



HAL
open science

Optimisation de la réalisation des armatures implantaires transvissées : utilisation combinée de la fabrication additive et de l'usinage métal

Charlotte Chekroun

► **To cite this version:**

Charlotte Chekroun. Optimisation de la réalisation des armatures implantaires transvissées : utilisation combinée de la fabrication additive et de l'usinage métal. Chirurgie. 2021. dumas-03638223

HAL Id: dumas-03638223

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03638223>

Submitted on 12 Apr 2022

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - NoDerivatives 4.0
International License



THÈSE

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

Présentée et publiquement soutenue devant

Aix-Marseille Université
(Président : Monsieur le Professeur Éric BERTON)

Faculté des Sciences Médicales et Paramédicales
(Doyen : Monsieur le Professeur Georges LEONETTI)

Ecole de Médecine Dentaire
(Directeur : Monsieur le Professeur Bruno FOTI)

***Optimisation de la réalisation des armatures
implantaires transvissées : utilisation combinée de
la fabrication additive et de l'usinage métal***

Présentée par

CHEKROUN Charlotte

Née le 18 juillet 1993

A Marseille

Thèse soutenue le **Mardi 29 juin 2021**

Devant le jury composé de

Président : Professeur RASKIN Anne

Assesseurs : Docteur MAILLE Gérald

Docteur PRECKEL Bernard

Docteur PASCHEL Laura



THÈSE

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

Présentée et publiquement soutenue devant

Aix-Marseille Université
(Président : Monsieur le Professeur Éric BERTON)

Faculté des Sciences Médicales et Paramédicales
(Doyen : Monsieur le Professeur Georges LEONETTI)

Ecole de Médecine Dentaire
(Directeur : Monsieur le Professeur Bruno FOTI)

***Optimisation de la réalisation des armatures
implantaires transvissées : utilisation combinée de
la fabrication additive et de l'usinage métal***

Présentée par

CHEKROUN Charlotte

Née le 18 juillet 1993
A Marseille

Thèse soutenue le **Mardi 29 juin 2021**

Devant le jury composé de

Président : Professeur RASKIN Anne

Assesseurs : Docteur MAILLE Gérald

Docteur PRECKEL Bernard

Docteur PASCHEL Laura

ADMINISTRATION

Mise à jour : sept. 2020

Doyens Honoraires

| | |
|------------|--------------------|
| Professeur | Raymond SANGIUOLO† |
| Professeur | Henry ZATTARA |
| Professeur | André SALVADORI |
| Professeur | Jacques DEJOU |

Doyen Assesseurs

| | |
|------------|---------------|
| Professeur | Bruno FOTI |
| Professeur | Michel RUQUET |
| Professeur | Anne RASKIN |

Directeurs de Départements

| | | |
|--------------------|------------|-----------------|
| Formation Initiale | Professeur | Michel RUQUET |
| Recherche | Professeur | Anne RASKIN |
| Formation Continue | Professeur | Frédéric BUKIET |

Charges de missions

| | | |
|--|------------|-----------------------|
| Relations Internationales | Professeur | Hervé TASSERY |
| Internat et Diplômes d'études spécialisées | Professeur | Virginie MONNET-CORTI |
| Affaires générales | Docteur | Patrick TAVITIAN |

Responsable des Services Administratifs et Techniques

| | |
|--------|-------------|
| Madame | Katia LEONI |
|--------|-------------|

LISTE DES ENSEIGNANTS

PROFESSEURS DES UNIVERSITES – PRATICIENS HOSPITALIERS DES CSERD

BUKIET Frédéric (58-01)
FOTI Bruno (56-02)
LE GALL Michel (56-01)
MONNET-CORTI Virginie (57-01)
ORTHLIEB Jean-Daniel (58-01)
RASKIN Anne (58-01)
RUQUET Michel (58-01)
TARDIEU Corinne (56-01)
TARDIVO Delphine (56-02)
TASSERY Hervé (58-01)

PROFESSEUR DES UNIVERSITES

ABOUT Imad (65)

PROFESSEURS EMERITES

DEJOU Jacques
HUE Olivier

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES – PRATICIENS HOSPITALIERS DES CSERD

| | |
|-------------------------------|-------------------------------|
| ABOUDHARAM Gérard (58-01) | LAN Romain (56-02) |
| BANDON Daniel (56-01) | LAURENT Michel (58-01) |
| BELLONI Didier (57-01) | LAURENT Patrick (57-01) |
| BOHAR Jacques (56-01) | MAILLE Gérald (58-01) |
| CAMOIN Ariane (56-01) | PHILIP-ALLIEZ Camille (56-01) |
| CAMPANA Fabrice (57-01) | POMMEL Ludovic (58-01) |
| CATHERINE Jean-Hugues (57-01) | PRECKEL Bernard-Éric (58-01) |
| GAUBERT Jacques (56-01) | RÉ Jean-Philippe (58-01) |
| GIRAUD Thomas (58-01) | ROCHE-POGGI Philippe (57-01) |
| GIRAudeau Anne (58-01) | STEPHAN Grégory (58-01) |
| GUIVARC'H Maud (58-01) | TAVITIAN Patrick (58-01) |
| JACQUOT Bruno (58-01) | TERRER Elodie (58-01) |
| LABORDE Gilles (58-01) | TOSELLO Alain (58-01) |

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES ASSOCIES

BALLESTER Benoît (58-01)
BLANCHET Isabelle (56-01)
MENSE Chloé (58-01)
SILVESTRI Frédéric (58-01)

ASSISTANTS HOSPITALIERS ET UNIVERSITAIRES

| | |
|--|---|
| AL AZAWI Hala ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾ | HAHN-GOLETTI Larissa ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾ |
| ANTEZACK Angeline ⁽⁵⁷⁻⁰¹⁾ | LIOTARD Alicia ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾ |
| ARNIER Canelle ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾ | MANSUY Charlotte ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾ |
| BACHET-DORISON Damienne ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾ | MARTIN William ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾ |
| CAMBON Isabelle ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾ | MATTERA Rémi ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾ |
| CASAZZA Estelle ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾ | MELLOUL Sébastien ⁽⁵⁷⁻⁰¹⁾ |
| CASTRO Romain ⁽⁵⁷⁻⁰¹⁾ | PARFU Anne ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾ |
| DAVID Laura ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾ | PASCHEL Laura ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾ |
| DEVICTOR Alix ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾ | PILLIOL Virginie ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾ |
| DODDS Mélina ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾ | REPETTO Andréa ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾ |
| DRAUSSIN Thierry ⁽⁵⁶⁻⁰²⁾ | ROMANET Yvan ⁽⁵⁷⁻⁰¹⁾ |
| DUMAS Cathy ⁽⁵⁷⁻⁰¹⁾ | SANTUNIONE Charlotte ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾ |
| HADJ-SAID Mehdi ⁽⁵⁷⁻⁰¹⁾ | VINAÏ Michael ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾ |

ASSISTANTS DES UNIVERSITES ASSOCIES

GRINE Ghilès ⁽⁵⁷⁻⁰¹⁾
HOUVENAEGHEL Brice ⁽⁵⁷⁻⁰¹⁾

Intitulés des sections CNU :

- *56^{ème} section : Développement, croissance et prévention*
- *56-01 Odontologie pédiatrique et orthopédie dento-faciale*
- *56-02 : Prévention – Epidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale*
- *57^{ème} section : Chirurgie orale ; Parodontologie ; Biologie Orale*
- *57-01 : Chirurgie orale – Parodontologie – Biologie orale*
- *58^{ème} section : Réhabilitation orale*
- *58-01 : Dentisterie restauratrice – Endodontie – Prothèses – Fonction-Dysfonction – Imagerie – Biomatériaux*

L'auteur s'engage à respecter les droits des tiers, et notamment les droits de propriété intellectuelle. Dans l'hypothèse où la thèse comporterait des éléments protégés par un droit quelconque, l'auteur doit solliciter les autorisations nécessaires à leur utilisation, leur reproduction et leur représentation auprès du ou des titulaires des droits. L'auteur est responsable du contenu de sa thèse. Il garantit l'Université contre tout recours. Elle ne pourra en aucun cas être tenue responsable de l'atteinte aux droits d'un tiers

Remerciements

Au Président du Jury de cette thèse,
Madame la Professeure Anne RASKIN

Je tenais à vous remercier d'avoir accepté de présider cette thèse ainsi que pour votre bienveillance tout au long de notre cursus.

Je regrette de ne pas avoir connu le service de la TIMONE 1 à vos côtés mais je garderai en souvenir votre bonne humeur et l'attachement que vous nous avez portés.

Veillez recevoir la marque de mon profond respect.

Au Directeur de cette thèse,
Monsieur le Docteur Gérald MAILLE

Un grand merci pour votre implication dans ce travail ainsi que d'avoir dû supporter mon orthographe déplorable.

Même si c'était long et compliqué on y est quand même arrivé au bout et c'est grâce à vous. Merci d'avoir exigé le meilleur de nous-mêmes tout au long de nos études et d'avoir partagé de nombreuses pauses déjeuner à m'écouter me plaindre.

Je vous souhaite pleins de bonnes choses pour la suite dans votre nouvelle ville.

Je vous fais part de mon estime et de mon profond respect.

A Monsieur le Docteur Bernard PRECKEL,

Je suis honorée de votre présence dans mon jury de thèse.

Vous avez réussi à me faire apprécier et nous transmettre la rigueur dans notre travail en prothèse complète.

Un grand merci pour votre bienveillance tout au long de nos études.

Soyez assuré du profond respect que je vous porte.

Au Docteur Laura PASCHEL,

Merci d'avoir accepté, même si c'était un peu sous la contrainte, de siéger dans mon jury.
Je souhaite te remercier aussi d'avoir partagé tes pauses déjeuners avec le Docteur Loyer et moi-même toujours avec le sourire.

Je regrette de ne pas avoir pu profiter de tes conseils plus tôt pendant mon cursus mais en tout cas je n'oublierai pas le tee-shirt.

Je te souhaite beaucoup de réussite pour la suite.

A celui qui se cache derrière tout ce travail,
A Monsieur le Docteur Éric LOYER,

Je voulais particulièrement vous faire part de ma gratitude concernant votre implication dans ce travail.

Merci d'avoir sacrifié vos pauses déjeuner à devoir reprendre toutes mes phrases dignes d'un enfant de CE2.

Encore un grand merci de m'avoir supportée et toujours soutenue dans ce travail qui s'annonçait, pour moi, compliqué voire même très compliqué.

Je tenais aussi à souligner votre investissement et votre bienveillance dans le service tout au long de mon cursus et j'espère vous avoir fait assez rire et nourris de pad thaï pour ne pas être oubliée.

J'espère profiter de vos conseils encore longtemps dans la pratique de mon futur exercice.

Un grand regret de ne pas vous avoir vu présent dans ce jury et je vous souhaite beaucoup de bonheur dans votre vie professionnelle ainsi que dans votre vie de famille.

TABLE DES MATIERES

| | |
|--|-----------|
| Introduction | 1 |
| 1- La CFAO en odontologie | 2 |
| 1.1 Définition..... | 2 |
| 1.2 L'acquisition..... | 4 |
| 1.3 La Conception..... | 5 |
| 1.4 La fabrication..... | 8 |
| 1.5 CFAO et standards numériques | 8 |
| 2- Les Techniques de fabrication additive | 9 |
| 2.1 Définition..... | 9 |
| 2.2 Les différents procédés de fabrication additive en Odontologie | 11 |
| 2.2.1 La photopolymérisation en cuve..... | 11 |
| 2.2.2 Projection de matière : Poly-Jet | 20 |
| 2.2.3 Impression par fusion sur lit de poudre | 23 |
| 2.2.4 L'extrusion de matière | 27 |
| 3 - Techniques de fabrication soustractive | 29 |
| 3.1 Définition..... | 29 |
| 3.2 Le fraisage..... | 30 |
| 3.3 L'évolution des usineuses de 3 à 5 axes..... | 30 |
| 3.4 Les matériaux usinables | 33 |
| 3.5 Comparatif des techniques additives et soustratives : | 40 |
| 4. Simea® Additive : Vers une technologie combinée et hybride | 42 |
| 4.1 Principe de fonctionnement..... | 42 |
| 4.2 Les matériaux utilisés | 45 |
| 4.3 Avantages et bénéfices de cette technologie | 46 |
| 4.4 Limites et discussions | 49 |
| CONCLUSION..... | 50 |
| TABLE DES FIGURES | 51 |
| BIBLIOGRAPHIE..... | I |
| WEBOGRAPHIE..... | VI |

Introduction

Depuis l'essor de l'implantologie orale, les objectifs des praticiens, des prothésistes et des industrielles ont toujours été les mêmes : simplifier et optimiser les traitements .

Si les techniques et les méthodes restent similaires au fil des années, les technologies développées pour les mettre en place évoluent quotidiennement .

La réhabilitation d'arcade complète ostéo-ancré sur barres transvissées est réalisée depuis de nombreuses années initialement par technique conventionnelle de coulée. L'avènement du numérique a permis de développer des techniques d'usinage améliorant la qualité des barres. Les industriels développent constamment de nouvelles techniques dans le but d'optimiser la qualité et l'efficacité des dispositifs médicaux tout en améliorant le rendement économique.

La société Française Anthogyr est depuis quelques années un moteur dans le développement des technologies en implantologie Orale (puits d'accès angulé, embase à verrous etc...) et leurs procédés de fabrication les ont conduit à proposer une nouvelle technique de réalisation de barres ostéo-ancrés dite « Hybride » combinant les techniques de fabrication additive et soustractive.

Nous développerons dans un premier temps , un rappel des technique CFAO additives et soustractives pour nous intéresser à notre sujet principal : la technologie hybride .

1- La CFAO en odontologie

1.1 Définition

La Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur (CFAO) regroupe un ensemble de techniques utilisant l'informatique, le numérique et des machines-outils performantes afin de pouvoir concevoir des pièces prothétiques diverses.

La CFAO peut se résumer par 3 étapes (1) :

- l'**acquisition** qui peut être mécanique ou optique
- la **conception** réalisation du projet numérique (CAO : conception assistée par ordinateur)
- la **fabrication** des pièces prothétiques par procédés additifs ou soustractifs (FAO : Fabrication assistée par ordinateur)

La CFAO facilite l'exécution et l'échange de données grâce au flux numérique (digital workflow) via des logiciels-outils.

On peut définir 3 modes de fonctionnement de la CFAO dentaire en fonction de la localisation des différents maillons de la chaîne.

