

UNIVERSITE DE LILLE
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

[Année de soutenance : 2024]

N°:

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

Présentée et soutenue publiquement le 20 Juin 2024

Par Ludovic BARGE

Né(e) le 31/03/1999 à St Pol-sur-mer – France

**Apport des techniques de fabrication assistées par ordinateur dans la
réalisation des châssis métalliques de prothèse amovible partielle**

JURY

Président :

Monsieur le Professeur BOITELLE

Assesseurs :

Monsieur le Docteur MAYER

Monsieur le Docteur VANDOMME

Madame le Docteur DEHURTEVENT

UNIVERSITE DE LILLE
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

[Année de soutenance : 2024]

N°:

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

Présentée et soutenue publiquement le 20 juin 2024

Par Ludovic BARGE

Né(e) le 31/03/1999 à St Pol-sur-mer – France

**Apport des techniques de fabrication assistées par ordinateur dans la
réalisation des châssis métalliques de prothèse amovible partielle**

JURY

Président :

Monsieur le Professeur BOITELLE

Assesseurs :

Monsieur le Docteur MAYER

Monsieur le Docteur VANDOMME

Madame le Docteur DEHURTEVENT

| | | |
|--|---|-----------------|
| Président de l'Université | : | Pr. R. BORDET |
| Directrice Générale des Services de l'Université | : | M-D. SAVINA |
| Doyen UFR3S | : | Pr. D. LACROIX |
| Directrice des Services d'Appui UFR3S | : | G. PIERSON |
| Doyen de la faculté d'Odontologie – UFR3S | : | Pr. C. DELFOSSE |
| Responsable des Services | : | N. RICHARD |
| Responsable de la Scolarité | : | G. DUPONT |

PERSONNEL ENSEIGNANT DE L'U.F.R

PROFESSEURS DES UNIVERSITES

| | |
|--------------------|--|
| K. AGOSSA | Parodontologie |
| P. BOITELLE | Responsable du département de Prothèses |
| T. COLARD | Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux |
| C. DELFOSSE | Doyen de la faculté d'Odontologie – UFR3S Responsable du Département d' Odontologie Pédiatrique |
| E. DEVEAUX | Responsable du Département de Dentisterie Restauratrice Endodontie |

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

| | |
|----------------------|---|
| T. BECAVIN | Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux |
| M. BEDEZ | Chirurgie Orale, Parodontologie, Biologie Orale |
| A. BLAIZOT | Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale. |
| F. BOSCHIN | Responsable du Département de Parodontologie |
| C. CATTEAU | Responsable du Département de Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale. |
| X. COUTEL | Biologie Orale |
| A. de BROUCKER | Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux |
| M. DEHURTEVENT | Prothèses |
| T. DELCAMBRE | Prothèses |
| C. DENIS | Prothèses |
| F. DESCAMP | Prothèses |
| M. DUBAR | Parodontologie |
| A. GAMBIEZ | Dentisterie Restauratrice Endodontie |
| F. GRAUX | Prothèses |
| M. LINEZ | Dentisterie Restauratrice Endodontie |
| T. MARQUILLIER | Odontologie Pédiatrique |
| G. MAYER | Prothèses |
| L. NAWROCKI | Responsable du Département de Chirurgie Orale Chef du Service d'Odontologie A. Caumartin - CHRU Lille |
| C. OLEJNIK | Responsable du Département de Biologie Orale |
| P. ROCHER | Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux |
| L. ROBBERECHT | Dentisterie Restauratrice Endodontie |
| M. SAVIGNAT | Responsable du Département des Fonction- Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux |
| T. TRENTESAUX | Responsable du Département d' Odontologie Pédiatrique |
| J. VANDOMME | Prothèses |
| R. WAKAM KOUAM. | Prothèses |

Réglementation de présentation du mémoire de Thèse

Par délibération en date du 29 octobre 1998, le Conseil de la Faculté de Chirurgie Dentaire de l'Université de Lille a décidé que les opinions émises dans le contenu et les dédicaces des mémoires soutenus devant jury doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, et qu'ainsi aucune approbation, ni improbation ne leur est donnée.

Aux membres du jury,

Monsieur le Professeur Philippe BOITELLE

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier

Section de Réhabilitation Orale

Département Prothèses

Docteur en Chirurgie Dentaire

Habilitation à Diriger des Recherches (Université de Lille)

Docteur de l'Université Paris 13, Sorbonne Paris Cité. Spécialité : Mécanique des matériaux.

Master 2 recherche Biologie et Santé, mention Biologie cellulaire et biologie quantitative – Université Lille2

Maîtrise de Sciences Biologiques et Médicales – Université Lille2

CES d'Odontologie Prothétique option Prothèse fixée – Université Paris Descartes

Prix 2006 Annual Scholarship Award for outstanding academic achievements in dentistry – Pierre Fauchard Academy Foundation – New-York – U.S.A

Responsable du Département de Prothèses

Responsable de l'Unité Fonctionnelle de Prothèse

Responsable du DU Biomimétique, Esthétique et Numérique (Lille)

Chargé de mission à la Formation Continue

Monsieur le Docteur Jérôme VANDOMME

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier

Section de Réhabilitation Orale

Département Prothèses

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Biologie de l'Université de Lille2

Master II Biologie Santé

Master I des Sciences Biologiques et Médicales

Chargé de Mission Nouvelles Technologies

Madame le Docteur Marion DEHURTEVENT

Maître de Conférences des Universités – Praticien hospitalier

Section de Réhabilitation Orale

Département Prothèses

Docteur en Chirurgie Dentaire

Master Recherche Biologique et Santé - Université de Lille

Doctorat de l'Université polytechnique des Hauts-De-France – Ecole doctorale science de la matière, rayonnement et environnement de Lille

Habilitation à Diriger les Recherches - Université de Lille

Diplôme Universitaire en prothèse Amovible Complète - Université de Lille

Diplôme Universitaire d'Occlusodontie et de Réhabilitation Orale Fonctionnelle
– Université de Lille

Certificat d'Etude Supérieure en Prothèse Fixée - Université de Nantes

Lauréate de l'Académie Nationale de Chirurgie Dentaire - 2018

Chargée de mission Nouvelles Technologies

Monsieur le Docteur Grégoire MAYER

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier

Section de Réhabilitation Orale

Département Prothèses

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Odontologie de l'Université de Lille 2

Maîtrise des Sciences Biologiques et Médicales

Certificat d'Etudes Spécialisées de Prothèse Amovible Totale

Diplôme d'Etudes Approfondies Génie Biologique et Médical - option

Biomatériaux

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

Table des matières

| | |
|---|-----------|
| Table des abréviations..... | 12 |
| Introduction | 13 |
| I. Rappels sur la prothèse amovible partielle métallique | 14 |
| I.1. Indications..... | 14 |
| I.2. Éléments du châssis | 15 |
| I.2.1. Les types d'armature..... | 15 |
| I.2.2. Les appuis..... | 19 |
| I.2.3. Les crochets..... | 19 |
| I.2.4. Les selles prothétiques..... | 20 |
| I.3. Cahier des charges de la PAPM..... | 20 |
| I.4. Matériaux..... | 21 |
| I.4.1. Les alliages cobalt-chrome | 21 |
| I.4.2. Les alliages de titane | 26 |
| I.4.3. Comparaison des alliages CrCo et TA6V..... | 29 |
| I.4.4. Respect des normes | 31 |
| II. Techniques de fabrication des châssis de prothèse métallique | 33 |
| II.1. Les techniques indirectes avec coulée conventionnelle | 33 |
| II.1.1. Obtention de la maquette en matériau calcinable | 33 |
| II.1.2. La coulée du châssis métallique | 38 |
| II.2. Les techniques directes sans coulée..... | 40 |
| II.2.1. L'usinage..... | 40 |
| II.2.2. La fusion/frittage laser sélectif (SLM/SLS) | 42 |
| II.2.3. L'impression par jet de liant (BJP)..... | 44 |
| II.3. Adaptabilité des techniques assistées par ordinateur..... | 47 |
| II.3.1. Paramétrage et caractéristiques de l'imprimante | 47 |
| III. Comparaison des châssis suivant les techniques | 52 |
| III.1. Critères physiques | 52 |
| III.1.1. Densité apparente et porosité interne..... | 52 |
| III.1.2. Anisotropie | 55 |
| III.1.3. Rugosité de surface | 58 |
| III.2. Critères cliniques | 59 |
| III.2.1. Adaptation..... | 59 |
| III.2.2. Rétention et durabilité | 62 |
| III.3. Critères de rendement | 63 |
| III.3.1. Durée de fabrication..... | 63 |
| III.3.2. Synthèse comparative et détail des durées de fabrication..... | 64 |
| III.3.3. Coûts de production | 67 |
| III.3.4. Synthèse comparative des coûts de production | 67 |
| IV. Discussion..... | 68 |
| V. Conclusion | 69 |
| Bibliographie :..... | 71 |
| Webographie : | 74 |
| Table des illustrations :..... | 79 |
| Table des tableaux : | 82 |

Table des abréviations

PAPM : prothèse amovible partielle métallique ;
FAO : fabrication assistée par ordinateur ;
HAS : haute autorité de santé ;
CrCo : chrome-cobalt ;
NiCr : nickel-chrome ;
PEEK : polyétheréthercétone ;
ISO : organisation internationale de normalisation ;
DLP : traitement numérique de la lumière ;
UV : ultra-violet ;
DMD : dispositif de micro-miroirs numériques ;
SLA : stéréolithographie laser ;
LFS : stéréolithographie basse force ;
FDM : fabrication de filament fondu ;
SLM : fusion laser sélective ;
SLS : frittage laser sélectif ;
BJP : impression par jet de liant.

Introduction

Face à un édentement, la prothèse amovible partielle métallique (PAPM) est une proposition thérapeutique souvent proposée au patient quand la solution implantaire est impossible pour des raisons cliniques, médicales ou financières.

Quelques chiffres permettent de mieux comprendre son usage, ses besoins et son évolution dans les années qui viennent. En Europe et aux USA, plus de 13 % des patients portent une prothèse amovible partielle métallique et 6 % portent une prothèse amovible totale [1]. Les patients de plus de 65 ans ont en moyenne 19 dents [2] et 14 pour les plus de 85 ans. La prothèse amovible partielle métallique est et sera encore plus utilisée que la prothèse amovible totale à l'avenir. En effet, l'espérance de vie et la qualité de vie augmentant dans les pays développés, les patients perdent moins de dents et les perdent de plus en plus tard [3].

La PAPM est une solution prothétique ancienne, certes, mais qui bénéficie comme les autres d'une recherche technologique avancée, que ce soit par rapport aux matériaux utilisés, à la conception ou à la fabrication.

La coulée des châssis métalliques de PAPM est une technique qui date du siècle dernier et qui est toujours utilisée [1]. L'avènement des nouvelles technologies de fabrication assistées par ordinateur (FAO) permet de rafraîchir la PAPM en lui redonnant une capacité d'innovation. En effet, les techniques de FAO sont de plus en plus accessibles et facilitantes, tant pour le praticien que pour le prothésiste, dans beaucoup de domaines de la prothèse dentaire. Cependant, la numérisation de la discipline exige une certaine compétence dans la compréhension et l'utilisation de ces machines complexes. La précision et la reproductibilité sont recherchées dans ces techniques modernes par rapport à la technique conventionnelle, qui est beaucoup plus dépendante de la qualité du travail manuel du prothésiste.

Ce travail a pour sujet l'apport des techniques de fabrication assistées par ordinateur dans la réalisation des châssis métalliques de prothèse amovible partielle. En premier lieu, nous rappellerons quelques généralités sur la PAPM et les matériaux utilisés pour fabriquer un châssis. Deuxièmement, nous présenterons les différentes méthodes de fabrication (physiques et numériques) des châssis métalliques. Troisièmement, nous comparerons ces différentes techniques sur des critères techniques, cliniques et de rendement.

I. Rappels sur la prothèse amovible partielle métallique

I.1. Indications

La prothèse amovible partielle métallique (PAPM) appartient à la catégorie des prothèses d'usage, quel que soit le nombre de dents que l'on remplace. Comme toutes les solutions prothétiques en chirurgie dentaire, la PAPM permet, selon les indications décrites par la Haute Autorité de Santé (HAS) [4] : de rétablir la fonction masticatoire et d'assurer la phonation du patient édenté partiel. Elle a aussi pour but de rétablir l'esthétique dans le cas d'édentements antérieurs et parfois la dimension verticale pour certains édentements postérieurs. Une prothèse métallique permet d'assurer la pérennité, la stabilisation des dents restantes et une occlusion statique et dynamique adéquate.

L'indication de la PAPM se pose lorsque les solutions de prothèse implantaire ou dentaires fixes sont impossibles. Elle est parfaitement indiquée pour des édentements terminaux et/ou de longue portée (Figure 1) mais convient aussi aux édentements courts et/ou encastrés.



Figure 1 : châssis de prothèse amovible métallique sur un édentement de classe 2 de Kennedy-Applegate [5]

La PAPM est cependant contre-indiquée dans certaines situations cliniques. Elle est absolument contre-indiquée en cas d'allergie aux alliages métalliques qui composent le châssis. La PAPM est également contre-indiquée pour un patient dont l'état parodontal est instable. En effet, les dents supports de crochets coulés sont soumises à de fortes contraintes mécaniques, qui entraînent des risques de mobilités dentaires, comme l'ont démontré Zlatarić et Celebić [6]. La prothèse à plaque base résine sera préférée pour des patients avec un risque parodontal élevé. D'autres contre-indications relatives sont liées à l'esthétique.

La PAPM peut alors être conçue avec des attachements (dento ou implanto portés) pour assurer la rétention sans utiliser de crochets inesthétiques. Une adaptation de

l'armature de la PAMP peut être réalisée en cas de présence de diastèmes antérieurs (Figure 2).



Figure 2 : adaptation esthétique de la barre cingulocoronaire [7]

Parmi les astuces pouvant améliorer l'intégration esthétique de la prothèse, nous pouvons également réaliser un raccourcissement des bras de rétention vestibulaires ou des améloplasties axiales afin de déplacer cervicalement les lignes guides et créer des zones de retrait qui positionnent la partie rétentive du crochet dans une zone moins visible [8].

1.2. Éléments du châssis

La conception de la prothèse amovible partielle passe par l'étude des arcades dentaires du patient par le praticien dans l'objectif de définir le « tracé de plaque », c'est-à-dire les limites de la future prothèse ainsi que des éléments qui la composent. La PAMP s'appuie à la fois sur les dents restantes mais aussi sur les crêtes ostéo-muqueuses. Elle est composée d'une armature, d'appuis, de crochets, de connexions et de selles prothétiques. Les tracés sont curvilignes au maxillaire et rectilignes à la mandibule.

1.2.1. Les types d'armature

L'armature est un élément qui assure la sustentation et la stabilisation de la prothèse. Au maxillaire, il existe 6 types d'armatures qui sont ajustées au niveau de la muqueuse palatine (Figure 3) :

- la plaque étroite ;
- la plaque large ;
- la plaque à recouvrement complet ;
- la plaque en U ;
- la simple entretoise palatine ;
- la double entretoise palatine.

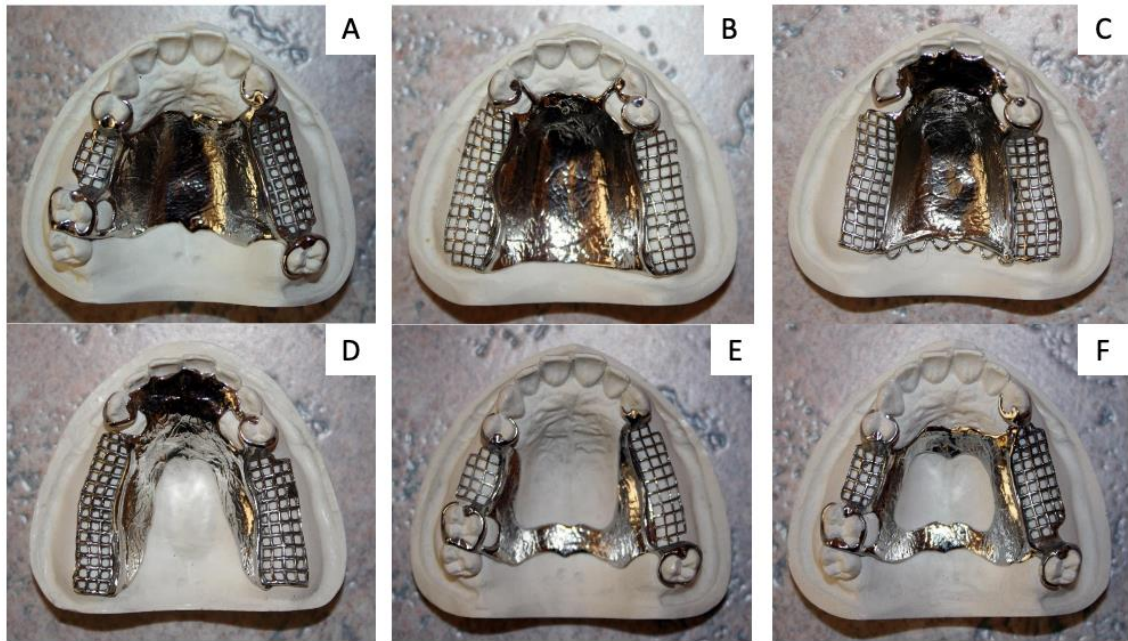







Figure 3 : les armatures maxillaires (A : plaque étroite ; B : plaque large ; C : plaque à recouvrement complet ; D : plaque en U ; E : simple entretoise palatine ; F : double entretoise palatine) (illustrations des Drs. Marion Dehurtevent et Bruno Picart)

Ces armatures sont choisies suivant l'étendue de la prothèse, le type d'édentement et les indices anatomiques négatifs au palais pour assurer stabilité et confort du patient (Tableau 1). Par exemple, le choix d'une double entretoise ou d'une plaque en U plutôt qu'une plaque large en présence d'un torus palatin médian volumineux est justifié car le châssis n'est pas déstabilisé par celui-ci.

Tableau 1 : les armatures maxillaires [9]

| Nom | Description | Indications | Contre-indications |
|---|---|--|--------------------------|
| Plaque palatine large |  | Classes I, II, IV de moyenne et grande étendue en particulier lorsque la crête est résorbée | |
| Plaque palatine étroite |  | Classe II | |
| Plaque palatine très étroite (ex. : bandeau palatin ou « strap ») |  | Classe III de petite étendue | Palais profond |
| Entretoise simple ou double (ex. : cadre palatin) | Simple  Double  | Classe IV de petite étendue Édentement en créneaux Classes I et II avec crêtes volumineuses et solides piliers dentaires Pour contourner un torus | Palais étroit et profond |
| Plaque palatine à recouvrement complet ou plaque palatine pleine |  | Classes I ou IV de très grande étendue Décolletage insuffisant Exigence du patient | |

A la mandibule, 3 types d'armatures sont réalisables (Figure 4) :




- la barre linguale ;
- le bandeau lingual ;
- le bandeau cingulaire.



