche de résine photo-polymérisable.

L'objet ainsi que les parties de l'objet non soutenues par sa structure sont maintenus par un support provisoire constitué de la même matière ; il sera éliminé en fin de production.

Afin d'assurer une photo-polymérisation complète et définitive l'objet est mis en four et sous éclairage ultra-violet.

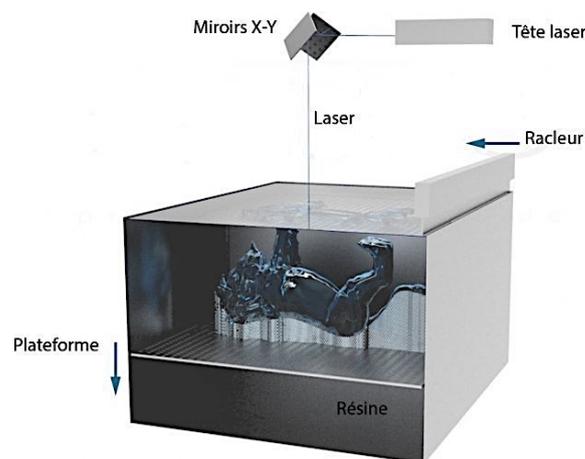


Figure 11 : Impression 3D par Stéréolithographie

Avantages :

- **Rapide et précis :** Il est possible de produire des pièces dont la précision ne dépasse pas les 50 micromètres et cela très brièvement ; de plus, les pièces réalisées en stéréolithographie ont de bonnes qualités fonctionnelles de surface en plus d'être lisses,
- **Peu onéreux :** Les matériaux utilisés ont un coût relativement bas et il n'y a aucune perte de matière,
Il n'est pas nécessaire de créer un moule ; de plus ce procédé est rapide et permet de créer des modèles à l'échelle 1/1 même pour des tailles importantes pouvant atteindre 2 mètres,
Les tarifs de maintenance pour une imprimante SLA sont acceptables.
- **Fiable et simple d'utilisation :** Cette technologie ayant plus de 30 ans, les machines aujourd'hui produites sont abouties et présentent une interface simplifiée. La prise en main est aisée,
- **Large gamme de matériaux.**

Limites :

- Sensible aux températures : En effet lors de la cuisson terminale au four l'objet peut se déformer sous l'effet de la chaleur, tout dépend de la qualité des polymères et de la qualité de l'imprimante,
Toutefois, les étapes de stérilisations posent vraiment problème,
- Coût : Le prix de la machine est important au vu de la technologie proposée, de plus la durée de vie de la lampe à UV est relativement faible (environ 1500 heures),
- Non adaptatif : Le temps de production pour un objet est le même que pour une série d'objets,
- Fastidieux : Après chaque impression il convient de supprimer le support de l'objet manuellement car cela n'est pas automatisable.

De plus la technique nécessite un post-traitement pour finaliser la polymérisation (cuisson + UV),

- Toxique : Le produit final n'est pas toxique en lui-même, mais les vapeurs de solvants et de polymères qui sont produites lors de l'impression le sont.

Avantages	Limites
Rapide et précis (excellente finition)	Sensible aux températures / Vieillesse aux UV
Peu onéreux	Coût de la machine
Fiable et simple d'utilisation	Non adaptatif
Large gamme de matériaux	Fastidieux
	Toxique

Applications de la technologie en dentisterie :

Cette technologie bien qu'éprouvée n'est cependant pas préférée à la SLA en chirurgie dentaire, il est tout de même possible de produire les éléments suivant :

- Modèles d'étude,
- Guides chirurgicaux,
- Guides radiologiques,
- Gouttières,

- Maquettes calcinables.

4.1.2 Traitement numérique de la lumière : DLP (Digital Light Processing)

Cette technologie a été mise au point par Texas instruments en 1987 puis utilisée par EnvisionTEC qui voulait s’immiscer dans les secteurs de l’audioprothèse, de la prothèse dentaire et de la bijouterie.

Le procédé est similaire à celui de la stéréolithographie conventionnelle, sauf que dans le cas de l’impression par traitement numérique de la lumière, la source n’est pas un laser, mais une puce DLP

Celle-ci est munie d’un projecteur DLP contenant des millions de miroirs orientables.

Il projette une image de chaque couche à la surface du liquide de résine photo-polymérisable en une fois.

Pour chaque miroir réfléchissant, un pixel de l’image projetée est assigné.

Cette technique est plus rapide que la SLA pour des objets de surface importante mais reste moins précise.

Les matériaux utilisés sont rigoureusement les mêmes qu’en stéréolithographie :

- Résines Acrylonitrile Butadiène Styrène (ABS) : Précise et rigide,
- Résines Polypropylène (PP) : Précise, flexible et proposant un état de surface lisse,
- Résine Polyamide (PA) : Relativement précise, flexible et possédant une bonne résistance mécanique,
- Résine Polycarbonate (PC) : Transparente.

Toutefois il existe d’autres résines aux caractéristiques proches de l’ABS et d’autres matériaux comme la résine claire ou les cires de moulage.

Ici le plateau horizontal de production monte d’une épaisseur égale à une strate contrairement à la SLA où il descend.

Cela s’explique parce que le projecteur DLP se situe sous la cuve de photo-polymères liquides. Le processus se répète jusqu’à l’obtention de toutes les strates et la formation de l’objet dans son intégrité.

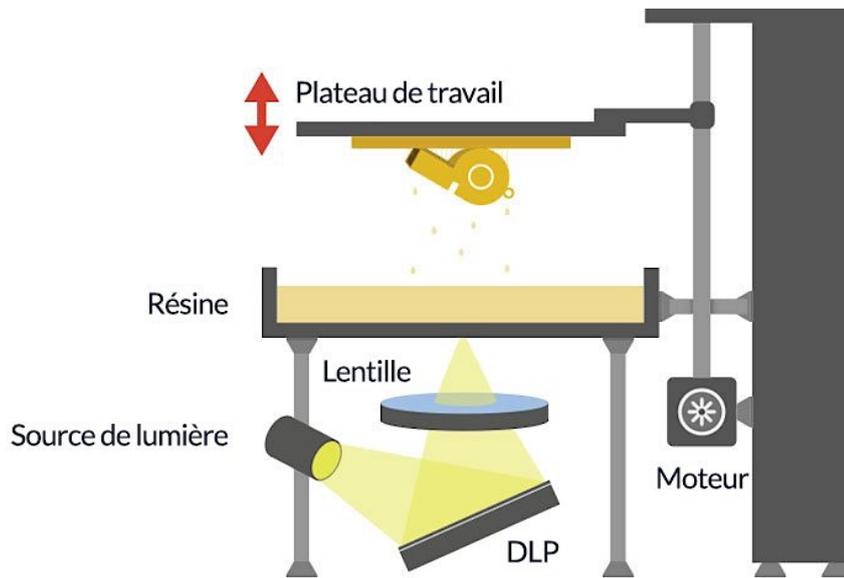


Figure 12 : Principe d'impression par DLP

Avantages :

- Coût : Elle est 3 fois moins chère que la stéréolithographie,
- Précise et rapide : La photo-polymérisation se faisant sur une surface plus grande via la projection d'une image et non point par points, le gain de temps par rapport à une impression par stéréolithographie est de l'ordre de 200 à 500%,
- Elle permet de réaliser des pièces en plastique très solides avec une très bonne finition de surface qui est quasiment identique aux technologies de moulage par injection. Chaque strate de 0,1mm est photo-polymérisée en moins de 8 secondes,
- Large gamme de matériaux.

Limites :

- Sensible aux températures : En effet, lors de la cuisson terminale au four l'objet peut se déformer sous l'effet de la chaleur, cela dépend de la qualité des polymères mais aussi de la qualité de l'imprimante. De plus cela pose un réel problème concernant les étapes de stérilisation dans notre profession.

Avantages	Limites
Coût	Sensible aux températures
Précise et rapide	
Large gamme de matériaux	

Applications de la technologie en dentisterie :

- Modèles d'étude,
- Guides chirurgicaux,
- Guides radiologiques,
- Gouttières,
- Maquettes calcinables.

4.1.3 Pulvérisation de photo-polymères : PJ (Photopolymer Jetting ou Polyjet)

(1)(6)(34)(43)

C'est une technologie qui fait son apparition en 1999 via l'entreprise OBJET.

Le système de pulvérisation de photo-polymère est proche de la stéréolithographie puisqu'elle fait intervenir la photo-polymérisation de résine par lumière UV.

Dans le cas du Polyjet, des têtes d'impression piézoélectriques viennent déposer de fines gouttes de résine photo-polymérisable pour réaliser la pièce de construction.

En parallèle, d'autres buses injectent de la cire ou de la résine soluble dans l'eau afin d'assurer un support de construction.

La lampe UV vient rigidifier le tout en photo-polymérisant la structure produite, puis le plateau descend d'une hauteur « h » d'environ 0,016mm ce qui correspond à l'épaisseur moyenne d'une strate.

L'objet est alors produit par « jets » successifs de photo-polymères par stratification, couches après couches, jusqu'à l'obtention finale de l'objet désiré.

Il existe un grand nombre de matériaux utilisables via Polyjet (résines polypropylènes, résines polyacrylates ...)

Une fois la pièce terminée, l'objet est mis dans une étuve pour faire fondre la cire qui lui sert de support ; ensuite il est plongé dans un solvant afin de permettre de le dissoudre.

Schéma du procédé d'impression 3D

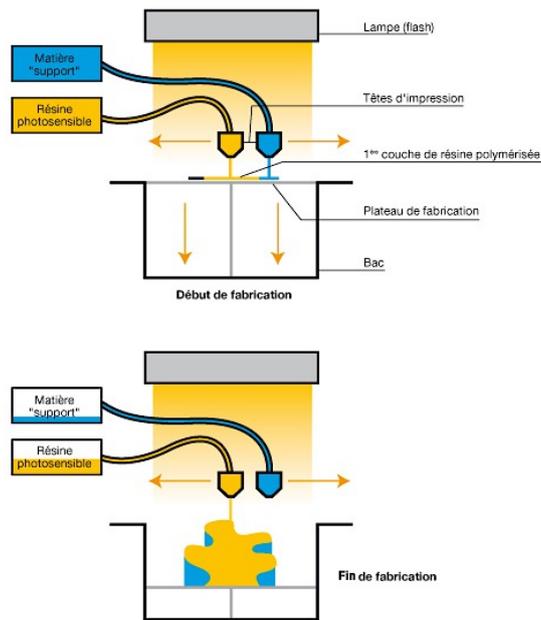


Figure 13 : Principe d'impression par PolyJet

Avantages :

- Large gamme de matériaux : L'impression par polyjet propose une grande variété de matériaux à disposition (plus de 120 références sont disponibles dans l'offre) dont certains peuvent être utilisés de façon concomitante et ce même si leurs propriétés physiques sont différentes (souples, opaques, colorés, dur, translucide etc. ...), C'est la seule technologie où l'on peut imprimer plusieurs matériaux simultanément.
- Pratique : Une fois l'objet produit et son support supprimé, l'objet est prêt, il n'a pas besoin d'être « cuit » au four à UV comme en SLA,
- Bon état de surface : Couleur, surface lisse et bonne résistance mécanique notamment au choc,
- Possibilité d'obtenir des prototypes fiables, performants et relativement précis (16 micromètres).

Limites :

- Précision : La précision est assez grossière et les pièces trop complexes sont irréalisables (détail inférieur à la stéréolithographie ou la DLP),
- Têtes d'impression : Les têtes d'impression ont tendance à se boucher lorsque le produit sèche au niveau des buses d'extrusions,
- Relativement fragile.

Avantages	Limites
Nombreux matériaux + de 60	Précision
Pratique	Têtes d'impression
Bon état de surface	Fragile (vieillissement des matières)
Impression de matériaux simultanée	Résistance thermomécanique limitée

Applications de la technologie en dentisterie :

- Modèles d'étude,
- Guides chirurgicaux,
- Guides radiologiques,
- Gouttières,
- Maquettes calcinables.

Tableau récapitulatif des méthodes d'impression 3D par photo-plymérisation			
	SLA	DLP	Polyjet
Précision	0,051-0,152mm	0,05mm	0,015-0,203mm
Offres de matériaux	Faible	Moyen	Importante > 120
Coloration	Non	Non	Oui
Finition	Nécessaire	Nécessaire	Non
Cout	Important	Très important	Moyen
Tailles d'impression	1500x750x550mm	Faible	1000x800x500mm
Temps d'Impression	Important	Rapide	Moyen
Avantages	Technique éprouvée	Rapide	Large gamme de matériaux
Limites	Sensible aux températures	Onéreux	Fragile

4.2 Impression par liage de poudre

(1)(6)(34)(35)(36)(37)(38)(39)

Le procédé de fabrication additive par poudre métallique permet aujourd'hui de produire des pièces dites en « bonne matière », c'est-à-dire dans le matériau souhaité avec des propriétés nominales.

L'impression 3D par liage de poudre regroupe le frittage sélectif par laser (SLS), la fusion sélective par laser (SLM) et la fusion par faisceaux d'électrons (EBM).

Ces techniques ont en commun l'utilisation de poudre comme matériau de confection obtenu par atomisation au gaz.

Les particules composants ces poudres ont en général une taille variant entre 20 et 150 μ m.

Certain de ces matériaux présentent une base métallique, ce qui est une grande innovation dans le domaine de l'impression 3D.

4.2.1 Frittage sélectif par laser : SLS ou DMLS (Selective Laser Sintering)

(44)(45)

Cette technologie apparue en 1992 repose sur le frittage de poudre à l'aide d'un laser de forte puissance.

La machine est composée de 2 cuves, une cuve de fabrication et une cuve contenant la poudre de matériaux.

Elles sont pourvues d'un plateau horizontal dont la hauteur varie grâce à un piston.

A l'intérieur de ces cuves, la température est constante ce qui permet d'éviter les altérations de formes et de structures, on parle de chambre de construction.

La réaction débute par une montée en température de la chambre de construction.

Un laser de forte intensité (Laser à CO₂) va venir balayer la fine couche de poudre en suivant le tracé en 2 dimensions préalablement établies.

Cette fine couche de matériaux sera alors « frittée » et on obtiendra ainsi la première strate dont l'épaisseur minimale sera de 0,05mm.

Le piston supportant le plateau de poudre monte alors ; le piston supportant le plateau de production descend.

Un rouleau vient déposer une nouvelle pellicule de matériaux sur l'ensemble de la cuve de fabrication permettant au processus de se répéter jusqu'à l'obtention de la pièce définitive.

La pièce sera ensuite extraite de l'amas de matériaux résiduels, puis nettoyée afin de la débarrasser des particules de poudre non fusionnées.

Il existe 2 types d'imprimantes SLS, les imprimantes à polymères (Nylon, Elastomères, Composites, PEEK, Céramiques) et celles à métaux (Titane, Acier, Cobalt-Chrome) ; mais le principe de fonctionnement reste le même.

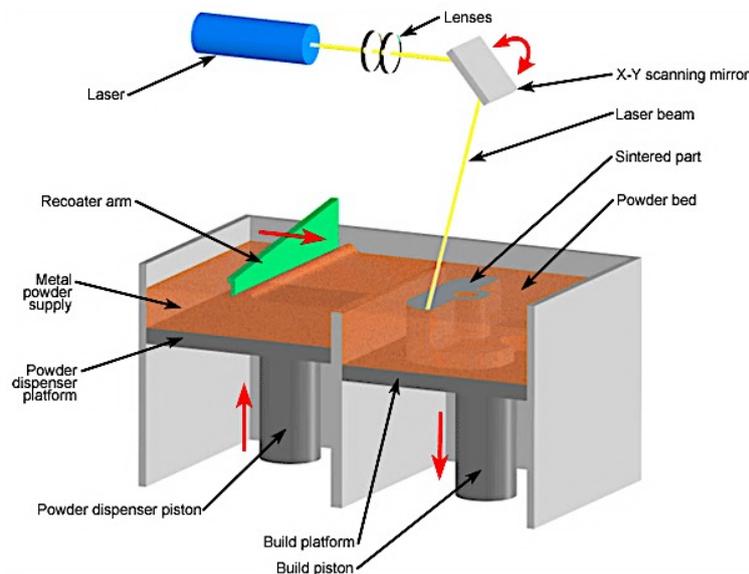


Figure 14 : Principe d'impression par frittage sélectif par laser

Avantages :

- Large gamme de matériaux : Pour cette technologie presque tous les matériaux métalliques sont compatibles s'ils peuvent être réduits sous forme de poudre homogène dont le diamètre n'excède pas 50 micromètres.
- Rapide et économe en matériaux : La poudre non frittée est réutilisable instantanément il n'y a donc pas de perte de matériaux.
De plus le séchage n'est pas nécessaire sauf pour la céramique ; cependant l'objet doit refroidir en fin de production avant d'être manipulé ; cela s'explique par la conduction thermique engendrée par le laser sur l'objet fritté.
Dans certains cas, notamment pour les objets de volume important, il peut être nécessaire d'attendre 24 heures.

- Robuste et précis : Les pièces produites sont durables avec de bonnes propriétés mécaniques et résistantes à la chaleur, de plus elles présentent une bonne résolution cependant inférieure à la stéréolithographie (0,1mm).

Limites :

- Taille : Les tailles de pièces ne peuvent pas excéder 700x580x380mm,
- Surface : La surface des éléments produits par SLS présente un aspect dépoli et très rugueux, cependant les pièces peuvent être retravaillées (ponçage, polissage, peinture). De plus, suivant le matériau utilisé le résultat peut s'avérer poreux,
- Technique complexe et onéreuse : Afin d'obtenir un objet exploitable, celui-ci doit être le plus précis possible, pour se faire l'imprimante SLS doit être paramétrée précisément. La longueur d'onde du laser doit être définie.
Le type de logiciel ainsi que sa qualité doivent être évalués.
Le type de grain composant la poudre de production leur qualité et homogénéité est également un point déterminant dans la qualité du rendu.
Le tarif d'une imprimante SLS dépasse souvent plusieurs centaines de milliers d'euros,
- Toxique : Les particules contenues dans la poudre de frittage sont extrêmement toxiques, il est donc nécessaire d'être très prudent.
- Restreint : Possibilité de n'utiliser qu'un seul type de poudre à la fois, toutefois celle-ci peut être un agglomérat de plusieurs poudres dont le métal ayant la température la plus faible agit comme liant.

Avantages	Limites
Large gamme de matériaux	Taille
Rapide	Surface
Economique en matériaux	Technique complexe et onéreuse
Robuste et précis	Toxique
	Restreint

Application de la technologie en dentisterie :

Très peu utilisée car produit des éléments poreux, mais il est possible de réaliser les éléments :

- Inlay-Core,
- Couronnes coulées,
- Bridge métallique,

- Châssis de stellite,
- Armature de couronne céramométalliques,
- Armature de bridge céramométallique,
- Implants.

4.2.2 Fusion sélective par laser : SLM (Selective Laser Melting)

(46)(47)(48)(49)

C'est une technologie distribuée par EOS GmbH (Allemagne).

L'impression par SLM reprend les grandes lignes de l'impression par frittage laser.

Ici la technologie n'utilise cependant que des poudres métalliques comme substrat de fabrication.

- Titane,
- Acier,
- Co-Cr,
- Aluminium.

Tout d'abord une couche de poudre métallique vient tapisser la plateforme horizontale de construction.

Un laser à fibre optique vient chauffer la poudre jusqu'à obtenir la fusion complète des grains métalliques contenus dans la poudre.

Le laser suit le tracé du fichier numérique de CAO en 2 dimensions obtenues à partir de découpes de l'objet désiré en 3 dimensions.

Une fois la première couche produite, dont l'épaisseur minimale est de 0,03mm, une nouvelle couche de poudre métallique est déposée via un rouleau d'approvisionnement et le procédé se répète jusqu'à obtention finale.

Il existe cependant une grande différence entre la SLS et la SLM.

En effet en SLS les grains de poudre frittée ne sont pas fusionnés à l'échelle moléculaire.

Le laser à CO2 vient chauffer la poudre métallique (200°C) jusqu'à son point de fusion sans jamais réellement l'atteindre et le dépasser.

En SLM le laser à fibre optique va faire « fondre » la poudre qui n'est plus simplement frittée.

En ce sens, la fusion complète de la poudre métallique permet d'obtenir une structure plus homogène et permet d'éviter la présence de lacunes structurelles au sein de l'objet comme en SLS.

Cette raison majeure explique qu'en chirurgie dentaire l'utilisation des technologies SLM est préférée aux technologies SLS.