La CFAO est ainsi dite « directe », « indirecte » et « semi-directe » (2) (3) (4)

La CFAO directe : Encore appelée « chairside », le praticien dispose de la chaîne numérique complète au cabinet :

- L'acquisition est réalisée à l'aide d'un scanner intra-oral.
- La prothèse est directement modélisée grâce au logiciel de Cao.
- Les informations de production sont envoyées à la machine-outil qui fabrique in situ la pièce prothétique précédemment modélisée

La CFAO semi-directe : le praticien décide alors de délocaliser la modélisation et/ou la production de la pièce prothétique :

- L'acquisition est réalisée en bouche à l'aide d'une caméra intra-buccale.
- La modélisation peut être réalisée de 2 manières :
 - a. Soit la pièce est modélisée directement au cabinet, le praticien dispose alors du logiciel de CAO.
 - b. Soit le fichier issu de l'acquisition est directement envoyé au laboratoire qui se charge de la modélisation de la pièce prothétique.
- La production de l'élément prothétique est réalisée par le laboratoire de prothèse ou confiée à un centre de production délocalisé.

La CFAO indirecte : le praticien réalise une empreinte dite « physique » à l'aide de matériau à empreinte. Le modèle issu de cette empreinte est alors numérisé avec un scanner de laboratoire : le modèle virtuel ainsi réalisé permet les étapes de conception et de fabrication.

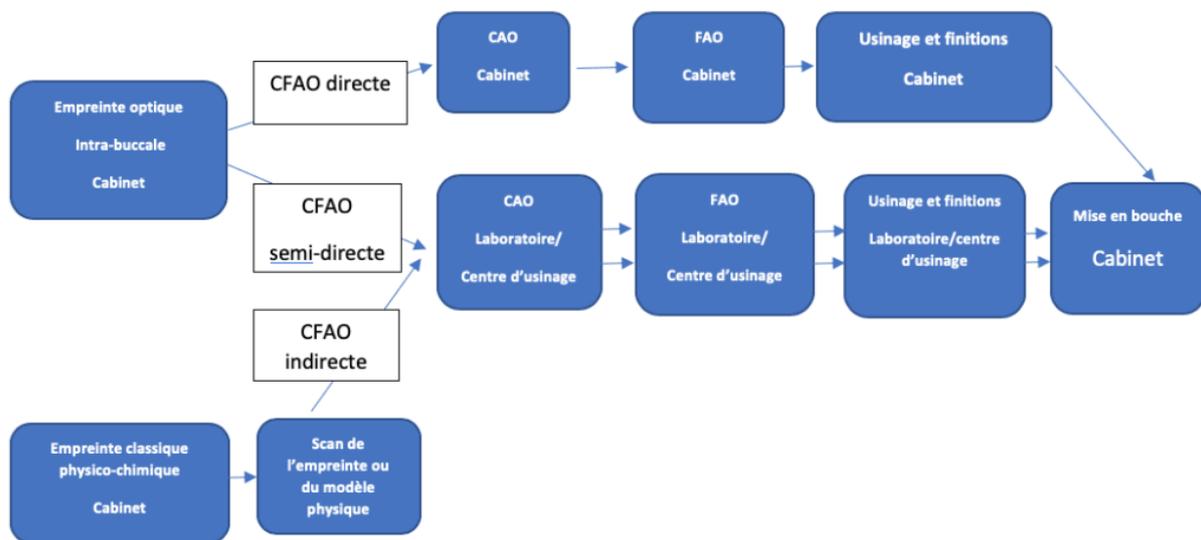


Figure 1 : Schéma des 3 catégories de CFAO (source owandy.fr)

1.2 L'acquisition

L'acquisition est la première étape de la chaîne en CFAO, elle permet d'enregistrer les données topographiques de la zone de travail qui seront converties par la suite en données numérique. Chaque point de la zone est mathématiquement défini dans l'espace par les coordonnées x , y et z : il suffira de relever ces coordonnées et de les numériser en unités informatiques.

Cette numérisation résulte d'une transformation de la lumière induite par l'exposition d'un objet par celle-ci.

Le but étant de décrypter et de mesurer cette perturbation que provoque l'objet dans un espace et qui parviendra à la mesure de la forme de cet objet. (Figure 2)(5)

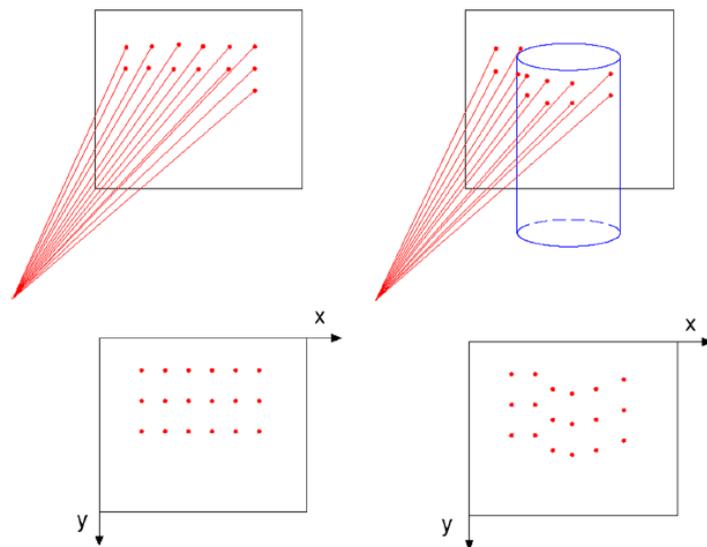


Fig2 : perturbation de la lumière par un objet et traduction en coordonnées spatiales 3D (x,y,z)

L'enregistrement se fait à l'aide d'une prise d'empreinte par deux moyens différents :

- **Acquisition extra-orale**

Sur empreinte physico-chimique réalisée en cabinet : l'empreinte est enregistrée directement à l'aide d'un scanner optique

Sur modèle de travail issue de la coulée de l'empreinte : le modèle de travail est enregistré par micropalpatation ou par scannage optique

- **Acquisition intra-orale** à l'aide d'une caméra intra-buccale qui enregistre les dents et les muqueuses

Les caméras intra-orales sont classées selon la source lumineuse qu'elles utilisent (LED ou Laser) mais aussi en fonction de leurs méthodes d'enregistrement.

Il s'agit soit de **simples clichés** multiple de différentes vues parvenant à former une image, ou par **flux continu** où la numérisation se fait comme un film : ce dernier peut être stoppé et repris à tout moment sans appui dentaire contrairement à la méthode d'enregistrement par cliché(6)

1.3 La Conception

La conception assistée par ordinateur (CAO) comprend :

- la traduction du fichier en 3 dimensions,
- le traitement de l'image,
- la réalisation de la maquette de travail virtuelle.

L'étape de conception consiste en la réalisation d'un élément prothétique virtuel à partir du modèle virtuel issue de la phase d'acquisition.

Grâce à l'acquisition réalisée par le scanner le signal enregistré est traduit et reproduit sous forme analogique.

Il en résulte une transformation de ce signal en un signal numérique pouvant être stocké, transmis et traité.

Ceci est rendu possible par l'utilisation d'un convertisseur analogique/numérique qui traduit le signal en séquences de nombres binaires « 0 » ou « 1 » que l'on appelle le **codage** (7)

Les données sont alors traitées par des logiciels afin de reconstruire l'image 3D. Pour ce faire ces données sont interprétées et transformées en une unité volumétrique : le Voxel, qui est un pixel 3D.

L'assemblage des voxels entre eux permet la reconstruction d'une image en 3 dimensions et visible sur un écran.

Ces voxels constituent un ensemble de points dont le logiciel connaît chaque coordonnée et permet de le représenter en volume 3D par un procédé de maillage reliant les points entre eux par des polygones. (6)(8)

Ce maillage permet l'obtention d'une image continue. (Figure 3)

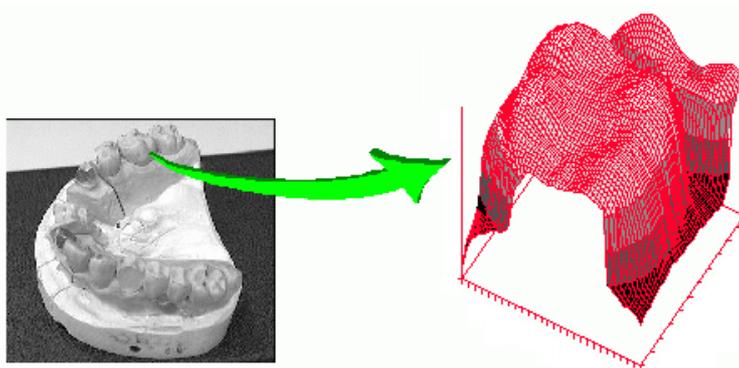


Figure 3 : obtention du maillage de points après numérisation

L'étape suivante est celle de la modélisation et donc de conception de la maquette virtuelle en créant un modèle positif unitaire (M.P.U) lors de réalisation de prothèses fixes ou d'armatures implantaires par maquette virtuelle.

Une fois la maquette réalisée, les données sont formatées et envoyées aisément à une unité de fabrication en cabinet ou décentralisées en laboratoire ou dans des chaînes de production grâce à une normalisation des fichiers décrits un peu plus loin. (9)(10)(11)(12)

La conception sur ordinateur liée à un paramétrage informatique adéquat garanti une parfaite précision et reproductibilité de fabrication.

Les impératifs prothétiques, comme les épaisseurs de chapes ou de celles des connexions des pontiques par exemple, sont établis en amont et permettent d'éviter tout phénomènes de torsions ou de déformations des armatures.

Les éventuelles modifications structurelles liées aux matériaux utilisés sont prises en compte lors de la modélisation

En implantologie dans la réalisation d'armatures de grandes étendues, la CAO permet un large choix de modèles de différente forme ou de finitions suivant le type de matériaux

L'utilisation de la CAO permet d'obtenir des résultats beaucoup plus précis que les techniques conventionnelles afin d'atteindre une adaptation des armatures quasi parfaites.

La densité et l'homogénéité des infrastructures métalliques sont alors optimales.

1.4 La fabrication

La fabrication assistée par ordinateur (F.A.O) désigne le fait de confectionner une pièce prothétique à l'aide d'une machine contrôlée par un ordinateur, que l'on appelle machine-outil à commande numérique (MOCN).

Les machines fonctionnent soit par techniques dites soustractives à partir d'un bloc de matériau soit par techniques additives de matériau permettant la réalisation d'une pièce fidèle à son élaboration 3D.(13)

Un logiciel spécifique permet de transformer les valeurs numériques de la maquette confectionnée en C.A.O en mouvement analogique. Les données doivent contenir la configuration spatiale et le volume de la pièce à fabriquer.

Les machines-outils sont différenciées par rapport aux types de matériaux utilisables, leurs procédés de fabrication ainsi que la capacité volumétrique de production.

1.5 CFAO et standards numériques

- Le standard STL (14)

C'est un format de fichier 3D né avec l'arrivée des méthodes de fabrication additive dite de stéréolithographie d'où l'abréviation STL.

Il est utilisé lors de la numérisation 3D afin de digitaliser les modèles de travail en obtenant un maillage de point et assemblé par des polygones pour constituer un modèle 3D comme décrit précédemment.

La liste des sommets et des arêtes de ces polygones ainsi que leurs orientations sont transcrites en code Binaire pour être transférées vers les logiciels de modélisation 3D sous le nom de format fichier STL

2- Les techniques de fabrication additive

2.1 Définition

Ces techniques de fabrications apparues dès les années 80, fonctionnent, comme leurs noms l'indique, par addition de matières successives, couches par couche, par l'intermédiaire d'une imprimante 3D ou par l'agglomération et la fusion de poudre de matériaux avec l'aide d'un laser aboutissant à la réalisation d'une pièce en 3 dimensions (15)(16)(17)(18).

L'AFNOR en France et l'ASTM aux États-Unis ont catégorisé et régularisé ces techniques.

On les retrouve sous les dénominations suivantes :

- Extrusion de matière
- Projection de matière
- Projection de liant
- Stratification de couches
- Photopolymérisation en cuve
- Fusion sur lit de poudre
- Dépôt de matière sous flux d'énergie dirigé

La fabrication additive est aussi retrouvée dans les secteurs de l'industries aéronautique, automobile et même spatiale. (19)(20)

L'AFNOR est l'organisation officielle en charges des normes en France, Pour permettre de fixer et définir tous les termes relatifs de ces techniques , l'AFNOR (Association Française de Normalisation) a publié la norme unilingue française NF E 67-001.

L'ASTM (American Society for Testing Materials) est un organisme de normalisation qui rédige et produit des normes techniques concernant les matériaux, les produits, les systèmes et les services ; Cet organisme publie quant à elle en 2012 la norme unilingue anglaise ASTM F2792-12a en classant les procédés de fabrication en 7 classes distinctes (Figure 4)

| Définition en langue anglaise | Équivalent en français |
|--|---|
| Material extrusion - an additive manufacturing process in which material is selectively dispensed through a nozzle or orifice. | Extrusion de matière : procédé de fabrication additive dans lequel le matériau est distribué de manière sélective par une buse, un jet ou à travers un orifice. |
| Material jetting - an additive manufacturing process in which droplets of build material are selectively deposited. | Projection de matière : procédé de fabrication additive dans lequel des gouttelettes du matériau fabriqué sont déposées de manière sélective. |
| Binder jetting - an additive manufacturing process in which a liquid bonding agent is selectively deposited to join powder materials. | Projection de liant : procédé de fabrication additive dans lequel un agent de liaison liquide est déposé de manière sélective pour lier/agglutiner des matériaux en poudre. |
| Sheet lamination - an additive manufacturing process in which sheets of material are bonded to form an object. | Stratification de couches : procédé de fabrication additive dans lequel des couches de matériau sont liées entre elles pour former un objet. |
| Vat photopolymerization - an additive manufacturing process in which liquid photopolymer in a vat is selectively cured by light-activated polymerization. | Photopolymérisation en cuve : procédé de fabrication additive dans lequel un photopolymère liquide plongé dans une cuve est durci de manière sélective par polymérisation activée par la lumière (par exemple un rayonnement UV). |
| Powder bed fusion - an additive manufacturing process in which thermal energy selectively fuses regions of a powder bed. | Fusion sur lit de poudre : procédé de fabrication additive dans lequel l'énergie thermique fait fondre de manière sélective certaines zones d'un lit de poudre. |
| Directed energy deposition - an additive manufacturing process in which focused thermal energy is used to fuse materials by melting as the material is being deposited. | Dépôt de matière sous flux d'énergie dirigé : procédé de fabrication additive dans lequel l'énergie thermique focalisée sert à faire fondre les matériaux au fur et à mesure qu'ils se déposent. |

Figure 4 : Les 7 classes de fabrication additive selon ASTM

Parmi les 7 procédés de fabrication cités précédemment , seulement certains sont utilisés en Odontologie.