Figure 4 : les armatures mandibulaires (A : barre linguale ; B : bandeau lingual ; C : bandeau cingulaire) (illustrations des Drs. Marion Dehurtevent et Bruno Picart)


Ces armatures sont choisies suivant la distance entre le collet des dents antérieures et l'insertion du frein lingual, la présence d'espaces cervico-radiculaires ou de diastèmes antérieurs (Tableau 2). Elles ont pour fonction d'assurer la sustentation, la stabilité et le confort du patient. Une arcade mandibulaire avec des diastèmes larges nécessitera des modifications de l'armature afin qu'elle ne soit pas visible. Si aucune armature ne permet une esthétique correcte de la PAMP : la prothèse partielle en résine pourra alors être indiquée.

Tableau 2 : les armatures mandibulaires [9]

| Nom | Description | Indications | Contre-indications |
|--------------------|---|---|---|
| Barre linguale | <ul style="list-style-type: none"> – Se situe à 1 mm au-dessus du frein lingual et du plancher buccal en mouvement – Hauteur \geq 3 mm – Épaisseur \geq 2 mm – Espacée de 2-3 mm de la muqueuse  | À chaque fois que la hauteur de la table interne entre le plancher buccal en mouvement et la limite inférieure de la gencive marginale l'autorise | Distance entre frein lingual et collets des dents $<$ 7 mm |
| Bandeau lingual | <ul style="list-style-type: none"> – Espacée de 2-3 mm en regard de la muqueuse et du ciment et prend appui sur le cingulum  | <ul style="list-style-type: none"> – Hauteur table interne insuffisante pour la barre linguale – Récession gingivale associée à une insertion haute du frein linguale | <ul style="list-style-type: none"> – Parodonte affaibli – Hygiène défavorable – Diastèmes importants |
| Bandeau cingulaire | <ul style="list-style-type: none"> – Barre épaisse en appui sur le cingulum distant de 1,5 mm de la gencive marginale et du ciment  | <ul style="list-style-type: none"> – Plancher buccal en mouvement proche de la gencive marginale – Table interne réduite au minimum | Diastèmes importants |

Sur la barre linguale et sur la plupart des armatures maxillaires, il y a la possibilité d'ajouter une barre cingulocoronaire (Tableau 3), qui prend appui uniquement sur les dents. Elle permet de rigidifier l'armature, et de limiter le mouvement d'enfoncement postérieur en cas d'édentement terminal.

Tableau 3 : la barre cingulocoronaire [9]

| Description | Indications |
|---|--|
|  | <ul style="list-style-type: none"> – Classes I et II mandibulaires – Classes I et II maxillaires mais à corrélérer avec la hauteur coronaire et l'occlusion – Classe IV (barre coronaire) |

1.2.2. Les appuis

Les logettes d'appuis sont réalisées par fraisage amélaire par le praticien à la jonction des faces proximales et occlusales des dents concernées. Les logettes d'appuis dans les secteurs prémolo-molaires englobent entièrement les crêtes marginales. Elles permettent aux taquets d'appuis métalliques de se positionner et d'assurer la sustentation et la stabilisation de la prothèse.

Les appuis directs sont localisés impérativement au niveau de la crête marginale du côté de l'édentement sur les dents bordant un édentement encastré. En revanche, ils sont localisés au niveau de la crête marginale du côté opposé à l'édentement sur la dent bordant un édentement terminal. Le polygone de sustentation a pour sommets ces appuis directs.

Les appuis indirects sont réalisés pour augmenter la surface du polygone de sustentation, contrer les mouvements de bascule autour des axes de rotation, choisir les zones rétentives, symétriser la plaque et augmenter le confort du patient. Les appuis indirects sont raisonnablement ajoutés pour ne pas trop charger le châssis en éléments.

1.2.3. Les crochets

Le crochet est composé du taquet d'appui qui se positionne dans la logette, d'une potence qui le joint au châssis, d'un bras de calage lingual ou palatin qui assure la stabilisation et d'un bras de rétention le plus souvent vestibulaire dont le tiers terminal se positionne sous la ligne guide, dans la zone de retrait, pour assurer la rétention.

Les principaux types de crochets sont classés suivant qu'ils bordent un édentement encastré ou terminal.

Pour les édentements encastrés (Figure 5) :

- le crochet N°1 ou d'Ackers ;
- le crochet anneau ;
- le crochet Bonwill ;
- le crochet Bonhyard.

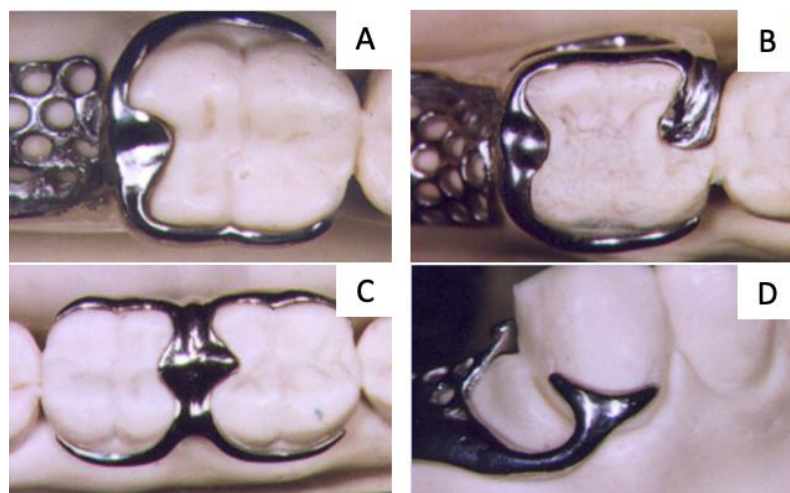


Figure 5 : les crochets bordant un édentement encastré (A : crochet N°1 ; B : crochet anneau ; C : crochet Bonwill ; D : crochet Bonhyard) (illustrations des Drs. Marion Dehurtevent et Bruno Picart)

Pour les édentements terminaux (Figure 6) :

- le Nally Martinet type ;
- le Nally Martinet à potence décalée ;
- le Nally Martinet molaire.

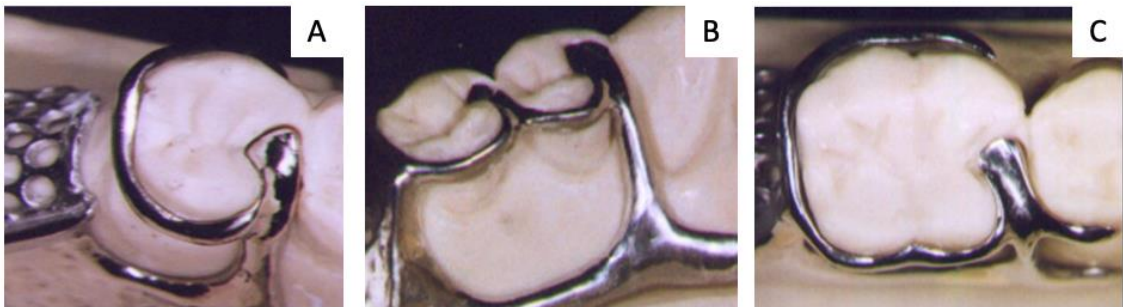


Figure 6 : les crochets bordant un édentement terminal (A : Nally Martinet type ; B : Nally Martinet à potence décalée ; C : Nally Martinet molaire) (illustrations des Drs. Marion Dehurtevent et Bruno Picart)

I.2.4. Les selles prothétiques

Les selles prothétiques sont localisées sur les crêtes édentées et permettent d'accueillir les dents prothétiques et la résine de la prothèse d'usage. Aucune partie du châssis métallique ne doit dépasser des limites de résine au niveau des zones édentées. Les selles prothétiques sont grillagées pour améliorer la cohésion entre le métal et la résine.

I.3. Cahier des charges de la PAPM

La PAPM idéale doit répondre aux mêmes critères suivant les matériaux utilisés et les techniques de fabrication employées. En tant que prothèse d'usage, elle doit avoir une certaine longévité.

La PAPM doit répondre aux critères suivants :

- avoir une adaptation dentaire et muqueuse cliniquement acceptable ;
- être biocompatible ;
- être facile à nettoyer ;
- être confortable pour le patient ;
- avoir une bonne rigidité ;
- être non déformable ;
- être stable ;
- assurer la sustentation ;
- être rétentive ;
- être résistante au ternissement et à la corrosion ;
- être esthétique ;
- respecter les règles de tracé ;
- respecter les règles de montage et d'occlusion ;
- avoir un coût raisonnable.

I.4. Matériaux

La PAPM est composée d'un châssis métallique, d'une fausse gencive en résine sur laquelle sont montées les dents prothétiques en résine ou parfois en céramique. Nous nous intéresserons ici seulement aux matériaux qui composent le châssis de la prothèse. La plupart des métaux « purs » ne possèdent pas de bonnes propriétés mécaniques que requiert un châssis de prothèse. Les châssis métalliques sont réalisés avec des alliages, c'est-à-dire un mélange de plusieurs éléments chimiques dont le principal constituant est un métal et dont les caractéristiques sont celles d'un matériau métallique. Un alliage permet par l'incorporation d'autres éléments (métalliques ou non) à un métal de modifier ses propriétés ou même de lui en conférer de nouvelles [10].

I.4.1. Les alliages cobalt-chrome

L'extrême majorité des châssis de prothèse amovible partielle métallique en Europe sont fabriqués en un alliage ternaire composé principalement de chrome (Cr), de cobalt (Co) et de molybdène (Mo). Le premier alliage de cobalt-chrome (CrCo) réalisé au début du XX^{ème} siècle a été déposé sous le nom de « stellite[®] » ; celui-ci rentrera dans le langage courant des dentistes pour désigner une prothèse amovible métallique. Les éléments métalliques qui composent l'alliage possèdent des propriétés intéressantes et complémentaires qui répondent au cahier des charges d'un bon matériau pour châssis de PAPM (Tableau 4).

La teneur en métaux diffère selon les alliages et les techniques de mise en œuvre (Tableau 5). On retrouve suivant les alliages : du tungstène (W), du manganèse (Mn), du silicium (Si), du fer (Fe), ainsi que du carbone (C), mais en quantité moindre.

Tableau 4 : propriétés des éléments composant les alliages CrCo (tableau personnel) [11–14]

| Élément | N° atomique | Propriétés apportées à l'alliage |
|----------------|-------------|--|
| Chrome (Cr) | 24 | Résistance à la corrosion et au ternissement, résistance à l'abrasion, résistance élastique, bonne ductilité grâce aux carbures de chrome. |
| Cobalt (Co) | 27 | Résistance mécanique, rigidité, dureté, haut module d'élasticité, résistance à la flexion, résistance à haute température, résistance à la corrosion, résistance à l'usure, bonne coulabilité. |
| Molybdène (Mo) | 42 | Dureté, résistance à l'abrasion, bonne ductilité, réduction de la dimension du grain de l'alliage, haut module d'élasticité, résistance aux températures élevées. |
| Tungstène (W) | 74 | Dureté, résistance à la corrosion, résistance à la traction, faible dilatation thermique. |
| Carbone (C) | 6 | Dureté, résistance à la rupture, résistance à la corrosion, élasticité, mauvaise soudabilité au laser. |

On constate que plusieurs éléments métalliques apportent parfois les mêmes caractéristiques à l'alliage. Les caractéristiques en rapport avec la résistance mécanique sont les plus recherchées puisque les PAPM sont soumises à de fortes contraintes mécaniques par la mastication. Cela n'évince pas pour autant les autres caractéristiques comme la biocompatibilité en bouche et la facilité de mise en œuvre.

Il existe plusieurs alliages de CrCo disponibles sur le marché destinés à la réalisation de châssis de PAPM. Ces alliages peuvent être mis en œuvre par coulée conventionnelle (technique de la cire perdue), par technique de frittage/fusion laser sélective assistée par ordinateur (technique de fabrication directe sur lit de poudre), par jet de liant (technique de fabrication directe sur lit de poudre) ou par usinage (Tableau 5).

Tableau 5 : exemples d'alliages de CrCo utilisés en Europe pour la prothèse amovible (tableau personnel) [15–21]

| | Co (%) | Cr (%) | Mo (%) | Si (%) | W (%) | Mn (%) | C (%) | N (%) | Densité (g/cm ³) | Module d'élasticité (GPa) | Limite d'élasticité (MPa) | Résistance à la traction (MPa) | Allongement à la rupture (%) |
|--|--------|--------|--------|--------|-------|--------|-------|-------|------------------------------|---------------------------|---------------------------|--------------------------------|------------------------------|
| Alliages pour prothèse amovible mise en forme par fabrication sur lit de poudre | | | | | | | | | | | | | |
| WIRONIUM®RP Bego | 66,2 | 28,2 | 5,5 | - | - | - | - | <1 | 8,5 | 235 | 800 | 1300 | 13 |
| Remanium® star powder Dentaurum | 60,5 | 28,0 | - | 1,5 | 9,0 | <1 | <1 | <1 | 8,6 | 230 | 800 | 1170 | 11 |
| Alliages pour prothèse amovible mise en forme par coulée | | | | | | | | | | | | | |
| WIRONIT®LA Bego | 63,5 | 29,0 | 5,5 | 1,2 | - | <1 | - | <1 | 8,2 | 240 | 690 | 890 | 9 |
| VITALLIUM2000® Dentsply | 63,1 | 28,5 | 6,0 | <1 | - | <1 | <1 | <1 | 8,3 | 200 | 600 | 855 | 9 |
| REMANIUM® GM 800+ Dentaurum | 58,3 | 32,0 | 6,5 | 1,0 | 1,5 | <1 | <1 | <1 | 8,2 | 230 | 720 | 960 | 4 |
| CERABALT® K30 BCS | 63,4 | 28,5 | 5,5 | 1,0 | - | <1 | <1 | - | 8,3 | 230 | 600 | 850 | 4 |
| Alliage pour prothèse amovible mise en forme par usinage | | | | | | | | | | | | | |
| Wirobond® C+ Bego | 63,9 | 24,7 | 5,0 | <1 | 5,4 | <1 | <1 | <1 | 8,5 | 210 | 790 | 1150 | 12 |

On remarque que la composition des alliages de CrCo est globalement similaire suivant les techniques de mise en forme. Les alliages sont composés en moyenne de 62 % de cobalt, 28 % de chrome, et 6 % de molybdène. Les teneurs en carbone (C), azote (N) et manganèse (Mn) sont faibles (< 1 %) pour tous les alliages (Tableau 5). Seuls le Remanium®star powder de chez Dentaurum et le Wirobond®C+ de chez Bego possèdent une teneur significative en tungstène. Leur composition est différente car ils sont utilisés pour réaliser des châssis métalliques amovibles ainsi que pour concevoir des armatures de bridges et des couronnes. Le tungstène permet d'améliorer la cohésion entre le métal et la céramique. Les densités et modules d'élasticité sont similaires entre tous les alliages présentés. On note cependant des valeurs de limite d'élasticité, de résistance à la traction et d'allongement à la rupture qui sont sensiblement plus élevées pour les alliages mis en forme par fabrication sur lit de poudre (Tableau 5). Les alliages sont commercialisés sous forme de lingotins (Figure 7) pour la coulée conventionnelle, en poudre de différentes granulométries pour la fabrication sur lit de poudre et en disque pour l'usinage.



Figure 7 : lingotin de Remanium® GM 800+ commercialisé par Dentaurum [19]

Aux États-Unis, des alliages à base de nickel et de chrome (NiCr) étaient principalement utilisés depuis les années 1960, mais leur utilisation s'est progressivement réduite dans les années 2000 à cause des risques potentiels biologiques et toxiques beaucoup plus élevés du nickel [22]. En France, les châssis de PAMP sont majoritairement réalisés en alliage de CrCo. Les alliages NiCr ne sont plus utilisés depuis l'arrêté du 6 mars 2009 qui a restreint la mise sur le marché de certains produits contenant du nickel [23]. Certaines études comme celle de Kim Eung-Cheol et Myo-Kyoung démontrent qu'il existe des réactions cytotoxiques en bouche avec les alliages CrCo [24]. D'autres affirment que les doses d'ions cobalt et chrome libérés dans la salive sont insignifiantes par rapport à celles apportées par l'alimentation et les boissons [25]. Ces résultats doivent être pondérés car ils peuvent varier suivant différents facteurs comme la rugosité de surface de la prothèse et le type d'alliage utilisé [26]. Il est cependant reconnu que le risque toxique le plus préoccupant avec les alliages de CrCo est surtout celui de développer des maladies pulmonaires dues à l'exposition des prothésistes aux poussières métalliques [27]. A partir de mai 2025, la réglementation européenne tendrait à restreindre la mise sur le marché de dispositifs contenant du cobalt, le cobalt ayant été classé comme

substance cancérogène, mutagène et reprotoxique (CMR) par inhalation en octobre 2021. L'UE n'incitera certainement pas les professionnels de santé à continuer d'utiliser le cobalt dans les dispositifs prothétiques [28].

De nouveaux matériaux polymères thermoplastiques comme le polyéthéréthercétone (PEEK) (Figure 8) sont disponibles comme alternative aux alliages [29]. L'avenir pour la prothèse à châssis squeletté s'orienterait peut-être vers la démocratisation des châssis en PEEK (Figure 8) ou en alliage de titane.

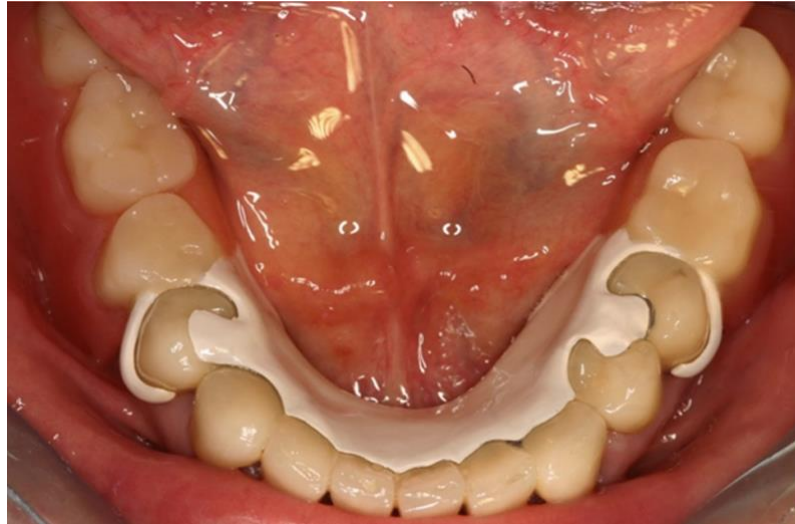


Figure 8 : prothèse amovible partielle avec armature en PEEK [30]

I.4.2. Les alliages de titane

Le titane est réputé pour être un matériau de choix pour la fabrication d'implants dentaires mais on le rencontre tout de même en prothèse amovible. On l'utilise rarement pur mais sous forme d'alliage en PAPM. L'alliage de titane le plus répandu est le TA6V. Il est composé en majorité de titane (Ti), associé à l'aluminium (Al) et au vanadium (V). Ces éléments métalliques confèrent à l'alliage les propriétés nécessaires en prothèse amovible (Tableau 6). Des quantités moindres d'azote (N), de carbone (C), de fer (Fe) et d'oxygène (O) sont retrouvées (Tableau 7).