Avantages :

- Bonne densité : Le fait que le produit soit fondu et non fritté il ne présente pas de défaut de structure interne (densité de 99%).
- Matériaux : Tous les métaux employés en dentisterie et réductibles sous forme de poudres sont utilisables.
- Rapide et économe en matériaux : La poudre non fusionnée est réutilisable instantanément il n'y a donc pas de perte de matériaux.
De plus le séchage n'est pas nécessaire ; cependant l'objet doit refroidir en fin de production avant d'être manipulé ; cela s'explique par la conduction thermique engendrée par le laser sur l'objet fusionné.
- Robuste et précis : Les pièces produites sont durables avec de bonnes propriétés mécaniques et résistantes à la chaleur, de plus elles présentent une bonne résolution.

Limites :

- Tailles : Limités à 25mm ou 50mm de diamètre et 40mm de hauteur.
- Surface : La surface des éléments produits par SLM présente un aspect dépoli et très rugueux cependant les pièces peuvent être retravaillées (ponçage, polissage, peinture).

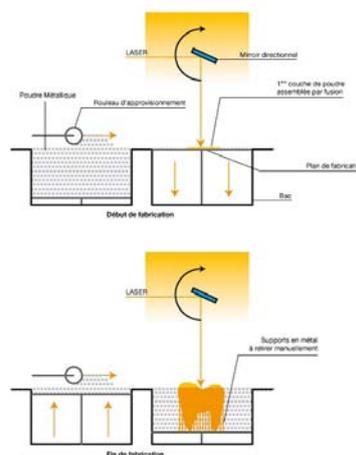


Figure 15 : Principe d'impression par fusion sélective par laser

Avantages	Limites
Large gamme de matériaux	Tailles
Rapide	Surfaces
Econome en matériaux	Technique complexe et toxique
Robuste et précis	Cout d'investissement

Applications de la technologie en dentisterie :

Il s'agit de la méthode la plus utilisée en dentisterie et qui fait intervenir des poudres métalliques.

Cela s'explique par l'absence de défaut de structure interne dans les pièces réalisées.

- Inlay-core,
- Couronnes coulées,
- Bridge métallique,
- Châssis de stellite,
- Armature de couronne céramométallique,
- Armature de bridge céramométallique,
- Implants,

4.2.3 Fusion par faisceau d'électrons : EBM (Electron Beam Melting)

(40)(50)(51)(52)(53)(54)(55)(56)(57)

C'est la société suédoise ARCAM® qui a mis cette imprimante sur le marché et c'est la seule à produire des imprimantes à fusion par faisceaux d'électrons.

Cette technologie est utilisée uniquement pour des procédés de fabrication imposant un cahier des charges minutieux.

De plus elle est employée exclusivement dans des secteurs de pointes (aéronautiques, médecine, sport automobile).

Ici le laser est remplacé par un puissant faisceau d'électrons permettant d'atteindre des températures de fusion très élevées (680°-720°C) et donc de fusionner certains types de poudre qui ne pouvaient pas l'être avec la SLM.

- Alliage de titane,
- Acier,
- Co-Cr,
- Cuivre,
- Niobium,
- Verre métallique massif,

- Aluminide de titanium.

Un filament de tungstène est chauffé sous vide ; il va libérer des électrons qui vont être accélérés, ensuite ils seront projetés à une vitesse très importante sur la poudre métallique engendrant une montée en température importante.

La taille du faisceau d'électrons est variable, ce qui permet d'obtenir un degré de finition exemplaire.

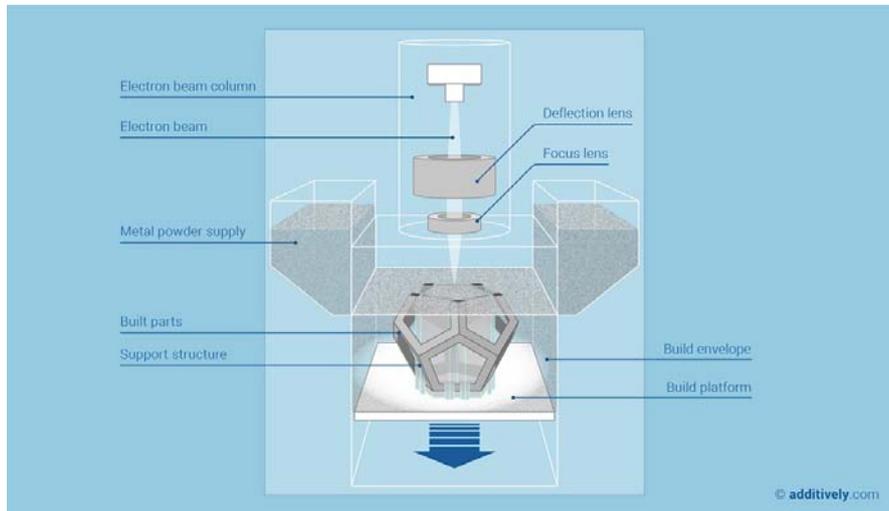


Figure 16 : Principe d'impression par fusion par faisceau d'électrons

Afin de diriger les électrons, le faisceau une fois accéléré est dévié par un électroaimant.

Cela est permis car la technologie ne fait pas intervenir de pièce mécanique pour déplacer le faisceau d'électron, qui est dévié par l'électroaimant.

De fait, la vitesse de balayage peut ainsi atteindre les 8km/s. En SLM la vitesse du faisceau n'excède pas quelques dizaines de mètres par seconde.

La procédure de fabrication se passe sous vide et à pression constante afin d'éviter les interactions entre les molécules de gaz et les électrons.

La température est stable et contrôlée.

Ainsi les déformations et l'oxydation de la poudre sont évitées.

La technique ressemble beaucoup à la SLM.

Il y a 2 cuves : une cuve de matière première (poudre métallique) et une cuve avec un plateau de construction.

Le faisceau d'électrons va balayer la fine pellicule de poudre métallique afin de créer une première strate suivant un pas de découpe d'environ 0,05mm.

Un rouleau approvisionnement va fournir une nouvelle couche de poudre métallique et le procédé va se répéter jusqu'à l'obtention finale de l'objet.

Dans cette technique la poudre n'est pas réutilisable immédiatement ; cela est dû aux températures extrêmes que la technologie emploie.

Avantages :

- Vitesse : La production d'éléments via EBM est très rapide car la température du faisceau d'électrons vient frapper la poudre métallique.
Il n'y a quasiment pas de perte d'énergie dans la réaction.
De plus, la vitesse de déplacement du faisceau est très importante (8000m/s).
- Qualité : La qualité de production est très bonne puisque le métal fusionné présente une pureté définie par une densité de 99%.
- Risque de déformation limitée : La chambre de production étant maintenue à température constante et sous vide.

Limites :

- Coût : La machine présente un coût très élevé.
- Surface : Elle est encore plus granuleuse qu'avec la technologie SLM car le faisceau d'électron (entre 25 et 35 μ m) est plus large que le faisceau laser (15 μ m).
- Poudre non réutilisable : Contrairement à la SLM la poudre non fusionnée ne peut être réutilisée immédiatement ; elle doit d'abord être contrôlée. Cela est dû en partie à la puissance du faisceau d'électrons qui dégage énormément de chaleur. La récupération dans cette technologie ne se fait pas par aspiration comme pour la SLS ou la SLM, elle se fait par l'intermédiaire d'un « sablage » afin de casser les liaisons atomiques faibles.
- Pièces de petits volumes : En effet il n'est possible de réaliser que des pièces dont le diamètre n'excède pas 350mm et une hauteur de 380mm.
- Les matériaux utilisés doivent impérativement être conducteurs pour interagir avec le faisceau d'électrons.

Avantages	Limites
Vitesse de fabrication	Coût
Qualité de fabrication	Surface granuleuse
Peu de déformation	Poudre non réutilisable immédiatement
	Volume des pièces
	Matériaux conducteurs

Applications de la technologie en dentisterie :

Cette méthode est très peu utilisée car le coût de la technologie est rédhibitoire mais les éléments suivants pourraient être envisageables :

- Inlay-core,
- Couronnes coulées,
- Bridge métallique,
- Châssis de stellite,
- Armature de couronnes céramométalliques,
- Armature de bridge céramométalliques.
- Implants (moignons, piliers ...),
- Barres sur implants.

Tableau récapitulatif des méthodes d'impression 3D par frittage de poudre			
	SLS	SLM	EBM
Précision	0,1mm	0,1mm	0,15mm
Offre de matériaux	Importante	Importante	Importante
Coloration	Non	Non	Non
Finitions	Nécessaire	Nécessaire	Nécessaire
Coût	Important	Important	Très important
Tailles de l'impression	Max 700x580x380mm	Max 700x580x380mm	38cm de H / 35 cm de \varnothing
Temps d'impression	Important	Important	Faible
Avantages	Récupération du matériau en intégralité	Récupération du matériau en intégralité	Pièces très résistantes
Limites	Tailles	Tailles	Pas de récupération du matériau en intégralité

4.3 Impression par jet de matière

(1)(6)

4.3.1 Impression par injection de cire

L'impression par injection de cire vient se substituer aux étapes de fabrication manuelle nécessaire à la méthode de « cire perdue ».

Dans ce procédé, 2 cires sont injectées, une cire de construction et une cire qui servira de support.

Ici les couches de cire sont imprimées par des têtes d'impressions que l'on appelle « buses ». Elles déposent successivement de la cire pour former des strates dont l'épaisseur varie entre 13 et 76 micromètres.

Le plateau s'abaisse une fois la première strate créée.

Le processus redémarre jusqu'à obtention de l'élément final.

Afin d'éliminer la cire servant de support le produit final est mis à tremper dans un solvant préalablement chauffé.

Il ne reste ainsi plus que la cire de construction.

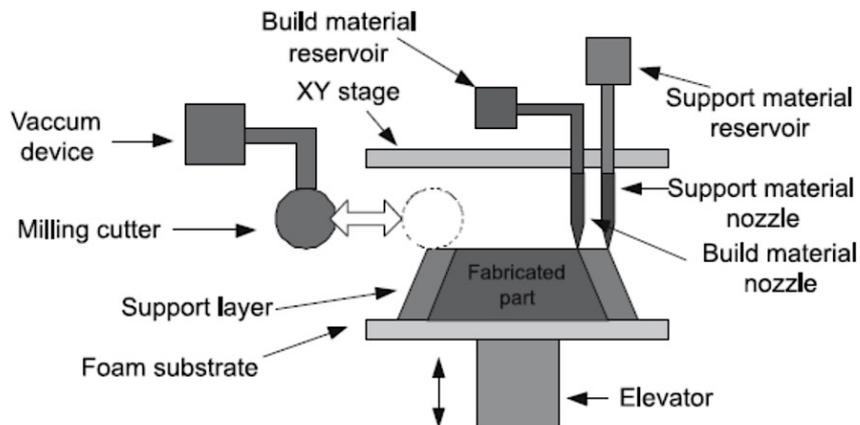


Figure 17 : Impression par injection de cire

Une fois l'objet obtenu il suffit d'appliquer la méthode traditionnelle de la « cire perdue ».

L'objet est entouré par un matériau réfractaire liquide qui s'adapte à ce dernier et qui durcit lorsqu'il est mis au four sans variation de volume.

Lors de la cuisson la cire fond et laisse un espace vide correspondant à la forme de l'objet en cire, en négatif.

Cet espace peut alors être comblé par un métal en fusion.

Une fois refroidi on obtient une copie en métal conforme de l'objet en cire imprimé par injection de cire.

Avantages :

- Coût : L'imprimante, aussi bien que les matériaux (cire) utilisés sont abordables,
- Technologie facile à mettre en œuvre,
- Productivité importante.

Limites :

- Fragile : les pièces réalisées sont fragiles et sensibles aux températures,
- Temps : Le procédé de fabrication est relativement lent.

Avantages	Limites
Faible coût	Temps de fabrication
Technologie facile à utiliser et à mettre en œuvre	Fragilité
Productivité importante	

Application de la technologie en dentisterie :

- Permet de produire des maquettes calcinables pour :
 - Châssis de stellite,
 - Couronne,
 - Chapes métalliques,
 - Armature de bridge métallique.

4.3.2 Impression par injection de liant dans lit de poudre : PBP (Powder Binder Printers – 3DP)

(58)(59)

La technologie 3DP ou PBP a été inventée par le MIT dont la licence appartient aujourd'hui à 3D système.

Comme la plupart des imprimantes 3D, la machine est composée de 2 cuves : une cuve d'approvisionnement et une cuve de production.

La température au sein de ces chambres est contrôlée par l'imprimante tout au long de la production pour que le liant injecté dans la poudre ait une vitesse de polymérisation constante.

Une première couche de poudre d'une hauteur de 3mm est déposée au fond de la chambre de construction afin de faciliter la récupération de l'objet.

L'imprimante, à l'aide d'un rouleau d'approvisionnement dépose une fine pellicule d'environ 0,1mm de poudre, puis des têtes d'impression pourvues de buses vont venir « encoller » à la glue la poudre préalablement déposée.

Cette glue peut être ou non colorée.

Ce protocole permet de produire la première couche de l'objet.

Par la suite une nouvelle couche est déposée et le protocole se répète jusqu'à l'obtention finale de l'objet désiré.

La poudre de matériaux est récupérée par un système d'aspiration et pourra être réutilisée par la suite.

Dans l'impression par injection de liant dans un lit de poudre, le liant peut être coloré sans restriction avec une multitude de couleurs.

De plus, il est possible d'utiliser une quantité importante de matériaux du moment qu'ils soient « encollables » et sous forme de poudre (céramique, métal, matériaux composites, polymères, résines, cires).

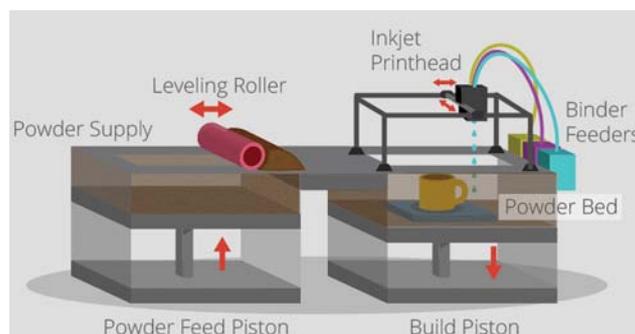


Figure 18 : Principe d'impression par injection de liant dans lit de poudre

Avantages :

- Coloration : C'est la seule méthode permettant d'utiliser plusieurs couleurs simultanément. De plus, le panel de couleurs regroupe plus de 3 millions de combinaisons.
- Prix avantageux : Le prix d'une imprimante 3DP est 60% moins cher que celui d'une imprimante de stéréolithographie.
- Rapide.

Limites :

- Précision faible : Les pièces produites sont moins précises qu'avec une imprimante SLA, en effet elles présentent un aspect granuleux. Les pièces sont fragiles sans traitement post-impression.
- Uniquement pour le prototypage : Il n'est pas possible de réaliser d'élément « en bonne matière » par l'intermédiaire de cette technologie ; les pièces restent fragiles et d'aspect granuleux.
- Difficile à nettoyer.

Avantages	Limites
3 Millions de combinaison de couleurs	Précision faible
Prix avantageux	Uniquement pour le prototypage
Rapide	Difficile à nettoyer

Application de la technologie en dentisterie :

- Modèles d'étude
- Maquettes calcinables

4.4 Impression par dépôt de fil fondu

4.4.1 Dépôt de fil fondu : FDM/FFF (Fused deposition Modeling) / Fused filament Fabrication)

(60)(61)(62)(63)(64)

Les imprimantes 3D par dépôt de fil fondu sont apparues à la fin des années 1980.

C'est la société Stratasys (CEO : S.Scott Crump) qui en fait la démonstration.

Aujourd'hui Stratasys est toujours l'une des sociétés leaders sur le marché.

Les imprimantes à dépôt de fil fondu sont les imprimantes les plus courantes en impression 3D.

Ce sont les imprimantes accessibles aux particuliers et celles que l'on croise le plus couramment.

Le procédé est simple, au départ la machine monte en température afin d'atteindre le point de fusion du matériau qui servira à l'impression (environ 185°C).

En général la matière est un fil de plastique qui une fois fondu sera extrudé par l'intermédiaire d'une buse représentée par un « bec » métallique, qui suivra les contours du fichier .STL créé par CAO.

La buse se déplace suivant un repère X-Y-Z en apposant une fine couche plastique avec une précision maximale d'environ 0,0127mm.

Chaque couche terminée constitue une strate.

Une plateforme motorisée gère la hauteur suivant l'axe Z et descend entre chaque couche d'une hauteur fixe de l'ordre de 0,04mm.

La stratification de ces différentes couches permet d'obtenir l'objet.

Ce processus débute par la base et se termine par le sommet. Il se répète jusqu'à l'obtention de l'élément terminé.

Les matériaux utilisés ont de très bonnes propriétés mécaniques et présentent une biocompatibilité intéressante. Généralement ce sont des matériaux thermoplastiques comme l'ABS (Acrylonitrile Butadiène Styrène), les polycarbonates (PC), les polyphenylsulfones (PSSF), l'ULTEM 9085 ou les cires.

Il est possible d'utiliser d'autres matériaux que le plastique en adaptant les buses (des aliments par exemple).

Cette technique a le meilleur rapport qualité prix pour le prototypage rapide.

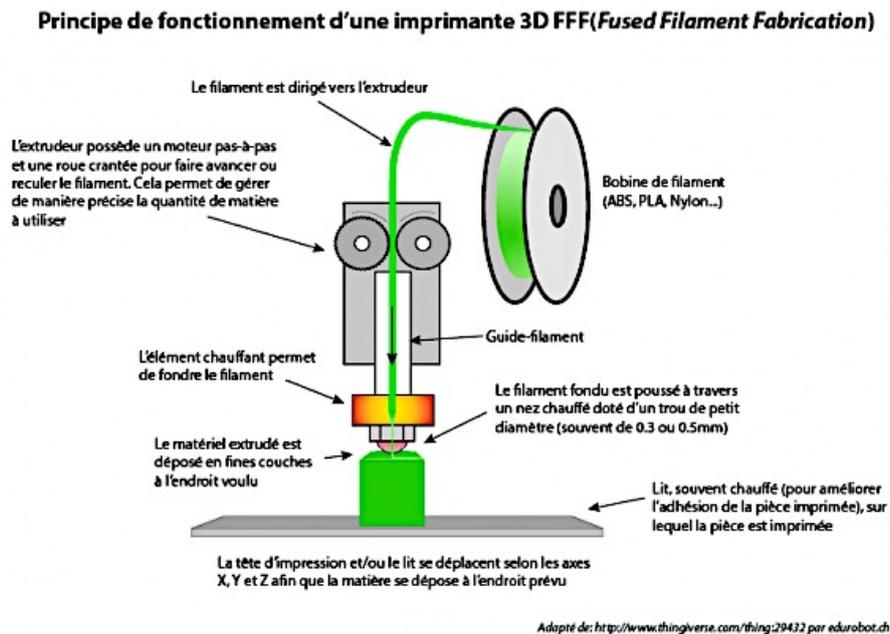


Figure 19 : Principe d'impression par FDM

Avantages :

- Nombre de matériaux : Il y a une quantité importante de matériaux disponibles et convenant à ce type d'imprimante. Le fait de pouvoir changer les buses pour s'adapter au matériau lui confère une grande adaptabilité.
- Simple d'utilisation et rapide.
- Coût : Le prix des imprimantes est très compétitif (de 500 à 3000€) de même que les matériaux employés (2 fois moins chers que les résines liquides photo-polymérisables) ce qui explique qu'elle soit abordable pour le grand public.

Limites :

- Précision : Elle peut varier considérablement d'une imprimante à l'autre.
- Résistance : Les pièces imprimées en FDM ont une résistance mécanique assez faible ce qui explique qu'elles soient plus utilisées pour le prototypage que pour des séries.
- Peu adaptée aux pièces complexes.

Avantages	Limites
Nombres de matériaux	Précision
Simple d'utilisation et rapide	Résistance mécanique assez faible
Coût	Peu adaptée aux pièces complexes

Application de la technologie en dentisterie :

- Modèles d'étude,
- Wax-up,
- Gouttières,
- Guides implantaires,
- Production de maquettes calcinables,

4.5 Bio-impression (Bioprinting)

(65)(66)(67)(68)(69)(70)(71)(72)(73)(74)(75)(76)

La bio-impression est définie par les chercheurs comme : « l'utilisation de procédés de fabrication numérique permettant d'organiser et d'assembler en 3D les constituants des tissus biologiques dans le but de produire des greffons pour la médecine régénératrice ou des modèles physiologiques pour la recherche biomédicale ».

La bio-impression 3D consiste en la formation d'un tissu vivant à l'aide d'un conglomerat de cellules vivantes injectées par stratification à l'aide de buses spécifiques, analogues aux imprimantes 3D classiques.

Il est actuellement possible d'imprimer des cellules « inertes » comme des cellules osseuses ou cartilagineuses, ou des tissus dédiés à l'expérimentation pharmaceutique.

Mais il est impossible en l'état actuel des choses de recréer un organe transplantable et fonctionnel, même si des expériences sont actuellement menées sur la transplantation d'ovaires de souris.