En effet la biocompatibilité des matériaux utilisées en dentaire et les impératifs mécaniques comme la résistance ou la flexibilité d'un matériau ainsi que l'accessibilité géométriques de certaines pièces par ces différents procédés l'imposent.

Nous détaillerons ici seulement les 4 procédés principaux utilisés en odontologie

2.2 Les différents procédés de fabrication additive en Odontologie

2.2.1 La photopolymérisation en cuve

Ce procédé de fabrication additive, encadré par la norme ISO 17296 utilise un photopolymère liquide plongé dans une cuve et qui est solidifié de manière sélective par polymérisation activée par la lumière permettant la réalisation d'objets (21).

Pour rappel, les photopolymères sont des substances synthétiques dont les propriétés physiques changent lorsqu'ils sont exposés à la lumière. Les photopolymères liquides utilisés en fabrication additive sont sensibles aux rayons UV et durcissent lorsqu'ils sont exposés à un faisceau laser. (22)

Différents procédés utilisent la photopolymérisation en cuve :

- La stéréolithographie

Aussi appelée SLA (pour *Stéréolithography Apparatus*), cette technologie était prédestinée au prototypage rapide dans le secteur de l'industrie.

Il s'agit d'une polymérisation par la lumière UV émise par un laser, des composés monomères acrylates ou de résine époxy à l'aide d'une adjonction d'un photo-initiateur. Le rôle du photo-initiateur est, comme son nom l'indique, d'initier la polymérisation du matériau sous l'effet de la lumière.

Il forme alors un radicalaire et les monomères sont instantanément pontés entre eux formant un polymère solide.

Une imprimante SLA est constituée d'une plateforme mobile en hauteur (axe Z) servant de support lors de la fabrication de la première couche de la pièce fabriquée.

On y trouve des miroirs servant de déflecteurs ainsi qu'un bloc optique d'où part la source lumineuse UV.

Un faisceau lumineux produit par le laser vient balayer la fine couche de polymère comprise entre la surface du bac et la plateforme selon les axes (x,y) .

Cela est rendu possible grâce à un pilotage de la machine généré par un ordinateur à partir d'un fichier STL envoyé vers la machine-outil SLA.

Ce dispositif permet d'orienter deux miroirs afin que le faisceau de lumière se déplace à travers l'ensemble de la surface d'impression et de manière très précise. (23)(24)

De ce fait le laser durcit uniquement la résine qu'il touche , ainsi les molécules de monomères liquides forment des ponts entre elles sous le passage du faisceau et forment avec l'activation du photo-initiateur des molécules de polymères solides couches par couches (Figure 5)

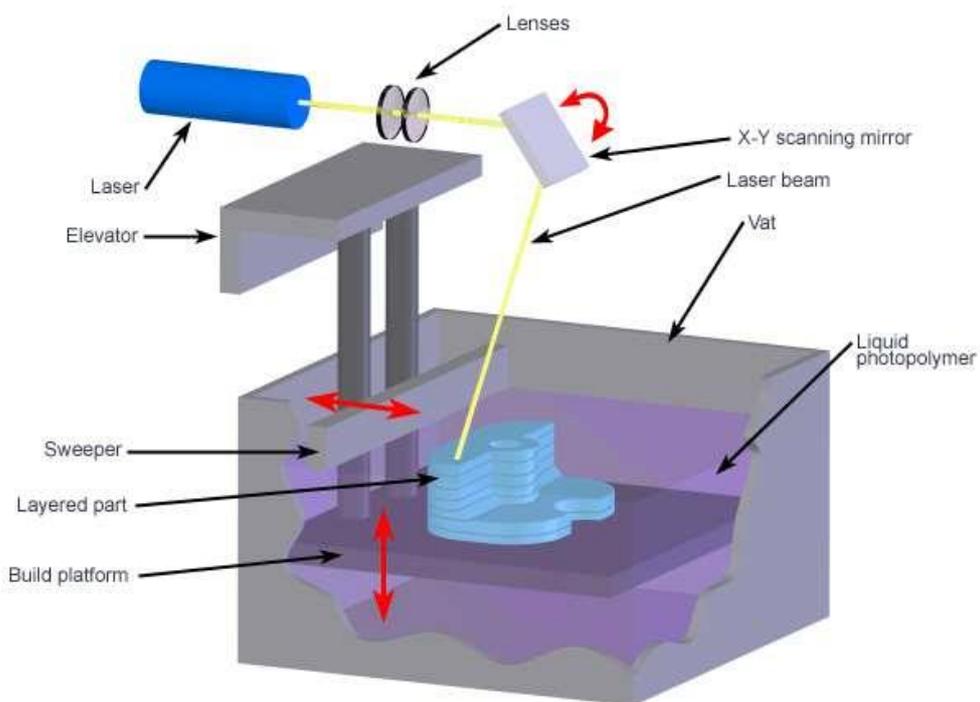


Figure 5 : Schéma de fonctionnement d'une imprimante 3D SLA (Source : CustomPartNet 2008)

Lorsque la première couche solide est formée , la plateforme s'élève sur une hauteur comprise entre 50 et 100 microns (axe Z) , Le modèle poursuit sa formation couche par couche avec la répétition du procédé sur toute sa hauteur. (Figure6)

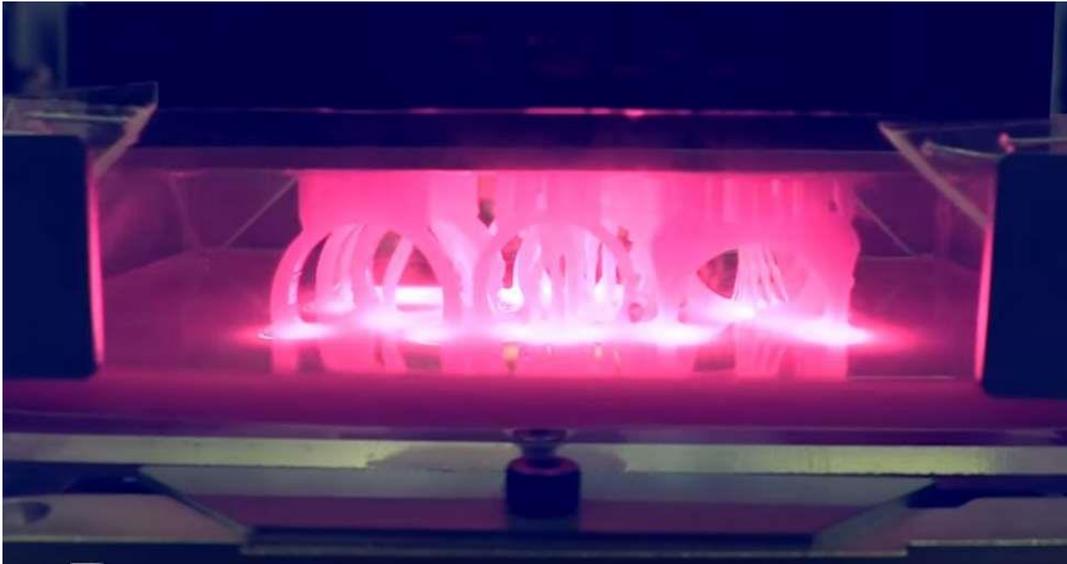


Figure 6 : Fabrication par imprimante SLA (source : 3ders)

Une fois la réalisation de la pièce 3D terminée , quelques étapes de finitions sont nécessaires ;

- Débarrasser la pièce fabriquée des résines non polymérisé en le passant dans un bac rempli de solvant
- Retirer les tiges de soutien
- Cuisson de la pièce pour la rendre plus dure
- Étape de désinfection (25)(26)(27)

Avantages de ce procédé : (28)(29)(30)(31)(32)

- Une résolution allant de 0,1 à 100 microns
- Production de grandes pièces (jusqu'à 80 cm de hauteur)
- Excellente qualité de surface
- Précision du processus de 150 microns

Inconvénients : (28)(29)(30)(31)(32)

- Technologie onéreuse
- Limitation dans le choix des matériaux utilisables (uniquement photopolymère de type résines acrylates ou époxy)
- Vitesse de fabrication lente ; 1 a 2 minutes par couches
- Système de ventilation obligatoire pour évacuer les vapeurs de polymères

Matériaux utilisés :

Ce sont des résines acrylates ou des résines époxy qui sont tous deux des matériaux photopolymérisables (28)(33)(34)

En odontologie on retiendra 4 principales utilisations du procédé de fabrication SLA (35)

- ➔ Les guides chirurgicaux en implantologie
- ➔ Les pièces prothétiques réalisé en résine
- ➔ Les modèle de travail et les modèles antagonistes
- ➔ Les modèles en résine calcinables utilisés en prothèse fixe ou amovible

- La photopolymérisation par flash

Une évolution des modèles d'imprimantes SLA a vu le jour grâce au développement des écrans à cristaux liquides et à celui des diodes électroluminescentes (LED) : le procédé DLP (*Digital Light Processing*).

L'utilisation du système LED permet un gain en précision grâce à une épaisseur du faisceau qui est réduite*.

Les imprimantes DLP utilisent contrairement au système de fabrication par SLA non pas un laser mais un projecteur à écran numérique via la sortie vidéo d'un ordinateur, laissant filtrer des rayons UV au travers d'un bac à polymères liquide.

Grâce à son projecteur qui couvre l'ensemble de la cuve, ce procédé est plus rapide que le fonctionnement par SLA dont le laser fonctionne point par point. (Figure 7)

Dans l'impression 3D DLP, la résolution des plans x et y est définie par la taille des pixels, la plus petite caractéristique que le projecteur peut reproduire dans une couche unique. Ceci dépend de la résolution du projecteur, la plus courante étant full HD (1080 pixels), et sa distance à la vitre optique.

Il en résulte que la plupart des imprimantes 3D DLP de bureau ont une résolution x,y fixe, généralement entre 35 et 100 microns.

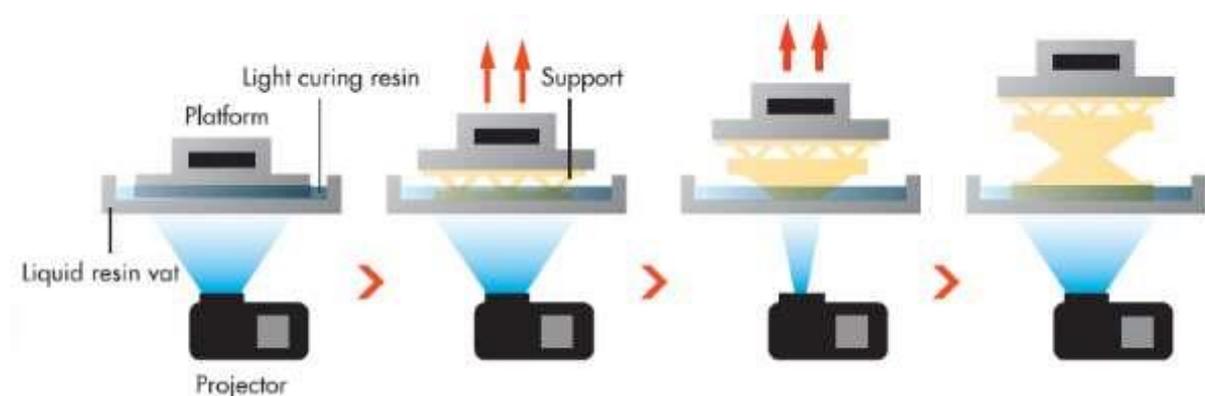


Figure 7 : fonctionnement d'une imprimante type DLP (source : 3ders)

*https://envisiontec.com/wp-content/uploads/2018/07/Technologie_DLP_avancée_Pour_une_impression_3D_encore_plus_réussie_FR_Final.pdf

Avec le système de fabrication DLP, seule la plateforme se déplace dans l'axe vertical et la solidification d'une couche se fait par projection de l'ensemble de la couche réalisé en une seule fois. Le temps de prise par couche est de seulement 8 secondes comparé à deux minutes pour le système d'imprimante SLA.

Comme le projecteur est à écran numérique, l'image de chaque couche est un ensemble de pixels carrés, chaque couche en trois dimensions étant alors composée de petites briques rectangulaires appelées voxels ce qui inhibe l'arrondi des extrémités. (Figure 8)

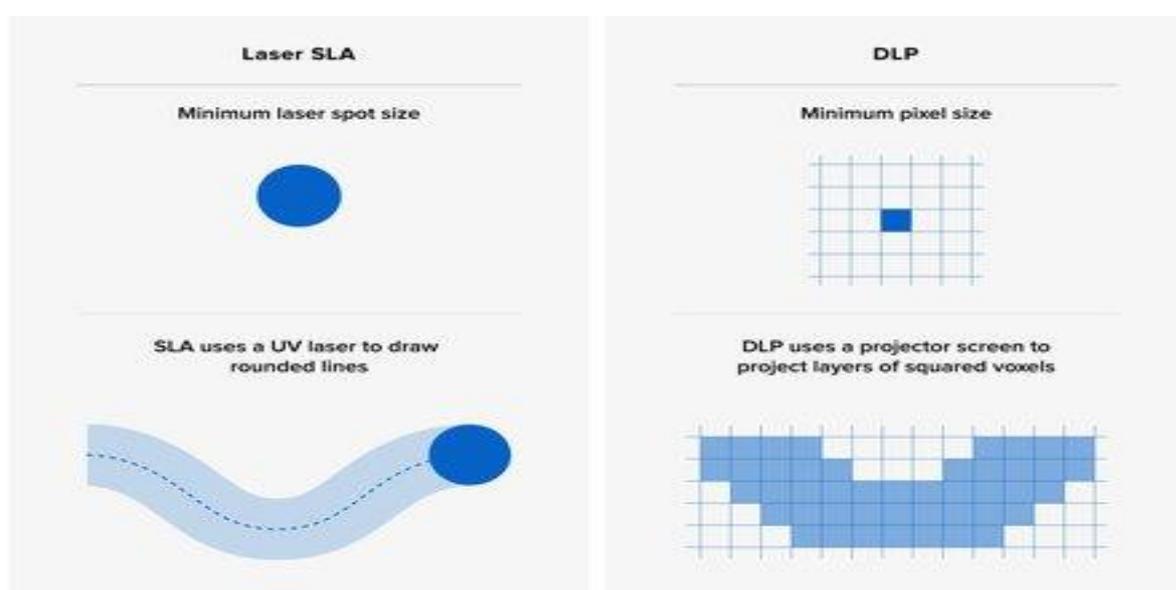


Figure 8 : comparaison SLA & DLP (source Formlabs.com)

Le long d'une extrémité incurvée, cela provoque ce qu'on appelle un « crénelage » et donc un rebord irrégulier.