Tableau 6 : propriétés des éléments composant les alliages de TA6V (tableau personnel) [31–33]

| Élément | N° atomique | Propriétés apportées à l'alliage |
|----------------|--------------------|---|
| Titane (Ti) | 22 | Résistance à l'érosion, résistance mécanique, bonne ductilité, résistance à la traction, résistance aux fortes températures, faible conduction thermique, résistance à la corrosion grâce à la couche d'oxydes, faible module d'élasticité, faible densité, rapport résistance à la traction/densité excellent. |
| Aluminium (Al) | 13 | Résistance à la corrosion, faible densité, bonne conductivité thermique, faible module élastique, faible limite élastique, fort allongement à la rupture. |
| Vanadium (V) | 23 | Résistance à la corrosion, bonne ductilité, dureté. |

Tableau 7 : exemples d'alliages de titane utilisés pour la prothèse amovible (tableau personnel) [34–36]

| | Ti (%) | Al (%) | V (%) | N (%) | C (%) | H (%) | Fe (%) | O (%) | Densité (g/cm ³) | Limite d'élasticité (MPa) | Module d'élasticité (GPa) | Résistance à la traction (MPa) | Allongement à la rupture (%) |
|--|--------|--------|-------|-------|-------|-------|--------|-------|---------------------------------|---------------------------------|---------------------------------|---|------------------------------------|
| Alliages mis en forme par fabrication sur lit de poudre | | | | | | | | | | | | | |
| REMATITAN® CL Dentaurum | 90 | 6 | 4 | <1 | <1 | <1 | <1 | <1 | 4,5 | 950 | 115 | 1005 | 10 |
| NICRALLIUM® TA6V ELI – Grade 23 BCS | 89 | 6 | 4 | <1 | <1 | <1 | <1 | <1 | 4,5 | 795 | - | 860 | 10 |
| Alliages mis en forme par usinage | | | | | | | | | | | | | |
| COLADO® CAD Ti5 Ivoclar Vivadent | 89 | 6 | 4 | - | - | - | <1 | <1 | 4,43 | - | 110 | 860 | 10 |
| NICRALLIUM® TA6V ELI – Grade 23 BCS | 89 | 6 | 4 | <1 | <1 | <1 | <1 | <1 | 4,5 | 795 | - | 860 | 10 |

La composition des alliages TA6V, qu'ils soient mis en forme par usinage ou fabrication sur lit de poudre, reste similaire suivant les différents fabricants. La fabrication sur lit de poudre regroupe ici le frittage et la fusion laser mais aussi l'impression par jet de liant. Les teneurs en moyenne sont de 89 % de titane, 6 % d'aluminium et 4 % de vanadium. Le carbone, l'hydrogène, le fer et l'oxygène représentent moins d'1 % de la composition de l'alliage (Tableau 7).

Les alliages de TA6V permettent d'obtenir des châssis légers tout en assurant leur résistance mécanique. La caractéristique indétrônable du TA6V est sans nul doute sa résistance à la corrosion grâce à la couche d'oxydes qui se forme autour de l'alliage et qui protège ce dernier des agressions chimiques des fluides biologiques.

L'alliage de titane est souvent utilisé lorsque le patient présente des allergies aux composants des alliages de CrCo et se révèle être un excellent matériau pour une PAPM [37] (Figure 9).



Figure 9 : châssis en alliage de titane [38]

Peu d'alliages à base de titane sont disponibles puisque la majorité des châssis sont réalisés en CrCo. Les industriels préfèrent développer et commercialiser les alliages de titane pour la fabrication d'implants qui est beaucoup plus répandue. Les compositions des alliages de TA6V sont similaires mais leurs propriétés mécaniques ne cessent de s'améliorer grâce à la recherche métallurgique.

Les alliages de titane sont mis en œuvre avec des techniques de frittage/fusion laser sélective, de jet de liant et d'usinage car ils ont de mauvaises propriétés pour la coulée conventionnelle [38]. Les alliages pour le frittage/fusion laser sélectif et l'impression par jet de liant sont commercialisés sous forme de poudre tandis que ceux pour l'usinage le sont sous forme de disques (Figure 10).



Figure 10 : disque d'alliage de titane pour usinage [36]

1.4.3. Comparaison des alliages CrCo et TA6V

Les fiches techniques des différents alliages disponibles (Tableau 5 et Tableau 7) permettent de comparer les valeurs des propriétés physiques des alliages. Toutes les grandeurs, mis à part la densité, sont obtenues grâce à des essais de traction.

1.4.3.1. Module d'élasticité

Le module d'élasticité (E) est le rapport entre l'accroissement de l'effort auquel on soumet une pièce et la variation de dimension de la pièce [39]. Le module rapporté sur les alliages des Tableau 5 et Tableau 7 est en réalité le module d'élasticité en traction aussi nommé module de Young.

Les valeurs des modules d'élasticité des alliages de CrCo disponibles sont deux fois plus élevées que celles des alliages à base de titane. Cependant, nous ne disposons pas de la totalité des valeurs concernant les alliages de titane.

1.4.3.2. Limite d'élasticité

La limite d'élasticité (R_e) est la contrainte frontière à partir de laquelle les déformations cessent d'être élastiques pour devenir plastiques [40]. On passe de déformations réversibles à irréversibles.

Les valeurs de limite d'élasticité sont sensiblement les mêmes suivant les différents alliages. Elles sont comprises entre 600 MPa et 950 MPa. On constate globalement que les valeurs les plus hautes concernent les alliages mis en forme par fabrication sur lit de poudre.

I.4.3.3. Résistance à la traction

La résistance à la traction (R_m) fait intervenir la mécanique de rupture lors du test de traction. Des fissures se créent et s'ouvrent jusqu'au déchirement complet du matériau lorsque la résistance à la traction est dépassée [41].

Les valeurs sont comprises entre 855 MPa et 1300 MPa. Elles sont plus élevées pour les alliages mis en forme par fabrication sur lit de poudre indépendamment de la nature de ceux-ci.

I.4.3.4. Allongement à la rupture

L'allongement à la rupture (A%) correspond à la déformation mesurée entre l'état initial et l'état final de rupture lors du test de traction.

Les valeurs d'allongement à la rupture sont en moyenne de 10 %. Seuls les alliages CrCo REMANIUM®GM 800+ et le CERABALT® K30 possèdent un plus faible allongement à la rupture (4 %) (Tableau 5).

I.4.3.5. Densité

La densité (ou densité relative) d'un corps est le rapport entre sa masse volumique et celle de l'eau. Les densités rapportées Tableau 5 et Tableau 7 sont en réalité les masses volumiques des alliages puisqu'elles sont exprimées en g/cm^3 .

Pour un même volume de matière, les châssis en alliage de titane seront plus légers que ceux en CrCo car la densité du TA6V est presque deux fois plus faible.

I.4.3.6. Comparaison des critères cliniques et techniques

Les valeurs physiques ne doivent pas être les seules à être prises en compte pour comprendre les avantages et les limites des matériaux.

La prothèse métallique en alliage de titane dépasse celle en alliage de CrCo sur les critères de biocompatibilité, de confort et de résistance chimique. En revanche, l'alliage CrCo reste le moins onéreux et le plus facile à mettre en œuvre (y compris lors d'adjonctions ou de réparations) tout en respectant correctement le cahier des charges d'un bon matériau de châssis de prothèse (Tableau 8).

Tableau 8 : comparaison des alliages de CrCo et de titane (tableau personnel) [2,38]

| Critères cliniques | Alliage de CrCo | Alliage de Titane |
|---------------------------|---|---|
| Esthétique | Perfectible | |
| Biocompatibilité | Bonne | Excellente |
| Résistance à la corrosion | Très bonne | Excellente |
| Confort | Meilleur que la résine mais prothèse plus lourde. | Excellent et prothèse légère. |
| Adhésion à la résine | Dépend de la composition de l'alliage | |
| Nettoyage | Aisé | Aisé mais les nettoyeurs alcalins sont à éviter car ils décolorent la prothèse. |
| Critères techniques | Alliage de CrCo | Alliage de Titane |
| Coût de fabrication | Faible | Modéré |
| Facilité de mise en œuvre | Bonne en coulée et frittage laser | Bonne en frittage, défauts de coulée, meulages et polissages difficiles. |
| Réparabilité | Aisée par soudure ou brasure | Soudage couteux et plus difficile |

I.4.4. Respect des normes

Les prothèses sont des dispositifs médicaux sur mesure. Ceux-ci sont classés suivant leur risque potentiel pour la santé (Tableau 9). La PAPM, comme les autres types de prothèses dentaires, est un dispositif médical de classe IIa (risque potentiel modéré).

Tableau 9 : classification des dispositifs médicaux [42]

| | Niveau de risque | Exemples |
|-------------------|------------------|--|
| Classe I | Faible | Béquilles, fauteuil roulant, lunettes correctrices. |
| Classe IIa | Modéré | Lentilles de contact, aides auditives, prothèses dentaires. |
| Classe IIb | Important | Préservatifs, pompes à perfusion, produits de désinfection pour lentilles. |
| Classe III | Élevé | Prothèses de hanche, implants mammaires. |

Les matériaux utilisés pour la réalisation du châssis métallique doivent respecter certaines normes européennes.

La norme ISO 22674 : 2022 est relative aux matériaux métalliques pour les restaurations fixes et appareils amovibles en médecine bucco-dentaire. Elle spécifie les exigences et les méthodes d'essai pour les matériaux métalliques qui sont appropriés à la fabrication de restaurations dentaires et d'appareils. Sont inclus les matériaux métalliques d'utilisation recommandée avec ou sans revêtement céramique, ou indifféremment pour ces deux utilisations. Cette norme spécifie également les exigences relatives au

conditionnement, au marquage des produits et aux instructions d'utilisation de ces matériaux, y compris les produits commercialisés à des tiers [43].

La norme ISO 7405 : 2018 est relative à l'évaluation de la biocompatibilité des dispositifs médicaux utilisés en médecine bucco-dentaire. Elle spécifie les méthodes d'essai pour l'évaluation des effets biologiques des dispositifs médicaux utilisés en contact direct avec le corps du patient [44].

II. Techniques de fabrication des châssis de prothèse métallique

Les techniques de fabrication dites indirectes doivent passer nécessairement par une étape de coulée tandis que les techniques directes permettent d'obtenir le châssis métallique en une seule étape.

II.1. Les techniques indirectes avec coulée conventionnelle

Les techniques indirectes peuvent être réalisées manuellement ou en fabrication assistée par ordinateur (FAO). La technique de coulée dite « conventionnelle » en prothèse amovible consiste à obtenir un châssis métallique à partir d'une maquette en matériau calcinable, comme la cire ou la résine.

II.1.1. Obtention de la maquette en matériau calcinable

II.1.1.1. La technique manuelle à motifs de cire (technique physique)

La technique dite « à motifs de cire » est une technique qui permet au prothésiste d'élaborer la maquette du châssis en cire calcinable (Figure 11). Après avoir défini l'axe d'insertion au paralléliseur et tracé la forme du futur châssis sur le modèle, le prothésiste prépare le modèle en ajoutant de la cire d'espacement au niveau des selles et en traçant des rainures de 0,5mm de profondeur au niveau des limites de l'armature. De la cire de comblement doit aussi être ajoutée dans les zones de contre-dépouille. Ce n'est qu'après ces étapes qu'il réalise le duplicata du modèle. Le duplicata sert à accueillir la maquette en cire qui sera ensuite coulée. Le prothésiste construit chronologiquement, l'armature, les grilles des selles, les crochets et calages, les potences et connexions pour terminer par les taquets d'appuis.



Figure 11 : photo d'une maquette de prothèse amovible partielle métallique mandibulaire en cire réalisée manuellement (réalisation et illustration personnelles)

II.1.1.2. Impression d'un châssis en résine calcinable par digital light processing

(DLP) (technique numérique)

Le digital light processing (DLP) ou traitement numérique de la lumière est une technologie qui repose sur l'utilisation d'une puce contenant des micro-miroirs orientables et qui a été mise au point par l'entreprise Texas Instruments en 1987. Cette technologie a évolué pour faire de la fabrication additive assistée par ordinateur par photopolymérisation en cuve.

II.1.1.2.1 Composants de l'imprimante

L'imprimante 3D DLP est composée d'une plateforme de construction, d'un bac à résine transparent, d'un projecteur de lumière, d'un dispositif de micro-miroirs, d'une lentille et d'une enceinte photo-isolante. La plateforme se déplace verticalement selon un axe Z et vient au contact de la résine qui se trouve dans le bac (Figure 12A). L'objet est construit par photopolymérisation couche par couche et la plateforme se déplace après chacune de celles-ci pour initier la création de la couche suivante. La plateforme est soit immergée dans la résine et descend au fur et à mesure de la fabrication, autrement elle remonte et l'objet est fabriqué dans le sens inverse. Les systèmes de plateforme varient selon les modèles d'imprimantes 3D (Figure 12B).

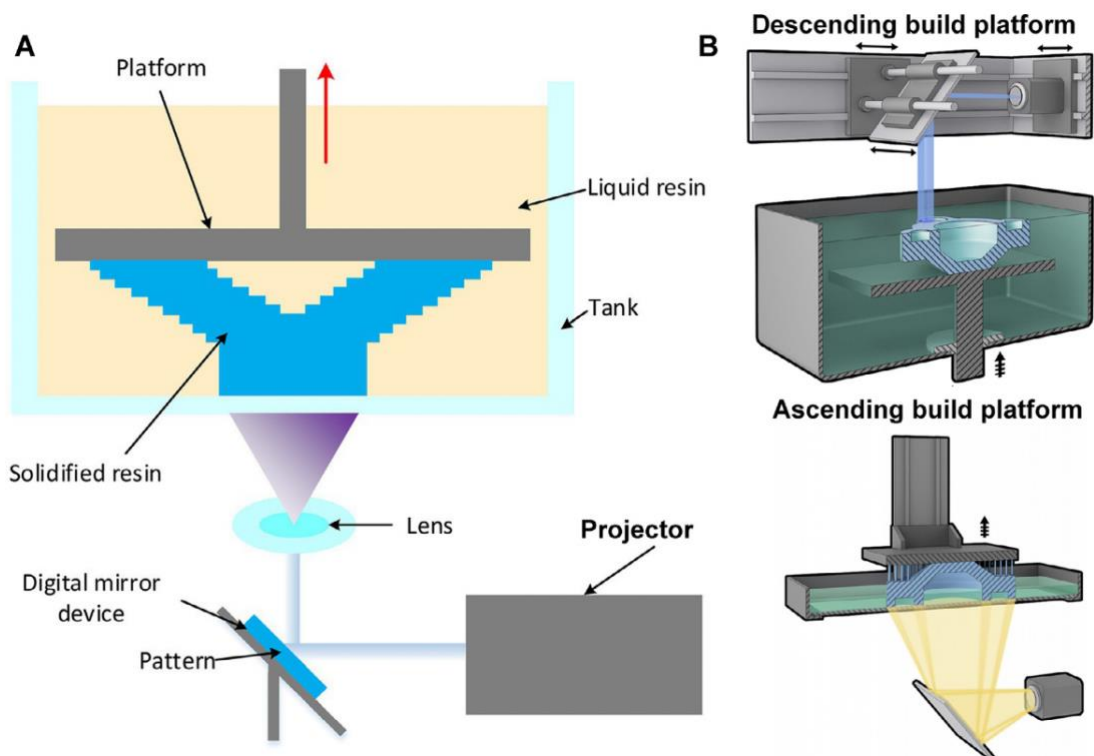


Figure 12 : fonctionnement du DLP (A : schéma d'une imprimante 3D DLP ; B : systèmes de plateforme) [45]

II.1.1.2.2 Source de lumière

Le projecteur est un écran numérique composé de pixels plus ou moins grands suivant sa résolution. Les imprimantes 3D DLP utilisent bien souvent un projecteur LED haute définition de 1080 pixels. La lumière ultra-violet (UV) qui émane du projecteur a une longueur d'onde qui varie entre 365 à 405 nm suivant le type de résine utilisée. Les résines contiennent des photo-initiateurs qui permettent d'initier le durcissement de la résine par rayonnement ; il convient de polymériser ces résines en respectant les longueurs d'ondes indiquées par le fabricant.

II.1.1.2.3 Dispositif de micro-miroirs numériques (DMD)

Le dispositif de micro-miroirs numériques ou Digital Micromirror Device (DMD), situé entre le projecteur et le bac à résine, constitue l'élément clé de la technologie DLP. Le DMD est une puce constituée de plusieurs miroirs microscopiques organisés en matrice et activables individuellement (Figure 13).

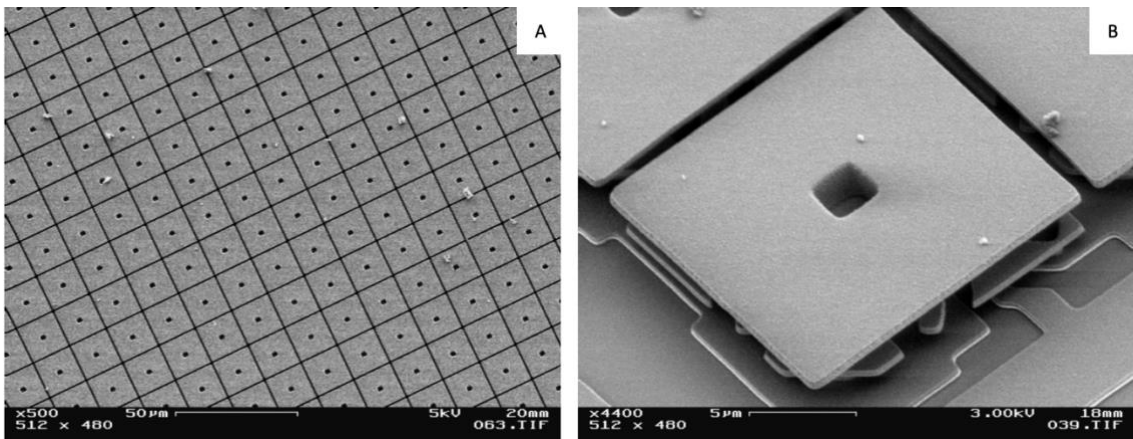


Figure 13 : photographie d'un DMD au microscope électronique à balayage (A : vue d'ensemble ; B : un seul micro-miroir) [46]

Lorsqu'un micro-miroir est activé, il s'oriente de telle sorte qu'il réfléchisse la lumière du projecteur vers le bac à résine. L'activation sélective des miroirs permet ainsi de « projeter » l'image de la couche en la polymérisant. L'image projetée est formée de pixels ; la couche ainsi polymérisée est composée de pixels 3D appelés voxels. Tous les points de la couche sont polymérisés simultanément grâce à la technologie DLP.

II.1.1.2.4 Polymérisation couche par couche

Le projecteur émet de la lumière qui est réfléchiée par le DMD. La lumière traversant une lentille est ensuite projetée sur la résine du bac. La lumière vient activer la photopolymérisation de la résine liquide sur une épaisseur de couche. La valeur de l'épaisseur de couche est préalablement paramétrée sur l'imprimante. Après la polymérisation de la couche, la plateforme se déplace d'une hauteur équivalente à une épaisseur de couche et la fabrication de la couche suivante débute. Les cycles sont répétés jusqu'à la fin de la fabrication complète de la pièce.

II.1.1.3. Impression d'un châssis en résine calcinable par stéréolithographie laser (SLA) (technique numérique)

La stéréolithographie laser (SLA) est une technique de fabrication additive qui a été développée aux États-Unis dans les années 1980. Elle fait partie des techniques de fabrication par photopolymérisation en cuve tout comme le DLP.