Cette technique est sûrement celle qui bouleversera l'avenir de la médecine dans les prochaines décennies.

Pour confectionner un tissu biologique les cellules sont d'abord sélectionnées afin de former une « encre biologique », elles serviront à la tête d'impression qui extrudera ces dernières afin de confectionner « des strates de tissus ».

Par la suite, le tissu est mis en incubateur afin d'établir le système de communication intercellulaire ainsi que la vascularisation nécessaire au développement du tissu.

En règle générale, les encres sont composées de cellules suspendues en phases aqueuses dans des polymères thermoréversibles ou encore dans des hydrogels.

Il existe actuellement 3 types de bio-imprimantes :

4.5.1 L'impression par jet d'encre biologique :

C'est la première bio-imprimante produite en 1988. Elle a notamment permis l'impression de protéines de fibronectine que l'on retrouve dans la matrice extracellulaire (MEC).

Cette imprimante est composée de cartouches d'impression contenant de l'encre biologique (bio-ink) projetée sous forme de microgouttelettes par des têtes d'impression piézoélectriques ou thermiques sur un substrat receveur.

Les imprimantes thermiques fonctionnent grâce à une cellule thermique.

Cette cellule chauffe et forme une bulle de vapeur qui servira à expulser une fine goutte d'encre biologique au niveau des buses d'impression (30µm à 200µm de diamètre).

Les imprimantes piézoélectriques font intervenir un cristal piézoélectrique qui déforme de façon brève le réservoir d'encre afin d'éjecter une goutte d'encre biologique.

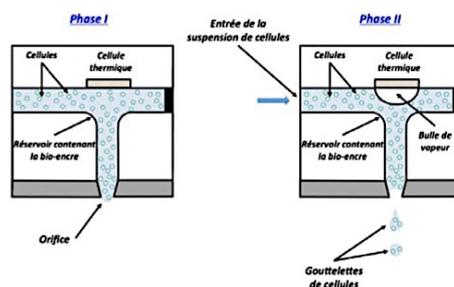


Figure 20 : Principe de bio-impression à jet d'encre par cellule thermique

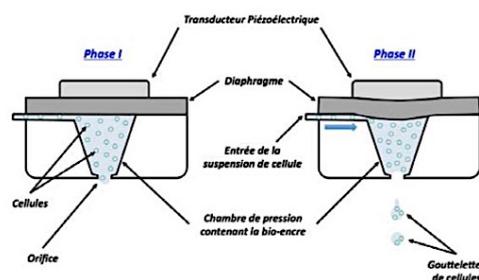


Figure 21 : Principe de bio-impression à jet d'encre par cellule piézoélectrique

Le taux de survie des cellules est de 85% ce qui s'explique en grande partie par les contraintes de cisailles que les cellules subissent pendant l'impression.

Cette impression est rapide et simple d'utilisation car très proche de l'impression à jet d'encre traditionnelle d'où un coût de l'imprimante relativement faible.

Cette technique d'impression n'excède pas 10^6 cellules/ml pour ne pas obstruer les têtes d'impression, elle est donc pour le moment inapproprié pour la réalisation de tissus complexes.

4.5.2 L'impression par extrusion ou micro-seringues

Il est possible à partir de micro-seringues créées spécialement pour Bioplotter® d'imprimer des éléments biologiques.

Le débit des seringues est contrôlé par un système pneumatique permettant de disposer un hydrogel ou un polymère couplé ou non à des cellules. L'impression se fait en continue via une buse dont le diamètre varie entre 100 et 450 μ m.

Cette construction se fait suivant les 3 dimensions de l'espace grâce à 3 axes composant l'appareillage et contrôlés informatiquement.

Les constructions 3D intègrent des hydrogels ou des polymères ainsi que des cellules permettant l'impression de « scaffolds » qui sont des éléments support en ingénierie tissulaire (IT).

C'est une technique intéressante car elle permet de construire une structure en 3D incluant des cellules.

Une fois l'impression terminée la couche support d'hydrogel ou de polymères est supprimée pendant la phase de croissance des cellules.

Cette méthode permet d'obtenir une densité cellulaire importante, toutefois le temps d'impression est assez long pour un taux de survie allant de 40 à 80%.



Figure 22 : Principe d'impression par extrusion (Bioplotter)

4.5.3 La bio impression assistée par laser - Laser Assisted Bioprinting (LAB)

(77)(78)

Cette technique implique l'utilisation : d'un laser pulsé focalisé à l'aide d'une lentille en verre, d'une lame donneuse recouverte de bio-encre et d'une lame receveuse qui est positionnée à quelques micromètres de la première.

Le laser produit des impulsions de quelques nanosecondes avec une longueur d'onde évoluant soit dans les infra-rouges soit dans les ultra-violet.

Si l'énergie délivrée est absorbée directement par l'encre biologique se forme alors un « jet » obtenue par vaporisation de la fine couche de bio-encre disposé sur la lame donneuse.

Si l'énergie délivrée n'est pas directement absorbée par l'encre, l'énergie lumineuse est transformée en énergie thermique ou mécanique ; c'est la raison pour laquelle il est nécessaire d'interposer une lame transductrice afin d'éviter ce phénomène.

Cette lame transductrice absorbante est soit en or, soit en titane, soit en argent.

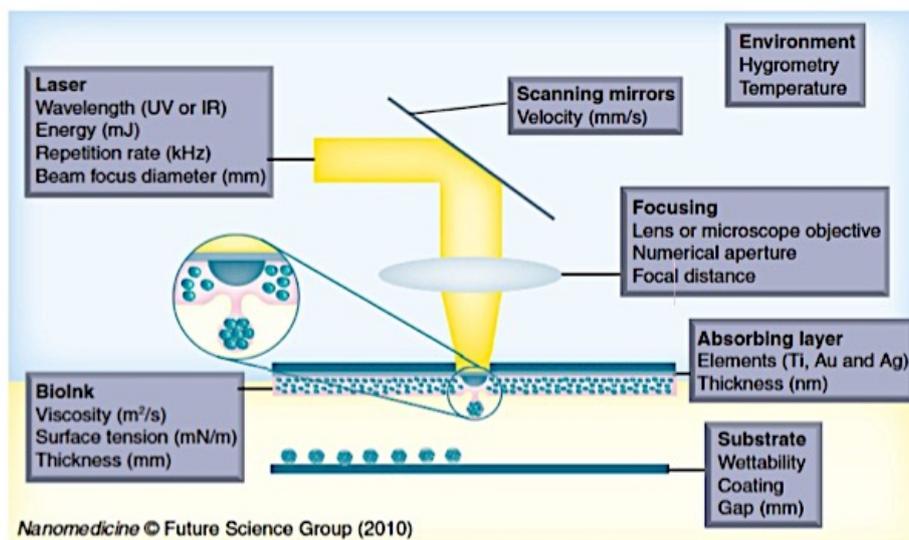


Figure 23 : Principe d'impression par LAB

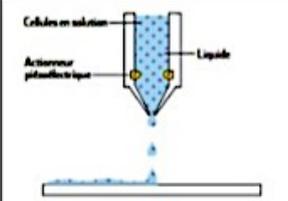
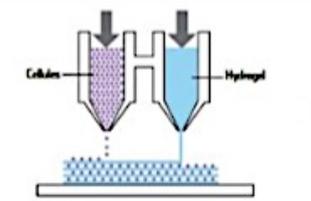
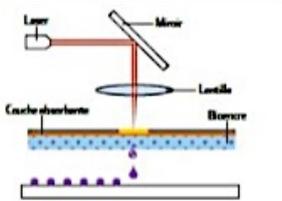
 <p style="text-align: center;">Jet d'encre</p>	 <p style="text-align: center;">Bioextrusion</p>	 <p style="text-align: center;">Bioimpression par Laser</p>
<p>La tête d'impression projette des microgouttelettes d'un liquide contenant les cellules. L'éjection de la goutte est provoquée par un procédé thermique ou piezo-électrique.</p> <p>Avantage: Faible coût des instruments (imprimantes de bureau)</p> <p>Inconvénients: Technique limitée aux encres peu concentrées en cellules (sinon obstruction des têtes d'impression). Contraintes de cisaillement importantes imposées aux cellules lors du passage dans l'orifice.</p>	<p>Les constituants des tissus sont poussés mécaniquement à travers une microseringue.</p> <p>Avantages: Simplicité. Première technique mise sur le marché</p> <p>Inconvénients: Coût élevé de l'instrument, Faible résolution.</p>	<p>Chaque impulsion Laser génère une microgouttelette d'un liquide contenant des cellules. Le dispositif de balayage optique permet la formation de motifs complexes.</p> <p>Avantages: Haute résolution. Technique sans orifice qui assure une excellente viabilité cellulaire.</p> <p>Inconvénients: Un seul instrument commercialisé. Robustesse à démontrer.</p>

Figure 24 : Tableau récapitulatif des méthodes de bio-impression avec leurs avantages et inconvénients

Application actuelle de la technologie en dentisterie :

- Reconstitution osseuse.

4.6 Tableau des différentes imprimantes 3D disponibles sur le marché dentaire (6)



NOM DU PRODUIT	FABRICATION ADDITIVE			
	Fabrication de calendables	Fabrication directe métallique	Fabrication directe métallique	Fabrication directe métallique
Fabricant	Xtremis Envisiontec	EOS EOSINT M 270	PM1001 Dental Phenix Systems	P25 Dental Phenix Systems
Distributeur(s) en France	Henry Schein France	EOS France	Phenix Systems	Phenix Systems
Nombre de machines vendues : En France	NC	1 (144 hors dentaire)	> 10 (PM100 + PM1001)	Lancement ISD 2009
En Europe	NC	12 (60 y compris dentaire)	NC	Lancement ISD 2009
Dans le monde	NC	20 (100 y compris dentaire)	NC	Lancement ISD 2009
Technologie de mise en forme	Séréolographie	Microfusion laser	Microfusion laser	Microfusion laser
Matériau(s) mis en forme	Résine	Co-Cr	Co-Cr	Co-Cr
IMPORT				
STL	OUI	OUI	OUI	OUI
Autres	-	-	-	-
APPLICATIONS				
Couronnes	NON	OUI	OUI	OUI
Chapes	NON	OUI	OUI	OUI
Bridges	NON	NON	NON	NON
Inlay/Onlays	NON	OUI	OUI	OUI
Chassis métalliques (amovibles)	NON	NON	NON	NON
Composants orthopédiques	NON	NON	NON	NON
Restaurations temporaires (2)	NON	NON	NON	NON
Guides implantaires	NON	NON	NON	NON
Modèles à partir d'empreintes 3D	OUI	NON	NON	NON
PRECISION				
Precision des fabrications	NC	± 40 µm	± 50 µm	± 50 µm
Precision en XY	7,6 à 10,9 µm	20 µm	20 µm	20 µm
Epaisseur des couches en Z	2,5 à 1,50 µm	20 µm	20 µm	20 µm
Résolution	1400 x 1050 pixel	-	-	-
CAPACITE / PRODUCTIVITE				
Volume de fabrication XYZ	304 x 228 x 381 mm	250 x 250 x 215 mm	Diamètre 100 x 100 mm en Z	100 x 100 x 80 mm
Nb moy de pièces par cycle :	-	250	70	-
Nb d'éléments (fixes) (5)	-	220	60	60
Durée d'un cycle	-	11 h	4 h	7 h
Nb de structures (amovibles)	-	NC	NC	NC
Durée d'un cycle	-	NC	NC	NC
Post-traitement :	Photopolymérisation + Retrait manuel des supports de fabrication	Micro-grenillage, four	Micro-grenillage, four	Micro-grenillage, four
PREX TTC (3)	NC	450 000 €	278 000 €	NC

(1) 1) ou 16 septembre 2009 / (2) Fabrication directe de restaurations temporaires en résine ou plastique bio-compatible / (3) Selon les distributeur, l'installation et la formation sont compris ou non dans le prix de vente.

(4) Prix non communiqué par le distributeur ; Prix de vente constaté chez les fabricants de dentaires ; (5) Elements à prendre en compte : chapes, couronnes et pontiques.



FABRICATION ADDITIVE				
NOM DU PRODUIT	Fabrication de calcinables Partefactory DDP HIP	Fabrication de calcinables Partefactory DDP Desktop	Fabrication de calcinables Project DP 3000	Fabrication de calcinables Solidscape 176
Fabricant	Envisiontec	Envisiontec	3D Systems	Solidscape
Distributeur(s) en France	Euronox Monaco	Euronox Monaco	Henry Schain France, Kallisto	Multistation
Nombre de machines vendues :	NC	NC	NC	0 (200 hors dentaire)
En France	NC	NC	NC	NC
En Europe	NC	NC	NC	NC
Dans le monde	NC	NC	NC	NC
Technologie de mise en forme	Stéréolithographie Cire-résine calcinable, résine bio-compatible	Stéréolithographie Cire-résine calcinable	Impression 3D (Injection) Résine calcinable	Impression 3D (Injection) Cire
Matériau(x) mis en forme				
IMPORT	OUI	OUI	OUI	OUI
Autres	-	-	SIC	-
APPLICATIONS				
Couronnes	OUI	OUI	OUI	OUI
Chapes	OUI	OUI	OUI	OUI
Bridges	OUI	OUI	OUI	OUI
Inlays/Onlays	OUI	OUI	OUI	OUI
Châssis métalliques (amovibles)	OUI	NON	NON	NON
Composants orthopédiques	NON	NON	OUI	OUI
Restaurations temporaires (2)	OUI	NON	NON	NON
Guides implantaire	OUI	NON	OUI	NON
Modèles à partir d'empreintes 3D	NON	NON	NON	NON
PRECISION				
Précision des fabrications	± 25 µm	± 25 µm	± 20 µm	25 µm
Précision en XY	43 à 68 µm	40 µm	NC	25,4 µm
Epaisseur des couches en Z	25 à 50 µm	25 à 50 µm	20 µm	12,7 à 76,2 µm
Résolution	1400 x 1050 pixel	1024 x 768 pixel	656 x 456 x 800 DPI	
CAPACITE / PRODUCTIVITE				
Volume de fabrication XYZ	90 x 67,5 x 230 mm	40 x 30 x 100 mm	127 x 178 x 50 mm 298 x 185 x 203 mm	152,4 x 152,4 x 101,6 mm
Nb maxi de pièces par cycle :	80	20	180	NC
Nb d'éléments (fixes) (3)	70	12 à 20	160	NC
Durée d'un cycle	2 h 30	2 h 30	5 h	NC
Nb de structures (amovibles)	6 à 8	-	20	NC
Durée d'un cycle	7 h	-	18 h	NC
Post-traitement :	Photopolymérisation + Retrait manuel des supports de fabrication	Photopolymérisation + Retrait manuel des supports de fabrication	Élimination des supports par bain en étuve	Élimination des supports par bain en étuve
PRIX TTC (3)	105 500 €	46 000 €	105 000 €	NC

(1) ou 16 septembre 2009 / (2) Fabrication directe de restaurations temporaires en résine ou plastique bio-compatible / (3) selon les distributeur, l'installation et la formation sont compris ou non dans le prix de vente.
 (4) Prix non communiqué par le distributeur ; Prix de vente constaté chez les fabricants de prothèses de dentaires ; / (5) Éléments à prendre en compte : chapes, couronnes et pontiques.

4.7 Tableau récapitulatif des techniques de fabrication par CFAO en chirurgie dentaire (6)

TECHNIQUES de fabrication	Usinage			Fabrication additive		
	3 axes	4 axes	5 axes	imp. 3D	stéréo.	micro-fusion
Waxup						
Couronnes, chapes, briges	X X	X X	X X	X X X	X X X	
Inlays/Onlays	X X	X X	X X	X X	X X	
Implantologie (moignons, piliers...)		X X	X X	X	X	
Barres sur implants		X	X	X	X	
Châssis métalliques (amovibles)				X X X	X X X	
Composants orthopédiques				X X X	X X	
Zircone						
Couronnes, chapes, briges	X X X	X X X	X X X			
Inlays/Onlays	X X X	X X X	X X X			
Implantologie (moignons, piliers...)		X	X			
Barres sur implants		X	X X X			
Cobalt-Chrome						
Couronnes, chapes, briges	X X	X X	X X			X X X
Implantologie (moignons, piliers...)		X X	X X X			X
Barres sur implants		X	X X X			X
Châssis métalliques (amovibles)						X X
Titane						
Couronnes, chapes, briges	X X X	X X X	X X X			X
Implantologie (moignons, piliers...)		X X	X X X			X
Barres sur implants		X	X X X			X
Châssis métalliques (amovibles)						X

5. Impression 3D en odontologie applications actuelles

(33)(38) (79)(80)(81)(82)

5.1 Impression 3D en prothèse

(35)(83)

5.1.1 Impression des modèles

L'impression des modèles grâce aux technologies de stéréolithographie a permis de se soustraire à la coulée en plâtre des modèles en positif.

Hormis le gain de temps important engendré par ce procédé, il permet aussi d'éviter les erreurs liées à la coulée telles que les cassures d'éléments lors de la désinsertion du modèle en plâtre de l'empreinte, les erreurs de manipulation ainsi que les imprécisions lors de la découpe des limites du « die ».

Le prothésiste reçoit donc : soit une empreinte numérique, soit une empreinte physicochimique traditionnelle qu'il numérise.

Informatiquement, il va définir les limites de découpe du « die » et envoyer le modèle en impression.

Cette étape d'impression ne nécessite pas d'opérateur durant sa réalisation, elle est complètement automatisée.

Une fois le modèle imprimé, les procédures classiques de réalisation de prothèse traditionnelle peuvent être effectuées.

Le modèle réalisé peut objectiver soit une arcade complète, soit une hémi-arcade, ou bien un bloc plus petit ; il est aussi possible de rendre les moignons amovibles.



Figure 25 : Modèle d'étude imprimé en 3D

5.1.2 Impression de châssis métalliques

(25)(85)(86)(87)(88)(89)(90)

L'impression 3D permet de réaliser l'armature métallique d'un stellite dentaire.

Elle peut se faire suivant 2 méthodes : La méthode directe par Fusion Sélective par Laser (SLM), la méthode indirecte par impression de matériaux calcinables.

- Méthode directe par fusion sélective par laser (SLM).

A partir d'un scan 3D du modèle « plâtre » de l'arcade du patient ou à partir d'une numérisation intrabuccale, le châssis est modélisé par le prothésiste.

Cette méthode de modélisation informatique se fait via un opérateur qui utilise un logiciel pouvant intégrer une interface avec un bras à retour haptique remplaçant la souris (Phatom®, SensAble System®). Cela permet au manipulateur de percevoir un retour de force ou feedback sensitif lui conférant une sensation tactile mimant la palpation du modèle.

Le fichier ainsi obtenu au format. STL et envoyé à l'imprimante.

Le châssis est ensuite produit dans sa matière définitive (Cobalt-Chrome ou Titane) par impression SLM.

Il ne restera qu'à le passer au traitement thermique pour augmenter sa solidité et à le polir après l'avoir désolidarisé de ses tiges de support.

Cette technique est actuellement utilisée dans peu de laboratoires : en cause son investissement initial trop important et un coût encore trop élevé.

Le laboratoire préférera dans ce cas sous-traiter la fabrication de ses châssis SLM ou utilisera la méthode de la cire/résine calcinable imprimée en stéréolithographie.

De plus, même si la technologie SLM permet d'obtenir une précision amplement suffisante pour la structure du châssis métallique, il existe des difficultés dans la métallurgie des crochets (réalisation de formes complexes).

L'impression des châssis par SLM est « au moins » équivalente à la méthode classique, cependant la micro-fusion laisse parfois quelques porosités dans la structure du métal même si la fréquence d'apparition est très rare.



Figure 26 : Châssis métallique sur son support imprimé par SLM



Figure 27 : Châssis métallique après polissage imprimé par SLM

- La méthode indirecte par impression de matériaux calcinables.

A partir d'un scan 3D de l'arcade du patient, le châssis métallique est modélisé par un opérateur et conçu informatiquement puis imprimé en cire ou résine calcinable via stéréolithographie ou polyjet.

Il est ensuite essayé sur un modèle en plâtre et des retouches peuvent être effectuées si nécessaire.

On obtient alors un modèle « sacrificiel » qui permettra de créer un moule ayant pour but d'effectuer la coulée du modèle de manière traditionnelle afin d'obtenir un châssis métallique chrome-cobalt.

Etape 1 : Modélisation du châssis par CAO.

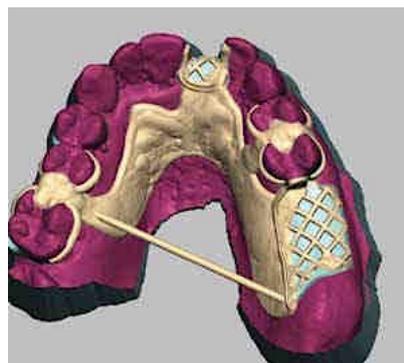


Figure 28 : Elaboration par CAO du châssis

Etape 2 : Impression par stéréolithographie ou polyjet du modèle calcinable en cire ou en résine calcinable et essayage sur le modèle en plâtre, il peut alors être retouché manuellement si nécessaire.