En découle du coup une autre difficulté lié à la dimension des pixels et ce crénelage qui fait que plus la pièce à fournir sera imposante plus les pixels seront prononcés et le crénelage sera présent.

Pour paliers ces problèmes, un dispositif physique (module ERM) permet de décaler légèrement les pixels du projecteur mais de manière très précise. Ce décalage réduit de moitié le crénelage et permet la projection de demi-pixel sur n'importe quel axe. (Figure 9)

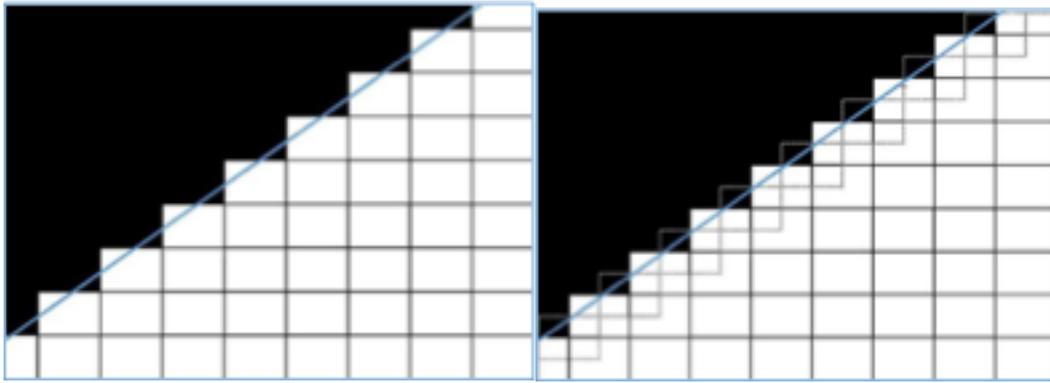


Figure 9 : illustration du décalage des pixels sur axe X ou Y et réduction du crénelage pointu de moitié (source : envisiontec.com)

Pour éviter le crénelage, en plus de la technique de décalage des pixels, une autre méthode est combinée à ce procédé: le niveau de gris.

Contrairement à la technologie SLA , ici le projecteur est capable de générer de la lumière en plusieurs teintes allant du blanc au noir en passant par le gris. Toutes ces nuances de gris sont référencées dans le but d'arrondir les angles ;

En effet un logiciel contrôle chaque pixel au niveau de l'extrémité incurvée d'un objet, en le plaçant dans un Arc-en-ciel de gris afin d'obtenir un état de surface lisse. (Figure 10)

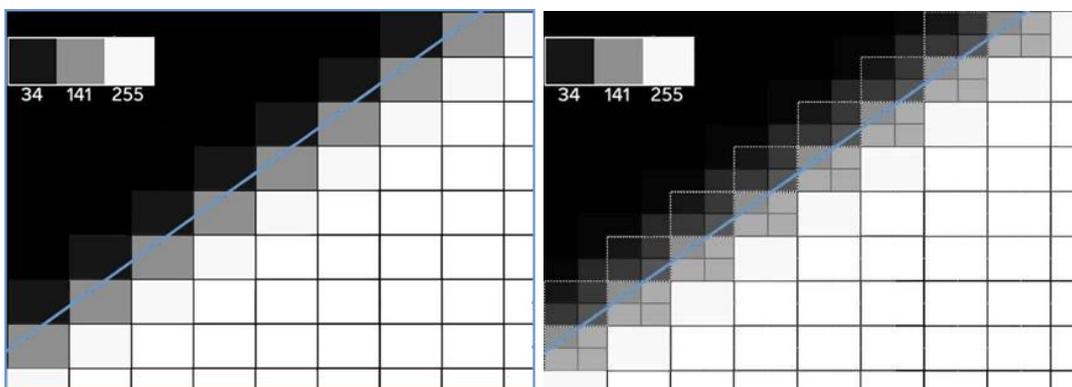


Figure 10 : combinaison de la technologie de déplacement de pixels et des nuances de gris (source envisiontec.com)

Avantage de ce procédé :

- Rapidité d'exécution
- Fabrication de pièces de grande qualité et très solides
- Réduction des coûts de production
- Surface lisse

Inconvénients :

- Coût des consommables onéreux
- Problème des corps creux ; les volumes de polymère liquide sont piégés à l'intérieure
- Convient plutôt au secteur industriel

On utilise le procédé DLP dans les mêmes domaines d'application que pour les imprimantes SLA en Odontologie (Figure 11)



Figure 11 : Modèle d'imprimante DLP modèle Lightning (source : Kickstarter)

- Le procédé CLIP (Continuous Liquid Interface Production)

La résine photopolymérisable est placée dans un bac à fond transparent permettant de laisser passer les rayonnements d'un faisceau de lumière UV.

Les rayons viennent se focaliser sur des sections précises de la pièce et induit la solidification de la résine en ces points .

Une plateforme mobile dans l'axe verticale progresse graduellement pour élaborer la pièce 3D (16)(36)(37)

Le procédé CLIP se démarque des imprimantes 3D SLA et DLP par une innovation ; la présence d'une **membrane perméable à la lumière et à l'oxygène**, placée au fond du bac.

Elle permet une inhibition de la réaction de photopolymérisation entre la pièce et la partie translucide du réceptacle à résine appelée « zone morte » d'une dizaine de microns d'épaisseur au sein du bac de résine.

Il en résulte le maintien d'une fine interphase liquide empêchant la pièce d'adhérer au bac. Aucune étape de décrochage n'est donc nécessaire dans ce procédé qui peut parfois être très délicate. (Figure 12)

Avec cette technologie, l'objet est fabriqué en continu en assurant une vitesse d'impression allant de 25 jusqu'à 100 fois plus élevée que les techniques précédentes, associé à un très bon état de surface.

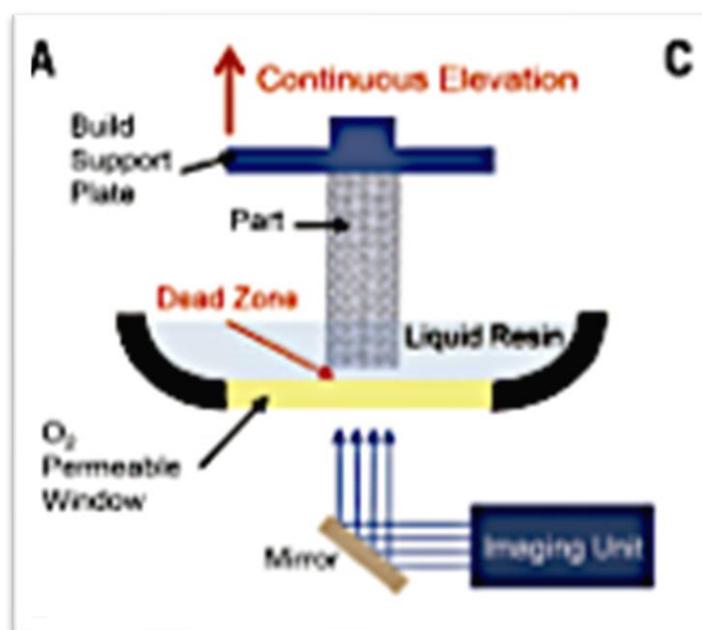


Figure 12 : schéma du système d'impression CLIP

Avantage de ce procédé :

- Impression ultra rapide
- État de surface lisse
- Accessible financièrement
- Production de formes inaccessibles aux autres procédés

Inconvénients :

- Toujours un consommable très onéreux
- Encore des volumes de polymère liquide piégés dans les corps creux
- Peu de choix dans les matériaux utilisables

2.2.2 Projection de matière : Poly-Jet

C'est un procédé de fabrication additive dans lequel les pièces sont produites par formation de gouttelettes déposées sélectivement et est encadré par la Norme ISO 17296.

On peut retrouver 3 types de technologies différentes :

- La MJM, pour Multi Jet Modeling
- La WDM, pour Wax Deposition Modeling
- Le PolyJet

Nous développerons seulement ici le système Poly-Jet pour ses utilités en odontologie.

Encore une fois, ce procédé de fabrication repose sur la photopolymérisation mais n'utilise pas le même mode de fonctionnement que les imprimantes SLA, DLP et CLIP citées précédemment.

On pourrait comparer ce système aux imprimantes papiers à jet d'encre avec dépôt des gouttelettes multiples de liquide photopolymérisable solidifié par un rayon UV.

Sa multitude de jet (8 têtes d'impressions possédant chacune 96 embouts) permet la fabrication de pièces à la géométrie complexe , avec une épaisseur de couche de l'ordre de 16 microns et de surface lisse. (Figure 13)

Elle permet un large choix de matières et de couleurs permettant la création d'objets très réalistes.

A l'aide d'un logiciel servant à diriger la tête d'impressions , une centaine de gouttelettes de résine liquide ou de cire sont réparties sélectivement sur la surface d'impression et seront durcies par une lampe UV.

Ici aucune étape de post traitement n'est à prévoir.

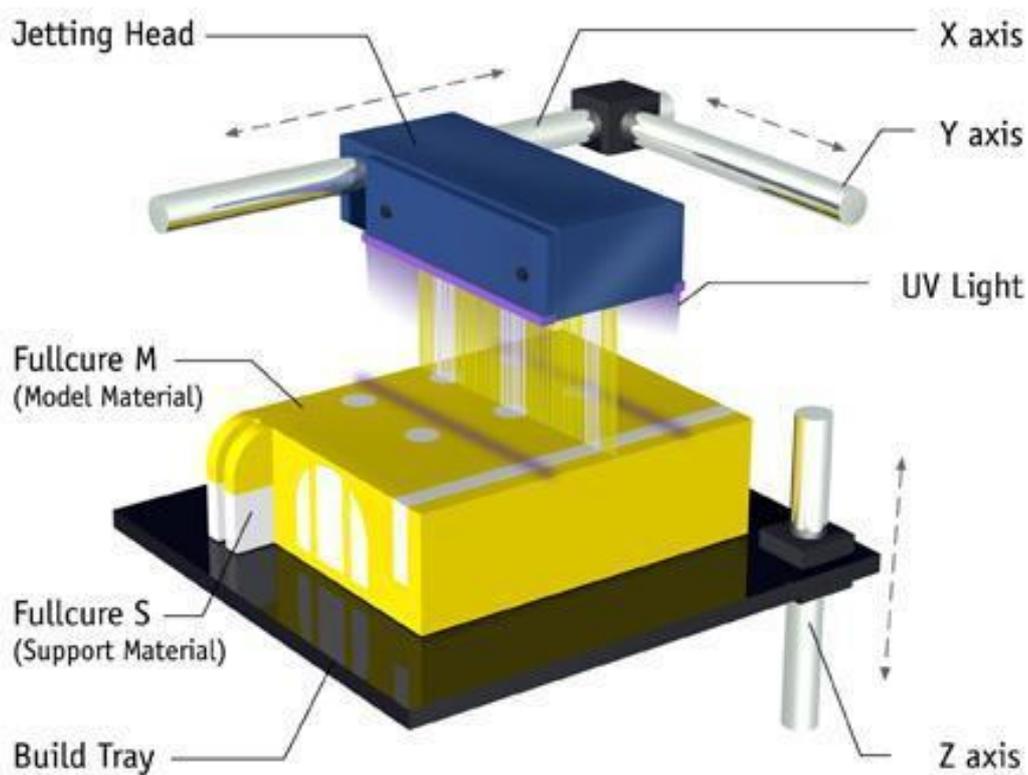


Figure 13 : Schéma imprimante Poly-Jet (source : a3dm-magazine.fr)

Avantages de ce procédé ; (38)(39)(40)(41)

- Choix multiples des matériaux aux différentes propriétés
- Possibilité d'imprimer différentes couleurs
- Faible gaspillage
- Important volume d'impression
- Formes complexes accessibles
- Haute précision
- Pas de traitements de finition

Inconvénients : (38)(39)(40)(41)

- Support requis
- Limitation du matériau (photopolymère liquide)
- Limité aux applications à faible résistance
- Maintenance rigoureuse des buses

Application en Odontologie :

- Modèle d'étude ou de travail
- Dents résine
- Provisoires
- Guide chirurgicaux implantaire
- Gouttière

2.2.3 Impression par fusion sur lit de poudre

Ce procédé est une technique de fabrication additive dans lequel l'énergie thermique fond de manière sélective des zones situées sur un lit de poudre.

Parmi les différentes techniques existantes on retiendra deux méthodes ; Le frittage laser **SLS** (Selective Laser Sintering) et la microfusion selective par laser **SLM** (Selective Laser Melting)

- Les imprimantes SLS (Selective Laser Sintering) (42)(43)(44)

Contrairement aux imprimantes stéréolithographiques qui utilisent le phénomène de photopolymérisation, les imprimantes SLS s'appuient sur le domaine du frittage sélectif par laser.

Pour rappel le frittage laser est un procédé de transformation de la matière : une source de chaleur a pour but de faire entrer une poudre en état de fusion afin que l'énergie apportée lie les grains entre eux en formant un ensemble cohérent.

Ici dans le système 3D SLS, c'est un puissant laser de type CO₂ qui est utilisé comme source d'énergie thermique afin de pouvoir fusionner de fines particules de matériau entre elles.

On place ces imprimantes dans une chambre fermée afin de permettre un contrôle de température de manière constante, juste en dessous du point de fusion du matériau pour garantir la stabilité dimensionnelle des pièces.

Dans cette chambre est placé un bac contenant la réserve de poudre, un plateau de construction se déplaçant selon un axe vertical Z, un rouleau afin de répartir et d'étaler la poudre uniformément et enfin une source de chaleur thermique, le laser.

Celui-ci est contrôlé par ordinateur afin de suivre un trajet permettant la réalisation de l'objet par frittages de couches successives.