II.1.1.3.1 Composants de l'imprimante

L'imprimante stéréolithographique SLA laser est composée comme celle à DLP d'une enceinte photo-isolante, d'un bac à résine et d'un plateau de construction. Elle possède en revanche un rayon laser, des lentilles, un galvanomètre de positionnement et parfois un balayeur à polymère. Les composants ne seront pas disposés de la même manière suivant la méthode de construction. La SLA à exposition du dessus (Figure 14) utilise une plateforme descendante tandis que la SLA dite « inversée » en utilise une ascendante qui permettra de décoller la couche polymérisée du fond du bac entre chaque cycle. De nouvelles technologies comme la low force stereolithography (LFS) initiée par Formlabs© sont développées pour diminuer au maximum les contraintes dues au décollement de la pièce du fond du bac entre chaque cycle, et ainsi améliorer la précision de la pièce imprimée [47].

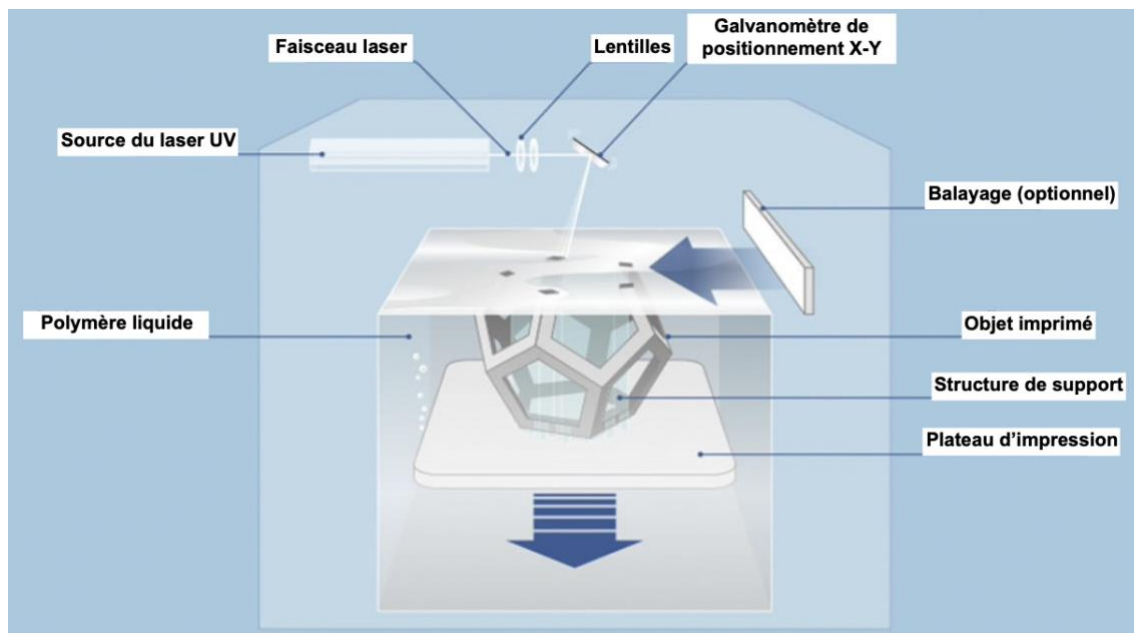


Figure 14 : schéma de du fonctionnement de la SLA à exposition du dessus [48]

II.1.1.3.2 Source de lumière

La source de lumière utilisée est un faisceau laser UV d'un diamètre variant de 85 à 140 microns et d'une longueur d'onde de 405 nm. La puissance du laser avoisine les 250 mW.

II.1.1.3.3 Polymérisation point par point

La lumière du faisceau laser qui passe à travers les lentilles est transmise au galvanomètre de positionnement qui redirige grâce à ses miroirs le faisceau sur les coordonnées correctes de polymérisation. Le faisceau est orienté vers le haut à travers le bas du bac en SLA inversée ou vers le bas en SLA à exposition du dessus. Le faisceau laser se déplace en continu et polymérise point par point la résine exposée à sa lumière. Lorsque tous les points de la couche sont polymérisés, la plateforme s'abaisse ou remonte d'une épaisseur de couche pour initier la création de la couche suivante. Ce processus est répété jusqu'à ce que l'impression soit terminée.

II.1.1.3.4 Traitement après fabrication

Après la fabrication d'une pièce par une technique de polymérisation en cuve comme le sont DLP et SLA, il convient de nettoyer la pièce pour ôter toutes les particules de résine non polymérisées restées en surface ou bouchant les interstices du châssis. Pour cela, on plonge la pièce dans un bain d'alcool isopropylique (aussi appelé isopropanol) pur pendant 5 à 20 minutes, selon la taille de la pièce et la résine utilisée. Cette étape doit respecter des règles de sécurité strictes puisque l'alcool isopropylique est un produit irritant, toxique et extrêmement inflammable. La pièce est séparée des structures de soutien avec un cutter.

II.1.1.4. Impression d'un châssis en résine calcinable par Fused Deposition

Modeling (FDM) (technique numérique)

Le Fused Deposition Modeling (FDM) ou fabrication de filament fondus (FFF) est une technique de fabrication additive par extrusion de matériau. Elle a été inventée et brevetée à la fin des années 1980 par Scott Crump, le fondateur de la société Stratasys.

II.1.1.4.1 Composants de l'imprimante

L'imprimante 3D FDM se compose d'une tête d'extrusion mobile dans les axes X et Y, d'une plateforme de construction mobile dans l'axe Z, d'une bobine de filament de matériau, d'un système de roues motrices d'entraînement de filament et éventuellement de ventilateurs (Figure 15).

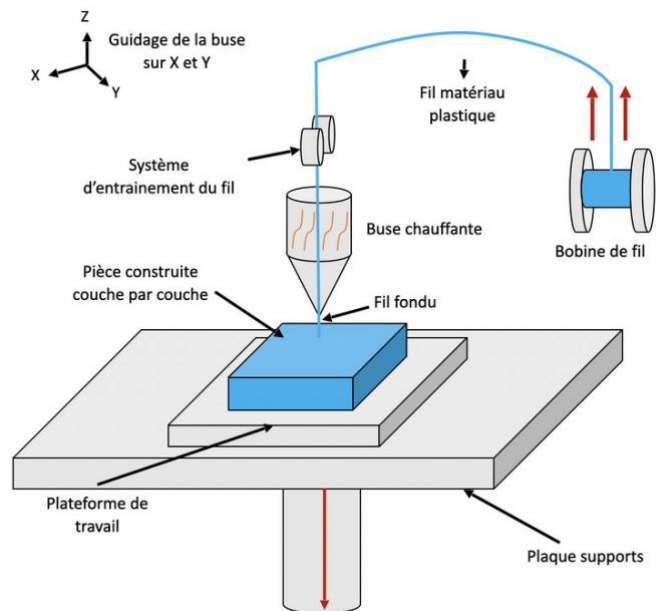


Figure 15 : schéma du fonctionnement d'une imprimante 3D FDM [49]

II.1.1.4.2 Fonctionnement

Le fil de matériau est chauffé à la température souhaitée au niveau de la tête d'extrusion par une buse chauffante ce qui le rend plastique. La tête de construction se déplace dans le sens horizontal et vient se positionner et déposer du matériau fondu aux endroits définis de la couche. Un temps de refroidissement est nécessaire entre chaque dépôt pour permettre la solidification du matériau. De petits ventilateurs intégrés à la tête de construction permettent d'accélérer le durcissement du matériau. Une fois la couche créée, la plateforme vient s'abaisser d'une épaisseur de couche pour initier la construction de la couche suivante. Le cycle est répété jusqu'à la construction complète de la pièce.

Les châssis fabriqués par extrusion de matériau ne nécessitent pas de traitement chimique après fabrication. Les supports d'impression seront coupés avant la mise en revêtement.

II.1.2. La coulée du châssis métallique

Les matériaux qui composent la maquette (cire ou résine calcinable) possèdent une certaine contraction de prise lors des étapes de coulée. L'alliage liquide en fusion est coulé dans un moule en matériau de revêtement qui épouse la forme de la pièce à obtenir et qui assure l'expansion compensatrice lors du protocole de coulée. Les matériaux de revêtement compensateur pour la coulée en alliage non précieux (température de fusion supérieure à 1100°C) sont composés bien souvent d'un liant silicique ou phosphate qui assure leur résistance thermique.

La maquette du châssis, étant très grande et fine, doit être coulée sur le modèle en plâtre ou en résine.

Le protocole est le suivant [50] :

- réaliser une empreinte du modèle en plâtre avec du silicone ;

- couler le duplicata en plâtre ;
- sécher le duplicata au four 15 minutes à 150°C ;
- élaborer la maquette en cire ou en résine calcinable ;
- réaliser les tiges de coulées lisses et sans angles vifs ;
- connecter l'entonnoir de coulée aux tiges avec de la cire (Figure 16A) ;
- coller avec de la cire le modèle au socle du cylindre ;
- mettre en place le cylindre de coulée ajusté au socle ;
- couler du matériau de revêtement dans le cylindre (Figure 16B) ;
- retrait de l'entonnoir, du socle et du cylindre après durcissement du revêtement ;
- enfourner le cylindre en revêtement au four préchauffé à 800°C (Figure 16C) ;
- remplir le creuset d'alliage chrome-cobalt ;
- mettre en place le cylindre dans la machine de coulée ;
- effectuer la coulée du châssis ;
- laisser refroidir à température ambiante ;
- démoufler le cylindre avec un marteau ;
- meuler les bulles et bavures de métal ;
- sabler le châssis à l'oxyde d'alumine 125 microns ;
- tremper le châssis dans un bain électrolytique ;
- ajuster le châssis sur le modèle en plâtre ;
- faire les finitions au touret à polir (Figure 16D) ;
- nettoyer le châssis à la vapeur.

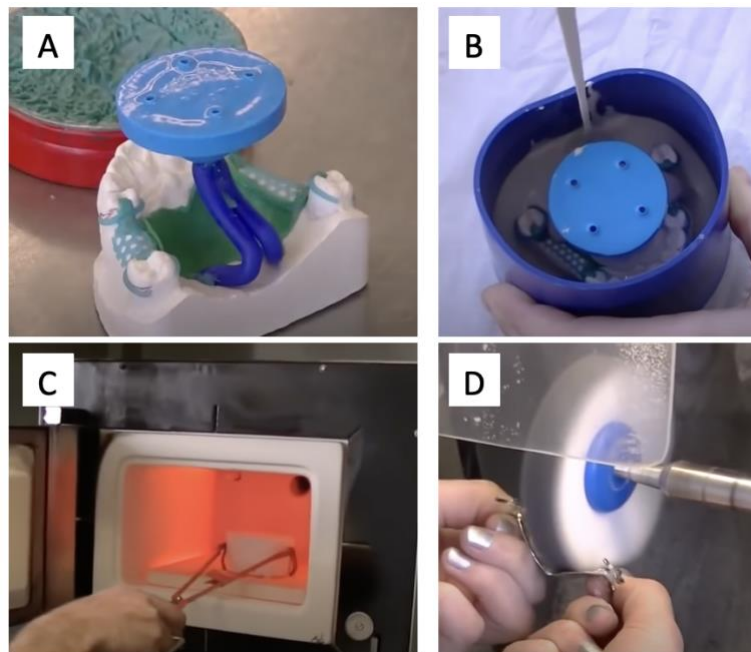


Figure 16 : étapes du protocole de la coulée conventionnelle (A : tiges de coulée connectées à l'entonnoir ; B : coulée du matériau de revêtement dans le cylindre ; C : cylindre au four à 800 °C ; D : polissage au touret à polir) [50]

Toutes les techniques d'élaboration de la maquette, qu'elles soient manuelles ou assistées par ordinateur et qui nécessitent une coulée conventionnelle doivent respecter ce protocole.

II.2. Les techniques directes sans coulée

Les techniques directes sont exclusivement réalisées en fabrication assistée par ordinateur (FAO). Ces techniques de fabrication peuvent être additives ou soustractives.

II.2.1. L'usinage

L'usinage est une technique de fabrication soustractive, c'est-à-dire que l'on obtient le châssis fini en enlevant de la matière d'un bloc ou d'un disque de matériau. Il existe différents types d'usinage comme le perçage, le tournage, le fraisage, la découpe laser ou l'électroérosion. On s'intéressera uniquement au fraisage qui est le type d'usinage préférentiellement indiqué pour la fabrication des pièces prothétiques dentaires.

II.2.1.1. Principe

Tout d'abord, la fabrication soustractive utilise une usineuse commandée par un ordinateur et équipée de fraises et qui vont retirer petit à petit des parties de matériau. Les châssis de PAMP sont des structures de formes complexes (Figure 17). Certaines parties de ceux-ci sont minces comme les crochets, présentent des contre-dépouilles ou sont creuses, comme les perforations au niveau des selles prothétiques par exemple. Il est important d'utiliser une machine-outil qui permette à la fraise d'avoir accès à l'intégralité des zones à usiner. Cela nécessite une usineuse qui peut travailler dans plusieurs axes différents.

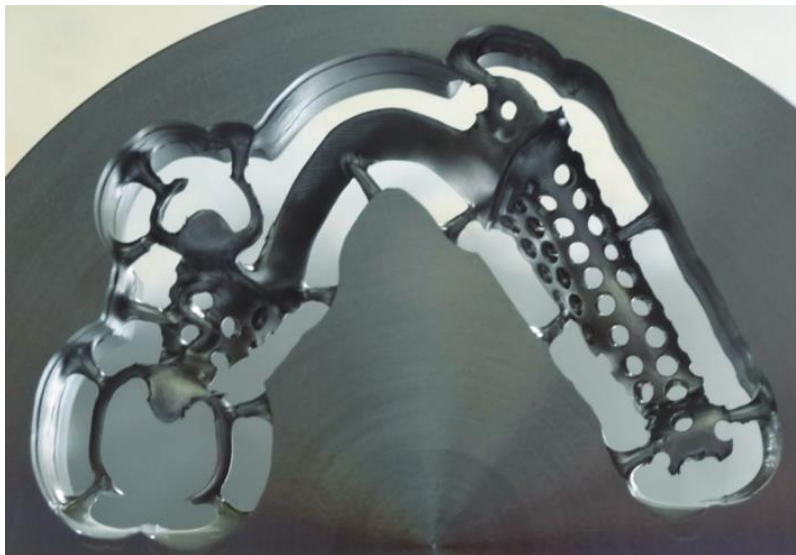


Figure 17 : photographie d'un châssis usiné dans un disque d'alliage de titane [38]

Les usineuses les plus couramment utilisées dans l'industrie sont les usineuses 3 axes simultanés (X, Y et Z) qui permettent d'usiner des objets de forme simple. Celles-ci sont incapables d'usiner des formes en contre dépouille en une seule fois puisque les axes ne permettent pas à la fraise d'y avoir accès. Cependant, la complexité de forme des châssis de PAMP nécessite au moins une usineuse 5 axes.

L'usinage en 5 axes simultanés signifie que l'outil peut se déplacer dans 5 positions différentes en 1 temps. L'outil se déplace selon les axes conventionnels X, Y et Z et les axes de rotation A et B.

L'usineuse est composée d'un support pour maintenir le disque de matériau, d'un bras mobile au bout duquel se trouve l'encoche pour le maintien de la fraise. Les plateaux et cylindres motorisés permettent le déplacement autour des différents axes. Il existe certaines modifications de position des composants suivant les différents modèles d'usineuse. Parfois c'est le support qui se déplace selon les axes au lieu du bras qui maintient l'outil. Sur la Figure 18 par exemple, seul le déplacement selon l'axe A (rotation verticale) est relié au support. Tous les autres déplacements seront réalisés par la partie qui maintient l'outil.

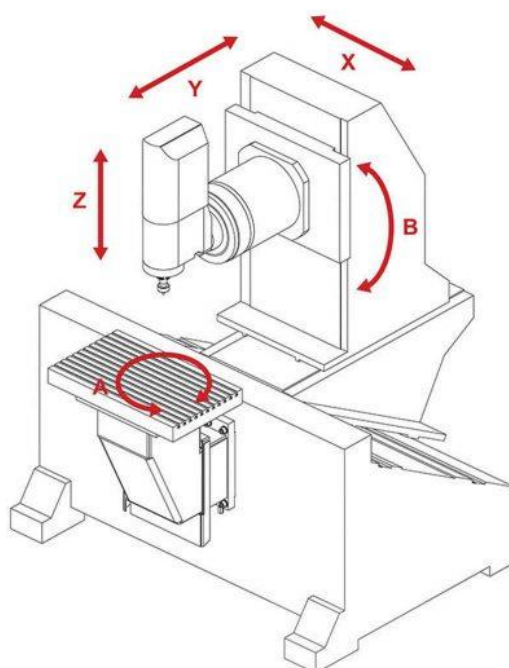


Figure 18 : schéma d'une usineuse 5 axes simultanés [51]

Lors de la fabrication soustractive, l'ordinateur pilote la machine-outil grâce à un programme qui crée le chemin de fabrication le plus rapide et optimisé possible. La machine-outil peut accueillir des fraises de différentes formes et diamètres et en changer au cours de l'opération de fabrication.

L'usinage se réalise sous irrigation abondante pour éviter la surchauffe et la détérioration prématurée de la fraise. Le logiciel doit prévoir des zones d'attache qui ne sont pas fraisées et qui ne permettent pas le détachement du châssis du reste du disque de matériau au cours de sa fabrication.

II.2.1.2. Traitement après fabrication

Le châssis est décroché du reste du disque par fraisage manuel. Il est ensuite sablé à l'alumine et poli pour réduire la rugosité de surface.

II.2.2. La fusion/frittage laser sélectif (SLM/SLS)

La fusion et le frittage laser sélectif (selective laser melting et sintering) sont des techniques de FAO additive permettant de créer directement le châssis de PAPM dans l'alliage choisi. Elles font partie des méthodes de fabrication dites « sur lit de poudre ». Les techniques de fusion et de frittage laser semblent similaires dans le processus de fabrication puisqu'elles ont pour but de solidariser des particules métalliques grâce à la chaleur émise par le laser. Cependant la fusion et le frittage diffèrent car ils n'impliquent pas les mêmes conditions et phénomènes physiques.

La fusion est une solidarisation qui se produit lorsque les matériaux sont à l'état liquide. Elle nécessite que le matériau soit chauffé à une température au moins égale au point de fusion du matériau.

Le frittage est une réaction à l'état solide joignant entre elles des particules de matériau à une température en dessous du point de fusion. Des ponts sont formés entre les particules par diffusion [52]. Le frittage laser, contrairement à la fusion, nécessite un préchauffage des poudres de métal (Figure 19). Ce préchauffage du lit de poudre permet de réduire la contrainte résiduelle et donc le risque de fissure de la pièce [53]. Frittage et fusion laser sont tous deux réalisés sous atmosphère contrôlée, qui permet de ne pas altérer la surface des particules métalliques à solidariser.