Figure 29 : Impression et essayage du modèle calcinable

Etape 3 : Fixation du modèle sacrificiel sur support afin de créer un moule.



Figure 30 : Modèle sacrificielle

Etape 4 : La cire/résine calcinable fond et laisse sa place dans le moule à son image en négatif. Cette lacune est ensuite comblée par un métal en fusion puis mis à refroidir.



Figure 31 : Coulée du châssis et finitions

Etape 5 : Le châssis métallique ainsi obtenu est poli, les dents sont ajoutées ainsi que la résine de support mimant la gencive.

Cette technique est actuellement la plus utilisée pour la réalisation de châssis métalliques car elle reste financièrement abordable et apporte des résultats satisfaisants.

De plus, la CAO évite les manipulations fastidieuses de la méthode traditionnelle et représente ainsi un gain de temps et de précision.

5.1.3 Impression d'un porte empreinte individuel

(91)(92)

Il est possible grâce à l'acquisition de données numériques par numérisation des modèles ou d'une empreinte primaire de modéliser infographiquement un porte empreinte individuel (PEI) et d'en assurer la production par impression 3D.

Cette production peut se faire en suivant différentes méthodes, soit en utilisant des résines photosensibles ou bien des plastiques polycarbonates.

Des chercheurs chinois se sont penchés sur la production de porte empreinte individuel par impression 3D par la technique de dépôt de fil fondu (FDM) et l'ont comparé à la méthode traditionnelle afin d'étudier la viabilité du procédé.

Ils sont partis du postulat que pour être valable le porte empreinte individuel ne doit pas être trop compressif vis-à-vis de la muqueuse.

Dans cette étude ils ont pris la valeur de 2mm entre la muqueuse et le PEI comme valeur limite (valeur communément admise comme limite acceptable lors de la fabrication d'un PEI).

Les données relevées ont montré que la variation de cette espace semble stable sur l'ensemble du PEI dans le cas d'une réalisation par CFAO, alors qu'elle semble varier très légèrement dans la fabrication traditionnelle à la main.

Pour autant, après la réalisation d'analyses biostatistiques ils n'ont pas pu mettre en évidence de différence significative entre les 2 procédés en se basant sur la limite des 2mm qu'ils s'étaient fixé.

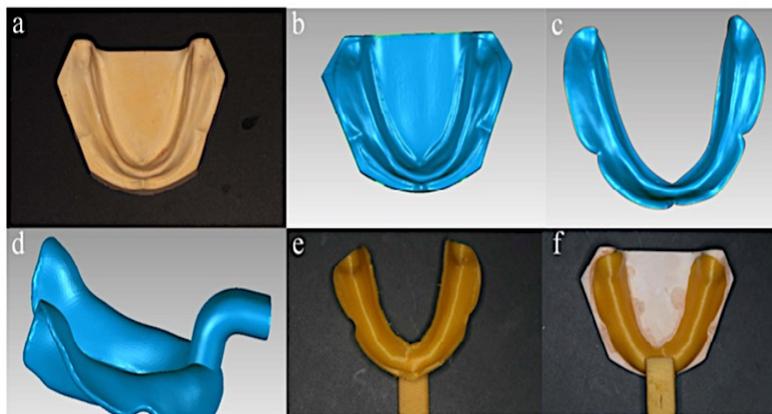


Figure 32 : Porte empreinte modélisé en CAO et imprimé en FDM

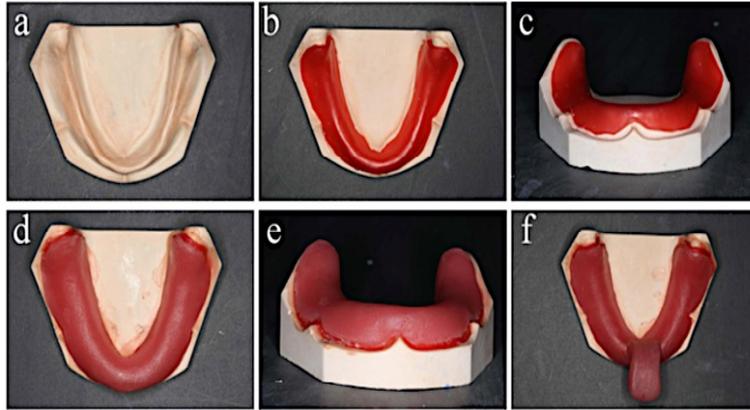


Figure 33 : Porte empreinte traditionnel

Il est à noter que la procédure de CFAO est nettement plus chronophage que la méthode manuelle.

- Pour le PEI en impression 3D : 5 minutes sont nécessaires pour scanner le modèle, 5 minutes pour modéliser le PEI, et 50 minutes pour réaliser l'impression du PEI par FDM soit 1 heure.
- Pour le PEI fait main par méthode traditionnelle : il n'est pas nécessaire de scanner ou de modéliser le PEI, de plus la phase de réalisation est réduite à 10 minutes.

A l'heure actuelle, malgré le fait qu'aucune différence significative de précision entre les 2 méthodes précédemment citées n'ait été mise en évidence, la méthode traditionnelle reste la plus utilisée au vu de sa simplicité de réalisation.

Cependant, certaines sociétés proposent la réalisation de PEI par impression stéréolithographique surtout pour les séries de grande production.

5.1.4 Impression de prothèses obturatrices

(93)(94)(95)(96)(97)(98)(99)(100)(101)(102)(103)

La prothèse obturatrice est un traitement permettant de combler une perte de substance endobuccale.

En règle générale, elle permet de restaurer le cloisonnement entre la sphère sinusienne et la sphère orale qui peut être à l'origine de troubles de l'élocution, de la ventilation ou de difficultés d'alimentation.

Ces pertes de substances sont multifactorielles, elles peuvent être d'origine traumatique, tumorale ou congénitale.

Il est possible de réaliser des prothèses obturatrices immédiates ou d'usage à l'aide d'empreintes physico-chimiques traditionnelles, mais cela s'avère souvent douloureux et inconfortable pour le patient et le praticien ; de plus elle découle parfois sur des imprécisions (limitation d'ouverture buccale, reflux de matériaux dans le sinus, réflex nauséux etc. ...).

La CFAO permet de se soustraire aux empreintes traditionnelles en utilisant le numérique grâce à l'anatomie volumétrique.

Actuellement il n'existe pas d'étude comparative entre une prothèse obturatrice faite en CFAO et une prothèse obturatrice réalisée par méthode traditionnelle.

De même qu'il n'y a aucun cas clinique relatant la prise en charge globale de réhabilitation prothétique obturatrice par CFAO.

La numérisation s'effectue à l'aide d'un Cone-Beam, d'un scanner ou d'une caméra intrabuccale qui permet d'obtenir des informations de surface.

Malheureusement la prise de ces informations est uniquement anatomique et non anatomo-fonctionnelle.

Afin de concevoir correctement la prothèse par CFAO, il est nécessaire d'étalonner l'image obtenue du cone-beam ou du scanner afin d'objectiver les tissus mous (entre -700 et 3000UH unité de Hounsfield).

Le fichier obtenu est un fichier au format DICOM qui permettra d'être exploité par un logiciel de CAO (Proplan, Mimics, Amira) et exporté au format .STL afin d'être révélé par une imprimante de prototypage rapide.

Les méthodes de réalisation sont soit « directe » soit « indirecte »

➤ Fabrication additive par méthode directe

A partir des informations recueillies et une fois la conception réalisée, l'obturateur pourra être soit réalisé par prototypage rapide en cire et transformé par méthode de la cire perdue, soit imprimé directement en méthacrylate de méthyle par stéréolithographie ou encore imprimé par polyjet.



Figure 34 : Obturateur en silicone obtenu à partir d'un modèle "cire" imprimé en SLA



Figure 35. : Modèle "Cire" d'un obturateur maxillaire obtenu par impression Polyjet

➤ Fabrication par méthode indirecte

Cette méthode repose sur la possibilité de produire un modèle stéréolithographique d'une partie des os de la face à partir d'une image TDM ou Cone-Beam.

Cela permet de concevoir une prothèse obturatrice directement sur le modèle stéréolithographique par méthode traditionnelle au laboratoire et évite les prises d'empreintes complexes.

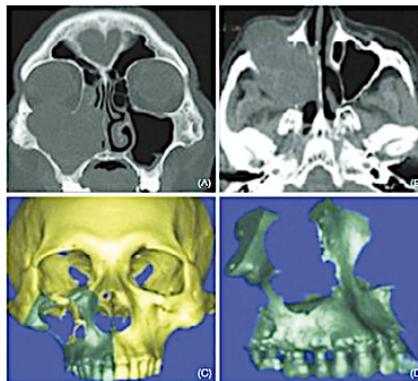


Figure 36 : (A) TDM dans le plan frontale (B) TDM dans le plan horizontale (C) Aire de résection en 3 (D) CAO de la future prothèse obturatrice

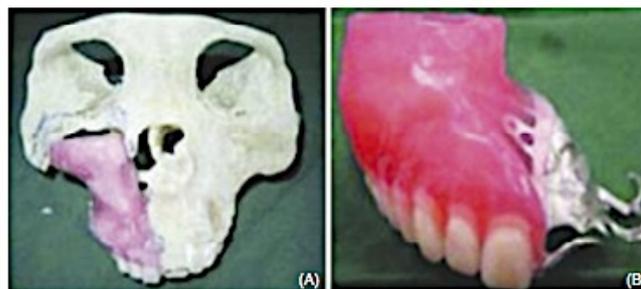


Figure 37 : (A) Obturateur temporaire en place (B) Prothèse obturatrice définitive



Figure 38 : (A) Per-Op (B) Obturateur en place (C) Sutures

Avec cette méthode il est également possible de planifier une maxillectomie en utilisant un guide de résection chirurgical qui sera aussi établi à partir d'un modèle stéréolithographique préalablement imprimé.

➤ Création d'une base de données digitales

Par ailleurs, il est possible de numériser une prothèse obturatrice déjà existante et de créer une base de données digitales afin d'effectuer une réfection rapide de la prothèse en cas de perte de cette dernière par le patient.

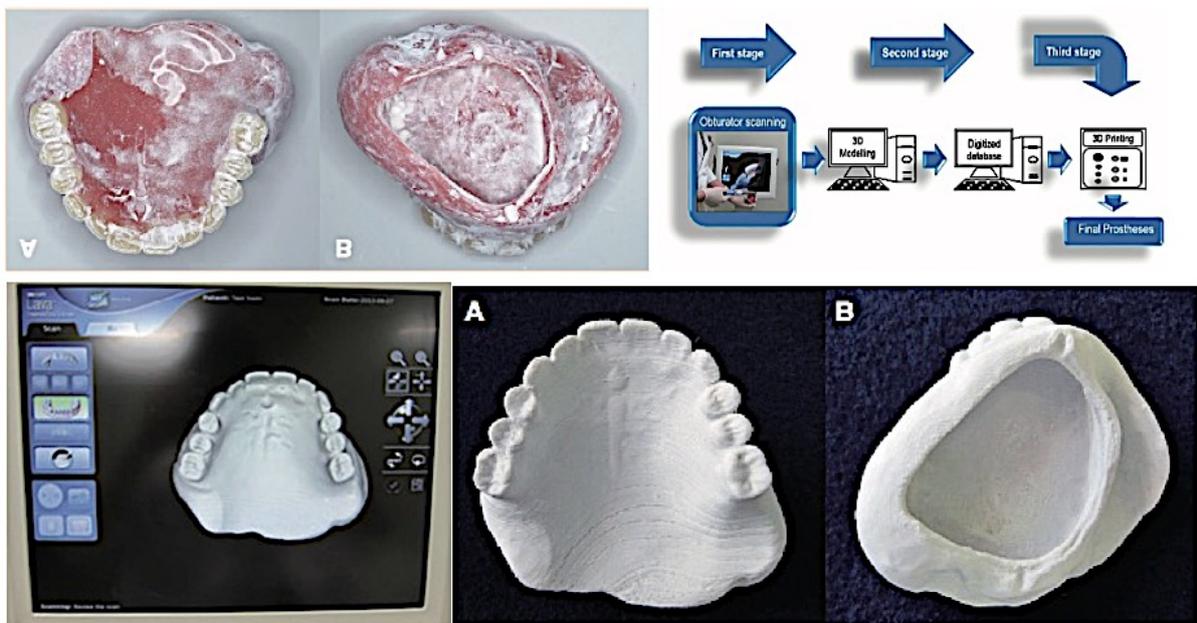


Figure 39 : Obturateur palatin en résine acrylique poudré et scanné avec empreinte optique LAVA® puis imprimé en SLA

5.1.5 Impression d'éléments de prothèses conjointe

(46)(104)(105)(106)(107)(108)(109)(110)(111)(112)

Il est possible grâce à l'impression 3D et plus particulièrement grâce à la stéréolithographie (SLA), le PolyJet et la fusion sélective par laser (SLM), de réaliser des éléments de prothèse conjointe unitaires ou pluraux tels que :

- Des couronnes,
- Des chapes,
- Des bridges,
- Des inlay-onlays,
- Des restaurations temporaires.

Les méthodes d'impression par SLA et PolyJet permettent de réaliser des modèles en cire ou résine calcinable qui seront utilisables pour créer des moules.

Ces modèles viennent remplacer les maquettes calcinables en cire que le prothésiste effectuait manuellement auparavant.

Il est possible de réaliser par cette méthode des chapes pour couronnes et bridges, mais aussi des moules pour les couronnes en céramique pressée qui nécessitent une maquette calcinable.

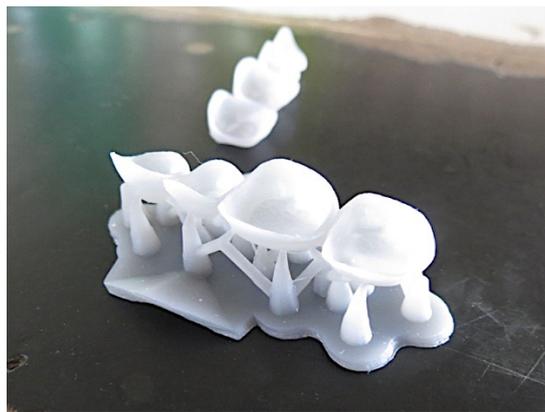


Figure 40 : Chapes pour futur bridge 4 éléments imprimé par SLA

On peut néanmoins produire des éléments en « méthode directe » sans passer par l'étape du modèle calcinable grâce à la SLA.

Ces prototypes fonctionnels en résine ou plastiques sont aujourd'hui utilisables pour des restaurations transitoires et non plus simplement pour du prototypage rapide, on parle de pièces en « bonne matière ».

Cependant, ces pièces présentent des lacunes esthétiques, mécaniques et de biocompatibilité suivant les matériaux utilisés ce qui rend leur emploi encore trop incertain comme le confirme Ki-BAEK KIM dans son étude (In vitro evaluation of marginal and internal adaptation of three-unit fixed dental protheses produced by stereolithography)(112).

Dans son étude intitulé « Dental Crown Manufacturing using stereolithography Method » (113), Shruti S. Bammani compare la fabrication d'une couronne traditionnelle à la fabrication d'une couronne par SLA.

Il en déduit que la SLA est une méthode fiable, économe en temps et en dépenses et d'une précision amplement suffisante.

La technique la plus aboutie actuellement pour la réalisation d'éléments en prothèse conjointe reste la fusion sélective par laser.

Cette technologie qui a fait son apparition dans les années 1980 fonctionne sur la fusion de poudre métallique par stratification.

Elle autorise la production de 16 à 200 éléments simultanément en seulement 4 à 12 heures avec une précision d'environ 20 micromètres et permet de standardiser la fabrication des prothèses dentaire.

Cependant, l'état de surface dans son ensemble est rugueux et parsemé de grains métalliques surtout au niveau occlusal ; ceci s'explique par l'inclinaison des surfaces par rapport au sens de fabrication. Ce phénomène apparait lorsque l'angle d'inclinaison est inférieur à 60°.

Cela est dû à la faible conductivité thermique liée à la poudre d'alliage qui entraîne une élévation en température importante conduisant à une instabilité des zones de fusion.

C'est la raison pour laquelle il est nécessaire d'effectuer une étape de polissage après production.



Figure 41 : Couronne imprimé par SLM à l'état brut



Figure 42 : Couronne SLA - Couronne SLM avec finitions - Couronne SLM Brut

On note aussi une diminution de la taille générale de la couronne métallique par rapport au modèle conçu en CAO avec l'apparition à certains endroits de porosités dans la masse lorsque la couronne est passé au tomographe à rayons X.

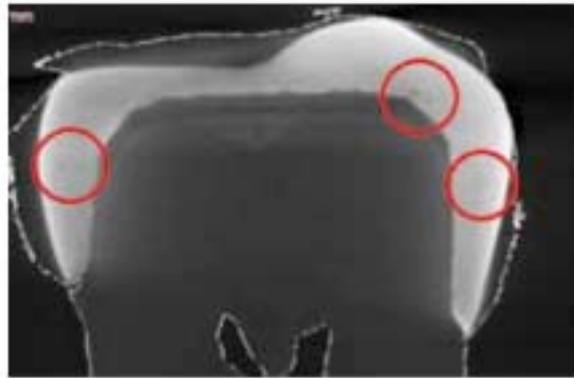


Figure 43 : Coupe tomographe rayons X d'une couronne imprimé par SLM montrant la présence de lacunes dans la structure

Concernant l'adaptation cervicale, elle présente une disparité entre l'espace marginal, l'espace interne à mi-hauteur et l'espace interne occlusal.

Cependant les valeurs étant inférieures à 150 micromètres, elles sont acceptables et suffisantes selon l'étude des docteurs V. JARDEL, E. LEIZE, B. CHAUVEL et L. LE PERSON « CFAO et microfusion laser : étude de l'adaptation de couronnes métalliques unitaires » (106).

Ces inconvénients inhérents à la technologie d'impression par micro fusion laser orientent son utilisation en dentisterie préférentiellement vers la réalisation de chapes métalliques et inlay-core.

5.2 Impression 3D en implantologie

5.2.1 Les guides implantaires

(114)(115)(116)(117)(118)(119)

En implantologie, la position des implants ne dépend pas uniquement de la situation anatomique, elle prend aussi en compte les données osseuses, occlusales, parodontales et esthétiques ainsi que le projet prothétique.

Une fois la planification implantaire réalisée, il est possible d'assurer le geste chirurgical à l'aide d'un « guide ».

Pour répondre à ce critère le guide doit être :

- Précis, rigide et stable,

- Facile à mettre en place,
- Stérilisable sans modification de forme,
- Compatible avec le forage,
- Peu encombrant,
- Compatible avec le refroidissement lors du forage.

A partir d'un TDM ou d'un Cone-Beam on obtient des données DICOM qui sont convertibles au format .STL et superposables à d'autres données qui sont également au format .STL. Ces données sont issues d'empreintes acquises soit directement à l'aide d'une caméra intra-buccal soit par numérisation des modèles.

Ce fichier va permettre de concevoir le guide en intégrant des cylindres virtuels qui seront placés manuellement une fois le guide imprimé.

L'impression se fait généralement par stéréolithographie avec un polymère transparent et biocompatible comme le MED610 de chez Opjet.

Une fois que le guide a subi sa photo-polymérisation terminale des inserts métalliques en titane de 5 millimètres de long aussi appelés « canon » sont positionnés manuellement et permettront de guider le foret suivant l'axe optimal.



Figure 44 : Etapes successives de création d'un guide implantaire par impression 3D

Le guide aura un appui muqueux et dentaire.

Il permettra d'avoir une approche moins invasive avec moins de morbidité et offrira un temps opératoire réduit ainsi que la possibilité de chirurgies sans lambeau.

De plus, il est possible de proposer une prothèse immédiate produite elle aussi en CFAO et qui sera usinée en amont de l'intervention.

Cette méthode présente donc une avancée majeure puisqu'elle offre une précision chirurgicale accrue ; notamment grâce à la corrélation directe avec les images Cone-Beam qui permettent de s'appuyer sur des données anatomiques précises.

Cependant, dans une étude de 2015 (Accuracy of surgical guides made from conventional and combination of digital scanning and rapid prototyping techniques)(114) il a été démontré que les guides chirurgicaux issus de la fabrication par méthode classique étaient plus fins, ce qui permettait notamment une meilleure adaptation au niveau des surfaces occlusales dentaires.

5.3 Impression 3D en orthodontie

5.3.1 Gouttières invisibles d'alignement

(120)(121)

Il est possible grâce à la stéréolithographie de produire indirectement des gouttières, comme un plan de libération occlusale, des gouttières anti-bruxisme ou des gouttières permettant de traiter un cas orthodontique.

Pour cela on fait appel à une planification numérique appelée « set-up » numérique.