Une fois la réalisation terminée, la pièce est retirée du bac et débarrassée de toutes les particules non fusionnées (Figure 14)

Des étapes de traitements après fabrication (finitions et nettoyage) sont nécessaires afin d'améliorer la densité du matériau. Ces étapes provoquent une diminution des dimensions de la pièce produite par contraction et doivent être prise en considération en amont du projet.(14)

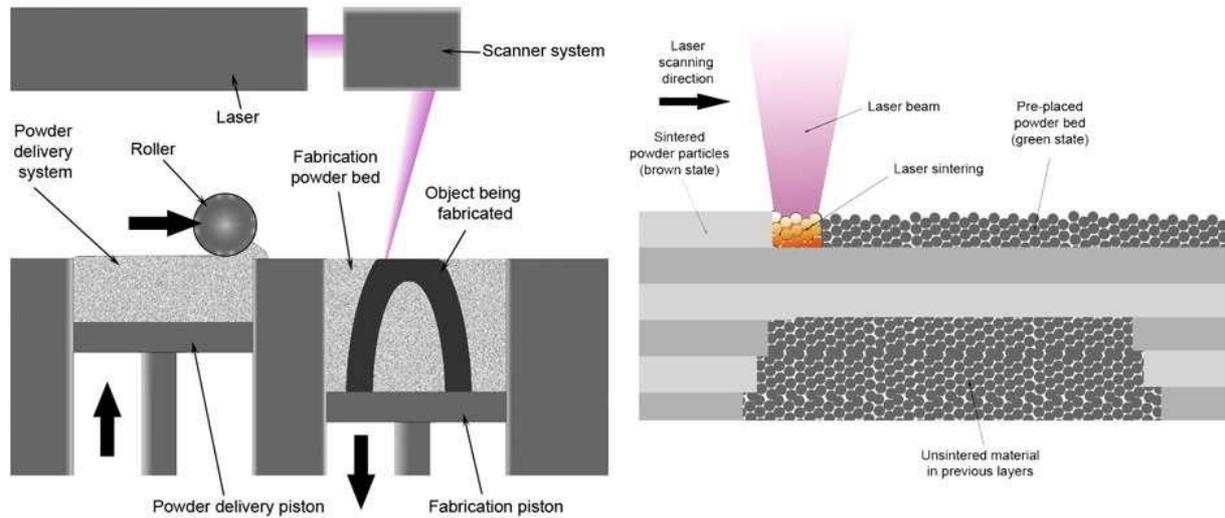


Figure 14 : schéma explicatif imprimante SLS (source : printing3dtoday)

Avantage de cette technique : (45)

- haute résolution (50 a 100 microns)
- rapidité d'exécution
- peu coûteux
- impression de plusieurs pièces possible
- le lit de poudre agit comme structure de support et peut être réutilisable

Inconvénients : (45)

- exigence de puissance élevée
- mauvaise intégrité structurelle
- évolution limitée
- technologie dépendante des caractéristiques de la poudre
- la poudre non frittée est peu réutilisable

Matériaux utilisés :

- poudre métallique
- poudre céramique
- polyamide et polycarbonate
- poly-ether-ether-cétones (PEEK)

En odontologie son application se limite à la production de modèles d'études prothétique et de châssis métalliques.

Elle est aussi utilisée pour fabriquer certains modèles crâniens en chirurgie maxillo-faciale afin de pré-visualiser une chirurgie ou d'avoir un modèle d'entraînement.

- Les imprimantes SLM (Selective Laser Melting)

Ce procédé consiste à agréger par fusion dans une enceinte sous gaz rare les particules d'un lit de poudre métallique à l'aide d'un faisceau laser qui, en balayant la surface, fait fondre simplement la poudre sur un tracé déterminé par un fichier numérique STL couche après couche.

Ce système fonctionne à quelque chose près de la même manière que les imprimantes SLS mais se différencie par la source énergétique utilisée.

En effet, les imprimantes SLM utilisent un laser Nd-Yag d'une longueur d'onde de 1064 nm , avec des puissances allant de 50 à 1000W, dont l'utilisation permet d'augmenter le taux d'absorption d'énergie par la poudre.

La température des grains dépasse la température de fusion ce qui implique une fusion des grains entre eux au sein d'une même couche mais aussi dans les couches antérieures. D'autre part ce système utilise une seule poudre métallique et aucun matériau de remplissage ou d'adhésif. (42)(46)(47)

Avantages ;

- Propriétés mécaniques des pièces supérieures
- Très forte densité de la pièce
- Très bon état de surface

Limites :

Selon le type de matériaux utilisé, toutes les surfaces en contre dépouille qui présentent un angle par rapport au plan horizontal inférieur à un certain angle doivent être supportées. (Figure15)

Différentes structures de supports ont été mise au point suivant la particularité de la production. (Figure 16)

| Tableau 2 – Angle limite en fonction de la nature du matériau | |
|---|--------------|
| Famille de matériaux | Angle limite |
| Titane | 20 à 30° |
| Acier | 30° |
| Chrome-cobalt | 30° |
| Inconel | 45° |
| Aluminium | 45° |

Figure 15 : angle limite en fonction de la nature du matériau

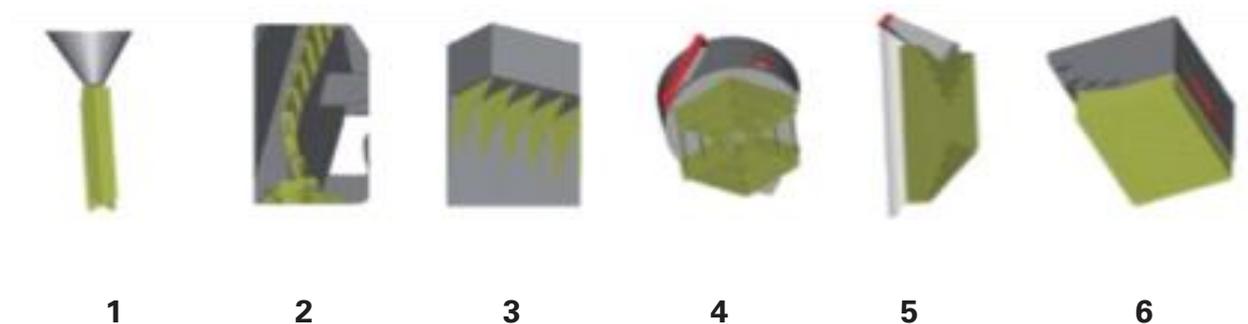


Figure 16 : différentes géométries de supports d'édification

- 1) **Point** Pour de très petites surfaces et des faces inférieures 2) **Line** Pour de petites surfaces ou côtés
3) **Gusset** Pour des surplombs importants 4) **Web** Pour des surfaces arrondies 5) **Contour** Pour un démontage facile 6) **Block** Le meilleur choix pour les surfaces importantes

Son application en odontologie est très vaste, elle permet de produire tous les éléments prothétiques métalliques :

- Inlay-core
- Couronnes métal
- Châssis
- Bridge métal ou armature bridge céramo métal
- Armature couronne céramo métal
- Implants
- PMF

2.2.4 L'extrusion de matière

L'extrusion de matière consiste, à l'aide d'une buse, à distribuer un matériau sélectivement sur une surface par des filaments.(21)

On distingue plusieurs termes faisant références à ce procédé ;

- FDM : Fused Deposition Modeling
- FFF : Fused Filament Fabrication
- MDP : Molten Polymer Deposition

Ce mécanisme se compose d'un plateau mobile selon les axes X et Y ou fixe , d'un extrudeur composé d'un système de traction du fil ainsi qu'une buse chauffante et enfin d'un rouleau de fil fait de polymère raccordé à la buse . (48)

Une buse chauffante a 200°C ramollit le fil de polymère, la buse dans un même temps se déplace selon les 3 axes x,y,z et dépose sur son chemin le fil de matière fondu couche par couche. (Figure 17)

Une couche correspond à une « tranche » et la plateforme se déplace dans la hauteur selon l'épaisseur de la tranche. (50)(51)(59)

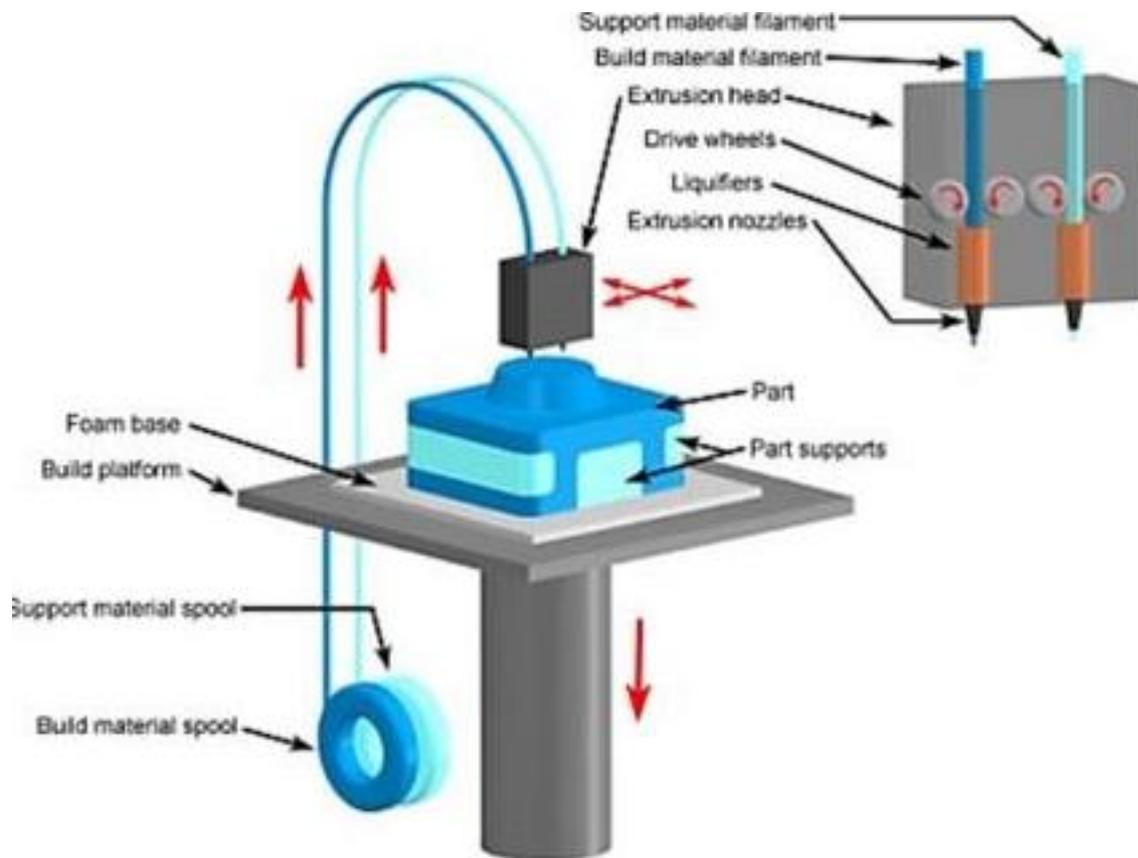


Figure 17 : Schéma du procédé d'extrusion de matière

On peut utiliser des polymères thermoplastiques nommés PLA pour acide polylactique et ABS pour Acrylonitrile Butadiène Styène, du Polycarbonate ou de la résines PEEK comme matériaux .

Avantages de ce procédé :

- Peu coûteux aussi bien dans l'achat de l'imprimante que de celui des bobines
- permet la fabrication de pièces fonctionnelles
- Technologie évolutive , en effet un simple changement de buse permet un large choix de matériaux
- Utilisation simple

Limites :

- Mauvais état de surface vertical nécessitant des étapes de finitions longues
- Basse résolution
- Résistance des pièces faible

On retrouve l'utilisation de ce système principalement lors de la fabrication de modèle d'étude

3 - Techniques de fabrication soustractive

3.1 Définition

La fabrication soustractive est un terme générique pour divers processus d'usinage et d'enlèvement de matière sous contrôle d'un ordinateur.

On utilise des blocs solides, des barres, des tiges plastique ou de métal qui sont façonnés à l'aide d'outils de découpe de perçage et de fraisage.

Les éléments à usiner sont attachés au sein des machines à commande numérique, puis un outil contrôlé par ordinateur effectue le retrait de matière désiré jusqu'à l'obtention de la pièce voulue.

Les machines utilisées sont très précises (de l'ordre de 25 microns).

Cependant, la géométrie de certaines pièces rend impossible sa fabrication avec cette technique liée aux contraintes d'accessibilité de la fraise vers la zone à usiner encadrée par les axes de la MOCN (3 à 5)

3.2 Le fraisage

Le fraisage est une technique d'usinage utilisant une machine-outil contenant des accessoires de coupe rotatifs géométriquement définis pour l'enlèvement de matière afin de produire un plan ou des surfaces formées sur une pièce lorsque l'on fait avancer l'outil ou la pièce dans une certaine direction (mouvement d'un axe) encadré par les normes ISO 12100 et ISO 13849

La qualité du fraisage sera influencée par l'état des machines, l'état de la fraise ainsi que par la complexité de la pièce à usiner.

On regroupe 3 types de fraisage :

- Le Fraisage de profil (ou fraisage en roulant) : l'usinage de la pièce sera réalisé par la denture latérale de la fraise pour donner sa forme finale.
- Le Fraisage en bout (fraisage d'enveloppe ou de surfaçage) : la surface plane de la pièce usinée sera obtenue par l'ensemble des trajectoires de la pointe de la fraise.
- Le Fraisage combiné : elle rassemble les deux catégories précédentes où la fraise va travailler sur 2 surfaces différentes de la pièce usiné

3.3 L'évolution des usineuses de 3 à 5 axes

En odontologie, le fraisage sera principalement effectué par des machines comportant, pour les plus haut de gamme, 5 axes de travail dont les 3 axes x,y,z auxquels se rajoutent 2 axes A et B sur lesquels l'outil d'usinage pourra tourner et ainsi traiter les 5 côtés d'une même pièce en une seule opération.(23)(Figure 18)

Les machines à 3 axes peuvent produire des couronnes, des chapes et des bridges.

Elles peuvent aussi supporté un usinage de barres à sens d'insertion simple.

Les machines à 4 axes permettent d'étendre l'usinage à la fabrication de piliers.

L'usinage comportant 5 axes devient nécessaire lors de la réalisation de supra-structures telles que des barres supra implantaires à directions divergentes et pour un usinage simultané d'une série de piliers.