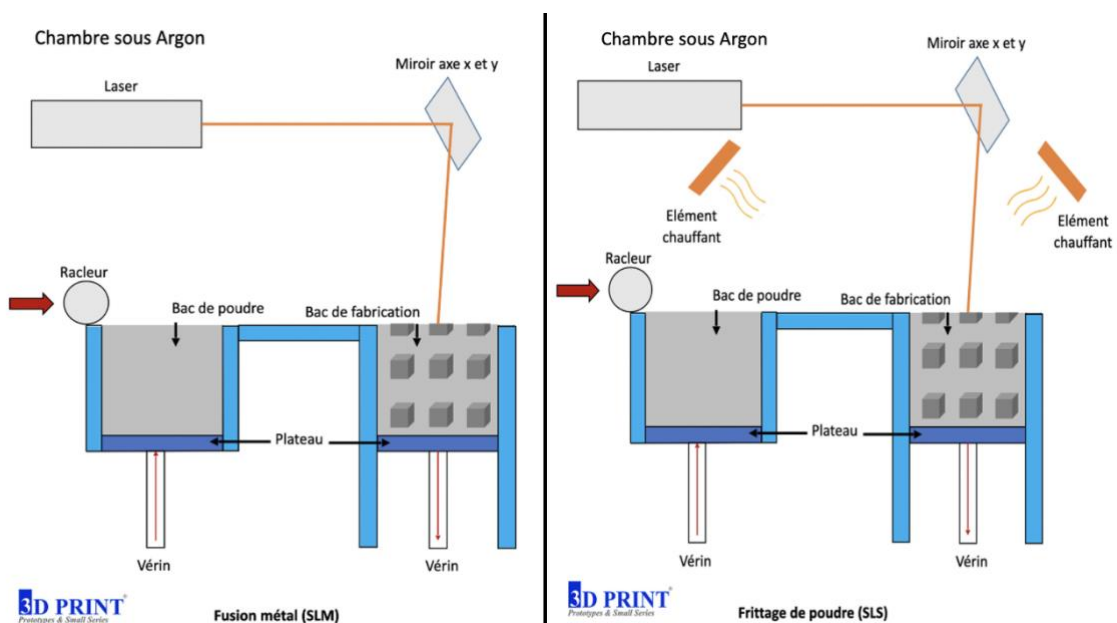


Figure 19 : schéma de fusion et frittage laser sélectif [54,55]

II.2.2.1. Fabrication sur lit de poudre

La fabrication sur lit de poudre est un type de fabrication additive assistée par ordinateur qui crée l'objet à partir de poudre de matériau dont la granulométrie est contrôlée.

II.2.2.1.1 Composants de l'imprimante

L'imprimante est composée de 2 plateaux reliés à des pistons qui se déplacent verticalement. La poudre d'alliage est répartie sur les 2 plateaux grâce à un racleur. Un plateau est dédié à la construction tandis que l'autre sert de réservoir à poudre. La partie supérieure est composée d'un émetteur laser, de 2 lentilles et d'un miroir orientable piloté (Figure 19).

II.2.2.1.2 Source de lumière

La source de lumière émane d'un laser à fibre dont la puissance varie entre 200 W et 800 W. La longueur d'onde émise en continu est de 1070 nm et le diamètre du faisceau est compris entre 50 et 120 microns.

Certains modèles d'imprimantes possèdent 2 lasers pour améliorer le rendement.

II.2.2.1.3 Environnement de construction

La fabrication est réalisée en enceinte close dans une atmosphère contrôlée composée de gaz rare comme l'argon (Ar), l'azote (N₂) ou l'hélium (He). L'argon est préférentiellement choisi pour la majorité des imprimantes. L'utilisation de gaz permet de protéger les poudres métalliques des effets de l'oxygène présent dans l'air ambiant. Les poudres métalliques conservent un maximum de pureté et ne subissent pas ou peu d'oxydation. Le taux de dioxygène avoisine les 0,4% au maximum.

L'atmosphère requise est composée d'air comprimé à 7 bars avec un apport de 2 à 16 L/min d'argon. La consommation en argon pendant le fonctionnement de l'imprimante diffère selon les modèles d'imprimantes.

II.2.2.1.4 Fabrication couche par couche

Au début du cycle, la poudre est répartie de façon plane et uniforme sur toute la surface du plateau de construction. La lumière émise par le laser passe à travers des lentilles. Celle-ci est réfléchiée par le miroir dont l'orientation guidée par l'ordinateur permet de diriger le faisceau à l'endroit où le matériau doit être solidarisé. La lumière du laser vient chauffer les particules de matériau pour les fusionner ou les fritter (cela dépend de la technique). Une fois la totalité des points de la couche solidarisés, le piston fait descendre selon l'axe Z le plateau de construction d'une distance égale à l'épaisseur de couche paramétrée. Dans le même temps, le piston relié au plateau réservoir monte d'une distance égale à l'épaisseur de couche. Le racleur vient ensuite étaler de la poudre depuis le plateau réservoir sur le plateau de construction et la répartir uniformément. Le cycle se répète ainsi jusqu'à la fabrication complète de la pièce. La chambre de construction est ensuite refroidie pour éviter la déformation de la pièce. C'est durant le refroidissement que le châssis acquiert ses caractéristiques de résistance et de dureté.

II.2.2.1.5 Traitement après fabrication

Une fois la pièce fabriquée, elle doit être nettoyée de tout l'excédent de poudre qui pourrait subsister en surface. Les poudres récupérées sont recyclées et peuvent être utilisées pour de nouvelles fabrications. Le châssis est séparé des structures de support (Figure 20).

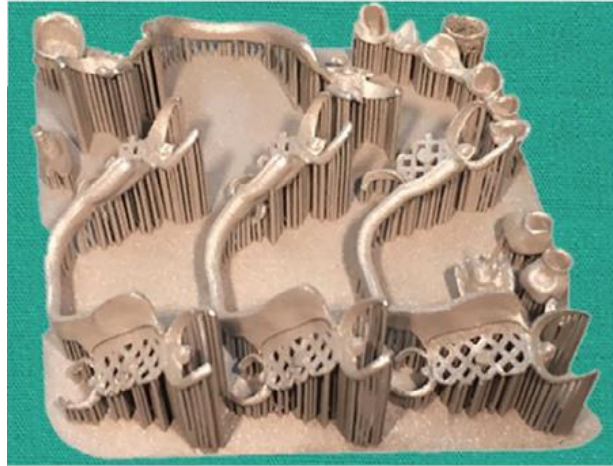


Figure 20 : châssis en CrCo imprimés par frittage laser avec structures de support [45]

Le châssis brut (Figure 21) est ensuite sablé à la poudre d'alumine et poli pour réduire la rugosité de surface.

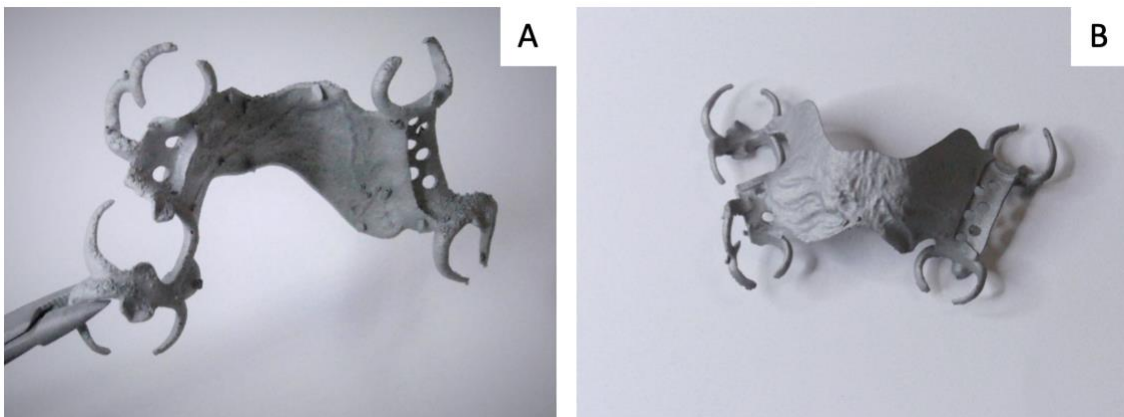


Figure 21 : châssis de prothèse amovible partielle métallique fabriqué par fusion laser sélective brut (A : photo de l'extrados ; B : photo de l'intrados) [56]

II.2.3. L'impression par jet de liant (BJP)

L'impression par jet de liant, ou « Binder Jet Printing » en anglais, est une technique de fabrication additive sur lit de poudre développée au début des années 80.

Cette technique permet de solidariser des poudres métalliques à l'aide d'un liant liquide. Les étapes de traitement après fabrication sont primordiales dans l'impression par jet de liant.

II.2.3.1. Composants de l'imprimante

L'imprimante à jet de liant se compose d'un plateau de construction et d'un plateau réservoir pour la poudre métallique. Les 2 plateaux sont dynamiques verticalement grâce à des pistons. Un racleur (roller) permet l'étalement de la poudre sur le plateau de construction. Bien souvent, le réservoir à poudre est intégré dans le racleur (Figure 22). La poudre tombe de manière régulière sur le plateau puis est instantanément étalée par le racleur. Dans ce cas-ci, il n'y a pas besoin de plateau réservoir. La tête d'impression (printhead) se compose de plusieurs buses pour éjecter le liant (Figure 23). Un système de chauffage dans l'enceinte permet le séchage du liant [57].

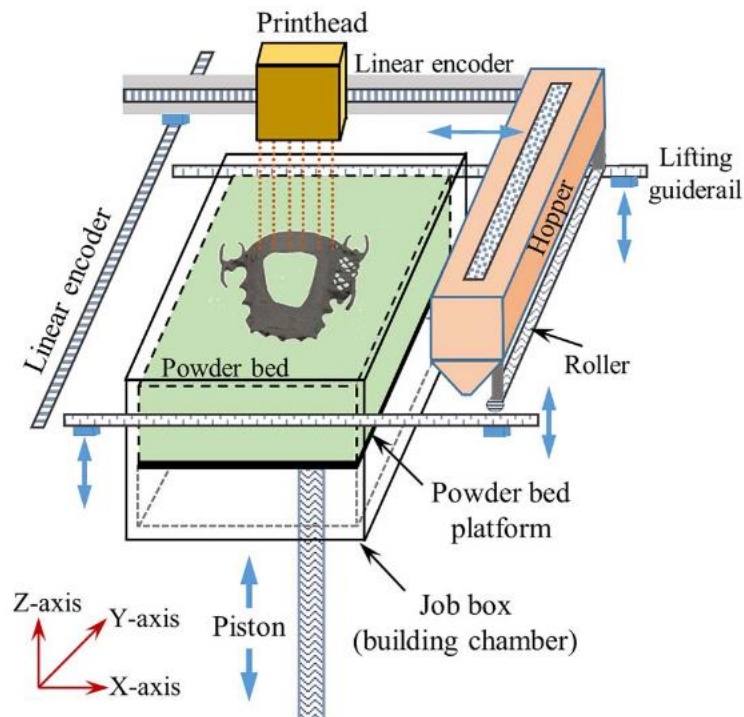


Figure 22 : schéma du processus d'impression par jet de liant [57]



Figure 23 : photographie des buses d'éjection de liant [58]

II.2.3.2. Liaison entre les particules

Les liaisons entre les particules sont assurées par des liants liquides. Ils assurent une cohésion des poudres. Des liants furaniques, phénoliques ou inorganiques sont utilisés dans la fabrication par jet de liant [59].

II.2.3.3. Fabrication couche par couche

La poudre est répartie de façon plane et homogène sur toute la surface du plateau de construction. La tête d'impression commandée par l'ordinateur balaye la surface de la poudre selon l'axe Y. Les buses s'activent de manière personnalisée pour éjecter les gouttes de liant aux endroits de la couche où les particules doivent être en cohésion. Lorsque la couche est terminée, le système de chauffage balaye le plateau de construction pour sécher le liant. Le piston fait ensuite descendre le plateau de construction d'une distance d'une épaisseur de couche. Le racleur fait tomber la poudre de manière contrôlée et la répartit uniformément sur toute la surface du plateau. Ce cycle est répété jusqu'à la fabrication complète de la pièce.

II.2.3.4. Traitement après fabrication

Le traitement après fabrication par jet de liant est une étape primordiale dans la réalisation de la pièce. Celui-ci va permettre au châssis d'être dense et résistant [59].

II.2.3.4.1 Dépoudrage du « corps vert »

La pièce brute obtenue juste après l'impression est qualifiée de corps vert ou « green body ». Celui-ci n'est qu'un amas de métal et de liant qu'il faut manier avec précaution en raison de sa fragilité et de sa porosité [60]. Le corps vert est retiré du plateau de construction puis on vient retirer la poudre en excès à l'aide de brosses et d'aspirateurs. Cette étape s'appelle de dépoudrage. Les poudres sont ensuite recyclées exactement comme pour le frittage/fusion laser sélectif.

II.2.3.4.2 Déliantage

Une fois le dépoudrage réalisé, le corps vert est chauffé entre 300 °C et 800 °C dans un four spécifique durant 2 heures. Cela permettra l'élimination du liant par pyrolyse. Cette étape s'appelle le déliantage. Le « corps brun » alors obtenu est composé de particules métalliques reliées entre elles par des résidus carbonés [59]. Ce dernier reste fragile et poreux.

II.2.3.4.3 Traitement par frittage

Le « corps brun » est chauffé à des températures comprises entre 900 °C et 1400 °C (toujours en dessous du point de fusion de l'alliage) dans un four de frittage. Le traitement par frittage se réalise dans une atmosphère contrôlée composée d'argon. Les particules métalliques sont frittées ce qui permet à l'objet d'acquies sa solidité et sa

densité [59]. En effet, le frittage des particules métalliques vient combler les porosités internes initiales du corps brun et permet de densifier l'objet.

II.2.3.4.4 Polissage

Le châssis est sablé à la poudre d'alumine de diamètre 25 micromètres. Le polissage s'effectue avec des meulettes et brosettes à polir pour réduire au maximum la rugosité de surface.

II.3. Adaptabilité des techniques assistées par ordinateur

Les techniques de fabrication assistées par ordinateur (FAO) ont des paramètres de fabrication modifiables. Le paramétrage de l'imprimante peut faire varier la qualité ainsi que le temps de fabrication.

II.3.1. Paramétrage et caractéristiques de l'imprimante

Le paramétrage de l'imprimante dans la FAO permet de modifier les réglages de fabrication. Cela va impacter les propriétés du châssis et les conditions de fabrication de celui-ci. L'épaisseur de couche et le volume du point de construction peuvent être modifiés.

II.3.1.1. Épaisseur de couche (techniques additives)

L'épaisseur de couche est la distance de référence orientée dans l'axe vertical Z de l'imprimante. La valeur de l'épaisseur de couche ne concerne que les techniques de fabrication additive. Nous avons vu précédemment que la fabrication additive est une succession de cycles de fabrication couche par couche. L'épaisseur de couche s'exprime en micromètres (μm) et sa valeur diffère selon les types de techniques de FAO.

Le paramétrage de la valeur de l'épaisseur de couche va modifier proportionnellement le temps de fabrication. Plus l'épaisseur de couche sera faible, plus le temps de fabrication sera long. Plus l'épaisseur de couche sera faible et plus la précision sera améliorée (Figure 24). Il s'agit de trouver un compromis adéquat pour fabriquer le châssis. Toutes les techniques additives n'ont pas les mêmes valeurs d'épaisseurs de couche paramétrables (Tableau 10).

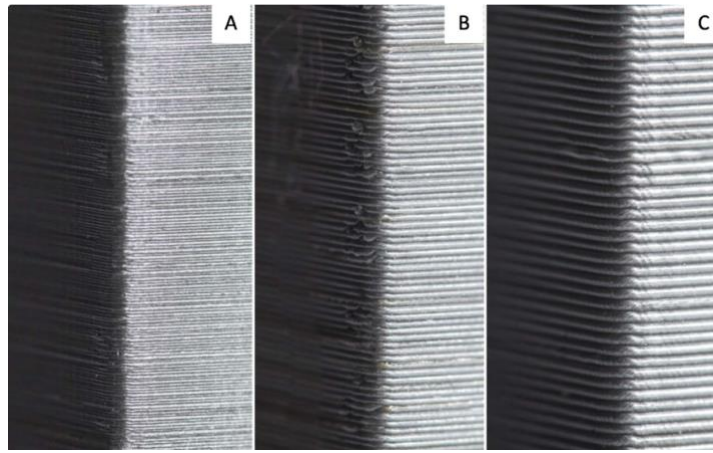


Figure 24 : comparaison de la surface d'un pavé fabriqué par FDM selon l'épaisseur de couche (A : 50 μm ; B : 200 μm ; C : 300 μm) [61]

Tableau 10 : épaisseurs de couche paramétrables selon les techniques de FAO (DLP : digital light processing ; FDM : fused deposition modeling ; SLA : stéréolithographie laser ; BJP : binder jet printing ; SLM : fusion laser sélective ; SLS : frittage laser sélectif) (tableau personnel) [45,61–64]

| Technique de FAO | Intervalle d'épaisseurs paramétrables (μm) | Épaisseur couramment utilisée (μm) |
|------------------|---|---|
| DLP | 5 – 150 | 20 |
| FDM | 50 - 400 | 200 |
| SLA | 25 – 200 | 50 |
| BJP | 30 - 200 | 50 |
| SLM | 30 - 80 | 50 |
| SLS | 50 - 120 | 100 |

On constate que le DLP possède la plus petite épaisseur de couche paramétrable et le FDM la plus grande. La SLM est plus précise que la SLS puisqu'elle offre un intervalle d'épaisseurs de couche plus restreint et des valeurs plus faibles. Le DLP, la SLA, le BJP et la SLM sont les techniques additives qui peuvent utiliser les épaisseurs les plus faibles. Le choix de l'épaisseur de couche doit être raisonnablement choisi pour avoir un bon équilibre entre le temps de construction et la précision.

II.3.1.2. Volume et forme du point de construction (techniques additives)

Le point de construction est défini ici comme la plus petite entité en 3 dimensions que l'imprimante peut créer. Ce point de construction verra son volume varier selon les techniques et la valeur de l'épaisseur de couche paramétrée.

II.3.1.2.1 FDM

Le fused deposition modeling utilise un filament de section ronde chauffé par la buse sur la tête d'extrusion. Le point de construction est de forme sphérique. Son volume dépend du diamètre de la buse d'extrusion.

La hauteur de couche représente au minimum 80 % du diamètre de la buse d'extrusion. La largeur du cordon est la largeur à la sortie de la buse augmentée d'un facteur

d'étalement dû à la compression du matériau plastique contre la couche précédente (Figure 25). Le point de construction a une forme de pavé à bords arrondis d'une hauteur égale à l'épaisseur de couche, et d'une longueur et une largeur égales à celles du cordon. Le diamètre standard d'une buse d'extrusion sur une imprimante FDM est de 400 μm . Le point de construction, avec une épaisseur de couche standard à 200 μm , a un volume de 32 000 000 μm^3 soit 0,032 mm^3 .

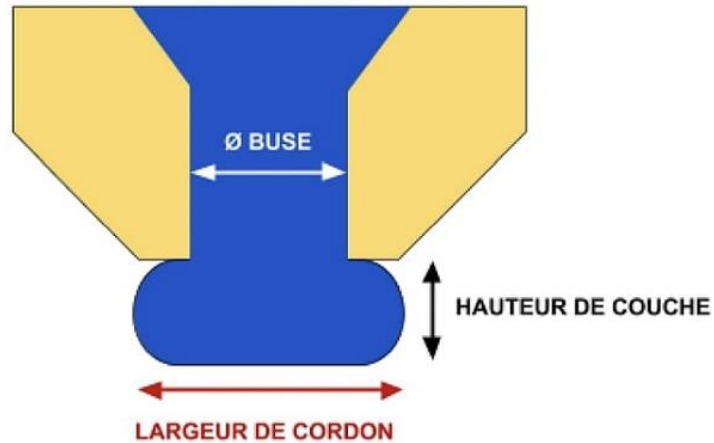


Figure 25 : schéma de l'extrusion de matériau par une imprimante FDM [65]

II.3.1.2.2 SLA et DLP

La SLA a un point de construction sphérique étant donné la section ronde du faisceau laser. Pour une utilisation avec 50 μm d'épaisseur de couche, le diamètre du laser utilisé pour la stéréolithographie mesure 50 μm donc le point de construction aura un rayon de 25 μm .