Grâce à un logiciel, l'opérateur va prédéfinir virtuellement le traitement orthodontique du patient et produire par SLA un certain nombre de modèles dentaires formés de thermoplastique photosensible.

Après leur fabrication dans la SLA les modèles sont nettoyés et séchés.

Ensuite, le système de thermoformage automatique utilise chaque modèle de la série pour fabriquer la gouttière correspondante avec une résine en polycarbonate biocompatible transparente pour une utilisation sur 24 heures.

Une fois formées les gouttières sont découpées jusqu'à environ un demi millimètre du bord gingival pour une visibilité minimale et un confort maximal du patient.

Chacune des gouttières est polie, désinfectée puis emballée, étiquetée et envoyée directement aux praticiens traitants.



Figure 45 : Gouttière produite à partir d'un modèle imprimé en SLA

Le nombre de gouttières peut varier en fonction de la complexité du traitement ; elles vont permettre de déplacer les dents progressivement vers une occlusion corrigée.

Ces coquilles sont changées à intervalle de temps régulier (2 semaines) et doivent être portées nuit et jour.



Figure 46 : Etapes d'un traitement orthodontique par traitement "Clear Aligners"

Cette technique peut se substituer au traitement orthodontique classique par brackets que ça soit pour des cas simples ou complexes sans pour autant le remplacer totalement.

Ces gouttières procurent un avantage esthétique par rapport à la méthode classique grâce à la transparence de la résine polycarbonate utilisée, cependant, la méthode demande une observance drastique et une implication plus importante du patient dans son traitement.

Il existe un certain nombre de sociétés proposant ce type de services dont le leader sur le marché est Invisalign®.

5.4 L'impression 3D applications pédagogiques, endodontiques et chirurgicales

5.4.1 Impression de modèles de simulation à visée pédagogique

(84)

Il est possible grâce à l'impression 3D de produire un modèle en positif d'une situation clinique précise.

En Allemagne afin de compléter la formation des étudiants, l'université de Münster a réalisé une étude pour évaluer les avantages que pouvaient représenter l'utilisation de modèles imprimés par méthode additive dans l'apprentissage pré-clinique.

Dans cette étude 22 étudiants « qualifiés » ont été choisis en fonction de leur expérience afin d'évaluer la qualité des modèles produits et de les comparer aux sensations déjà rencontrées en clinique.

Les modèles ont été créés à partir de données issues de la numérisation intrabuccale (Lava C.O.S®) d'un patient existant.

Ces données ont été traitées informatiquement à l'aide d'un logiciel de CAO (Rhinocéros®) ; puis un certain nombre de paramètres ont été ajoutés comme par exemple la modification du type de matériaux employés (matériaux utilisés aussi pour le support) pour réaliser les caries afin de mimer la déminéralisation des tissus.

Une imprimante PolyJet (Objet Eden 260V, Startasys) a été sélectionnée pour produire les modèles en utilisant des photo-polymères liquides (MED690, Statasys).

Le matériau support a été supprimé à l'aide d'un solvant en faisant attention à ne pas endommager la zone « cariée », même si cette dernière a été préalablement recouverte d'une fine couche (75 micromètres) de polymères non solubles dans le solvant.

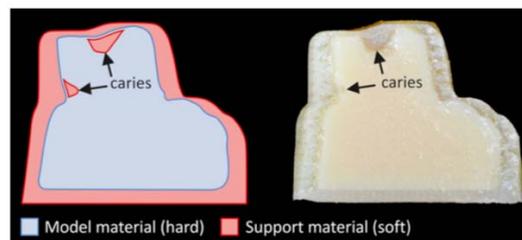


Figure 47 : Représentation de la "caries" dans le modèle pédagogique

Sur ces modèles les étudiants devaient réaliser 4 exercices :

- Préparation pour facettes,
- Réalisation d'un wax up sur le modèle afin de créer une clef en silicone, pour effectuer une restauration par méthode adhésive étape par étape,
- Cureter une carie,
- Dépose d'une couronne et curetage.



Figure 48 : 1 - Préparation d'une facette – Réalisation wax up – clef silicone – Curetage carie – Dépose de la couronne

Après utilisations des modèles, les étudiants ont donné leurs appréciations ; un certain nombre de points positifs et négatifs sont ressortis.

Avantages :

- L'utilisation des modèles à la place de dents extraites naturelles est plus hygiénique,
- Les modèles sont reproductibles, ce qui permet d'avoir le même niveau de difficultés pour tous les étudiants,
- L'impression 3D des modèles permet d'avoir une quantité suffisante de « dents » pour les travaux pratiques pré-cliniques,
- Les caries simulées sont assez proches des caries retrouvées en bouche (sensations).

Désavantages :

- Absence de gencive.
- La difficulté pour enlever la couronne est moins importante sur le modèle imprimé que sur un patient (faible adhésion liée à l'absence de ciment de scellement et la faible épaisseur des parois de la couronne).
- La carie simulée est compliquée à diagnostiquer ce qui est dû à l'absence de sensation à la sonde et de coloration.

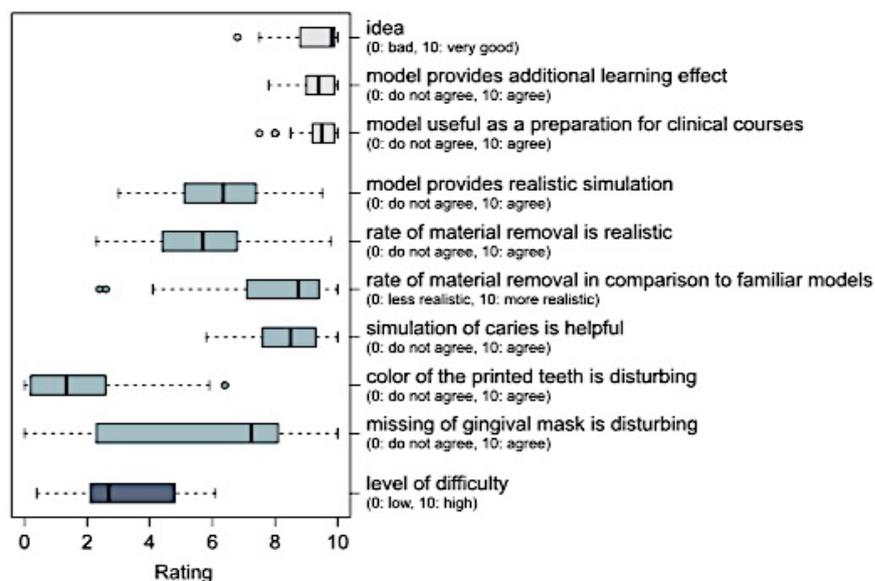


Figure 49 : Tableau récapitulatifs des données collectés auprès des étudiants

La production de modèles pédagogiques imprimés en 3D, basés sur des situations réelles de patients, permet d'offrir aux étudiants une meilleure préparation préclinique.

Le retour positif des étudiants et le fait que cette technique permette d'offrir une large variété d'exercices dans des disciplines dentaires différentes conduit à croire que l'aire d'application de cette méthode se développera à court terme.

5.4.2 Simulateur anatomique endodontique en céramique créé par impression 3D

(122)(123)(124)

Le traitement endodontique est souvent un technique qui peut s'avérer complexe.

Une étude française de 2016 propose de reproduire des modèles anatomiques canaux afin de les utiliser en pré-clinique pour des cas complexes ou pour créer des modèles pédagogiques utilisables lors de formations endodontiques.

Dans cette étude une dent est extraite et scannée à l'aide d'une microtopographie à rayon X (SkyScan® 1172).

A partir de l'image radiologique, le volume pulpaire est modélisé à l'aide d'un logiciel de CAO (NRecon®), exporté au format .STL puis imprimé en résine acrylique par stéréolithographie de haute résolution (10µm).

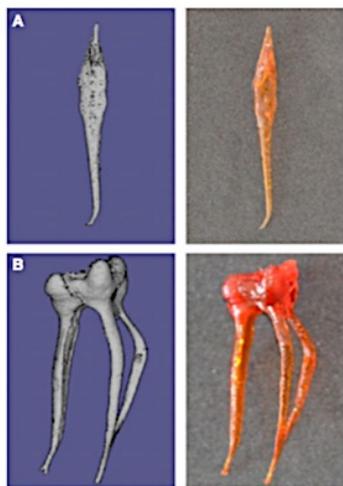


Figure 50 : (A) Modélisation 3D sur le logiciel de CAO et impression SLA de haute précision

Le modèle en résine préalablement imprimé est alors positionné dans un récipient en plâtre afin de créer un moule où sera coulé une « boue » constituée majoritairement d'hydroxyapatite type HAp20 (75%) et d'agents porogènes (10%) afin de mimer le plus possible la consistance dentinaire.

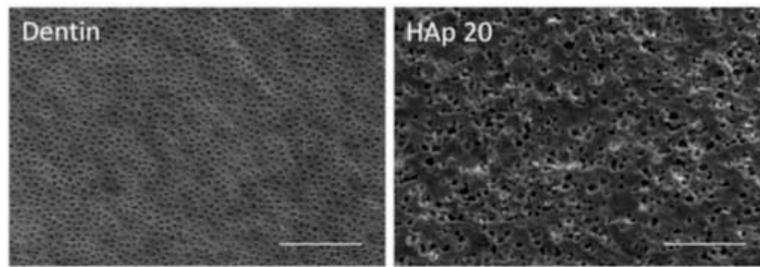


Figure 51 : Structure de la dentine naturel vs structure de la dentine synthétique

Une fois le « simulateur céramique » endodontique obtenu et désolidarisé du moule, le traitement canalaire peut être effectué.

- Cavité d'accès : Zekrya-endo + X-Gates
- Instrumentation canalaire avec limes manuelles 15/100eme MMC – MicroMega
- Longueurs de travail déterminées radiographiquement avec lime MMC de 15/100eme à 0,5mm de l'apex.
- Mise en forme canalaire ProTaper - Dentsply (SX, S1, S2, F1, F2)
- Irrigation Hypochlorite de sodium 2,5%
- Obturation Gutta-Percha maitre cone + thermocompactage.
- Radiographie terminale.

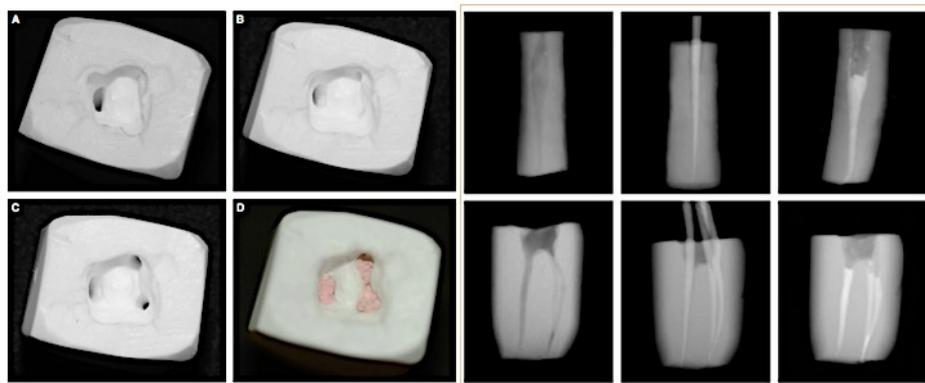


Figure 52 : Photos et radios des modèles endodontiques durant les étapes d'ouverture de chambre, de préparation canalaire et d'obturation.

Cette technique utilisant l'impression 3D dans son protocole permet d'obtenir une anatomie canalaire fiable et de produire des « simulateurs » endodontiques reproductibles ayant de multiples usages.

Ceux-ci permettent aussi bien de s'entraîner à la pratique des techniques endodontiques dans un but pédagogique que de réaliser une phase préclinique en vue d'un traitement endodontique dont la réalisation pourrait paraître complexe.

5.4.3 Traitement endodontique d'une dent antérieure anormale à l'aide de l'impression 3D

(125)(126)(127)

Le traitement endodontique sur des dents qui présentent une anomalie de formation et souvent un « challenge » qui nécessite une complète compréhension de l'anatomie canalaire.

Afin d'objectiver cette morphologie particulière, il est possible de réaliser une imagerie médicale comme le Cone Beam Computed Tomography (CBCT) qui permettra de visualiser les canaux ainsi que leur forme.

Il est également possible, à l'aide de ce cliché numérique, de produire une réplique tridimensionnelle de la dent avec en son sein l'anatomie canalaire.

Dans une étude de cas Coréenne de 2015 (125) on fait état d'un garçon de 12 ans qui présente une incisive latérale droite avec une mobilité II ainsi qu'un abcès en regard de l'apex de cette dent.

A l'examen radiologique il est décrit une structure étroite entre la couronne et la racine de la dent marquée par une concavité importante et une dilacération de la racine.

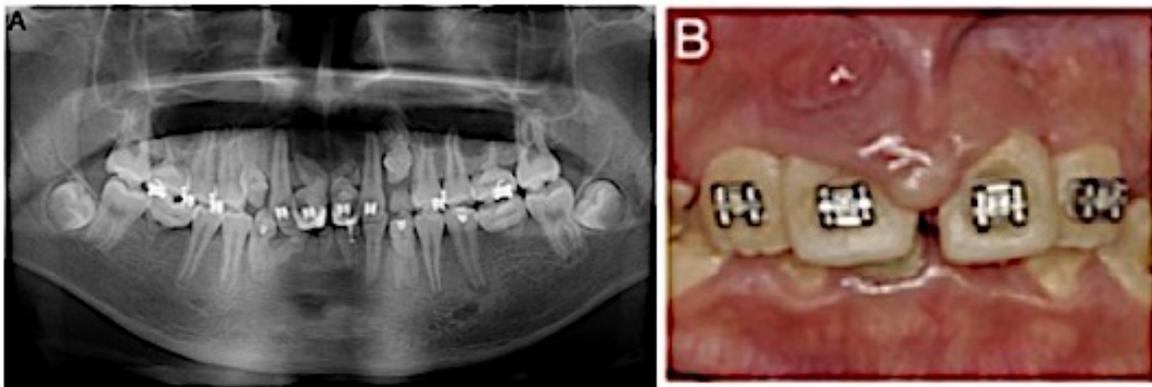


Figure 53 : (A) Radiographie Panoramique - (B) Photo intrabuccale

A partir d'une image CBCT la complexité du réseau canalaire de la dent est objectivée.

Il est alors décidé de réaliser un modèle physique tridimensionnel de la dent afin d'assurer avec sécurité et précision l'accès au réseau canalaire.

Les données DICOM du CBCT sont exploitées afin de produire un modèle virtuel de la dent (OnDemand3D ; Cybermed Inc, Seoul, Korea), le fichier est alors converti au format .STL (3D Slicer).

Ce fichier au format .STL est alors envoyé vers une imprimante PolyJet (Objet500 Connex 3D) qui présente une résolution de 0,1mm.

La dent est imprimée en photo-polymères acryliques (FullCure 720) et une teinture rouge est infiltrée à travers le foramen apical afin de visualiser par transparence le système canalaire.

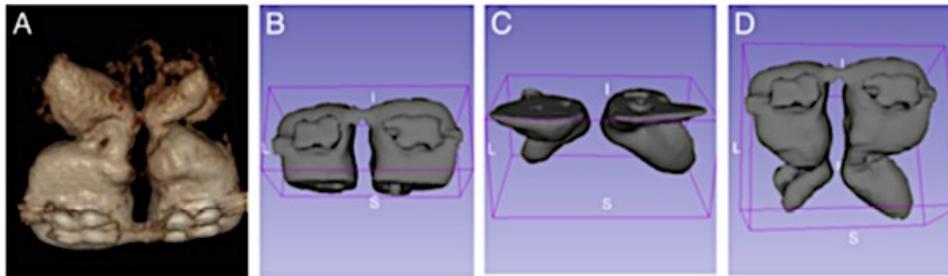


Figure 54 : (A) Vue du format DICOM - (B)(C)(D) Vues de la dent au format STL



Figure 55 : Impression 3D Polyjet de la dent avec coloration du canal à l'aide d'une teinture rouge

La cavité d'accès est précautionneusement réalisée sur le modèle préalablement imprimé. Un « guide » est alors conçu à l'aide d'un composite de restauration classique afin de reproduire le même axe de cavitation.

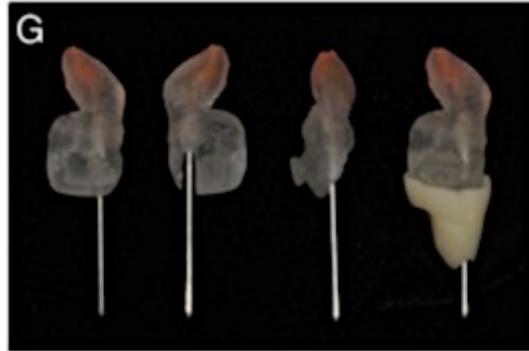


Figure 56 : L'axe est objectivé à l'aide d'un "tuteur" puis un guide reposer sur la dent naturelle à l'aide d'un guide en composite



Figure 57 : Mise en place du guide sur la dent naturelle et ouverture de chambre

Une fois l'ouverture de chambre effectuée, une exploration initiale est réalisée et la longueur de travail est définie radiologiquement avec confirmation au localisateur d'apex.

Le protocole de mise en forme canalaire est alors appliqué avant obturation à la gutta-percha.

Ces étapes sont réalisées parallèlement sur le modèle physique imprimé en 3D afin de confirmer les axes et de permettre à l'opérateur d'assurer son geste.

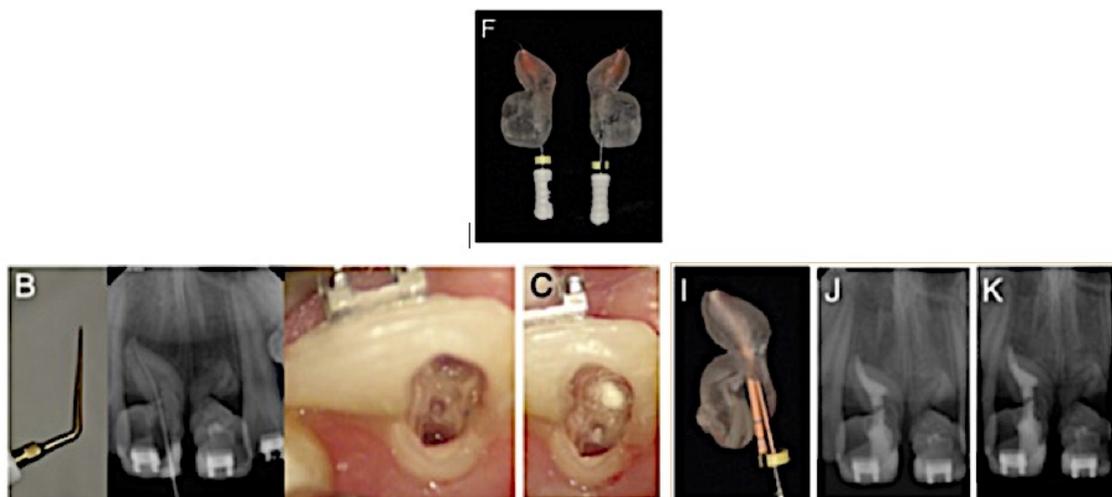


Figure 58 : (F) Vérification de la longueur de travail sur le modèle imprimé en 3D - (B) Confirmation de la LT in vivo - (I) Simulation de l'obturation canalaire sur le modèle imprimé en 3D - (J)(K) Radios post-obturation

Ce cas est un exemple de l'apport de l'impression 3D dans l'activité endodontique, notamment en ce qui concerne le traitement des dents présentant une anatomie complexe.

Elle permet de traiter des cas avec précision et sécurité, d'éviter les erreurs d'opération (perforations) et d'assurer ainsi la pérennité de la dent.

5.4.4 Impression 3D d'un guide chirurgical pour extraction dentaire

(128)

L'avulsion dentaire est une procédure courante en chirurgie dentaire et permet d'extraire une dent cassée ou trop cariée pour être conservée.

En règle générale la procédure est simple et ne nécessite que 3 radios dans le cas où il y a nécessité d'une séparation de racine.

- Radio pré-opératoire pour objectiver les formes radiculaires et leurs angulations,
- Radio intra-opératoire pour vérifier si la section radiculaire est complète,
- Radio post-opératoire pour confirmer l'extraction complète de la dent et l'absence de séquestre radiculaire.

Cependant quelques avulsions peuvent présenter un niveau de difficulté supérieur (mauvaise vision sur le site opératoire, mauvaise instrumentation, etc.).

Cela peut entraîner des complications opératoires comme l'ostéonécrose liée à une ostéotomie trop importante ou l'endommagement de structures anatomiques avoisinantes (nerfs ou sinus maxillaire).

Dans une étude Egyptienne de 2016 « Computer-Assisted Technique for Surgical Tooth Extraction » (128) une technique utilisant un guide imprimé en 3D permettant de piloter le geste du praticien pour une extraction avec séparation de racine et ostéotomie a été éprouvée.