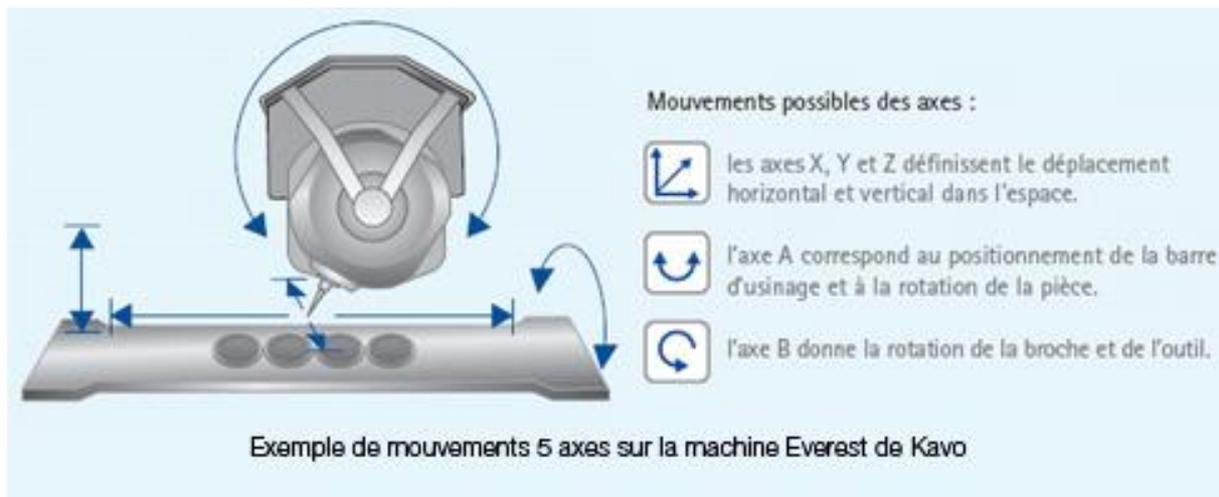


Figure18 : Représentation des mouvements sur les 5 axes

L'usinage permet d'atteindre la production de d'armatures très précises et adaptées afin d'obtenir un impératif mécanique ; la passivité des armatures.(précision d'adaptation < 10 microns)(52) et d'éviter des problèmes retrouvés dans la métallurgie par techniques conventionnelles de coulés des armatures métalliques.

L'usineuse est une machine à commande numérique, elle se compose (53) :

- d'une enceinte parfaitement stable , protégées des vibrations et insonorisées
- une chambre d'usinage isolée avec un système de refroidissement et de lubrification fonctionnant à circuit fermé

La filtration du liquide d'usinage permet de récupérer des particules solides issues de l'enlèvement de matière.

Dans cette chambre d'usinage, on retrouve une broche porte-fraise et un support normalisé destiné à recevoir des blocs de matériaux.

Les déplacements relatifs des outils par rapport aux blocs en cours d'usinage dépend des caractéristiques mécaniques des mouvements des axes et du logiciel de gestion de ces mouvements.

Avec ces 5 axes (x, y, z, A et B) la fraiseuse dispose d'une liberté de mouvement maximale (angles de travail de déplacement) pour les différentes étapes d'usinage de la pièce

Amplitudes des translations et rotations pour les 5 axes de l'usineuse 5 axes :

- axe x : 250 mm
- axe y : 100 mm
- axe z : 70 mm
- rotation de la pièce (axe A) : 420°
- pivotement de l'outil (axes B) : 240°

L'axe A correspond à l'axe de rotation du plateau portant les pièces en cours d'usinage, ce qui permet de le faire pivoter ici à 420°.

L'axe B est celui de la rotation de la broche porte outil et pivote ici jusqu'à 240°

L'axe x est celui des déplacements latéraux (droite/gauche)

L'axe y est celui du déplacement d'avancement (avant/arrière)

L'axe z est celui du déplacement vertical (haut/bas)

- Avantages

Le principal avantage de l'usineuse à 5 axes est que le positionnement de la fraise par rapport à la pièce à usiner (angle d'attaque) est toujours optimal du fait des mouvements de pivotement que permet cette technique.

De ce fait, la vitesse de coupe est, comparé à une fraiseuse 3 ou 4 axes, mieux respectée . Ce qui se traduit par une meilleure qualité de surface de la pièce mais aussi par une moindre usure des outils de coupe, et dans bien des cas, par des temps d'usinage plus courts.

La mobilité simultanée des 5 axes permet d'usiner toutes les pièces sans avoir à changer leur place sur le plateau d'usinage.

- Limites (54)

L'usinage qu'il soit par 3 ou par 5 axes impose une perte considérable de matière première et a un remplacement répété des fraises que constituent l'usineuse.

En fonction des propriétés des matériaux, certaines géométries, de dépouille et de contre dépouille, ainsi que des surfaces ne seront pas accessibles par la machine-outil et devront répondre à certaines caractéristiques de conception :

Les dimensions de connexions minimales requises en fonction des matériaux :

- 12 à 16 mm² pour de la céramique E-max
- 9 mm² pour celles réalisées en zircon
- 6 mm² pour les connexions métalliques

De plus l'usinage se fait sur des disques allant de 98,2 à 98,5 mm de diamètre pour 25 à 30 mm d'épaisseur, cette limite de dimension ne permet pas d'usiner plusieurs pièces de grandes tailles comme les infrastructures implanto-portées dans un même temps de production.

3.4 Les matériaux usinables

Généralement on retrouve 3 grandes familles de matériaux usinables : (55) (56)

- Les céramiques
- Les blocs de métal
- La résine

→ Les céramiques

Matériaux de synthèse formés en majeure partie de minéraux

Composés inorganiques non métallique à liaison ionique forte ou covalente

On y retrouve :

- La zircone
- Les vitrocéramiques
- La céramique alumineuse ou alumine pure
- La Céramique feldspathique
- Les Céramiques infiltrés

- **La Zircone**

C'est une céramique polymorphique avec des propriétés physiques et mécanique très bonnes . La zircone pure passe par une modification structurale lors du refroidissement entraînant son expansion volumétrique et provoquant des fissures.

Pour que la zircone soit stable à température ambiante on y incorpore de l'oxyde d'Yttrium, de l'oxyde de Cérium ou de l'oxyde Magnésium

Deux formes de zircone se retrouvent dans le commerce :

- Zircone de Type HIP (Hot isostatic Pressing) difficilement usinable due à sa forte densité et directement céramisable car déjà frittée. Elle est indiquée dans la production de couronne unitaire postérieure , bridges postérieurs et armature de bridge
- Zircone pré frittée de type TZP (tétragonale zircone polycristalline) beaucoup plus facilement usinable mais devra être frittée une nouvelle fois après l'usinage. Ce second passage provoque une rétraction volumétrique du matériau conséquent (20 à 30 %) et devra être prise en compte dans l'étape de conception , modélisation. Elle est Indiquée dans la production de couronne unitaire, bridges postérieur et antérieur mais aussi des piliers implantaires et brackets orthodontiques.

○ **Les Vitrocéramiques**

Ce sont des structures microcristallines dispersées dans une phase vitreuse, on y retrouve 3 groupes :

- Les vitrocéramiques enrichies de leucite
- Les vitrocéramiques enrichies de disilicate de Lithium
- Les vitrocéramiques enrichies de silicate de Lithium et de zircon

Ces vitrocéramiques possèdent de grandes capacités de résistance et un très bon rendu esthétique, c'est pourquoi elles sont indiquées dans des restaurations antérieures avec ou sans infrastructures :

Couronnes antérieures, armatures, Inlay/Onlay ou facettes.

○ **Les Céramiques alumineuse ou alumine pure**

L'alumine en forte concentration dans ces céramiques permet d'augmenter ses propriétés mécaniques mais aussi, du fait de sa translucidité, permet d'obtenir de bonnes propriétés optiques.

Elles sont indiquées dans la fabrication de restaurations antérieures ainsi que leurs infrastructures.

○ **Les céramiques feldspathiques**

On retrouve dans ces céramiques un assemblage de poudres d'oxydes, de pigments colorés frittés et de fondants dans une matrice vitreuse : le feldspath avec des cristaux de quartz.

Ces céramiques sont très faibles mécaniquement mais possèdent de bonnes propriétés esthétiques.

Néanmoins un renfort de ces céramiques en leucite ou en albite permet d'augmenter ses propriétés mécaniques tout en conservant ses propriétés esthétiques.

Les céramiques non renforcées sont indiquées dans l'émaillage d'armature métallique et celles renforcées peuvent servir dans la fabrication de couronnes unitaires, d'inlay/onlays ou de facettes.

○ **Les céramiques Infiltrées**

Leurs réalisations font appel à plusieurs étapes :

- Usinage d'une infrastructure cristalline poreuse riche en alumine frittée
- Infiltration par un verre
- traitement thermique
- obtention d'une structure composée d'alumine et de verre très dense

Parmi ces céramiques on retrouve dans le commerce :

- In-Ceram Alumina = Céramique infiltrée par de l'alumine (Al_2O_3) indiquée pour les armatures unitaires Antérieures et postérieures
- In-Ceram Zirconia = Céramique infiltrée par de l'alumine à 66% et de la zircone à 33% (ZrO_2) indiquée pour des infrastructures de dents très saturé ou d'infrastructure de couronnes postérieurs
- In-Ceram Spinell = Céramique infiltrée par un mélange d'oxydes ($MgAl_2O_4$) indiquée pour des armatures de couronnes antérieures et Inlay/Onlay

→ **Les résines**

Il y a plusieurs façons de les utiliser :

- Un modèle **en résine calcinable** est usiné et sera ensuite coulé par la méthode de cire perdue
- Des résines usinées pour la réalisation de provisoires
- Des **résines chargées en fibre de verre** entrant dans la fabrication d'armatures ou de bridges provisoires ainsi de couronnes sur implants provisoires

→ Les métaux(fig19)

○ **Le Titane**

Le titane et ses alliages ont une masse volumique faible et ont l'avantage de disposer d'une très grande résistance mécanique et d'un module d'élasticité très bas.

Ce matériau est biocompatible, très résistant face à la corrosion et ne contient pas d'éléments toxiques.

Le titane dit pur contient néanmoins de l'oxygène et sera classé suivant son taux d'incorporation allant de 0,12 à 0,35%.

Les alliages peuvent contenir différents composés chimiques suivant les propriétés recherchées

On retrouve parmi ces composés:

- De l'aluminium
- Du vanadium
- Du nickel
- Du cuivre
- Ou du palladium

Suivant leurs concentration le titane a été regroupé en 5 grades distincts (Figure20)

En odontologie / implantologie le titane le plus retrouvé est le grade 4 ou 5

| | Ti | Fe | O | N | C | H | Al | V |
|---------|-----|------|------|------|------|------|------------|---------|
| Grade 1 | >99 | 0,15 | 0,12 | 0,05 | 0,06 | 0,01 | 0 | 0 |
| Grade 2 | >99 | 0,2 | 0,18 | 0,05 | 0,06 | 0,01 | 0 | 0 |
| Grade 3 | >99 | 0,25 | 0,25 | 0,05 | 0,06 | 0,01 | 0 | 0 |
| Grade4 | >99 | 0,3 | 0,35 | 0,05 | 0,06 | 0,01 | 0 | 0 |
| Grade 5 | 90 | 0,4 | 0,2 | 0,05 | 0,1 | 0,01 | 5,5 – 6,75 | 3,5-4,5 |

Figure 20 : concentration chimique composants les alliages grade 1 à 5
(source : *association dentaire française, les alliages dentaires 2004*)

L'utilisation du titane et de ses alliages sont retrouvés dans la fabrication de couronne métal, armature de couronne céramo-métal, armature de bridges ou pilier ou barres implantaires

- **Le Chrome Cobalt (CoCr)**

Il a l'avantage de ne pas s'oxyder et d'être biocompatible. Le fraisage à sec du CoCr est facilité avec un résultat particulièrement homogène et la finition de ce matériau est simplifiée (55)

Il est indiqué dans la fabrication de couronne métal , d'armature de couronne céramo-métal, des bridges ainsi que des barres sur implants.

| TECHNIQUES de fabrication | Usinage | | |
|--------------------------------------|---------|--------|--------|
| | 3 axes | 4 axes | 5 axes |
| > Cobalt-Chrome | | | |
| Couronnes, chapes, bridges | XX | XX | XX |
| Implantologie (moignons, piliers...) | | XX | XXX |
| Barres sur implants | | X | XXX |
| Châssis métalliques (amovibles) | | | |
| > Titane | | | |
| Couronnes, chapes, bridges | XXX | XXX | XXX |
| Implantologie (moignons, piliers...) | | XX | XXX |
| Barres sur implants | | X | XXX |
| Châssis métalliques (amovibles) | | | |

Fig19 : tableau récapitulatif des indications de l'usinage métal selon le nombre d'axes de fraisage (X :peu indiqué, XX :indiqué, XXX : très indiqué)

On remarque dans ce tableau que l'usinage a 5 axes est le plus indiqué dans la fabrication de barres supra-implantaire , du fait de la recherche constante de précision

3.5 Comparatif des techniques additives et soustractives :

En comparant les deux procédés de fabrications et leurs indications (fig21) on remarque que contrairement à l'usinage à 5 axes, les techniques de fabrications additives sont très peu, voire non indiquées, dans la fabrication de barres métallique transvissés supra-implantaires.

Seule la micro-fusion sur lit de poudre métallique semble être une éventuelle possibilité de conception.

Rappelons que la micro-fusion sur lit de poudre a l'avantage de ne gaspiller que très peu de matière première, d'avoir un rendu avec un très bon état de surface, d'être très précise et d'avoir un coût relativement faible.

Après comparaison avec l'usinage métal, qui est le procédé de choix dans la fabrication des barres du fait de l'obtention de la passivité des armatures(10), avec un rendu qualitatif et de précision quasi équivalent (57), on note cependant quelques inconvénients;

- l'usure rapide des fraises constituant l'usineuse qui doivent être changées régulièrement (coût durable de production)
- perte considérable de matériaux

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

Figure21 :Tableau récapitulatif des techniques Additives et d'usinage et les indications
X : peu indiqué , XX : indiqué, XXX : Très indiqué (source : CNIFPD.FR)

La société Anthogyr a développé une technique innovante combinant les deux procédés de fabrication afin de s'affranchir des inconvénients de conception des infrastructures implantoportées : la technologie **Simeda® Additive** qui sera développée dans la dernière partie

4. Simed[®] Additive : Vers une technologie combinée et hybride

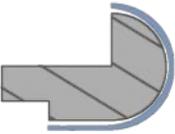
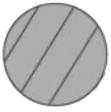
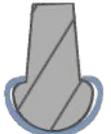
4.1 Principe de fonctionnement

Les équipes industrielles de la marque Anthogyr ont développé pendant 2 ans un nouveau procédé de fabrication combinant le procédé de fabrication additive et l'usinage métal dans la réalisation d'infrastructure transvissée implanto-portées habituellement usinées à 100% .