Le volume calculé sera de 65 450 μm^3 , soit 0,00006545 mm^3

Le DLP a un point de construction de forme cubique. Les micro-miroirs carrés du DMD ou les pixels de l'écran LCD permettent de polymériser le matériau par réflexion de lumière sur une épaisseur de couche. Le point de construction est un voxel (pixel en 3D). Une imprimante DLP utilise couramment un voxel de dimension XY de 20 μm . Avec une épaisseur de couche de 20 μm , cela donne un volume du point de construction égal à 8000 μm^3 .

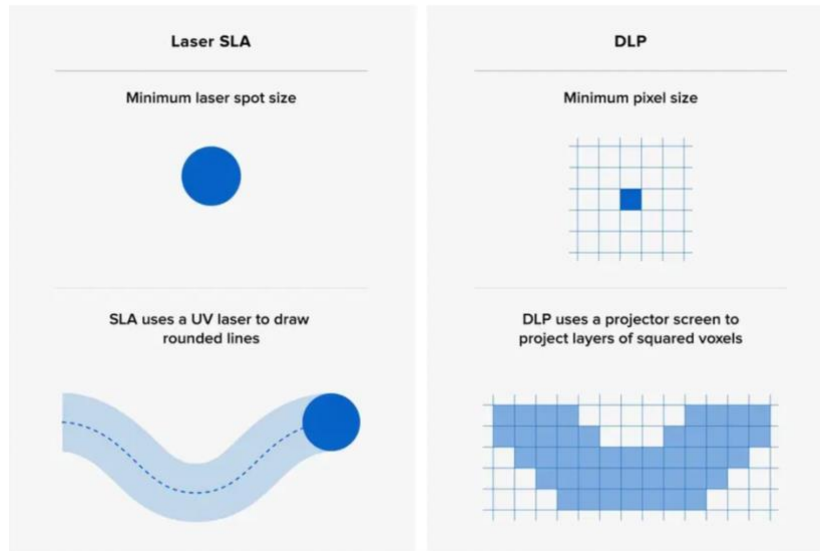


Figure 26 : différence de forme du point de construction entre SLA et DLP [66]

La forme du point de construction a des répercussions sur la surface de l'objet. Les formes courbes seront plus harmonieuses avec la SLA tandis que le DLP peut provoquer un aspect en marche d'escalier (Figure 26).

II.3.1.2.3 SLS et SLM

La forme du point de construction en SLM et SLS est à peu près sphérique. Il faut prendre en compte les résidus de poudres partiellement frittés ou fusionnés qui seront éliminés lors du polissage.

La poudre a une granulométrie inférieure au diamètre du faisceau laser. Le volume de la sphère de construction dépend surtout de la taille du faisceau.

Pour la SLS, le rayon du faisceau standard est de 50 μm et l'épaisseur de couche de 100 μm . Le volume du point de construction est égal à 523600 μm^3 .

Pour la SLM, le rayon du faisceau standard est de 25 μm et l'épaisseur de couche de 50 μm . Le volume du point de construction est égal à 65450 μm^3 .

II.3.1.2.4 BJP

Le point de construction pour le BJP est extrêmement complexe à analyser puisque de nombreux paramètres rentrent en compte. La capillarité des poudres, la viscosité du liant, la taille des buses d'éjection. Lors de la fabrication par jet de liant, celui-ci va imbiber non seulement la couche en formation mais aussi les couches déjà fabriquées en dessous. La diffusion aléatoire du liant au niveau de la poudre rend la forme et le volume du point de construction indéfinissable réellement. Le BJP ne peut être comparé aux autres techniques de fabrication sur son point de construction.

II.3.1.2.5 Synthèse comparative

Les volumes des points de construction et leur forme sont comparés (Tableau 11) pour choisir la technique adéquate suivant la précision de construction que l'on souhaite pour notre châssis.

Tableau 11 : tableau comparatif des formes et volumes des points de constructions (DLP : digital light processing ; FDM : fused deposition modeling ; SLA : stéréolithographie laser ; BJP : binder jet printing ; SLM : fusion laser sélective ; SLS : frittage laser sélectif) (tableau personnel)

| Technique de fabrication | Forme du point de construction | Volume du point de construction (μm^3) * |
|--------------------------|--------------------------------|---|
| DLP | Cube | $8 \cdot 10^3$ |
| FDM | Pavé à bords arrondis | $3 \cdot 10^7$ |
| SLA | Sphère | $6 \cdot 10^4$ |
| BJP | - | - |
| SLM | +/- Sphère | $6 \cdot 10^4$ |
| SLS | +/- Sphère | $5 \cdot 10^5$ |

*ordre de grandeur pour une fabrication réalisée dans des conditions standards.

On constate que la technique la plus précise est le DLP et que la moins précise est le FDM. Le DLP est certes précis mais la section carrée de son point de construction affecte négativement l'état de surface (Figure 26). Les SLA et SLM ont un point de construction sphérique et d'un volume d'un ordre de grandeur à peu près similaire.

III. Comparaison des châssis suivant les techniques

La comparaison des châssis coulés (technique manuelle ou numérique + coulée), frittés (SLS et BJP) ou fusionnés (SLM) en CrCo s'effectue selon différentes catégories de critères qui intéressent le chirurgien-dentiste. Les catégories de critères sont ici physiques, cliniques et de rendement. Seuls les châssis en CrCo vont nous intéresser ici puisque le CrCo peut être mis en forme par toutes les techniques présentées. De plus, il existe trop peu d'études comparatives concernant les châssis en alliage de titane.

III.1. Critères physiques

On compare les châssis métalliques sur les critères physiques qui sont recherchés pour une PAPM. La densité, la porosité interne, l'anisotropie, la rugosité de surface sont les critères que nous allons comparer suivant les techniques de fabrication.

III.1.1. Densité apparente et porosité interne

III.1.1.1. Définitions

III.1.1.1.1 Densité réelle et densité apparente

La densité réelle est le rapport entre la masse d'un corps et son volume. Elle s'exprime en g/cm^3 . La densité relative s'exprime quant à elle en pourcentage (%). La densité relative tient compte de la porosité interne du matériau contrairement à la densité réelle. La densité relative considère ainsi les espaces poreux existant au sein d'une pièce d'alliage. Par exemple, si la densité relative a une valeur de 100 %, cela veut dire qu'il n'y a pas d'espace poreux et que la porosité est nulle. Il est primordial pour un châssis d'avoir une densité relative élevée, puisque plus celle-ci a une valeur élevée, plus le châssis sera résistant à la fracture.

III.1.1.1.2 Porosité interne ouverte et fermée

La porosité interne représente des lacunes à l'intérieur de la structure du matériau. Plus la porosité d'un matériau est élevée, plus sa densité relative est faible et plus le matériau est fragile. La porosité ouverte suppose que les différentes lacunes sont interconnectées entre elles dans la structure du matériau. A l'inverse, la porosité fermée décrit des lacunes isolées et réparties de manière plus homogène dans le matériau (Figure 27).

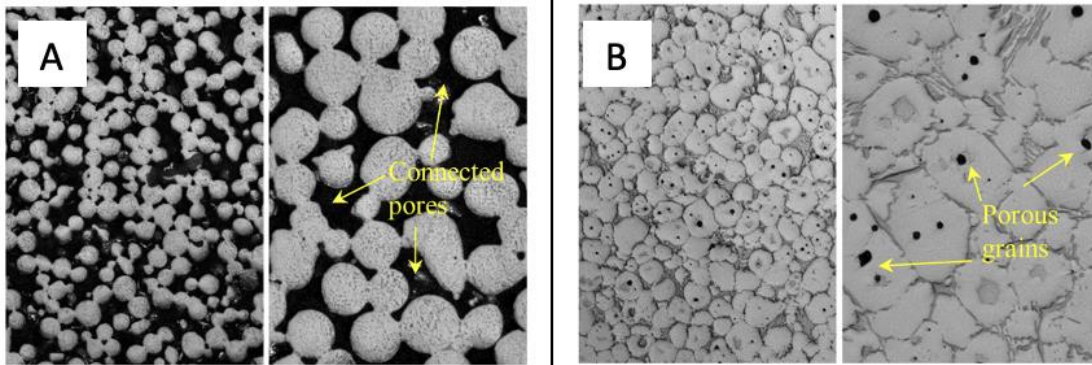


Figure 27 : porosités ouvertes et fermées d'alliage de CrCo observées au microscope optique (A : porosités ouvertes de l'alliage fritté à 1270 °C ; B : porosités fermées de l'alliage fritté à 1290 °C) [67]

La porosité ouverte est plus néfaste pour la résistance du matériau puisqu'elle favorise la fracture beaucoup plus que la porosité interne qui ne crée pas de chemin de fracture propice [1].

III.1.1.2. Valeurs suivant les techniques

III.1.1.2.1 Coulée conventionnelle

Les châssis coulés en CrCo présentent en moyenne une densité relative aux alentours de 98 %.

La coulée conventionnelle de maquettes créées physiquement en cire ou numériquement en résine calcinable présente quelques imperfections, notamment de la porosité interne. L'inclusion de lacunes de gaz lors de la coulée fait augmenter la porosité. Les valeurs de porosité internes restent modérées aux alentours de 2 % mais celles-ci représentent en majorité de la porosité ouverte (Figure 28).

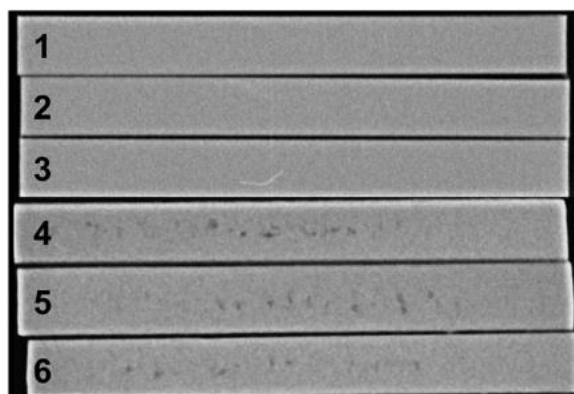


Figure 28 : radiographies représentatives d'échantillons de CrCo fabriqués (1 à 3 : par SLM et usinage ; 4 à 6 : par coulée) [68]

La répartition des lacunes est hétérogène, donc beaucoup plus néfaste pour la résistance à la fracture du châssis.

III.1.1.2.2 SLM

Les pièces fabriquées par SLM possèdent une densité relative supérieure à 99 %. Cette valeur est à relativiser car la densité relative obtenue dépendra de la puissance du laser, de l'espacement des balayages, de la vitesse de balayage et de l'épaisseur de couche sélectionnée [68]. Les valeurs de porosité entre 0 et 1 % sont principalement de la porosité fermée qui n'impacte que très peu la résistance du châssis.

III.1.1.2.3 SLS

La fabrication par SLS permet d'obtenir des pièces avec une densité relative d'environ 97,5 %. Les valeurs de porosité varient de 2,1 à 3,3 %. Cependant, la distribution homogène des pores signifie que cette porosité interne est majoritairement fermée. Bien que les valeurs de porosité pour la SLS soient plus élevées que celles de la coulée conventionnelle, Alageel et Abdallah ont démontré que les alliages de CrCo traités par SLS présentent une meilleure résistance à la fatigue des châssis que les alliages coulés en raison de leur structure interne homogène [1].

III.1.1.2.4 BJP

Pour la fabrication par BJP, le contrôle de la température de frittage du corps vert est important puisque la densité et la porosité interne du châssis final ne seront pas les mêmes selon cette température. Le corps vert possède une densité relative de 48 %. Mostafaei et Rodriguez De Vecchis ont démontré que la densité relative est variable suivant les températures de frittage appliquées (Figure 29) en utilisant un alliage de CrCo Stellite 6® (Tableau 12) avec une gamme de fusion comprise entre 1250 et 1360 °C [69].

Tableau 12 : composition de l'alliage CrCo Stellite 6® exprimée en pourcentage (%) [67]

| Co | Cr | W | Ni | Mn | C | Si | Fe | Mo | P | S |
|------|------|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|----|----|
| 58.5 | 30.2 | 4.5 | 1.9 | 1.2 | 1.1 | 1.0 | 0.9 | 0.7 | <1 | <1 |

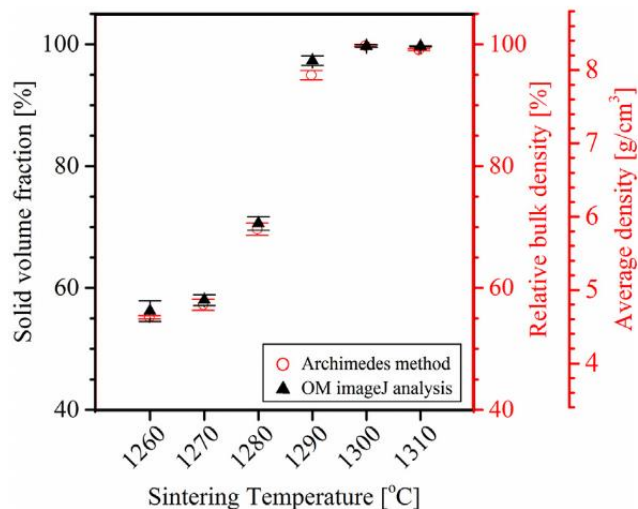


Figure 29 : graphique de l'évolution de la densité relative du châssis suivant la température de frittage [67]

Les résultats de cette étude ont montré que la densité maximale de 99,8 % a été atteinte grâce à une température de frittage de 1300 °C appliquée pendant 1 h. Des températures de frittage inférieures à 1290 °C ne permettent d'atteindre que des densités relatives inférieures ou égales à 70 %.

III.1.1.2.5 Usinage

Pour l'usinage, les valeurs de densité relative et de porosité interne dépendent de la qualité initiale du disque dans lequel on va usiner le châssis.

Le fabricant ne transmet pas les informations nécessaires sur les conditions thermomécaniques de fabrication du disque initial. Par conséquent, de grandes différences dans les caractéristiques microstructurales peuvent être attendues entre les différents fabricants [68].

III.1.1.3. Synthèse comparative

On compare les techniques selon des critères quantitatifs et qualitatifs de la porosité interne (Tableau 13).

Tableau 13 : tableau comparatif de la densité relative et de la porosité suivant la technique de fabrication (tableau personnel) [1,67,68]

| Type de fabrication | Densité relative (%) | Porosité (%) | Type de porosité majoritaire |
|------------------------|---|--------------|------------------------------|
| Coulée conventionnelle | 98 | 2 | Ouverte |
| SLM | > 99 * | < 1 * | Fermée |
| SLS | 97,5 | 2,5 | Fermée |
| BJP | > 99 ** | < 1 ** | Fermée |
| Usinage | Dépend de la nature de la fabrication du disque | | |

* Avec utilisation d'un paramétrage optimisé

** Après traitement par frittage à 1300 °C pendant 1 h

On remarque que toutes les techniques utilisées permettent d'obtenir des châssis avec des densités conformes (entre 97 et 99 %). La coulée conventionnelle présente le défaut d'avoir plus de porosités ouvertes que les autres techniques, ce qui *in fine* rend le châssis moins résistant à la fracture. Pour l'usinage, il est difficile de le comparer aux autres techniques puisque les valeurs de porosité dépendent de la qualité de fabrication du disque initial.

III.1.2. Anisotropie

III.1.2.1. Définition

L'anisotropie est la propriété pour un matériau de réagir différemment à une force en fonction de la direction d'application de celle-ci. A l'inverse, un matériau isotrope réagit de la même manière indépendamment de la direction de la force exercée sur celui-ci.

Par exemple, le bois est un matériau anisotrope étant donné sa constitution fibreuse. Il n'a pas la même résistance suivant la direction des contraintes qui lui sont appliquées.

III.1.2.2. Différences entre les techniques

L'anisotropie d'un matériau dépend du matériau utilisé et de la méthode de construction. L'anisotropie mécanique nous intéresse puisque le châssis en conditions cliniques va subir différentes contraintes de déformation au cours de son usage.

III.1.2.2.1 Coulée conventionnelle, usinage et BJP

La coulée conventionnelle après fabrication par motif de cire ou par FAO en résine calcifiable produit des châssis isotropes, le comportement du châssis sera le même suivant l'orientation de la contrainte auquel il est soumis.

La fabrication par BJP produit également des châssis isotropes. Le BJP a l'avantage d'être la seule technique de fabrication additive directe qui peut produire des objets isotropes. L'anisotropie du châssis fabriqué par usinage pose les mêmes interrogations que pour la densité et la porosité interne. L'anisotropie est imprédictible puisqu'elle dépendra de la méthode de fabrication du disque initial.

III.1.2.2.2 SLM/SLS

La fusion et le frittage laser sélectif produisent tous les deux des châssis anisotropes. Le comportement du châssis n'est pas le même suivant la direction de la contrainte auquel il est soumis. Lors de la conception assistée par ordinateur (CAO), il faudra choisir une orientation de construction adéquate. Le choix de l'orientation de construction peut faire varier la résistance mécanique du matériau. La consommation de matériau peut elle aussi varier suivant l'orientation choisie puisqu'il faudra modifier la taille et le nombre de structures de support.

III.1.2.2.3 Résistance mécanique et orientation de construction

Alexandrino et Antunes ont démontré dans une étude que l'orientation de construction influe sur les propriétés mécaniques d'un alliage [70].

Plusieurs plaques et cylindres ont été réalisés par fusion laser sélective en alliage de CrCo selon 3 axes : 0°, 45° et 90° (Figure 30).

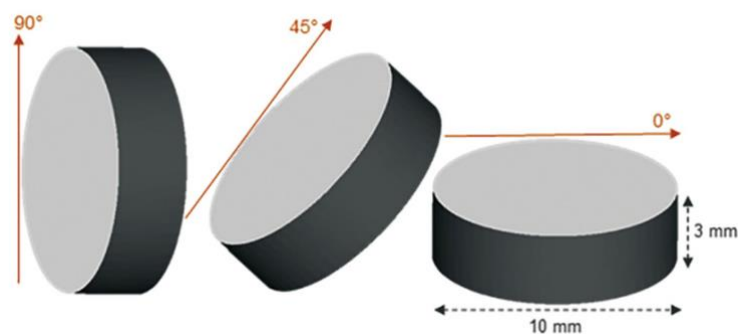


Figure 30 : schéma des cylindres construits selon différents axes [70]

La structure interne n'est pas organisée de la même manière suivant l'orientation de construction (Figure 31).