Une image radiologique tridimensionnelle est effectuée à l'aide d'un CBCT puis segmentée afin de différencier la dent de l'os et des autres structures en faisant varier les Unités de Hounsfield (UH).

La position, l'alignement, l'inclinaison des dents ainsi que la furcation des racines sont déterminées de même que la position du nerf alvéolaire inférieur et du sinus (en cas d'extraction au maxillaire).

Les données numériques ainsi traitées sont exportées au format DICOM puis converties au format. STL.

Un guide chirurgical est alors informatiquement modélisé et intègre dans sa structure des fentes de coupes pour fraises chirurgicales.

Il sera alors possible d'atteindre, avec l'orientation la plus optimale, la zone inter-radicaire pour effectuer la séparation de racines ainsi que l'interface os-racine pour l'ostéotomie.

De plus, le guide est désigné avec des aires spécifiques en fonction du matériau employé ; en effet la zone de coupe incluant les fentes de coupe devra être métallique alors que la structure qui assurera la stabilité du guide sera en matière plastique.

Le fichier .STL obtenu est alors transféré vers une imprimante capable d'imprimer du plastique (polyamide et nylon), du métal (Ni-Ti ou acier) et de fusionner ces 2 parties afin d'obtenir un guide en matière hybride.



Figure 59 : Guide chirurgical fabriqué pour l'extraction d'une racine restante d'une première molaire mandibulaire

Il est possible d'ajouter sur l'instrument de coupe un « stop » pour limiter la profondeur afin d'éviter d'atteindre les structures anatomiques adjacentes ou de faire des ostéotomies trop importantes.

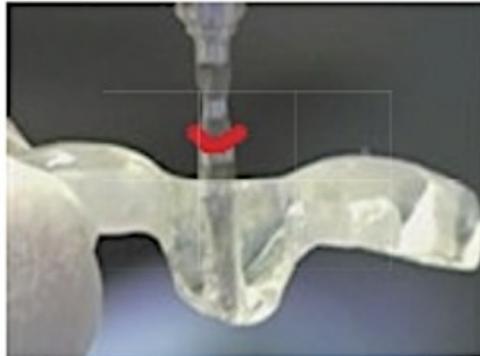


Figure 60 : « Stop » mis en place afin d'éviter le fraisage trop profond

Cette technique chirurgicale bien qu'expérimentale permet, grâce à l'impression 3D, d'assurer la précision du geste de l'opérateur ainsi que la qualité de l'opération.

Elle permettrait, entre autres, de minimiser les saignements post-opératoire, la dilacération des tissus et les douleurs.

De plus l'accès visuel direct du site opératoire ne serait plus indispensable grâce au guide.

Cependant la complexité de mise en place et le coût engrangé par cette méthode ne permettent pas en l'état actuel des choses de la standardiser ; l'imagerie médicale semblant actuellement suffisante dans la plupart des cas.

5.4.5 Impression 3D d'une structure anatomique à partir d'un CBCT

(129)

Grâce aux données récupérées par l'imagerie médicale, il est possible en utilisant des logiciels adaptés de modéliser en 3 dimensions des structures anatomiques diverses.

Ces données, une fois imprimées peuvent être transférées à une imprimante 3D qui réalise une copie conforme de la structure anatomique originale.

Le modèle ainsi imprimé pourra avoir un usage pédagogique ou d'aide à la planification chirurgicale.

Une étude de 2008 « Generation of three-dimensional prototype models based on cone beam computed tomography » (129) propose de réaliser une structure anatomique en décrivant les différentes étapes de fabrication.

Un patient est sélectionné en raison des rapports très étroits de sa 3eme molaire mandibulaire gauche avec le nerf alvéolaire inférieur.

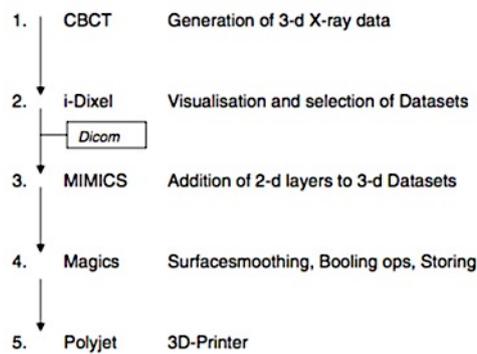


Figure 61 : Récapitulatif des étapes de conception du prototype

Un cylindre d'un volume de 40mm de diamètre par 30mm de haut est sélectionné comme volume d'acquisition à partir d'un CBCT (Accui-tomo®) qui effectuera une rotation, autour du patient, de 360° en capturant 512 images 2D en 17 secondes.

Cette étape produit un fichier .AVI qui est une recombinaison vidéo de toutes les coupes 2D mises bout à bout obtenues via le CBCT.

Ces données sont alors exportées vers un logiciel de « purification » (i-Dixel® images) afin d'obtenir une image au format DICOM exploitable.

Le fichier DICOM est alors proposé à un nouveau logiciel de modélisation 3D (MIMICS® – Materialise's Interactive Medical Image Control System).

Il permet d'obtenir une représentation 3D en volume à partir des données des coupes 2D du CBCT.

Ce logiciel permet aussi de différencier les structures anatomiques (dents, os, tissus mous) et de les séparer en créant des « calques ».

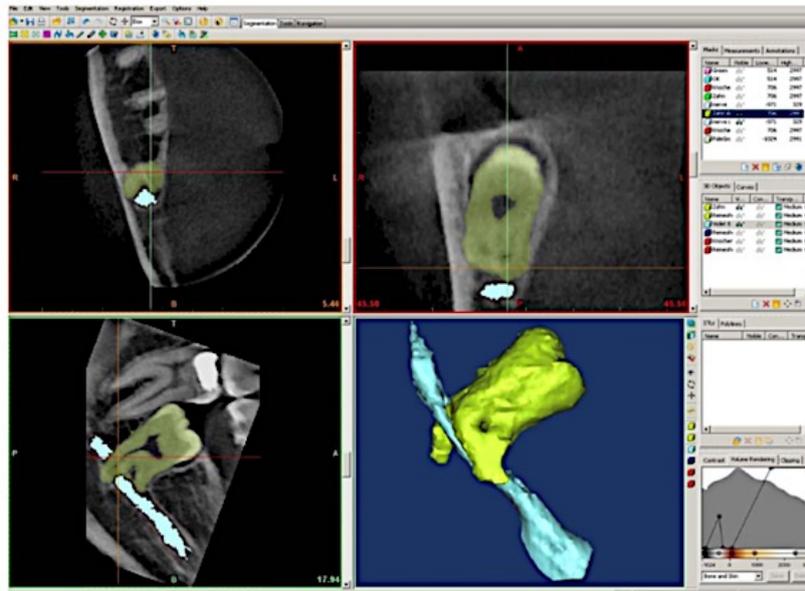


Figure 62 : Coupes axiales en 2D sous Mimics® avec mise en place des calques (Dent - Nerf alvéolaire Inférieur – Os alvéolaire) puis individualisation 3D

Les différents calques (Calque dent - Calque os - Calque tissus mous – Calque nerf alvéolaire inférieur), peuvent être exporté au format .STL avec une simple triangulation 3D vers un logiciel infographique (Magics®).

Ce logiciel va permettre d’éditer manuellement les fichiers bruts obtenus par modélisation volumétrique des images provenant du CBCT.

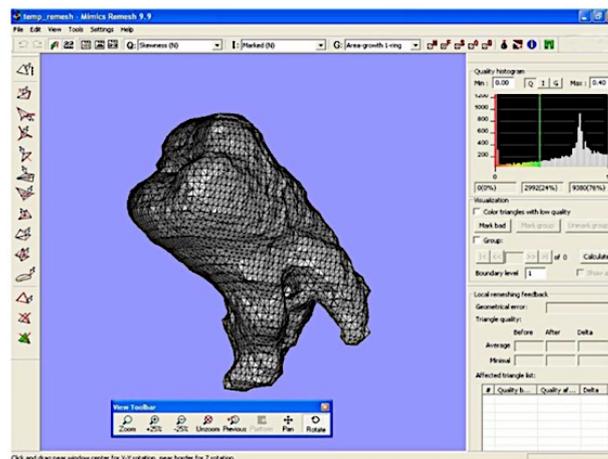


Figure 63 : Modélisation 3D d'une 3ème molaire sous Magics®

Les fichiers .STL sont alors adressés vers une imprimante 3D Polyjet (Objet EDEN 250) qui permet de réaliser un prototypage rapide avec une grande précision (0,016mm) et un état de surface convenable de chacun des calques modélisés.



Figure 64 : Prototype imprimé par Polyjet

Cette technique d'un genre nouveau offre une alternative à notre arsenal thérapeutique. Ces modèles imprimés en 3D permettent de mieux visualiser certaines structures anatomiques qu'il était parfois difficile de se représenter avec une simple imagerie médicale (TDM-CBCT). Ils offrent une vraie valeur ajoutée dans l'apprentissage et la démonstration de protocoles opératoires.

En France une nouvelle start-up (Biomodex) propose de fournir aux chirurgiens des modèles pédagogiques et d'entraînements à partir d'impression 3D.

5.5 La bio-impression

(66)(67)(130)(131)

La bio-impression représente aujourd'hui le secteur le plus porteur dans l'application de l'impression 3D en milieu médical.

Une étude récente de MedMarket Diligence (LLC) estimait le marché de l'ingénierie tissulaire à 15 milliards de dollars en 2014, ce montant devrait doubler d'ici 2018.

En chirurgie dentaire il n'existe, actuellement, pas d'usage quotidien de cette technologie ; cependant avec l'avancée des biomatériaux quelques recherches sont effectuées afin de pouvoir proposer des applications futures notamment en dentisterie régénérative.

L'ingénierie tissulaire (IT) est définie comme « l'ensemble des techniques et des méthodes s'inspirant des principes de l'ingénierie et des sciences de la vie, utilisées pour développer les substituts biologiques pouvant restaurer, maintenir ou améliorer les fonctions des tissus. »

Le schéma de l'IT repose sur un protocole éprouvé.

Des cellules « sources », sont mises en culture etensemencées sur un matériaux poreux biodégradable : le scaffold.

Les caractéristiques du scaffold sont sélectionnées en fonction du tissu que l'on cherche à reconstruire, notamment sa composition et sa porosité.

Cependant ils doivent toujours être :

- Bio-résorbables : se résorber avec la même cinétique que la néoformation tissulaire,
- Biocompatibles : ne pas être rejetés par l'hôte,
- Poreux : présenter une porosité avec des pores d'au moins 100µm afin de laisser diffuser l'oxygène et les nutriments nécessaires à la maturation cellulaire,
- Solides : pouvoir résister à la pression hydrostatique des cellules d'ensemencement afin de favoriser la création d'une matrice extracellulaire (MEC). Ils doivent pouvoir résister aux manipulations intra-protocolaires et avoir une propriété mécanique proche du tissu que l'on cherche à produire.

Ces scaffolds sont indissociables de l'IT, car ils permettent aux cellules qui présentent une incapacité à s'organiser en tissu par absence de signaux de le faire.

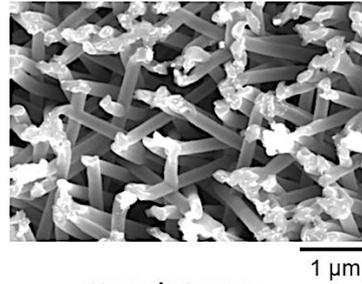
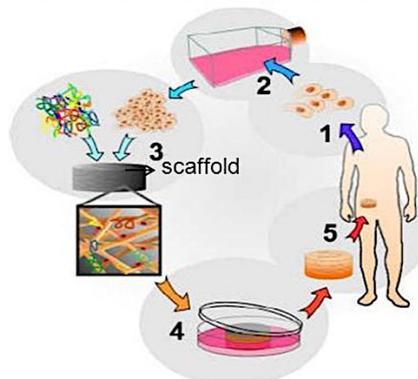
En outre-ils peuvent :

- Être vecteurs de facteurs de migration, de différenciation et de prolifération,
- Permettre de reproduire la forme de l'organe, la conserver, et créer un réseau vasculaire,
- Assurer l'adhésion des cellules et le support du tissu jusqu'à sa résorption, parallèlement à la reconstruction tissulaire.

Ces scaffolds sont ensuite mis en milieu de culture, en règle générale dans des bioréacteurs, avec des facteurs de croissance et des inducteurs de différenciation ; jusqu'à la maturation du tissu.

Puis il pourra être réimplanté par la suite chez le patient.

Ingénierie tissulaire
 = utilisation de cellules vivantes
 pour remplacer ou réparer
 des tissus endommagés ou malades



Nous élaborons
 des « scaffolds » nanostructurés
 à base de protéines de la matrice
 extracellulaire (collagène)
 pour supporter la croissance et la
 différenciation des cellules

Figure 65 : Schéma récapitulatif de l'ingénierie tissulaire

Cependant il existe des difficultés associées au développement des matrices 3D qui peuvent être dues aux diverses propriétés des polymères utilisés, à leur viabilité, au contrôle de leur répartition lors de l'élaboration du biomatériau ce qui peut être un frein à la bio impression de structures complexes.

Pour autant, de gros investissements ont été faits pour explorer le potentiel des différents polymères naturels et synthétiques dans le domaine de la bio impression en essayant de modifier leur imprimabilité et leur capacité de jonction, leurs propriétés mécaniques et thermodynamiques, leur biocompatibilité et biodégradabilité.

Auparavant la production de scaffold était effectuée grâce à des moules ou des porogènes, ce qui ne permettait pas de contrôler l'architecture interne de ce dernier.

Grâce à l'impression additive et au prototypage rapide il est possible de créer des scaffolds avec une architecture interne plus complexe avec des porosités internes contrôlées, des interconnexions et des travées permettant d'optimiser la vascularisation.

En dentisterie les matériaux les plus employés pour la création de scaffold sont :

- L'alginate
- L'Hydroxyapatite et le phosphate tricalcique
- Le phosphate de calcium
- Les polymères synthétiques
- Les éponges collagéniques.

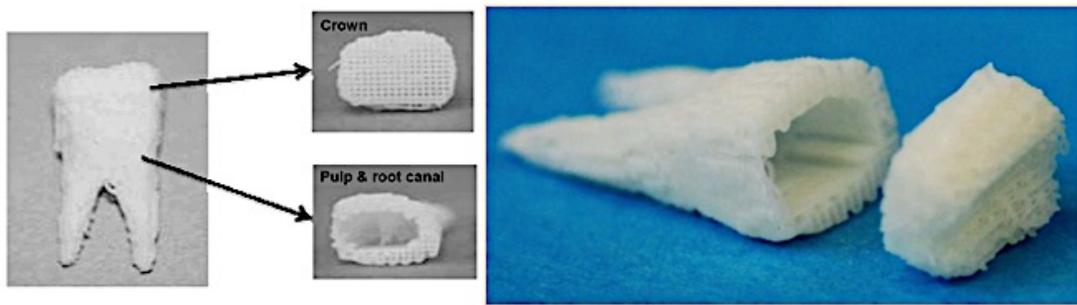


Figure 66 : Scaffold imprimé par bio-impression et présentant une anatomie dentaire

Cette méthode faisant appel à des matrices structurales bien qu'éprouvée et fiable n'en reste pas moins « scaffold dépendante » ; cela a un impact certain sur l'ensemencement du réseau cellulaire et sa vascularisation.

Un certain nombre d'études est en cours concernant la production de tissus sans utilisation de scaffold par bio-impression mais cela reste très sporadique.

Actuellement, en recherche odontologique régénérative, un certain nombre de structures a été imprimé à l'aide de la bio-impression.

Analyse de cas :

5.5.1 Régénération osseuse

(131)(132)(133)

En 2015, une étude s'est intéressée à la réalisation en impression 3D d'une matrice scaffold en polycarbonate incluant des particules de phosphate tricalcium et combinée avec des BMP7 afin d'être utilisée en post-extraction pour conserver un volume osseux satisfaisant et faciliter la future pose d'un implant.

Une comparaison a été faite à 6 mois avec et sans mise en place de la matrice biorésorbable (scaffold).

Il en ressort un maintien accru des hauteurs de crête avec l'utilisation d'un scaffold, alors que l'on observe une cicatrisation classique sans cette utilisation.

Cette méthode permet d'offrir une substitution des bio-matériaux utilisés habituellement qui sont souvent difficiles à mettre en place.

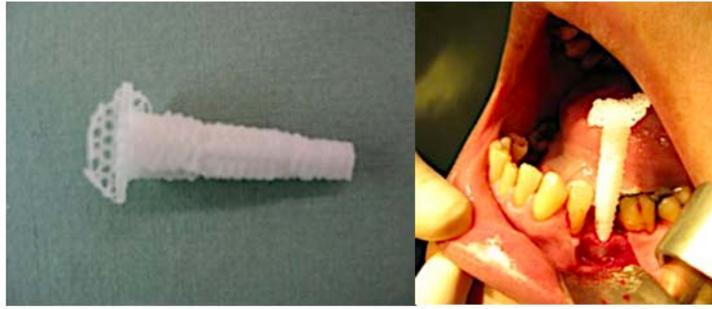


Figure 67 : Scaffold de comblement osseux

5.5.2 Régénération du complexe parodontal

(134)

En 2014, une étude a été réalisée afin de produire un scaffold biphasé hiérarchisé et ostéoinducteur, afin d'évaluer le potentiel de régénération du parodonte.

Le but de ces scaffolds compartimentés sont de guider la régénération tissulaire en maintenant un espace de stabilisation ainsi qu'en sélectionnant précisément une population cellulaire de recolonisation.

Dans cette étude, un scaffold a été imprimé en phosphate de calcium afin de permettre une ostéoinduction avec une partie centrale qui correspond à la première phase et une partie périphérique correspondant à une seconde phase où la taille des pores du scaffold étaient plus larges afin d'améliorer la néovascularisation et l'enchâssement du ligament parodontal.

L'étude a permis de mettre en avant une activité ostéoinductrice importante.

Une analyse histologique a de plus permis de révéler, au niveau périphérique, une néovascularisation dans les feuillets cellulaires ainsi qu'une néo-attache parodontale au niveau de l'interface dentinaire.

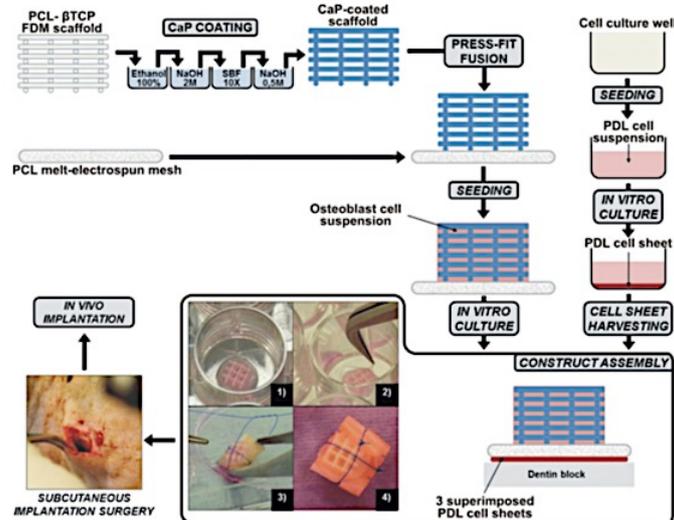


Figure 68 : Schéma de la procédure de revêtement biomimétique

5.5.3 Régénération pulpaire

(135)(136)(137)(138)

Il existe des exemples directs d'essai d'impression 3D de pulpe dentaire et des éléments fondamentaux de ce tissu ont déjà été fabriqués avec succès à l'aide de différentes méthodes d'impression.

La pulpe est un paquet vasculo-nerveux, il y a donc 2 colonies cellulaires différentes dans ce tissu.

Deux des facteurs qui ont longtemps été limitants est l'oxygénation et la nutrition des cellules pulpaires. En effet le scaffold produit à base de céramique et de polymère ne permettait pas la diffusion de ces éléments dans sa structure. Cependant une étude de 2014 et une étude de 2015 ont prouvé la possibilité de créer des vaisseaux sanguins par impression 3D ainsi que des neurones primaires. Ces exemples combinés aux développements récents de l'impression 3D par extrusion d'agrégats cellulaires présentent de grandes promesses pour l'avenir de production de tissus pulpaire par impression 3D.

5.5.4 Régénération de l'organe dentaire

(136)(139)(140)(141)

En 2012 des expériences (136) ont été réalisées en chine, sur la souris, afin de reconstruire des éléments constitutifs de l'organe dentaire (email et dentine) à partir de cellules de germes dentaires qui ont étéensemencées sur une matrice scaffold.

Cependant, elles n'ont pas permis d'obtenir un développement radiculaire et coronaire complet.