Le procédé repose en une succession de deux étapes qui sont dans l'ordre :

- Une fusion sur lit de poudre Titane par SLM (selective laser melting) qui est, comme nous l'avons présenté, une microfusion sélective par Laser Nd-Yag. On obtiendra ainsi une barre fabriquée par addition.
- Un usinage des connexions implantaire de la barre fabriqué par technique SLM et le polissage des surfaces qui doivent être lisses.

Dans la réalisation de ces barres implanto-portées, le système propose 3 types de profils :

| Profils disponibles | Désignation | Remarque |
|---|---------------------------------|---|
|  | Suprastructure Montréal | La résine cosmétique n'est présente qu'en vestibulaire |
|  | Suprastructure Wrap Around | La résine cosmétique entoure le profil dans sa totalité |
|  | Suprastructure Canada (ProfilT) | La résine cosmétique englobe la surface au niveau coronaire |

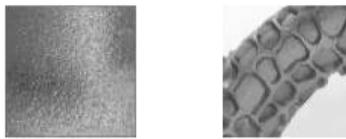
– Surface polie entrant en contact avec les tissus mous

Figure 22 : Représentation des différents profils disponible (source Anthogyr)

On remarque que les surfaces polies sont situées différemment selon les types de profils sélectionnés.

Ce qui innove dans la fabrication par procédé additif c'est la possibilité d'ajouter une **texturisation des surfaces** métal établis au préalable dans la conception .

On retrouve 2 possibilités de choix de surface : rugueuse ou texturée . Le choix de ces surfaces favorise l'adhérence de la résine cosmétique.



RUGEUSE

TEXTURÉE

Figure 23 : Vue Macroscopique des surfaces rugueuse et texturée

Les figures 24 et 25 présentent des exemples de suprastructures :



Figure 24 : Suprastructure Montréal (rugueuse)



Figure 25 : Suprastructure Wrap Around (texturée)

La production de suprastructures implanto-portées par le procédé Simeda® Additive entre dans le protocole de travail par flux numérique organisé autour de la CFAO et est accessible à tous les laboratoires qui sont dotés de ces technologies de CAO.

En effet, rappelons que la CFAO est une chaîne numérique régie par 3 étapes successives : l'acquisition, la conception et la fabrication.

Après l'acquisition réalisée en cabinet par méthode conventionnelle ou numérique, le fichier STL du modèle virtuel une fois validé peut être transmis à la société Anthogyr via un flux numérique afin de réaliser la conception et/ou seulement la fabrication si la CAO a été réalisée en amont.

La texturisation des pièces est une nouvelle fonctionnalité à prendre en compte lors de la modélisation, il est important de prendre en compte la sur-épaisseur générée par la création de texture sur la surface et de mettre en place en même temps des repères géométriques de repositionnement sur le modèle virtuel afin de le placer correctement dans l'usineuse.

Cela permet de s'affranchir d'une étape de double scannage éventuel lors de la sortie de la pièce avant son passage dans l'usineuse.

Les réglages de l'imprimante SLM et de l'usineuse sont donc établis en amont lors de la conception.

Le procédé additif permet de réaliser plusieurs pièces dans un même temps mais l'usinage des barres par la suite se fait unitairement.

4.2 Les matériaux utilisés

Théoriquement le titane et le CrCo peuvent être tout deux utilisés dans la combinaison de ces deux procédés successifs, mais la société Anthogyr utilise seulement dans le procédé Simea[®] additive du titane pour la fabrication d'armatures complexes avec un besoin de grande précision d'exécution.

Le titane est un titane de GRADE V (norme ISO 5832-3) et offre plusieurs avantages :

- Une plus grande résistance
- Matériau léger facilement supportable par le patient
- Matériau biocompatible

Voici quelques caractéristiques techniques du titane de grade V :

- Module de Young :110GPa
- Résistance à la rupture > 860 MPa
- Coefficient de dilatation thermique =10,3 $\mu\text{m}/\text{mK}$

Les tests de résistance mécaniques réalisés par la société Anthogyr, montrent qu'il n'y aurait pas de différences significatives au niveau de la résistance mécanique entre une infrastructure implanto-portée totalement usiné et une réalisée par technique additive lorsque le procédé et la finition des surfaces sont maîtrisés.

4.3 Avantages et bénéfices de cette technologie

- Liberté de conception

Le procédé SLM s'affranchit des contraintes 5 axes de l'usinage permettant ainsi de réaliser des formes complexes en dépouille et en contre dépouille permettant un design le plus adapté à chaque situation clinique.

- Texturiser les surfaces

Au-delà d'une liberté de conception au niveau géométrique, la réalisation par procédé additif permet d'ajouter un nouvel élément sur l'état de surface.

Les différentes textures rugueuse ou texturée sont envisageables seulement par ce procédé. Elles ajoutent un moyen de rétention supplémentaire de la résine cosmétique à l'infrastructure titane le plus souvent fracturée du fait de la force masticatoire généré sur celle-ci.

L'ajout de pics verticaux à la surface est aussi possible dans la modélisation et favorisent aussi l'adhérence du cosmétique.

Le procédé additif permet plus de liberté dans le positionnement des pics à la surface inaccessible par usinage.

L'absence d'usinage permet d'éviter des espacements relatifs au passage de la fraise

- Rendement et gain de temps

La fabrication additive permet de produire plusieurs pièces dans un même cycle de production contrairement à une suprastructure totalement usinée sur un bloc de titane qui ne peut produire une pièce ou deux maximums suivant la taille du palet métallique.

Ainsi le temps d'usinage peut-être divisé par 3 ou par 4 suivant la complexité de la pièce à réaliser.

De plus le procédé additif utilise seulement la quantité de matériel nécessaire à sa création et donc il n'y a que très peu de perte de matériau ce qui n'est pas le cas lors de l'usinage.

Le changement répété des fraises constituant l'usineuse s'usant très vite est un problème beaucoup moins présent dans la réalisation de ces infrastructures en utilisant la technique combinée.

On obtient donc un gain de temps et un rendement de production en utilisant cette innovation technologique.

- Accessibilité

Ce système fait partie, comme dit précédemment, de la chaîne numérique CFAO.

Le flux de travail est organisé autour de fichier numérique STL permettant une facilité d'échange allant de l'acquisition jusqu'à la fabrication.

La modélisation et donc la prévisualisation des pièces prothétiques est un prérequis indispensable pour permettre un réglage adéquat des machines-outils de fabrication.

Cependant la maîtrise de ce procédé par la société Anthogyr permet un maintien constant de qualité et de reproductibilité.

Ce système de production est compatible avec un bon nombre de marques et de logiciels simplifiant l'accès de cette technologie.

La société Anthogyr a ouvert ce procédé à tous types d'implants.

- Passivité des armatures

L'usinage très précis des connectiques implantaire par 5 axes offre un travail de précision et permet une adaptabilité passive des armatures qui est un prérequis indispensable pour la pérennité des réhabilitations totales implantaire.

En effet l'interface Os/implant possède une liberté de mouvement très limité (10 microns) comparé à une dent naturelle et son desmodonte qui peut bouger jusqu'à 10 fois plus et peut compenser les légers manques d'ajustage.

Les forces de tension et de compressions peuvent provoquer des problèmes mécanique allant de la perte de vis jusqu'à une perte osseuse autour de l'implant.

L'obtention d'une armature passive est une structure qui n'induit aucune contrainte mécanique ou de tension sur les implants et sur l'os en absence de forces externe.(58)

- Hygiène

La liberté de conception offre la possibilité de générer des espaces suffisant au niveau des embrasures, indispensable au maintien de l'hygiène grâce au passage des brossettes interdentaire par le patient afin de nettoyer les zones inaccessible avec une brosse à dent.

La prothèse étant fixée, une ouverture de ces embrasures assez grande généré lors de la conception sur ordinateur est un atout indéniable dans la maintenance durable de ces suprastructures prothétique par le patient.

4.4 Limites et discussion

- Limite de conception

Ce procédé rencontre tout de même des limites dans la conception de certaines pièces en lien avec le procédé de fabrication utilisé.

En effet certaines formes complexes ne peuvent être produites et doivent répondre à certains critères :

- Section minimale de surface : 12mm^2 ou un diamètre minimal de 4mm
- Longueur des pontiques : la longueur séparant deux plateformes implantaires ne doit pas dépasser 46mm
- Longueur des extensions : elle doit être inférieure à 30 mm pour les barres de type Wrap-Around et inférieur à 40 mm pour les barres Montréal ou Canada
- Surface texturée : une surépaisseur de 0,3 mm maximum est appliqué sur la zone texturée.

La fabrication par procédé additif seul ne permet d'obtenir des précisions suffisantes et sera toujours associée à des traitements de surfaces et un usinage.

- Discussion

Les données des tests étant établies par la société de production elle-même nous ne pouvons conclure sur le niveau de preuve scientifique de l'étude. Les retours plus ou moins formels des techniciens de laboratoires ou des cliniciens ayant eu recours à ces techniques sont assez positifs quant à la qualité des réalisations, leur aspect ou leur design. Il est encore trop tôt pour pouvoir évaluer leur longévité et si l'apparition d'éventuelles fractures de cosmétiques seront moindres, équivalentes ou supérieures aux suprastructures habituelles.

Nous tenons à remercier Monsieur Nicolas COURTOIS, PhD, responsable de la recherche et des affaires cliniques pour la société Anthogyr, d'avoir bien voulu répondre à nos interrogations, et de nous avoir dévoilé un certain nombre d'éléments relatifs à cette technologie en cours de brevet.

CONCLUSION

Nous avons pu remarquer dans ce travail de nombreux avantages au niveau de cette innovation technologique Simeda® Additive que propose la société Anthogyr.

Cependant étant une nouvelle technologie nous n'avons pu disposer de toutes les informations nécessaire et suffisante nous permettant d'affirmer que l'utilisation d'un procédé combinant technologie additive et soustractive est un bien meilleur choix par rapport à une infrastructure habituellement usiné seul.

Dans l'état actuels des connaissances et des études délivrées par l'industriel, il semble nécessaire d'évaluer sur le long terme cette avancée technologique dans nos pratiques quotidiennes. Ces observations à venir pourraient faire l'objet d'un travail complémentaire.

TABLE DES FIGURES

- Figure 1 : Schéma des 3 catégories de CFAO (source owandy.fr)
- Figure 2 : Perturbation de la lumière par un objet et traduction en coordonnées spatiales 3D (x,y,z)
- Figure 3 : Obtention du maillage de points après numérisation
- Figure 4 : Les 7 classes de fabrication additive selon ASTM
- Figure 5 : Schéma de fonctionnement d'une imprimante 3D SLA (Source : CustomPartNet 2008)
- Figure 6 : Fabrication par imprimante SLA (source : 3ders)
- Figure 7 : fonctionnement d'une imprimante type DLP (source : 3ders)
- Figure 8 : comparaison SLA & DLP (source Formlabs.com)
- Figure 9 : illustration du décalage des pixels sur axe X ou Y et réduction du crénelage pointu de moitié
- Figure 10 : combinaison de la technologie de déplacement de pixels et des nuances de gris
- Figure 11 : Modèle d'imprimante DLP modèle Lightning (source :Kickstarter)
- Figure 12 : schéma du système d'impression CLIP
- Figure 13 : Schéma imprimante Poly-Jet (source : a3dm-magazine.fr)
- Figure 14 : schéma explicatif imprimante SLS (source:printing3dtoday)
- Figure 15 : angle limite en fonction de la nature du matériau
- Figure 16 : différentes géométries de supports d'édification
- Figure 17 : Schéma du procédé d'extrusion de matière
- Figure 18 : Représentation des mouvements sur les 5 axes (source cnifpd.fr)
- Figure 19 : tableau récapitulatif des indications de l'usinage métal selon le nombre d'axes de fraisage (X :peu indiqué, XX :indiqué, XXX : très indiqué) (source cnifpd.fr guide la cfao dentaire)

Figure 20 : Concentration chimique composants les alliages grade 1 à 5 (source : association dentaire française, les alliages dentaires 2004)

Figure 21 : Tableau récapitulatif des techniques Additives et d'usinage et les indications (source : CNIFPD.FR)

Figure 22 : Représentation des différents profils disponible (source Anthogyr)

Figure23 : Vue Macroscopique des surfaces rugueuse et texturée

Figure24 : Suprastructure Montréal (rugueuse)

Figure25 : Suprastructure Wrap Around (texturée)

BIBLIOGRAPHIE

1. Alghazzawi, Tariq F. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of Prosthodontic Research* 60, n° 2 (2016): 72-84.
2. Laborde G., La CFAO : encore? Toujours?, *Clinic, Cahier 1, Vol 32, Mai 2011* : p.250-252
3. Moussaly C., Cazier S., Trevelo F., Delepierre V., La CFAO vs humains, préparation et réalisation d'un onlay, *Quintessence du congrès de l'ADF 2011*, p89-92, 2011
4. Persson A., Virtual three-dimensional analysis of digitized dental impressions and stone replicas., in Sweden. 2008, The Institute of odontology, Karolinska institute , Stockholm. p. 31.
5. Fraysse O., Acquisition des données topographiques dans le système de CFAO en prothèse fixée. Thèse UFR odontologie . Toulouse III : Université Paul Sabatier , 2007.
6. Landwerlin O., L'empreinte optique intra-buccale et ses applications au cabinet dentaire. Saarbrücken : Editions universitaires européenne, 2011. 978-613-1-58082-6.
7. Rioul O., Base des communications numérique du codage et de la théorie de l'information. perso.telecom-paristech.fr. [En ligne]
8. Rudolph, H., S.Quaas, R.G. Luthardt, Matching point clouds : limits and possibilities. *Int J Comput Dent*, 2002. 5(2-3): p. 155
9. Al-Fadda SA, Zarb GA, Finer Y. A comparison of the accuracy of fit of 2 methods for fabricating implant-prosthodontic frameworks. *Int J Prosthodont* 2007; 20 (2): 125-131
10. Eliasso, A et coll. The precision of fit of milled titanium implant frameworks (I-Bridge) in the edentulous jaw. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010; 12 (2): 81-90.
11. Harder S, Kern M. Survival and complications of computer aided-designing and computer-aided manufacturing vs. conventionally fabricated implant- supported reconstructions : a systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2009 ; 20 (Suppl 4) : 48-54.
12. Jemt T, Bäck T, Petersson A. Precision of CNC-milled titanium frameworks for implant treatment in the edentulous jaw. *Int J Prosthodont* 1999 ; 12 : 209 – 215
13. Roques C. LA CFAO dans la pratique quotidienne en cabinet dentaire et en laboratoire dans la région Midi-Pyrénées en 2013 étude épidémiologique *thèse pour le diplôme d'état en chirurgie dentaire, 2014-TOU3-3002*
14. rfpd - Guide_CFAO.pdf [Internet]. [cité 3 mai 2017]. Disponible sur: http://www.unppd.org/cnifpd/Guide_CFAO.pdf