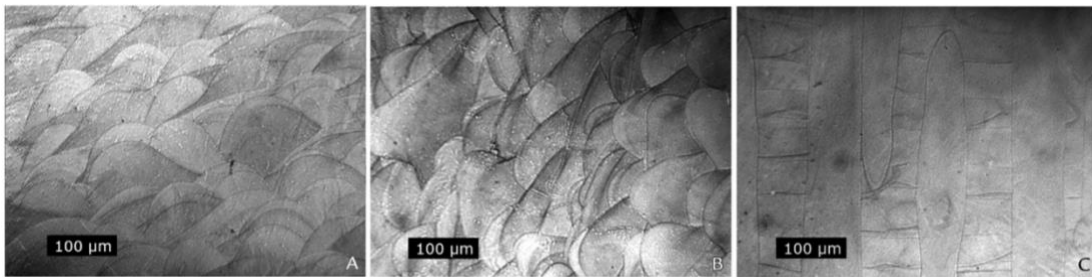


Figure 31 : photographie de coupes des cylindres observées au microscope (A : 0° d'angle de construction ; B : 45° d'angle de construction ; C : 90° d'angle de construction) [70]

Après avoir réalisé les tests mécaniques sur les pièces fabriquées, les valeurs moyennes de module élastique, de résistance à la flexion et de dureté de surface ont été répertoriées (Tableau 14).

Tableau 14 : moyenne \pm écart type des résultats des propriétés mécaniques [70]

| Angulation (°) | Module élastique (GPa) | Résistance à la flexion (MPa) | Dureté de surface (HV) |
|----------------|------------------------|-------------------------------|------------------------|
| 0 | 89 \pm 10 | 2858 \pm 216 | 497 \pm 23 |
| 45 | 113 \pm 10 | 2649 \pm 216 | 466 \pm 20 |
| 90 | 95 \pm 3 | 2431 \pm 54 | 431 \pm 9 |

L'étude constate que ces valeurs sont suffisamment distinctes pour conclure que l'orientation de construction a un impact sur les propriétés mécaniques de l'alliage (Tableau 14).

III.1.2.3. Synthèse comparative

L'anisotropie concerne uniquement la fabrication par SLM, SLS et l'usinage. Les techniques de coulée et BJP produisent des châssis isotropes. L'orientation de construction par SLM et SLM doit être choisie de telle façon que le châssis possède les meilleures propriétés mécaniques selon l'axe dans lequel il sera le plus sollicité durant son usage clinique. Cela constitue une étape supplémentaire pour le prothésiste dans la conception du châssis.

La fabrication par usinage ne permet pas de choisir une orientation de construction et le châssis produit est bien souvent anisotrope. Cet inconvénient ne permet pas de prédire ni d'optimiser les caractéristiques mécaniques des châssis produits par usinage.

III.1.3. Rugosité de surface

III.1.3.1. Définition

La rugosité de surface se caractérise par des creux et des pics microscopiques irréguliers sur toute la surface d'un matériau. Plusieurs valeurs peuvent la caractériser comme Ra ou Rz. Ra exprime la moyenne des variations de hauteur (pics et creux) sur une surface déterminée appelée profil. Rz exprime l'écart maximal entre le pic le plus haut et le creux le plus profond. Les valeurs de Ra et Rz sont exprimées en μm . Elles peuvent être évaluées à l'aide d'un profilomètre ou d'un scanner laser [71].

III.1.3.2. Synthèse comparative

On compare les moyennes de rugosité de surface Ra selon les techniques de fabrication (Tableau 15).

Tableau 15 : rugosité de surface moyenne suivant la technique de fabrication [72–75] (tableau personnel)

| Technique | Rugosité moyenne de surface Ra (μm) |
|------------------------|--|
| Coulée conventionnelle | 2,5 |
| Usinage | 0,6 |
| SLM | 8 |
| SLS | 5,5 |
| BJP | 9,5 |

On constate que c'est l'usinage qui permet d'obtenir la plus faible rugosité de surface et de loin devant les autres techniques. Le SLS et la coulée offrent des valeurs de rugosité acceptables. La SLM et le BJP créent des châssis avec une rugosité beaucoup plus élevée. Pour la SLM, cela s'explique lors de la fusion, durant laquelle les particules de poudres viennent se fritter en surface de la structure, par diffusion de chaleur émise par le laser (Figure 32).

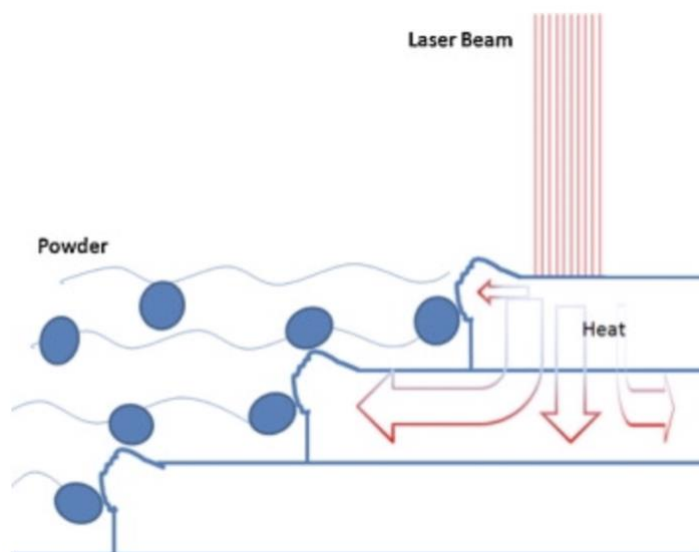


Figure 32 : représentation schématique de la diffusion de chaleur lors de la fusion laser [74]

Pour le BJP, la rugosité élevée s'explique par la diffusion par capillarité du liant sur des particules d'alliage à proximité de la surface du corps vert. Certains traitements thermiques permettent de réduire un peu cette rugosité.

Plus la rugosité de surface est élevée, plus le polissage réalisé durant le traitement après fabrication est long et fastidieux.

III.2. Critères cliniques

On compare les châssis en CrCo sur des critères cliniques. L'adaptation du châssis, la rétention des crochets et leur durabilité face aux contraintes mécaniques d'utilisation.

III.2.1. Adaptation

L'adaptation d'un châssis de PAPM doit être la plus précise possible puisque celui-ci s'appuie à la fois sur des tissus durs (dents) et mous (muqueuses), qui n'ont pas la même flexibilité. Elle s'exprime en μm . Plus sa valeur est proche de zéro, meilleure est l'adaptation. La norme d'adaptation cliniquement acceptable est de $300 \mu\text{m}$ [76].

III.2.1.1. Méthodes d'enregistrement

Pour évaluer l'adaptation d'un châssis métallique, il existe deux méthodes. La première consiste à mettre en place un silicone de basse viscosité dans l'intrados du châssis, d'insérer ce dernier sur un modèle physique de l'arcade en plâtre ou en résine puis de le désinsérer (Figure 33).

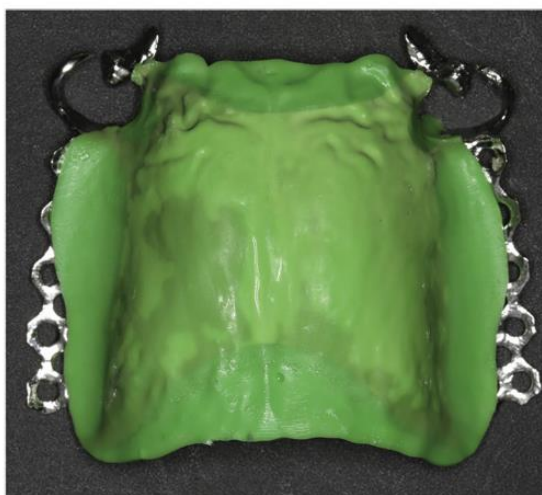


Figure 33 : évaluation de l'adaptation d'un châssis de PAPM au silicone [77]

La valeur d'adaptation est ensuite mesurée avec un compas d'épaisseur analogique (Figure 34).



Figure 34 : compas d'épaisseur analogique [78]

La deuxième méthode consiste à évaluer numériquement l'adaptation en superposant le modèle STL de base avec un modèle numérique du châssis une fois fabriqué (Figure 35).

Cette méthode n'est pas forcément plus précise que la méthode du silicone puisque le résultat évalué dépend de l'état de surface du châssis mais aussi de la précision du scanner utilisé pour numériser le châssis.

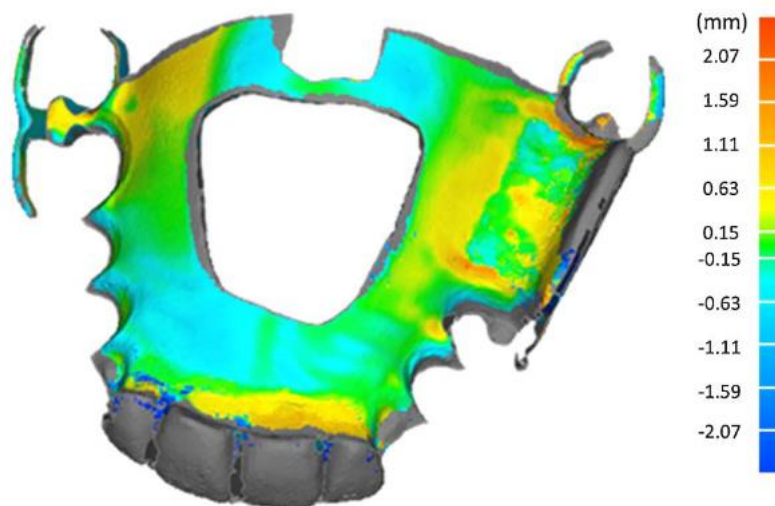


Figure 35 : image numérique de l'adaptation d'une PAM réalisée par BJP [57]

Ces deux méthodes d'évaluation sont utilisées dans différentes études comparatives sur l'adaptation des PAM.

III.2.1.2. Techniques physiques et numériques avec coulée (SLA, DLP, FDM)

La technique physique à motifs de cire permet d'avoir une adaptation cliniquement acceptable. Suivant les études, les valeurs d'adaptation varient entre 130 et 240 μm environ [77,79–83].

La SLA et le DLP présentent des niveaux d'adaptation similaires et cliniquement acceptables aux alentours de 200 μm . Les études d'adaptation pour le SLA et le DLP portent sur le châssis avant la coulée. Leurs valeurs d'adaptation sont donc à relativiser.

Une étude réalisée par Arnold et Hey montre que les châssis créés par SLA, puis coulés, présentent un niveau d'adaptation acceptable, mais il peut subsister des erreurs dues aux distorsions pendant le processus de coulée [79].

Le FDM ne peut assurer des niveaux d'adaptation acceptables pour la PAPM étant donné la complexité de forme des châssis. Le FDM est la technique avec la résolution la plus faible [65]. Elle convient pour des prothèses amovibles complètes mais montre ses limites pour la PAPM [45,84].

III.2.1.3. Techniques numériques sans coulée (SLS, SLM, BJP, usinage)

Les châssis fabriqués par frittage laser sélectif (SLS) ont des valeurs d'adaptation d'environ 250 μm [80,82,83]. Les châssis fabriqués par fusion laser sélective (SLM) ont des valeurs d'adaptation d'environ 200 μm [77,81–83].

Certaines études divergent quant à la comparaison avec la technique de coulée conventionnelle. **Il faut cependant noter une supériorité de la technique d'usinage qui montre les meilleurs niveaux d'adaptation aux alentours de 42 μm [82].**

Il existe peu d'études sur la technique du binder jet printing (BJP) pour la PAPM. Cependant, l'étude réalisée par Mostafaei et Stevens [57] montre que les niveaux moyens d'adaptation équivalents à 600 μm sont bien trop élevés (Figure 35). **Le BJP ne permet pas de construire un châssis avec une adaptation cliniquement acceptable.**

III.2.1.4. Synthèse comparative

On compare les valeurs moyennes d'adaptation des châssis selon les techniques de fabrication utilisées (Tableau 16).

Tableau 16 : adaptation des châssis selon la technique de fabrication (tableau personnel)

| | Valeur moyenne d'adaptation (μm) | Adaptation cliniquement acceptable | Nature de la technique |
|-------------------------------|---|------------------------------------|------------------------|
| Techniques avec coulée | | | |
| Motifs de cire | 185 | Oui | Physique |
| SLA | 200* | Oui | Numérique |
| DLP | 200* | Oui | Numérique |
| FDM | - | Non | Numérique |
| Techniques sans coulée | | | |
| SLS | 250 | Oui | Numérique |
| SLM | 200 | Oui | Numérique |
| Usinage | 42 | Oui | Numérique |
| BJP | 600 | Non | Numérique |

* châssis en résine calcinable

L'important dans cette synthèse comparative est de voir quelle technique permet d'obtenir des châssis avec des niveaux d'adaptation cliniquement acceptables. Le BJP et le FDM ne sont pas des techniques à retenir pour la fabrication de PAPM. Quantitativement, les autres techniques se valent quasiment toutes. Certaines études

placent la technique conventionnelle au-dessus des techniques numériques tandis que d'autres affirment l'inverse. La récente revue systématique réalisée par Curinga et Ribeiro conclut que les techniques, conventionnelle avec coulée et numériques sans coulée (SLM/SLS), ont montré des valeurs similaires et cliniquement acceptables [83]. La seule comparaison indiscutable est la supériorité de l'usinage au niveau de l'adaptation.

III.2.2. Rétention et durabilité

Les crochets participent à la rétention de la PAPM. Le tiers de la pointe du bras de rétention doit passer sous la ligne guide, au niveau de la face vestibulaire de la dent support. Le crochet subit des forces de déformation élastiques lors des insertions et désinsertions, mais aussi pendant la mastication. La durabilité d'un châssis de PAPM réside principalement dans la solidité et l'élasticité des crochets à long terme. Des fractures de fatigue des crochets peuvent être causées par les déformations répétées dues à l'usage de la PAPM à long terme. Une comparaison des forces de rétention et leur évolution au fil du temps suivant la technique de fabrication est nécessaire.

III.2.2.1. Méthode d'évaluation de la rétention

La force de rétention initiale est mesurée grâce à un appareil d'essai de traction (Figure 36). Elle est exprimée en Newton (N).

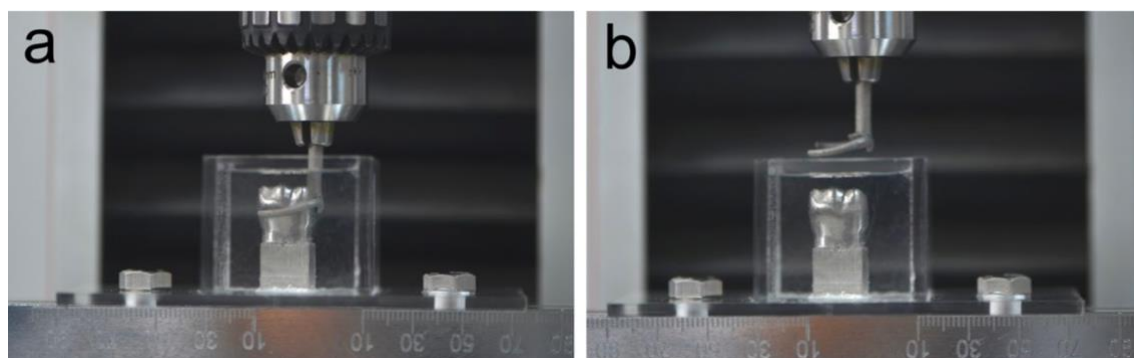


Figure 36 : appareil de mesure de force de traction (a : après insertion ; b : après désinsertion) [85]

La force initiale est mesurée lors des premiers cycles d'insertion et de désinsertion du crochet.

Pour simuler l'usage à long terme de la PAPM lors des études cliniques, les cycles d'insertions et de désinsertions sont répétés puis la force de rétention est mesurée à intervalles réguliers. La plupart des études testent jusqu'à 10 000 cycles d'insertions/désinsertions et mesurent la force de rétention tous les 2000 cycles. 1 000 cycles sont à peu près équivalents à 250 jours d'utilisation de la PAPM. Les tests allant jusqu'à 10 000 cycles simulent à peu près 7 ans d'utilisation.

Toutes les études qui traitent de cela s'accordent sur le fait que les valeurs des forces de rétention diminuent au fur et à mesure des tests cycliques [83].

Un pourcentage de diminution des forces de rétention est calculé pour pouvoir comparer l'évolution de celles-ci en fonction de la technique de fabrication.

III.2.2.2. Synthèse comparative

On compare les valeurs de rétention et leur diminution suivant la technique de fabrication (Tableau 17). Aucune étude concernant le BJP n'a été trouvée. Étant donné une adaptation cliniquement non acceptable, les forces de rétention des crochets ne peuvent être satisfaisantes. Cela s'explique par l'absence d'adaptation clinique acceptable du bras de rétention (Figure 35).

Tableau 17 : rétention des crochets de la PAPM suivant la technique de fabrication [73,85,86] (tableau personnel)

| | Valeur moyenne de rétention initiale (N) | Valeur moyenne de rétention après 10 000 cycles (N) | Diminution des forces de rétention (%) |
|---------|--|---|--|
| Coulée | 13 | 7,59 | 41,1 |
| SLS | 11,2 | 7,78 | 30,5 |
| SLM | 13,27 | 8,48 | 36,1 |
| BJP | - | - | - |
| Usinage | 12 | 8,9 | 27,5 |

L'important dans cette synthèse comparative n'est pas tant de comparer les valeurs de rétention suivant les techniques, puisque celles-ci sont variables suivant les études [73,85,86]. Ces écarts de valeurs sont parfois dus à la performance et au paramétrage de l'imprimante. Il est ici important de comparer globalement l'évolution des forces de rétention en fonction de chaque technique.

On constate que les techniques numériques sans coulée, sauf le BJP, présentent une diminution plus faible des forces de rétention que la technique coulée. Cela semble indiquer que les techniques numériques sans coulée permettent d'obtenir un châssis plus durable.

Dans les études qui comparent l'évolution des forces de rétention, aucune ne prend en compte le rôle des forces occlusales exercées par le patient lors de la mastication. Cependant, une étude de Kato et Tasaka montre que les valeurs de rétention sont plus faibles avec la charge occlusale prise en compte, toutefois les allures de courbe de diminution restent les mêmes après 2000 cycles [87].

III.3. Critères de rendement

La comparaison des châssis sur les critères de rendement nous permet de mettre en lumière le coût temporel et financier des différentes méthodes de fabrication.

III.3.1. Durée de fabrication

La durée de fabrication varie selon les techniques. Il faut prendre en compte le temps de fabrication par l'imprimante ou la technique conventionnelle mais aussi les étapes préliminaires et les étapes de traitement après fabrication.

III.3.2. Synthèse comparative et détail des durées de fabrication

On compare les durées de fabrication d'un châssis en alliage de CrCo selon la technique de fabrication utilisée. Les valeurs de durée et le détail des étapes de fabrication pour chaque technique sont répertoriés Tableau 18.