Cependant d'autres recherches ont été menées et ont permis, à l'aide de structures particulières imprimées en 3D, de produire des ébauches dentaires satisfaisantes. Elles proposaient une structure intéressante à l'aide de cellules mésenchymateuses dissociées et recombinaées, afin d'obtenir des organes dentaires complets et fonctionnels.

Les avancées réalisées ces 10 dernières années dans le domaine de la bio-impression permettent d'entreprendre la fabrication de structures tissulaires complexes.

Ces structures sont plus abouties qu'auparavant ce qui permet d'obtenir de meilleurs résultats notamment en ce qui concerne l'agencement et la survie des cellules.

Cette avancée majeure est notamment permise grâce à l'impression de « matrices » (scaffolds) qui guident les agrégats cellulaires issus de l'ingénierie cellulaire.

La perspective la plus intéressante est l'impression en 3 dimensions de toutes les structures qui forment un tissu (cellules constituantes, collagènes, facteurs de croissance, MEC).

Tous ces éléments nous laissent entrevoir la possibilité à moyen terme de voir apparaître des organes fonctionnels grâce à l'interaction du génie biologique et des concepts d'ingénierie.

6. Conclusion

L'impression 3D est aujourd'hui une technologie multi-secteurs qui se développe considérablement dans les subdivisions médicales.

Son essor, depuis sa création il y a 30 ans, est remarquable et propose aujourd'hui des applications quasiment infinies.

C'est un processus additif et son application, en dentisterie, tend à se développer et à se substituer à la méthode soustractive qui, aujourd'hui, fait office de référence.

Hier dédiée au prototypage rapide, cette technologie permet de produire des éléments en « bonne matière » utilisables dans notre pratique, notamment grâce aux progrès effectués en fusion laser.

En odontologie, il est actuellement possible de produire des éléments prothétiques variés, des modèles d'études et des dispositifs chirurgicaux guidant le geste.

Les étapes fastidieuses sont réduites, les productions automatisées et les délais raccourcis ; de plus, on constate une réduction importante des quantités de matière utilisées ce qui n'est pas permis par l'usinage.

Ces applications, à l'heure actuelle, sont subordonnées à des limitations de procédés de fabrication et de matériaux.

Cependant les avancées prodigieuses dans le domaine de l'imagerie médicale, couplées à des logiciels informatiques toujours plus performants permettent d'obtenir des éléments disposant d'une précision micrométrique répondant à une thérapeutique de soins qui n'existait pas auparavant.

Chacun des « nouveaux » dispositifs médicaux créés est personnalisable à souhait, pour offrir à chaque patient un traitement « le plus » adapté possible.

De plus, cette technologie offre une nouvelle approche pédagogique qui se met en place au sein des instituts de formation et de spécialisation.

Des maquettes pré-interventionnelles peuvent être produites ainsi que des représentations anatomiques tridimensionnelles offrant ainsi un nouvel abord éducatif.

L'une des plus grandes révolutions à attendre touche à l'ingénierie tissulaire qui se fera de paire avec le « bio-printting » permettant actuellement de produire des substituts osseux.

Cette technologie dépend aujourd'hui de matrices permettant de maintenir la structure du tissu.

Pour le moment il n'est pas possible de produire des organes dentaires fonctionnels ; cependant des chercheurs ont déjà réussi à produire les constituants d'une dent de façon indépendante et à reconstruire le support osseux et parodontal.

Loin d'être un engouement passé l'impression 3D devrait devenir, immanquablement, un incontournable au sein de notre profession que ce soit en matière de prothèse conventionnelle ou d'ingénierie tissulaire.

7. Table des illustrations

Figure 1 : Charles HULL - CEO 3D System	14
Figure 2 - Caméra intra-orale TRIOS – 3 Shape	21
Figure 3 : Numérisation par triangulation laser d'un modèle en plâtre	23
Figure 4 : Lumières blanches à franges projetée sur un modèle lors d'un scan optique	23
Figure 5 : Comparaison entre le système de triangulation par laser et l'holographie conoscopique.....	24
Figure 6 : Schéma représentant les différents axes de fraisage	27
Figure 7 : Machine à 3 axes et 3 axes et demi	28
Figure 8 : Machine à 4 axes	28
Figure 9 : Machine à 5 axes	29
Figure 10 : infographie des matériaux utilisable en impression 3D	29
Figure 11 : Impression 3D par Stéréolithographie.....	31
Figure 12 : Principe d'impression par DLP.....	34
Figure 13 : Principe d'impression par PolyJet	36
Figure 14 : Principe d'impression par frittage sélectif par laser	39
Figure 15 : Principe d'impression par fusion sélective par laser.....	42
Figure 16 : Principe d'impression par fusion par faisceau d'électrons.....	44
Figure 17 : Impression par injection de cire	47
Figure 18 : Principe d'impression par injection de liant dans lit de poudre.....	49
Figure 19 : Principe d'impression par FDM.....	52
Figure 20 : Principe de bio-impression à jet d'encre par cellule thermique	54
Figure 21 : Principe de bio-impression à jet d'encre par cellule piézoélectrique	54
Figure 22 : Principe d'impression par extrusion (Bioplotter)	55
Figure 23 : Principe d'impression par LAB	56

Figure 24 : Tableau récapitulatif des méthodes de bio-impression avec leurs avantages et inconvénients	57
Figure 25 : Modèle d'étude imprimé en 3D	61
Figure 26 : Châssis métallique sur son support imprimé par SLM.....	63
Figure 27 : Châssis métallique après polissage imprimé par SLM.....	63
Figure 28 : Elaboration par CAO du châssis	63
Figure 29 : Impression et essayage du modèle calcinable	64
Figure 30 : Modèle sacrificielle	64
Figure 31 : Coulée du châssis et finitions	64
Figure 32 : Porte empreinte modélisé en CAO et imprimé en FDM	65
Figure 33 : Porte empreinte traditionnel	66
Figure 34 : Obturateur en silicone obtenu à partir d'un modèle "cire" imprimé en SLA	68
Figure 35. : Modèle "Cire" d'un obturateur maxillaire obtenu par impression Polyjet	68
Figure 36 : (A) TDM dans le plan frontale (B) TDM dans le plan horizontale (C) Aire de résection en 3 (D) CAO de la future prothèse obturatrice	68
Figure 37 : (A) Obturateur temporaire en place (B) Prothèse obturatrice définitive.....	68
Figure 38 : (A) Per-Op (B) Obturateur en place (C) Sutures.....	69
Figure 39 : Obturateur palatin en résine acrylique poudré et scanné avec empreinte optique LAVA® puis imprimé en SLA.....	69
Figure 40 : Chapes pour futur bridge 4 éléments imprimé par SLA	70
Figure 41 : Couronne imprimé par SLM à l'état brut	71
Figure 42 : Couronne SLA - Couronne SLM avec finitions - Couronne SLM Brut	71
Figure 43 : Coupe tomographe rayons X d'une couronne imprimé par SLM montrant la présence de lacunes dans la structure.....	72
Figure 44 : Etapes successives de création d'un guide implantaire par impression 3D.....	73
Figure 45 : Gouttière produite à partir d'un modèle imprimé en SLA.....	74
Figure 46 : Etapes d'un traitement orthodontique par traitement "Clear Aligners"	75

Figure 47 : Représentation de la "carie" dans le modèle pédagogique.....	76
Figure 48 : 1 - Préparation d'une facette – Réalisation wax up – clef silicone – Curettage carie – Dépose de la couronne.....	76
Figure 49 : Tableau récapitulatifs des données collectés auprès des étudiants.....	77
Figure 50 : (A) Modélisation 3D sur le logiciel de CAO et impression SLA de haute précision	78
Figure 51 : Structure de la dentine naturel vs structure de la dentine synthétique	79
Figure 52 : Photos et radios des modèles endodontiques durant les étapes d'ouverture de chambre, de préparation canalaire et d'obturation.	79
Figure 53 : (A) Radiographie Panoramique - (B) Photo intrabuccale	80
Figure 54 : (A) Vue du format DICOM - (B)(C)(D) Vues de la dent au format STL.....	81
Figure 55 : Impression 3D Polyjet de la dent avec coloration du canal à l'aide d'une teinture rouge	81
Figure 56 : L'axe est objectivé à l'aide d'un "tuteur" puis un guide reposer sur la dent naturelle à l'aide d'un guide en composite	82
Figure 57 : Mise en place du guide sur la dent naturelle et ouverture de chambre	82
Figure 58 : (F) Vérification de la longueur de travail sur le modèle imprimé en 3D - (B) Confirmation de la LT in vivo - (I) Simulation de l'obturation canalaire sur le modèle imprimé en 3D - (J)(K) Radios post-obturation.....	83
Figure 59 : Guide chirurgical fabriqué pour l'extraction d'une racine restante d'une première molaire mandibulaire	84
Figure 60 : « Stop » mis en place afin d'éviter le fraisage trop profond.....	85
Figure 61 : Récapitulatif des étapes de conception du prototype	86
Figure 62 : Coupes axiales en 2D sous Mimics® avec mise en place des calques (Dent - Nerf alvéolaire Inférieur – Os alvéolaire) puis individualisation 3D.....	87
Figure 63 : Modélisation 3D d'une 3ème molaire sous Magics®.....	87
Figure 64 : Prototype imprimé par Polyjet	88
Figure 65 : Schéma récapitulatif de l'ingénierie tissulaire	90
Figure 66 : Scaffold imprimé par bio-impression et présentant une anatomie dentaire	91
Figure 67 : Scaffold de comblement osseux.....	92

Figure 68 : Shéma de la procédure de revêtement biomimétique..... 92

8. Bibliographie

1. Berchon M, Luytt B. L'impression 3D. Paris: Editions Eyrolles; 2014.
2. Lipson H, Kurman M. Fabricated: The New World of 3D Printing. Washington: John Wiley & Sons; 2013.
3. Toure A. The History of 3D Printing: From the 80s to Today [Internet]. 3D Printing Blog: Tutorials, News, Trends and Resources | Sculpteo. 2017. Disponible sur: <https://www.sculpteo.com/blog/2016/12/14/the-history-of-3d-printing-3d-printing-technologies-from-the-80s-to-today/>
4. T. Rowe Price C. A brief history of 3D printing [Internet]. 2011. Disponible sur: https://individual.troweprice.com/staticFiles/Retail/Shared/PDFs/3D_Printing_Infographic_FINAL.pdf
5. Berman B. 3-D printing: The new industrial revolution. Bus Horiz. mar 2012;55(2):155-62.
6. CNIF centre national d'innovation et de formation des Prothésistes Dentaires. Le guide de la CFAO dentaire. 2009; Disponible sur: http://www.unppd.org/cnifpd/Guide_CFAO.pdf
7. Jordan-Combarieu F. Évolutions majeures de la CFAO directe. L'information dentaire. mai 2014; Disponible sur: <http://www.cabinetsourire.fr/wp-content/uploads/2015/04/article-Max-Fabienne-CFAO-mai-20141.pdf>
8. Hollender M. La CFAO indirecte. L'information dentaire. mai 2014; Disponible sur: <https://www.idweblogs.com/implantologie-numerique/wp-content/uploads/sites/15/2014/05/04FP-CFAO-02-Holender.pdf>
9. Montenero J. La CFAO indirecte dans un laboratoire de prothèse. Réal Clin. 2009;20(4):257-53.
10. Aarcaute B, Nars K. CFAO au cabinet dentaire : le matériel disponible en 2017 [Internet]. Lefildentaire magazine dentaire. 2017. Disponible sur: <https://www.lefildentaire.com/articles/clinique/esthetique/cfao-au-cabinet-dentaire-le-materiel-disponible-en-2017/>
11. Nazarian B. Imagerie Médicale 3D Visualisations, segmentations et reconstructions. CNRS [Internet]. 2002; Disponible sur: <http://bnazarian.free.fr/MyUploads/ImagerieMedicale3D.pdf>
12. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. Br Dent J. may 2008;204(9):505-11.
13. Mugnier LM. Conoscopic holography: toward three-dimensional reconstructions of opaque objects. Appl Opt. mar 1995;34(8):1363-71.

14. Persson ASK, Andersson M, Odén A, Sandborgh-Englund G. Computer aided analysis of digitized dental stone replicas by dental CAD/CAM technology. *Dent Mater.* aug 2008;24(8):1123-30.
15. Persson A, Andersson M, Oden A, Sandborgh-Englund G. A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. *J Prosthet Dent.* mar 2006;95(3):194-200.
16. Vlaar ST, van der Zel JM. Accuracy of dental digitizers. *Int Dent J.* oct 2006;56(5):301-9.
17. Uzun G. An overview of dental CAD/CAM systems. *Biotechnol Biotechnol Equip.* jan 2008;22(1):530-5.
18. Yau H-T, Chen C-Y, Wilhelm RG. Registration and integration of multiple laser scanned data for reverse engineering of complex 3D models. *Int J Prod Res.* jan 2000;38(2):269-85.
19. Scanner tridimensionnel. In: Wikipédia [Internet]. 2017. Disponible sur: https://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=Scanner_tridimensionnel&oldid=134406410
20. Yau H-T, Hsu C-Y, Peng H-L, Pai C-C. Computer-aided framework design for digital dentistry. *Comput-Aided Des Appl.* jan 2008;5(5):667-75.
21. Moreno Yeras A. Moiré topography in odontology. *Opt Lasers Eng.* jul 2003;40(1):143-52.
22. Farman AG. Applying DICOM to Dentistry. *J Digit Imaging.* mar 2005;18(1):23-7.
23. Martin CM, Roach VA, Nguyen N, Rice CL, Wilson TD. Comparison of 3D reconstructive technologies used for morphometric research and the translation of knowledge using a decision matrix. *Anat Sci Educ.* dec 2013;6(6):393-403.
24. NURBS. In: Wikipédia [Internet]. 2016. Disponible sur: <https://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=NURBS&oldid=132488334>
25. Williams RJ, Bibb R, Eggbeer D, Collis J. Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *J Prosthet Dent.* aug 2006;96(2):96-9.
26. Wolf K, Roller D, Schaefer D. An approach to computer-aided quality control based on 3D coordinate metrology. *J Mater Process Technol.* nov 2000;107:96-110.
27. Wilson A. 3-D Scanner Images Dental Molds [Internet]. *Vision Systems.* 2012. Disponible sur: <http://www.vision-systems.com/articles/print/volume-17/issue-6/features/3-d-scanner-images-dental-molds.html>
28. Pelissier B. Matériaux et CFAO dentaire. *Le Fil Dent.* mar 2010;51:58-62.
29. Bennassar B. La confection des armatures métalliques par CFAO en prothèse fixée. *Stratégie Prothétique.* 2011;2(11):137-148.

- 30.** Duret F. Usinage des prothèses par fraiseuse numérique à cinq axes [Internet]. 2003. Disponible sur: <http://www.information-dentaire.fr/0115-409-Vol-3-n5-Novembre-2003.html>
- 31.** Bourelly G. Comment définit-on les axes des machines de production en CFAO [Internet]. Symphyse; 2001. Disponible sur: http://www.catterini-dentaltech.ch/files/pdf_assi_cad_cam.pdf
- 32.** Meindorfer M. 3D Printing : Additive process in dentistry. Laboratory. mai 2016; Disponible sur: http://www.bego.com/fileadmin/user_downloads/Mediathek/Fachartikel/2016/_EN/Lab_May_-_3Dprinting.pdf
- 33.** Barazanchi A, Li KC, Al-Amleh B, Lyons K, Waddell JN. Additive technology: update on current materials and applications in dentistry. J Prosthodont. feb 2017;26(2):156-63.
- 34.** Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. Dent Mater. jan 2016;32(1):54-64.
- 35.** Bae E-J, Jeong I-D, Kim W-C, Kim J-H. A comparative study of additive and subtractive manufacturing for dental restorations. J Prosthet Dent. aug 2017;118(2):187-193.
- 36.** DT Study Club - Le magazine de formation continue dentaire [Internet]. Disponible sur: <https://www.zwp-online.info/epaper/dti/55efdac498395/page11.html>
- 37.** Guo N, Leu MC. Additive manufacturing: technology, applications and research needs. Front Mech Eng. sep 2013;8(3):215-43.
- 38.** van Noort R. The future of dental devices is digital. Dent Mater. jan 2012;28(1):3-12.
- 39.** Liska R, Schuster M, Inführ R, Turecek C, Fritscher C, Seidl B, et al. Photopolymers for rapid prototyping. J Coat Technol Res. dec 2007;4(4):505-10.
- 40.** Wong KV, Hernandez A. A review of additive manufacturing [Internet]. International Scholarly Research Notices. 2012. Disponible sur: <https://www.hindawi.com/journals/isrn/2012/208760/>
- 41.** Rexer J. Impression 3D « en volume » [Internet]. PPT présenté à; Disponible sur: http://cerig.pagora.grenoble-inp.fr/dossier/pagora-days-drupa-2012/PagoraDays2012_Rexer-Sarrasin_impression-3D-volume.pdf
- 42.** Hull CW. Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography [Internet]. Disponible sur: <http://www.google.com/patents/US4575330>
- 43.** Barclift M, Williams C. Examining variability in the mechanical properties of parts manufactured via polyjet direct 3D printing. 23rd Annual International Solid Freeform Fabrication Symposium - An Additive Manufacturing Conference, SFF; 2012.
- 44.** Brillant B. Le Frittage Laser SLS | 3dprintmedical.info [Internet]. 2016. Disponible sur: <http://3dprintmedical.info/le-frittage-laser-sls/>

- 45.** Frittage sélectif par laser. In: Wikipédia [Internet]. 2017. Disponible sur: https://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=Frittage_s%C3%A9lectif_par_laser&oldid=138116434
- 46.** Venkatesh KV, Nandini VV. Direct metal laser sintering: a digitised metal casting technology. *J Indian Prosthodont Soc.* dec 2013;13(4):389-92.
- 47.** Zhang B. Fusion sélective par laser - influence de l'atmosphère et réalisation d'alliage in situ [Internet]. 2013. Disponible sur: <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00880004/document>
- 48.** Livermore L. LLNL researchers develop high-quality 3-D metal parts using additive manufacturing [Internet]. EurekaAlert! 2014. Disponible sur: http://www.eurekaalert.org/pub_releases/2014-06/dlnl-lrd061614.php
- 49.** Olakanmi EO, Cochrane RF, Dalgarno KW. A review on selective laser sintering/melting (SLS/SLM) of aluminium alloy powders: Processing, microstructure, and properties. *Prog Mater Sci.* oct 2015;74(Suppl C):401-77.
- 50.** Murr LE, Gaytan SM, Ramirez DA, Martinez E, Hernandez J, Amato KN, et al. Metal fabrication by additive manufacturing using laser and electron beam melting technologies. *J Mater Sci Technol.* jan 2012;28(1):1-14.
- 51.** ARCAM C. Electron Beam Melting - EBM Process, Additive Manufacturing [Internet]. Arcam AB. Disponible sur: <http://www.arcam.com/technology/electron-beam-melting/>
- 52.** Electron Beam Melting (EBM) : Impression 3D Métal par Faisceau d'Electrons [Internet]. Disponible sur: <https://www.sculpteo.com/fr/glossaire/ebm-definition-fr/>
- 53.** Electron Beam Melting - Additively - your access to 3D printing [Internet]. Disponible sur: <https://www.additively.com/en/learn-about/electron-beam-melting>
- 54.** Cansizoglu O. Direct metal fabrication of titanium implants with tailored materials and mechanical properties using electron beam melting technology - ScienceDirect [Internet]. Disponible sur: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0928493107000501>
- 55.** Smith CJ, Derguti F, Hernandez Nava E, Thomas M, Tammam-Williams S, Gulizia S, et al. Dimensional accuracy of Electron Beam Melting (EBM) additive manufacture with regard to weight optimized truss structures. *J Mater Process Technol.* mar 2016;229(Suppl C):128-38.
- 56.** Rigo O, Carsten E. Etat actuel des fabrications additives pour les applications métalliques [Internet]. 2013. Disponible sur: <https://fr.slideshare.net/carstenengel/selective-laser-melting-versus-electron-beam-melting>
- 57.** Vayre B. Conception pour la fabrication additive, application à la technologie EBM [Internet] Thèse doctorale génie industriel. Université de Grenoble; 2014. Disponible sur: <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-01304269/document>
- 58.** 3DP - Technologie d'impression 3D | 3Dilla [Internet]. Disponible sur:

<http://fr.3dilla.com/imprimante-3d/three-dimensional-printing/>

- 59.** Yang L, Zhang S, Oliveira G, Stucker B. Development of a 3D Printing Method for Production of Dental Application. In: 24th International SFF Symposium - An Additive Manufacturing Conference, 2013.
- 60.** Fused Deposition Modeling - Technologie d'impression 3D | 3Dilla [Internet]. Disponible sur: <http://fr.3dilla.com/imprimante-3d/fused-deposition-modeling/>
- 61.** Mackay R. Stratasys Dental 3D Printers is a low entry to Digital Dentistry [Internet]. 3D Printer. 2014. Disponible sur: <http://www.javelin-tech.com/3d-printer/new-stratasys-dental-3d-printers-offer-low-cost-entry-advanced-digital-dentistry/>
- 62.** Montero M, Roundy S, Odell D, Ahn S-H, K. Wright P. Material characterization of fused deposition modeling (FDM) ABS by designed experiments. Proceedings of rapid prototyping and manufacturing conference; 2001.
- 63.** Fused deposition modeling. In: Wikipedia [Internet]. 2017. Disponible sur: https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Fused_deposition_modeling&oldid=803894106
- 64.** Guo S-Z, Gosselin F, Guerin N, Lanouette A-M, Heuzey M-C, Therriault D. Solvent-cast three-dimensional printing of multifunctional microsystems. *Small*. 20 dec 2013;9(24):4118-22.
- 65.** Laser bioprinting in Bordeaux : an innovative approach [Internet]. Newsroom | Inserm. 2014. Disponible sur: <http://presse.inserm.fr/en/francais-bio-impression-laser-du-vivant-une-approche-innovante-a-bordeaux/13009/>
- 66.** Obregon F, Vaquette C, Ivanovski S, Hutmacher DW, Bertassoni LE. Three-dimensional bioprinting for regenerative dentistry and craniofacial tissue engineering. *J Dent Res*. sep 2015;94(9 Suppl):143S-52S.
- 67.** Bio-impression. In: Wikipédia [Internet]. 2017. Disponible sur: <https://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=Bio-impression&oldid=141148246>
- 68.** Devillard R. Biotis Biofabrication [Internet]. Disponible sur: <http://www.biotis-bordeaux.com/research/biotis-biofabrication.html>
- 69.** Murphy SV, Atala A. 3D bioprinting of tissues and organs. *Nat Biotechnol*. aug 2014;32(8):773-85.
- 70.** Bandyopadhyay A, Bose S. Additive Manufacturing. Washington : CRC Press; 2015.
- 71.** Ozbolat IT, Peng W, Ozbolat V. Application areas of 3D bioprinting. *Drug Discov Today*. aug 2016;21(8):1257-71.
- 72.** Catros S. Etude de la Micro-impression d'Eléments Biologiques par Laser pour l'Ingénierie du Tissu Osseux [Internet]. [Bordeaux]; 2010. Disponible sur: http://ori-oai.u-bordeaux1.fr/pdf/2010/CATROS_SYLVAIN_2010.pdf

- 73.** Ringeisen BR, Othon CM, Barron JA, Young D, Spargo BJ. Jet-based methods to print living cells. *Biotechnol J.* sep 2006;1(9):930-48.
- 74.** Nakamura M, Kobayashi A, Takagi F, Watanabe A, Hiruma Y, Ohuchi K, et al. Biocompatible inkjet printing technique for designed seeding of individual living cells. *Tissue Eng.* déc 2005;11(11-12):1658-66.
- 75.** Saunders RE, Gough JE, Derby B. Delivery of human fibroblast cells by piezoelectric drop-on-demand inkjet printing. *Biomaterials.* jan 2008;29(2):193-203.
- 76.** Fricain J-C, Olivera HD, Devillard R, Kalisky J, Remy M, Kériquel V, et al. Impression 3D en médecine régénératrice et ingénierie tissulaire. *Med Sci.* jan 2017;33(1):52-9.
- 77.** Barron JA, Wu P, Ladouceur HD, Ringeisen BR. Biological laser printing: a novel technique for creating heterogeneous 3-dimensional cell patterns. *Biomed Microdevices.* jun 2004;6(2):139-47.
- 78.** Hopp B, Smausz T, Kresz N, Barna N, Bor Z, Kolozsvári L, et al. Survival and proliferative ability of various living cell types after laser-induced forward transfer. *Tissue Eng.* déc 2005;11(11-12):1817-23.
- 79.** van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater.* jan 2012;28(1):3-12.
- 80.** Torabi K, Farjood E, Hamedani S. Rapid prototyping technologies and their applications in prosthodontics, a review of literature. *J Dent.* mar 2015;16(1):1-9.
- 81.** Dawood A, Marti Marti B, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *Br Dent J.* déc 2015;219(11):521-9.
- 82.** Zaharia C, Gabor A-G, Gavrilovici A, Stan AT, Idorasi L, Sinescu C, et al. Digital Dentistry — 3D Printing Applications. *J Interdisc Med.* 2017;2(1):50–53.
- 83.** Hazeveld A, Huddleston Slater JJR, Ren Y. Accuracy and reproducibility of dental replica models reconstructed by different rapid prototyping techniques. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* jan 2014;145(1):108-15.
- 84.** Kröger E, Dekiff M, Dirksen D. 3D printed simulation models based on real patient situations for hands-on practice. *Eur J Dent Educ.* jul 2016;[Epub ahead of print]
- 85.** Marruchi T. Enseignement de la prothèse amovible partielle : intérêt de la conception fabrication assistée par ordinateur comme outil pédagogique [Internet]. 2016. Disponible sur: <https://core.ac.uk/download/pdf/52771377.pdf>
- 86.** Arrue J. Empreinte optique et CFAO en prothèse amovible partielle : à propos de deux cas de réhabilitation d'édentements mandibulaires. *lefiledtaire magazine dentaire* [Internet]. 2016; Disponible sur: <https://www.lefiledtaire.com/articles/clinique/prothese/empreinte-optique-et-cfao-en-prothese-amovible-partielle-a-propos-de-deux-cas-de-rehabilitation-d-edentements-mandibulaires/>

- 87.** Kanazawa M, Iwaki M, Minakuchi S, Nomura N. Fabrication of titanium alloy frameworks for complete dentures by selective laser melting. *J Prosthet Dent.* déc 2014;112(6):1441-7.
- 88.** Omran M. Novel 3D modeling technique of removable partial denture framework manufactured by 3D printing technology. *Int J Adv Res.* sep 2014;2:686-94.
- 89.** Drugeau K. Conception et fabrication assistées par ordinateur pour une prothèse amovible partielle [Internet]. Nantes; 2012. Disponible sur: https://www.google.fr/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&ved=0ahUKEwj4_bs1tvWAhUII8AKHZsCB_UQFggnMAA&url=http%3A%2F%2Farchive.bu.univ-nantes.fr%2Fpollux%2Ffichiers%2Fdownload%2F37410955-74b2-4d52-8545-1d459cbc5915&usg=AOvVaw3I0yPp_iQ-1akAYhiCiFOx
- 90.** Chen J, Ahmad R, Suenaga H, Li W, Sasaki K, Swain M, et al. Shape optimization for additive manufacturing of removable partial dentures--A new paradigm for prosthetic CAD/CAM. *PloS One.* 2015;10(7):e0132552.
- 91.** Chen H, Yang X, Chen L, Wang Y, Sun Y. Application of FDM three-dimensional printing technology in the digital manufacture of custom edentulous mandible trays. *Sci Rep.* jan 2016;6:19207.
- 92.** Huang Z, Wang X, Hou Y-Z. Novel method of fabricating individual trays for maxillectomy patients by computer-aided design and rapid prototyping. *J Prosthodont.* feb 2015;24(2):115-20.
- 93.** Ruquet M, Maille G, Rossano M, Belloni D, Bou C. CFAO et prothèse obturatrice maxillaire : étude préliminaire. *Stratégie Prothétique.* 2014;14(3):207-15.
- 94.** Thomas H. Conception et fabrication des obturateurs palatins : approche sur l'apport de l'assistance par ordinateur [Internet]. Thèse doctorale. Bordeaux; 2016. Disponible sur: https://www.google.fr/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=2&cad=rja&uact=8&ved=0ahUKEwiih8P05tvWAhVDnRoKHd6_Dq8QFggsMAE&url=https%3A%2F%2Fdumas.csd.cnrs.fr%2Fdumas-01495478%2Fdocument&usg=AOvVaw0HlthWO1Lto3bZmd5SoaUd
- 95.** Elbashti M, Hattori M, Sumita Y, Aswehlee A, Yoshi S, Taniguchi H. Creating a digitized database of maxillofacial prostheses (obturators): A pilot study. *J Adv Prosthodont.* jun 2016;8(3):219-23.
- 96.** Tasopoulos T, Kouveliotis G, Polyzois G, Karathanasi V. Fabrication of a 3D printing definitive obturator prosthesis: a clinical report. *Acta Stomatol Croat.* mar 2017;51(1):53-8.
- 97.** Londono J, Abreu A, Baker PS, Furness AR. Fabrication of a definitive obturator from a 3D cast with a chairside digital scanner for a patient with severe gag reflex: a clinical report. *J Prosthet Dent.* nov 2015;114(5):735-8.
- 98.** Jiang F-F, Hou Y, Lu L, Ding X-X, Li W, Yan A-H. Functional evaluation of a CAD/CAM prosthesis for immediate defect repair after total maxillectomy: a case series of 18 patients with maxillary sinus cancer. *J Esthet Restor Dent.* apr 2015;27 (Suppl 1):S80-89.

- 99.** Jiao T, Zhu C, Dong X, Gu X. Rehabilitation of maxillectomy defects with obturator prostheses fabricated using computer-aided design and rapid prototyping: a pilot study. *Int J Prosthodont.* oct 2014;27(5):480-6.
- 100.** DaBreo E. Surgical and prosthetic considerations in the management of orbital tumors - ScienceDirect. jan 1992; Disponible sur: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/002239139290059J>
- 101.** Eggbeer D, Bibb R, Williams R. The computer-aided design and rapid prototyping fabrication of removable partial denture frameworks. *Proc Inst Mech Eng H.* may 2005;219(3):195-202.
- 102.** Ferretti G, Jankowski A. Tomodensitométrie volumique : reconstructions 2D et 3D. *Rev Mal Respir.* dec 2010;27:1267-74.
- 103.** Beumer J. Maxillofacial Rehabilitation: Prosthodontic and surgical management of cancer-related, acquired, and congenital defects of the head and neck. Third edition [Internet]. 2011. Disponible sur: http://www.quintpub.com/display_detail.php3?psku=B4986#.Wddoo9vpOMI
- 104.** Silva NRFA, Witek L, Coelho PG, Thompson VP, Rekow ED, Smay J. Additive CAD/CAM process for dental prostheses. *J Prosthodont.* feb 2011;20(2):93-6.
- 105.** Kim K-B, Kim W-C, Kim H-Y, Kim J-H. An evaluation of marginal fit of three-unit fixed dental prostheses fabricated by direct metal laser sintering system. *Dent Mater.* jul 2013;29(7):e91-96.
- 106.** Jardel V, Leize-Zal E, Chauvel B, Le Person L. CFAO et microfusion laser : étude de l'adaptation de couronnes métalliques unitaires [Internet]. *Information Dentaire.* Disponible sur: http://_65430983298_1_1364259600.id.elteg.net/011025-23399-CFAO-et-microfusion-laser-etude-de-l-adaptation-de-couronnes-metalliques-unitaires.html
- 107.** Huang Z, Zhang L, Zhu J, Zhang X. Clinical marginal and internal fit of metal ceramic crowns fabricated with a selective laser melting technology. *J Prosthet Dent.* jun 2015;113(6):623-7.
- 108.** Pompa G, Di Carlo S, De Angelis F, Cristalli MP, Annibali S. Comparison of conventional methods and laser-assisted rapid prototyping for manufacturing fixed dental prostheses: an in vitro study. *BioMed Res Int.* 2015;2015:318097.
- 109.** Joo H-S, Park S-W, Yun K-D, Lim H-P. Complete-mouth rehabilitation using a 3D printing technique and the CAD/CAM double scanning method: A clinical report. *J Prosthet Dent.* jul 2016;116(1):3-7.
- 110.** Ebert J, Ozkol E, Zeichner A, Uibel K, Weiss O, Koops U, et al. Direct inkjet printing of dental prostheses made of zirconia. *J Dent Res.* jul 2009;88(7):673-6.
- 111.** Mai H-N, Lee K-B, Lee D-H. Fit of interim crowns fabricated using photopolymer-jetting 3D printing. *J Prosthet Dent.* jan 2017;118(2):208-215.

- 112.** Kim K-B, Kim J-H, Kim W-C, Kim J-H. In vitro evaluation of marginal and internal adaptation of three-unit fixed dental prostheses produced by stereolithography. *Dent Mater J.* 2014;33(4):504-9.
- 113.** Bammani S. Dental crown manufacturing using stereolithography Method. 2012; Disponible sur: https://www.google.fr/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&ved=0ahUKEwiN_IqV9dvWAhVIOMAKHWwNDSQQFggsMAA&url=http%3A%2F%2Fsearchdl.org%2Findex.php%2Fconference%2FdownloadPDF%2F555&usg=AOvVaw3bW1712-6dBw-8nj6VHlxo
- 114.** Reyes A, Turkyilmaz I, Prihoda TJ. Accuracy of surgical guides made from conventional and a combination of digital scanning and rapid prototyping techniques. *J Prosthet Dent.* apr 2015;113(4):295-303.
- 115.** Whitley D, Eidson RS, Rudek I, Bencharit S. In-office fabrication of dental implant surgical guides using desktop stereolithographic printing and implant treatment planning software: A clinical report. *J Prosthet Dent.* sep 2017;118(3):256-63.
- 116.** Neumeister A, Schulz L, Glodecki C. Investigations on the accuracy of 3D-printed drill guides for dental implantology. *Int J Comput Dent.* 2017;20(1):35-51.
- 117.** Abizmil Y. Précision des guides chirurgicaux réalisés en CFAO : analyse de la littérature [Internet]. Nantes; 2016. Disponible sur: <https://www.google.fr/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=5&cad=rja&uact=8&ved=0ahUKEwi91Zeck9zWAhWjDcAKHewNCW0QFgg4MAQ&url=http%3A%2F%2Farchive.bu.univ-nantes.fr%2Fpollux%2Ffichiers%2Fdownload%2F78f5c8b0-b6f7-4618-bbdd-8f86861fe626&usg=AOvVaw1NwncVfT14ekCZ3LMbHipD>
- 118.** Flügge TV, Nelson K, Schmelzeisen R, Metzger MC. Three-dimensional plotting and printing of an implant drilling guide: simplifying guided implant surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* aug 2013;71(8):1340-6.
- 119.** Baudoin C. Un projet prothétique en implantologie [Internet]. Réussir. 2003. Disponible sur: http://www.unitheque.com/Livre/quintessence_international/Reussir/Un_projet_prothetique_e_n_implantologie-4155.html
- 120.** Hennessy J, Al-Awadhi EA. Clear aligners generations and orthodontic tooth movement. *J Orthod.* mar 2016;43(1):68-76.
- 121.** Weir T. Clear aligners in orthodontic treatment. *Aust Dent J.* mar 2017;62 (Suppl 1):58-62.
- 122.** Robberecht L, Chai F, Dehurtevent M, Marchandise P, Bécavin T, Hornez J-C, et al. A novel anatomical ceramic root canal simulator for endodontic training. *Eur J Dent Educ.* may 2016;[Epub ahead of print]
- 123.** de Obaldia EE, Jeong C, Grunenfelder LK, Kisailus D, Zavattieri P. Analysis of the mechanical response of biomimetic materials with highly oriented microstructures through 3D printing, mechanical testing and modeling. *J Mech Behav Biomed Mater.* aug 2015;48:70-85.

- 124.** Mohmmmed SA, Vianna ME, Hilton ST, Boniface DR, Ng Y-L, Knowles JC. Investigation to test potential stereolithography materials for development of an in vitro root canal model. *Microsc Res Tech.* feb 2017;80(2):202-10.
- 125.** Byun C, Kim C, Cho S, Baek SH, Kim G, Kim SG, et al. Endodontic treatment of an anomalous anterior tooth with the aid of a 3-dimensional printed physical tooth model. *J Endod.* jun 2015;41(6):961-5.
- 126.** Bahcall JK. Using 3-dimensional printing to create presurgical models for endodontic surgery. *Compend Contin Educ Dent* 1995. sep 2014;35(8):e29-30.
- 127.** Kfir A, Telishevsky-Strauss Y, Leitner A, Metzger Z. The diagnosis and conservative treatment of a complex type 3 dens invaginatus using cone beam computed tomography (CBCT) and 3D plastic models. *Int Endod J.* mar 2013;46(3):275-88.
- 128.** Hamza H. Computer-assisted technique for surgical tooth extraction. *Int J Dent.* 2016;2016:7484159.
- 129.** Lambrecht JT, Berndt DC, Schumacher R, Zehnder M. Generation of three-dimensional prototype models based on cone beam computed tomography. *Int J Comput Assist Radiol Surg.* mar 2009;4(2):175-80.
- 130.** Amrollahi P, Shah B, Seifi A, Tayebi L. Recent advancements in regenerative dentistry: A review. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* dec 2016;69:1383-90.
- 131.** Goh BT, Teh LY, Tan DBP, Zhang Z, Teoh SH. Novel 3D polycaprolactone scaffold for ridge preservation--a pilot randomised controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res.* mar 2015;26(3):271-7.
- 132.** Plaud A. Elaboration d'un substitut osseux sur mesure par prototypage rapide [Internet]. Thèse doctorale. Bordeaux; 2015. Disponible sur: <https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01237580/document>
- 133.** Vanderburgh JP, Fernando SJ, Merkel AR, Sterling JA, Guelcher SA. Fabrication of trabecular bone-templated tissue-engineered constructs by 3D inkjet printing. *Adv Health Mater.* sep 2017;[Epub ahead of print]
- 134.** Costa PF, Vaquette C, Zhang Q, Reis RL, Ivanovski S, Hutmacher DW. Advanced tissue engineering scaffold design for regeneration of the complex hierarchical periodontal structure. *J Clin Periodontol.* mar 2014;41(3):283-94.
- 135.** Bertassoni LE, Cecconi M, Manoharan V, Nikkhah M, Hjortnaes J, Cristino AL, et al. Hydrogel bioprinted microchannel networks for vascularization of tissue engineering constructs. *Lab Chip.* jul 2014;14(13):2202-11.
- 136.** Wen Y, Wang F, Zhang W, Li Y, Yu M, Nan X, et al. Application of induced pluripotent stem cells in generation of a tissue-engineered tooth-like structure. *Tissue Eng Part A.* aug 2012;18(15-16):1677-85.
- 137.** Sandrin S. Etude de la differenciation des SCAPs en progéniteurs endothéliaux et leur

bioimpression assistée par laser. Bordeaux: INSERM 1026, 2015.

138. Galler KM, D'Souza RN, Hartgerink JD, Schmalz G. Scaffolds for dental pulp tissue engineering. *Adv Dent Res.* jul 2011;23(3):333-9.

139. Hildebrand C, Fried K, Tuisku F, Johansson CS. Teeth and tooth nerves. *Prog Neurobiol.* feb 1995;45(3):165-222.

140. Dollé P, Price M, Duboule D. Expression of the murine *Dlx-1* homeobox gene during facial, ocular and limb development. *Differ Res Biol Divers.* mar 1992;49(2):93-9.

141. Nakamura S, Yamada Y, Katagiri W, Sugito T, Ito K, Ueda M. Stem cell proliferation pathways comparison between human exfoliated deciduous teeth and dental pulp stem cells by gene expression profile from promising dental pulp. *J Endod.* nov 2009;35(11):1536-42.

LOUCACHEVSKY (Nicolas) – Impression 3D : Applications actuelles en odontologie et perspectives. ; 110 f. ; ill. ; 141 ref. ; 30cm (Thèse : Chir. Dent. ; Nantes ; 2017)

RESUME :

L'impression 3D est aujourd'hui une technologie multi-secteurs qui se développe considérablement dans les subdivisions médicales.

Hier dédiée au prototypage rapide, cette technologie permet de produire des éléments en « bonne matière » utilisables dans notre pratique.

Dans ce travail nous présenterons les différentes étapes de CFAO ainsi que les catégories d'imprimantes 3D utilisées en odontologie, leur fonctionnement, leurs avantages et leurs limites.

Les applications actuelles en dentisterie seront détaillées de même que leurs utilisations dans le domaine de l'ingénierie tissulaire.

RUBRIQUE : Odontologie

MOTS CLEF MESH :

Conception assistée par ordinateur / Computer-aided design

Impression tridimensionnelle / Printing three-dimensional

Technologie dentaire / Technology, dental

Bio-impression / Bioprinting

Odontologie / Dentistry

Prothèses dentaires / Dental Prosthesis

Ingénierie tissulaire / Tissue engineering

JURY :

Président : M. le Professeur Bernard GIUMELLI

Directeur : M. le Docteur Alain HOORNAERT

Assesseur : M. le Docteur Xavier STRUILLOU

Assesseur : Mme. le Docteur Estelle BRAY

Invité : M. le Docteur Matthieu WIPF

ADRESSE DE L'AUTEUR :

41, Rue la Tour d'Auvergne 44200 Nantes
loucachevsky@gmail.com