15. ISO 17296-2:2015(en), Additive manufacturing – General principles – Part 2: Overview of process categories and feedstock [Internet]. [cité 3 nov 2016].
16. McGregor, Davis J., Sameh Tawfick, et William P. King. « Mechanical properties of hexagonal lattice structures fabricated using continuous liquid interface production additive manufacturing ». *Additive Manufacturing* 25 (2019): 10-18.
17. David L. Bourell, Joseph J. Beaman, Terry Wohlers, History and Evolution of Additive Manufacturing, *Additive Manufacturing Processes*, Vol 24, ASM Handbook, Edited By David L. Bourell, William Frazier, Howard Kuhn, Mohsen Seifi, ASM International, 2020, p 11–18,
18. <https://www.3dnatives.com/technologies-3d/>
19. <http://www.cetim-certec.com/wp-content/uploads/2016/05/Technique-de-lingénieur-Fusion-laser-sélective-de-lit-de-poudres-métalliques.pdf>
20. L'impression 3D, la discrète révolution [Internet]. [cité 21 déc 2017]. Disponible sur: <http://www.ctif.com/limpression-3d-la-discrete-revolution>
21. ISO/ASTM 52900:2015(fr), Fabrication additive – Principes généraux – Terminologie [Internet]. [cité 20 févr 2018]. Disponible sur: <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso-astm:52900:ed-1:v1:fr>
22. Clerc Sébastien. L'impression 3D en odontologie : partie 2 : conception d'une imprimante 3D. Sciences du Vivant [q-bio]. 2016. hal-01931870
23. <https://www.3d-totem.fr/frittage-usinage-et-impression-3d/>
24. <https://www.aniwaa.fr/guide/imprimantes-3d/les-technologies-d'impression-3d/>
25. Tapie L., Dupagne L., L'impression 3D, Partie 3 - La stéréolithographie. *Biomatériaux Cliniques*. mars 2016;1(3).
26. Gibson I, Rosen DW, Stucker B. Development of Additive Manufacturing Technology. In: *Additive Manufacturing Technologies* [Internet]. Boston, MA: Springer US; 2010 [cité 3 nov 2016]. p. 36 - 58.
27. Guillaume A, Busson B. Les imprimantes 3D - Différentes technologies d'impression 3D. *Technologie dentaire*. juill 2016;(355/356):54 - 62.
28. Altıparmak S.C., Yardley V.A, Shi Z. et al. *International Journal of Lightweight Materials and Manufacture* 4 (2021) 246-261
29. Gao W., Zhang Y., Ramanujan D., Ramani K., Chen Y., Williams C.B., Wang C.C.L., Shin Y.C., Zhang S., Zavattieri P.D., The status, challenges, and future of additive manufacturing in engineering, *Comput. Aided Des.* 69 (2015) 65e89,

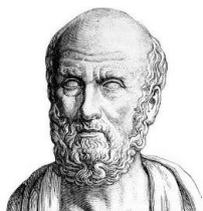
30. Bian W., Li D., Lian Q., Li X., Zhang W., Wang K., Fabrication of a bioin-spired beta-tricalcium phosphate/collagen scaffold based on ceramic stereolithography and gel casting for osteochondral tissue engineering, *Rapid Prototyp. J.* 18 (1) (2012) 68e80,
31. Chopra K., Mummery P.M., Derby B., Gough J.E., Gel-cast glass-ceramic tissue scaffolds of controlled architecture produced via stereolithography of moulds, *Biofabrication* 4 (4) (2012) 45002.
32. Wang, Xin, Man Jiang, Zuowan Zhou, Jihua Gou, et David Hui. « 3D printing of polymer matrix composites: A review and prospective ». *Composites Part B: Engineering* 110 (2017): 442-58.
33. Sager, Benay. *SLA characterization for surface finish improvement: Inverse design methods for process planning*. 2006. Thèse de doctorat. Georgia Institute of Technology.
34. Bourell, David, Kruth Jean Pierre, Ming Leu, Levy Gideon, Rosen David, M. Beese Allison, et Clare Adam. « Materials for additive manufacturing ». *CIRP Annals* 66, n° 2 (2017): 659-81.
35. Nayar S, Bhuminathan S, Bhat WM. Rapid prototyping and stereolithography in dentistry. *J Pharm Bioallied Sci.* 2015 Apr;7(Suppl 1): S216-9.
36. Tumbleston JR, Shirvanyants D, Ermoshkin N, Januszewicz R, Johnson AR, Kelly D, Chen K, Pinschmidt R, Rolland JP, Ermoshkin A, Samulski ET, DeSimone JM. Additive manufacturing. Continuous liquid interface production of 3D objects. *Science*. 2015 Mar 20;347(6228):1349-52.
37. He, Haiyang, Yang Yang, et Yayue Pan. Machine learning for continuous liquid interface production: Printing speed modelling . *Journal of Manufacturing Systems* 50 (2019): 236-46.
38. Zhao X., Evans J.R.G., Edirisinghe M.J., Song J.H., Formulation of a ceramic ink for a wide-array drop-on-demand ink-jet printer, *Ceram. Int.* 29 (8) (2003) 887e892,
39. Ko S.H., Chung J., Hotz N., Nam K.H., Grigoropoulos C.P., Metal nanoparticle direct inkjet printing for low-temperature 3D micro metal structure fabrication, *J. Micromech. Microeng.* 20 (12) (2010) 125010.
40. L'impression 3D par PolyJet, on vous explique tout ! [Internet]. 3Dnatives. 2016 [cité 26 sept 2018]. Disponible sur: <https://www.3dnatives.com/impression-en-3d-polyjet/>
41. Barclift MW., Michael W, et Christopher B Williams. examining variability in the mechanical properties of parts manufactured via polyjet direct 3d printing , s. d., 15.
42. Nelson, Christian J., Xue Samuel, Joel W. Barlow, Joseph J. Beaman, Harris L. Marcus, et David L. Bourell. Model of the selective laser sintering of bisphenol-A polycarbonate. *Industrial & Engineering Chemistry Research* 32, n° 10 (1 octobre 1993): 2305-17.

43. Gibson I., and Shi D,. (1997), Material properties and fabrication parameters in selective laser sintering process, *Rapid Prototyping Journal*, Vol. 3 No. 4, pp.129-
44. Engel, B. & Bourell, D.L. (2000). Titanium alloy powder preparation for selective laser sintering. *Rapid Prototyping Journal*. 6. 97-106. 10.1108/13552540010323574.
45. Bertrand P., Bayle F., Combe C., Goeuriot P., Smurov I., Ceramic components manufacturing by selective laser sintering, *Appl. Surf. Sci.* 254 (4) (2007) 989e992,
46. Fischer P., Karapatis N., Romano V. *et al.* A model for the interaction of near-infrared laser pulses with metal powders in selective laser sintering. *Appl Phys A* 74, 467–474 (2002).
47. Buchbinder D., H. Schleifenbaum S., Heidrich W., Meiners, et J. Bültmann. « High Power Selective Laser Melting (HP SLM) of Aluminum Parts ». *Physics Procedia* 12 (2011): 271-78.
48. Lee, Jian-Yuan, Jia An, et Chee Kai Chua. Fundamentals and applications of 3D printing for novel materials. *Applied Materials Today* 7 (2017): 120-33.
49. Ligon S.C., Liska R., Stampfl J., Gurr M., Mülhaupt R., Polymers for 3D printing and customized additive manufacturing, *Chem. Rev.* 117 (15) (2017) 10212e10290,
50. Brenken, Bastian, Barocio Eduardo, Favaloro Anthony, Kunc Vlastimil, et Byron Pipes R. Fused filament fabrication of fiber-reinforced polymers: A review *Additive Manufacturing* 21 (2018): 1-16.
51. Abbott, A. C., Tandon G. P., Bradford R. L., Koerner H., et Baur J. W. Process-structure-property effects on ABS bond strength in fused filament fabrication. *Additive Manufacturing* 19 (2018): 29-38.
52. Marcelat R. apport de la CFAO en prothèse implantaire vissée. Article clinique 2013 disponible sur lefidendaire.com
53. Bodenmiller A. usinage de prothèse par fraiseuse numérique cinq axes. *strat proth* 2003; 3 (5): 365-370
54. Hollender M, Allard Y, Richelme JP, Casu JP. La CFAO indirect . *information dentaire* 2014, n°20, 22-29
55. Coudray L., et al, Les matériaux accessibles par CFAO. *Réalités Clinique*, 2009; 20 (4): 251-255.
56. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 2008;204(9):505-11.

57. Torsello F et coll. Evaluation of the marginal precision of one-piece complete arch titanium frameworks fabricated using five different methods for implant- supported restorations. Clin Oral Implants Res 2008 ; 19 (8) : 772-779.
58. Helfer M., Helfer JL., Etienne JM. Gagner le pari de la passivité en prothèse implantaire. Strat Proth 2006 , vol 6 (5), 371-384

WEBOGRAPHIE

7. O, RIOUL. Base des communications numérique du codage et de la théorie de l'information. perso.telecom-paristech.fr. [En ligne]
14. RFPD - Guide_CFAO.pdf [Internet]. [cité 3 mai 2017]. Disponible sur: http://www.unppd.org/cnifpd/Guide_CFAO.pdf
15. ISO 17296-2:2015(en), Additive manufacturing – General principles – Part 2: Overview of process categories and feedstock [Internet]. [cité 3 nov 2016]. Disponible sur: <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:17296:-2:ed-1:v1:en>
18. Technologies d'impression 3D et de fabrication additive <https://www.3dnatives.com/technologies-3d/>
19. Pillot S. Fusion laser sélective de lit de poudre métallique. (mécanique travail des matériaux – assemblage) [Internet]. 10 février 2016 <http://www.cetim-certec.com/wp-content/uploads/2016/05/Technique-de-lingénieur-Fusion-laser-sélective-de-lit-de-poudres-métalliques.pdf>
23. Frittage, usinage et impression 3D quelles différences et quelles applications [Internet] <https://www.3d-totem.fr/frittage-usinage-et-impression-3d/>
21. ISO/ASTM 52900:2015(fr), Fabrication additive – Principes généraux – Terminologie [Internet]. [cité 20 févr 2018]. Disponible sur: <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso-astm:52900:ed-1:v1:fr>
24. Les technologies d'impression 3D <https://www.aniwaa.fr/guide/imprimantes-3d/les-technologies-dimpression-3d/>
40. L'impression 3D par PolyJet, on vous explique tout ! [Internet]. 3Dnatives. 2016 [cité 26 sept 2018]. Disponible sur: <https://www.3dnatives.com/impression-en-3d-polyjet/>



SERMENT MEDICAL

En présence des Maîtres de cette Faculté, de mes chers condisciples, devant l'effigie d'HIPPOCRATE.

Je promets et je jure, d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la Médecine Dentaire.

Je donnerai mes soins à l'indigent et n'exigerai jamais un salaire au-dessus de mon travail, je ne participerai à aucun partage clandestin d'honoraires.

Je ne me laisserai pas influencer par la soif du gain ou la recherche de la gloire.

Admis dans l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe, ma langue taira les secrets qui me seront confiés et mon état ne servira pas à corrompre les mœurs ni à favoriser le crime.

Je ne permettrai pas que des considérations de religion, de nation, de race, de parti ou de classe sociale viennent s'interposer entre mon devoir et mon patient.

Même sous la menace, je n'admettrai pas de faire usage de mes connaissances médicales contre les lois de l'humanité.

J'informerai mes patients des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences. Je ne tromperai jamais leur confiance et n'exploiterai pas le pouvoir hérité des connaissances pour forcer les consciences.

Je préserverai l'indépendance nécessaire à l'accomplissement de ma mission.

Je n'entreprendrai rien qui dépasse mes compétences. Je les entretiendrai et les perfectionnerai pour assurer au mieux les services qui me seront demandés.

Respectueux et reconnaissant envers mes Maîtres, je rendrai à leurs enfants l'instruction que j'ai reçue de leur père.

Que les hommes m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses.

Que je sois déshonoré et méprisé de mes confrères si j'y manque.

CHEKROUN Charlotte – OPTIMISATION DE LA REALISATIONS DES ARMATURES IMPLANTAIRE
TRANSVISSÉE UTILISATION COMBINÉ DE LA FABRICATION ADDITIVE ET DE L'USINAGE METAL

Th. : Chir. dent. : Marseille : Aix-Marseille Université : 2021

Rubrique de classement : Odontologie Prothétique

Résumé : Ce travail a pour objectif de présenter un nouveau procédé de fabrication innovant combinant les techniques de fabrications additives et l'usinage du métal destinés à la réalisation d'armatures implantaire tranvissées. Après un rappel sur les concepts et les principes généraux numériques, les procédés de fabrications additives et soustractives sont présentés. Un focus sur les données de l'industriels présente le concept et les propriétés annoncées. L'utilisation de cette innovation technologique semble cumuler les avantages de chacune des techniques dans la réalisation des armatures implantaire, une grande liberté de conception liée à la technique additive associée à la grande précision de l'usinage. De développement récent, cette innovation devra être suivie sur le long terme sur le plan clinique et au laboratoire afin d'évaluer sa pertinence.

Mots clés : Conception assistée par ordinateur – fabrication additive – usinage – prothèse implanto-portées – barre usinée titane – technologie hybride

CHEKROUN Charlotte– OPTIMIZATION OF THE ACHIEVEMENTS OF THREADED IMPLANT
REINFORCEMENTS COMBINED USE OF ADDITIVE MANUFACTURING AND METAL MACHINING

Abstract:

The aim of this work is to present a new innovative manufacturing process combining additive manufacturing techniques and metal machining intended to produce bone-anchored prosthesis frameworks. After a reminder on general digital concepts and principles, additive and subtractive manufacturing processes are presented. A focus on industrial data presents the concept and the properties announced. The use of this technological innovation seems to combine the advantages of each of the techniques in the production of implant frameworks: a great flexibility given by the additive technique associated with the high precision of the machining. Recently developed, this innovation should be monitored over the long term clinically and in the laboratory in order to assess its relevance.

Keywords : : computer-aided design – additive manufacturing – machining – bone-anchored prosthesis - titanium machining frameworks – hybrid technology