Tableau 18 : tableau comparatif des durées de fabrication d'un châssis en CrCo suivant la technique de fabrication [59,63,64,66,88–90] (tableau personnel)

| Technique | | Temps estimé en minutes (min) | | | | | | | |
|--------------------------------|--------------------------|-------------------------------|-----------------|------------|------------|-----------------|------------|------------|------------|
| | | Conventionnelle | FAO avec coulée | | | FAO sans coulée | | | Usinage |
| | | | SLA | DLP | FDM | SLS | SLM | BJP | |
| Coulée modèle secondaire | | 45 | | | | | | | |
| Conception du tracé | | 13 | 2 | | | 2 | | | 2 |
| Duplication | Manipulations | 8 | | | | | | | |
| | Durcissement du gel | 60 | | | | | | | |
| | Prise de revêtement | 60 | | | | | | | |
| | Déshydratation du modèle | 45 | | | | | | | |
| Modélisation de la maquette | | 25 | 20 | | | 20 | | | 20 |
| Prototypage rapide | | | 350 | 350 | 340 | 200 | 200 | 250 | 130 |
| Bain isopropylique | | | 20 | 20 | | | | | |
| Technique cire perdue | Mise en cylindre | 6 | 1 | | | | | | |
| | Prise de revêtement | 60 | 40 | | | | | | |
| | Cycle de chauffe | 210 | 150 | | | | | | |
| | Coulée de métal | 3 | 1 | | | | | | |
| | Refroidissement | 90 | 90 | | | | | | |
| Déliantage et frittage | | | | | | | | 120 | |
| Bain électrolytique et sablage | | 30 | 30 | | | 30 | | | 30 |
| Polissage et finition | | 30 | 30 | | | 30 | | | 30 |
| TOTAL | | 685 | 734 | 734 | 704 | 282 | 282 | 452 | 212 |

On constate que l'usinage est la technique la plus rapide pour fabriquer un châssis. Les techniques de FAO sans coulée permettent de réduire de moitié la durée de fabrication par rapport aux techniques avec coulée. La technique conventionnelle est moins longue que la FAO avec coulée pour produire un châssis (Tableau 18). Cependant, les techniques de FAO permettent de produire plusieurs châssis simultanément et peuvent donc faire diminuer avantageusement le temps de production (Figure 37).

| | FDM | SLA | SLS |
|---|--|---|--|
|  Petite Pièce | RAPIDE 150 à 340 minutes | RAPIDE 75 à 350 minutes | 120 à 200 minutes |
|  Pièce Moyenne | LENT 420 à 1275 minutes | RAPIDE 150 à 660 minutes | 660 minutes |
|  Plusieurs Pièces | LENT 21 pièces 690 à 1710 minutes 33 à 81 minutes par pièce | RAPIDE 12 pièces 90 à 420 minutes 7,5 à 35 minutes par pièce | RAPIDE 300 pièces 2 400 minutes (40 heures) 8 minutes par pièce |

formlabs 

Figure 37 : comparaison des durées de fabrication de plusieurs pièces en technique additive [90]

De ce fait, pour la production de plusieurs châssis simultanément, les techniques de frittage et de fusion laser (SLS/SLM) sont plus rapide que l'usinage, qui ne permet de produire qu'un ou deux châssis sur un même disque (Figure 38).

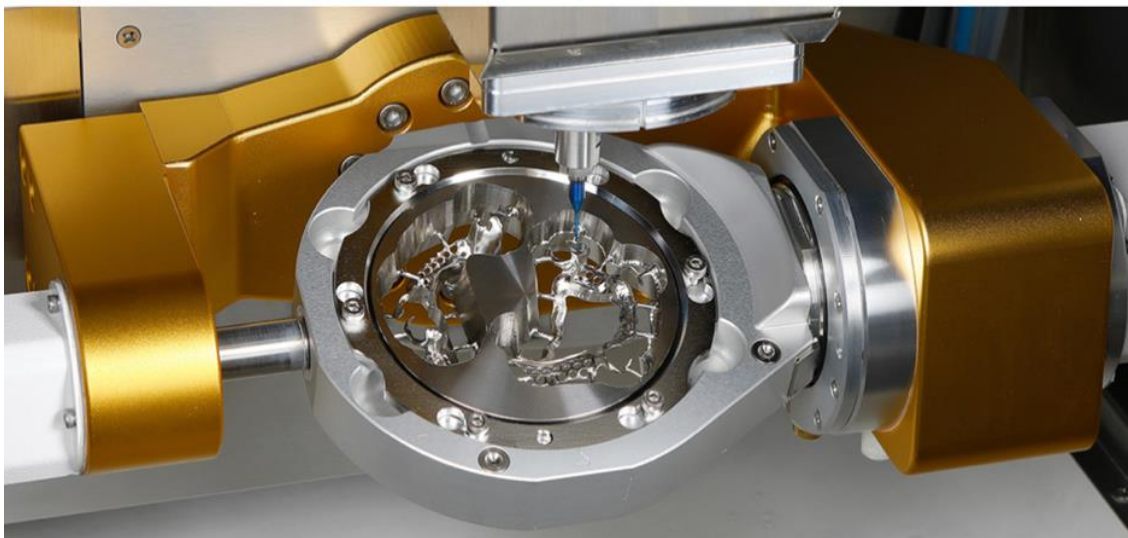


Figure 38 : châssis usinés en CrCo par une usineuse 5 axes [91]

III.3.3. Coûts de production

Les critères comparatifs des coûts de production ne sont pas exhaustifs. Le prix des machines (de coulée, de frittage ou d'impression) et des matériaux de fabrication est pris en compte (Tableau 19). La main d'œuvre et d'autres considérations financières comme la consommation énergétique, l'entretien des machines et de leurs composants ne sont pas pris en compte dans notre comparaison.

III.3.4. Synthèse comparative des coûts de production

On compare les coûts matériels de production en séparant le prix des machines utiles à la fabrication et les matériaux nécessaires à la réalisation d'un châssis de PAPM. Les coûts des matériaux, nécessaires à la fabrication d'un seul châssis, sont répertoriés Tableau 19.

Tableau 19 : tableau comparatif des coûts matériels de production suivant la technique de fabrication [16,92–107] (tableau personnel)

| | Coût des machines | | | Coût des matériaux pour 1 châssis | | |
|------------------------|----------------------------------|---------------|------------------|--|----------------|----------------|
| | Machine de coulée ou de frittage | Imprimante 3D | TOTAL | Alliages CrCo (lingot, poudre, disque) | Résine et cire | TOTAL |
| Conventionnelle | 2 000 € | | 2 000 € | 6,25 € | 3 € | 9,25 € |
| SLA | 2 000 € | 7 000 € | 9 000 € | 6,25 € | 7,5€ | 13,75 € |
| DLP | 2 000 € | 4 000 € | 8 000 € | 6,25 € | 7,5 € | 13,75 € |
| FDM | 2 000 € | 2 000 € | 4 000 € | 6,25 € | 1,8 € | 8,05 € |
| SLM | | 200 000 € | 200 000 € | 9,50 € | | 9,50 € |
| SLS | | 150 000 € | 150 000 € | 9,50 € | | 9,50 € |
| BJP | 14 000 € | 150 000 € | 164 000 € | 9,50 € | | 9,50 € |
| Usinage | | 60 000 € | 60 000 € | 175 € | | 175 € |

On constate qu'au niveau de l'investissement financier dans les machines, la technique conventionnelle est la moins onéreuse. On constate aussi que les imprimantes de FAO sans coulée ou les usineuses représentent un investissement beaucoup plus conséquent que les imprimantes de FAO avec coulée. En effet, les imprimantes à technologie SLS, SLM et BJP représentent un investissement colossal dépassant les 100 000 € (Tableau 19).

IV. Discussion

Les critères relatifs aux châssis et à leur technique de fabrication ont été choisis en suivant le cahier des charges de la PAPM, mais aussi en fonction de ceux étudiés de manière récurrente dans les études comparatives. Ces critères ne sont bien sûr pas exhaustifs. Notre travail se focalise sur les châssis réalisés en alliage de CrCo car ceux-ci sont les plus répandus en France et en Europe.

Il faut prendre en compte le fait que les conditions de fabrication, les outils de mesure, le paramétrage, le type d'édentement, la taille du châssis et le type d'alliage de CrCo diffèrent selon les études.

Comparer des techniques de natures différentes est complexe. D'une part, nous possédons beaucoup de recul sur les châssis réalisés avec la technique physique à motifs de cire. Cette technique a été et reste un bon moyen de fabriquer un châssis de PAPM. Cependant, cette technique physique n'a que peu ou plus de potentiel d'innovation contrairement aux techniques numériques qui, d'autre part, ne cessent d'évoluer. Ce travail nécessitera des mises à jour au fur et à mesure des nouvelles avancées techniques dans ce domaine.

Il semble que les techniques numériques de frittage et de fusion laser sélectives représentent l'avenir de la fabrication des châssis métalliques. Cependant, celles-ci ont encore besoin d'être développées pour répondre à la réalité de la pratique clinique en prothèse amovible. Pour l'instant, seuls les laboratoires de prothèses à la pointe des technologies numériques peuvent se permettre d'investir dans ces machines très onéreuses. Les techniques numériques SLS et SLM tendent à remplacer la technique conventionnelle manuelle, mais nous disposons de peu de recul sur l'évaluation clinique des PAPM à long terme.

Nous avons décidé de segmenter notre travail de comparaison technique par technique. L'avenir de la PAPM ne repose pas forcément sur un seul mode de fabrication. En effet, une étude réalisée par Nakata et Shimpo évoque le développement d'une imprimante 3D hybride qui allie le frittage laser sélectif et l'usinage à grande vitesse [73]. Cette idée d'hybridation des techniques permet aux châssis de bénéficier des avantages de chacune des techniques sans augmenter considérablement leur temps de fabrication. Avec une telle machine, les châssis obtenus peuvent avoir une bonne adaptation et s'affranchir d'un post traitement, grâce à l'usinage, tout en étant d'une grande résistance mécanique et moins coûteux en matériau, grâce au frittage.

V. Conclusion

Ce travail a permis de montrer les différentes techniques de fabrication des châssis de PAPM et de les comparer entre elles (Tableau 20).

Tableau 20 : tableau récapitulatif de comparaison des techniques de fabrication (tableau personnel)

| Critères | Techniques | | | | | | | |
|-----------------------------|-----------------|-----|-----|-----|-------------|-----|-----|---------|
| | Conventionnelle | SLA | DLP | FDM | SLS | SLM | BJP | Usinage |
| | Avec coulée | | | | Sans coulée | | | |
| Densité | ■ | ■ | ■ | ■ | ■ | ■ | ■ | ■ |
| Anisotropie | ■ | ■ | ■ | ■ | ■ | ■ | ■ | ■ |
| Faible porosité interne | ■ | ■ | ■ | ■ | ■ | ■ | ■ | ■ |
| Faible rugosité de surface | ■ | ■ | ■ | ■ | ■ | ■ | ■ | ■ |
| Bonne adaptation | ■ | ■ | ■ | ■ | ■ | ■ | ■ | ■ |
| Rétention et durabilité | ■ | ■ | ■ | ■ | ■ | ■ | ■ | ■ |
| Temps de fabrication réduit | ■ | ■ | ■ | ■ | ■ | ■ | ■ | ■ |
| Faible coût de production | ■ | ■ | ■ | ■ | ■ | ■ | ■ | ■ |

- = très satisfaisant
- = satisfaisant
- = correct
- = pas satisfaisant

Il est difficile d'établir une hiérarchisation définitive des techniques de fabrication, mais nous pouvons en conclure quelques points importants et indiscutables :

- Le FDM et le BJP ne sont pas des techniques envisageables pour fabriquer des châssis de PAPM en raison de leur faible précision d'adaptation ;
- l'usinage est la technique qui permet d'obtenir la fabrication la plus rapide, l'état de surface le plus lisse et la meilleure adaptation ;
- les techniques numériques sont bien plus onéreuses que la technique conventionnelle. Les machines de fusion et de frittage coûtent très cher et l'usinage possède un coût en matériau bien trop élevé ;
- toutes les techniques présentées peuvent fabriquer des pièces d'une densité correcte ;

- les techniques qui ne nécessitent pas de coulée (SLM, SLS, usinage, BJP) permettent de réduire la durée de fabrication ;
- toutes les techniques, sauf le FDM et le BJP, permettent de fabriquer des châssis avec des adaptations cliniques correctes et équivalentes ;
- les crochets fabriqués par fusion ou frittage laser ont une meilleure résistance mécanique et une meilleure rétention que ceux fabriqués par coulée conventionnelle ;
- les châssis fabriqués par fusion et frittage laser sont plus rugueux que ceux fabriqués par coulée conventionnelle ;
- l'orientation de construction a une influence sur les performances mécaniques des châssis créés par frittage et fusion laser sélective ;
- les techniques de fabrication utilisant la SLA ou le DLP sont à peu près équivalentes en tous points.

Dans les années qui viennent, et selon les décisions de l'Union européenne au sujet du cobalt et de sa possible interdiction dans les dispositifs médicaux, les techniques de FAO pourraient s'avérer plus qu'utiles. Si dans quelques années, seuls les châssis de PEEK ou de titane sont autorisés, leur mise en œuvre par impression 3D ou usinage sera indispensable.

Bibliographie :

1. Alageel O, Abdallah MN, Alsheghri A, Song J, Caron E, Tamimi F. Removable partial denture alloys processed by laser-sintering technique. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2018;106(3):1174-85.
2. Campbell SD, Cooper L, Craddock H, Hyde TP, Nattress B, Pavitt SH, et al. Removable partial dentures: The clinical need for innovation. *J Prosthet Dent*. 2017;118(3):273-80.
3. Friel T, Waia S. Removable Partial Dentures for Older Adults. *Prim Dent J*. 2020;9(3):34-9.
5. Neppelenbroek KH, Campos Sugio CY, Gomes ACG, Cano IP, Urban VM, Porto VC. Occlusal marking film for accurate interference assessments of removable partial denture frameworks: A dental technique. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2022;128(5):864-6.
6. Zlatarić DK, Celebić A, Valentić-Peruzović M. The effect of removable partial dentures on periodontal health of abutment and non-abutment teeth. *J Periodontol*. 2002;73(2):137-44.
7. Schittly J, Schittly E. Equilibre tissulaire et prothétique. In: *Prothèse amovible partielle Clinique et laboratoire*. CdP. 2020. p. 14. (JPIO).
8. Fajri L, Abdelkoui A, Merzouk N, Abdedine A. Gestion des moyens de rétention au service de l'esthétique en PAPM. *Clinic*. 2012;(160):1-9.
9. Laviolle O. Chapitre 11 - Prothèse amovible partielle. In: Zunzarren R, éditeur. *Guide Clinique D'odontologie (Troisième Édition)*. Paris: Elsevier Masson; 2019. p. 243-56.
22. Yun CS, Hanawa T, Hong MH, Min BK, Kwon TY. Biocompatibility of Ni–Cr alloys, with the same composition, prepared by two new digital manufacturing techniques. *Materials Letters*. 2021;305:130-761.
24. Kim EC, Kim MK, Leesungbok R, Lee SW, Ahn SJ. Co–Cr dental alloys induces cytotoxicity and inflammatory responses via activation of Nrf2/antioxidant signaling pathways in human gingival fibroblasts and osteoblasts. *Dental Materials*. 2016;32(11):1394-405.
25. Brune D. Metal release from dental biomaterials. *Biomaterials*. 1986;7(3):163-75.
26. Kassapidou M, Hjalmarsson L, Johansson CB, Hammarström Johansson P, Morisbak E, Wennerberg A, et al. Cobalt–chromium alloys fabricated with four different techniques: Ion release, toxicity of released elements and surface roughness. *Dental Materials*. 2020;36(11):352-63.
27. Seldén AI, Persson B, Bornberger-Dankvardt SI, Winström LE, Bodin LS. Exposure to cobalt chromium dust and lung disorders in dental technicians. *Thorax*. 1995;50(7):769-72.
28. Grosogeat B. Alliages dentaires cobalt-chrome : compatibilité entre le cadre réglementaire européen et la convention nationale ? *Biomatériaux cliniques*. 2021;6(1):104-7.
29. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res*. 2016;60(1):12-9.

30. Zoidis P, Papathanasiou I, Polyzois G. The Use of a Modified Poly-Ether-Ether-Ketone (PEEK) as an Alternative Framework Material for Removable Dental Prostheses. A Clinical Report. *Journal of Prosthodontics*. 2016;25(7):580-4.
37. Könönen M, Rintanen J, Waltimo A, Kempainen P. Titanium framework removable partial denture used for patient allergic to other metals: a clinical report and literature review. *J Prosthet Dent*. 1995;73(1):4-7.
38. Ohkubo C, Sato Y, Nishiyama Y, Suzuki Y. Titanium removable denture based on a one-metal rehabilitation concept. *Dent Mater J*. 2017;36(5):517-23.
39. Guillet L. Le Module d'élasticité. *Rev Met Paris*. 1935;32(2):61-8.
40. Plénard E. Intérêt pratique d'une nouvelle caractéristique mécanique : la limite d'accommodation. *Rev Met Paris*. 1968;65(12):845-62.
41. Luong MP. Un nouvel essai pour la mesure de la résistance à la traction. *Rev Fr Geotech*. 1986;(34):69-74.
45. Khorsandi D, Fahimipour A, Abasian P, Saber SS, Seyedi M, Ghanavati S, et al. 3D and 4D printing in dentistry and maxillofacial surgery: Printing techniques, materials, and applications. *Acta Biomaterialia*. 2021;122:26-49.
48. Revilla-León M, Özcan M. Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry. *Journal of Prosthodontics*. 2019;28(2):146-58.
52. Chauveau GEJ. Les métaux et alliages poreux issus de la métallurgie des poudres et des techniques de frittage. Descriptions et applications. *Matériaux & Techniques*. 1987;75(1-2):25-6.
53. Shiomi M, Osakada K, Nakamura K, Yamashita T, Abe F. Residual Stress within Metallic Model Made by Selective Laser Melting Process. *CIRP Annals*. 2004;53(1):195-8.
57. Mostafaei A, Stevens EL, Ference JJ, Schmidt DE, Chmielus M. Binder jetting of a complex-shaped metal partial denture framework. *Additive Manufacturing*. 2018;21:63-8.
67. Mostafaei A, Rodriguez De Vecchis P, Buckenmeyer MJ, Wasule SR, Brown BN, Chmielus M. Microstructural evolution and resulting properties of differently sintered and heat-treated binder-jet 3D-printed Stellite 6. *Materials Science and Engineering: C*. 2019;102:276-88.
68. Koutsoukis T, Zinelis S, Eliades G, Al-Wazzan K, Rifaiy MA, Al Jabbari YS. Selective Laser Melting Technique of Co-Cr Dental Alloys: A Review of Structure and Properties and Comparative Analysis with Other Available Techniques. *J Prosthodont*. 2015;24(4):303-12.
70. Dolfini Alexandrino L, Martinez Antunes LH, Jardini Munhoz AL, Ricomini Filho AP, da Silva WJ. Mechanical and surface properties of Co–Cr alloy produced by additive manufacturing for removable partial denture frameworks. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2022;130(5):780-5.
72. Takaichi A, Fueki K, Murakami N, Ueno T, Inamochi Y, Wada J, et al. A systematic review of digital removable partial dentures. Part II: CAD/CAM framework, artificial teeth, and denture base. *J Prosthodont Res*. 2022;66(1):53-67.
73. Nakata T, Shimpo H, Ohkubo C. Clasp fabrication using one-process molding by repeated laser sintering and high-speed milling. *J Prosthodont Res*. 2017;61(3):276-82.

74. Strano G, Hao L, Everson RM, Evans KE. Surface roughness analysis, modelling and prediction in selective laser melting. *Journal of Materials Processing Technology*. 2013;213(4):589-97.
75. Rodríguez-González P, Fernández-Abia AI, Castro-Sastre MA, Barreiro J. Heat treatments for improved quality binder jetted molds for casting aluminum alloys. *Additive Manufacturing*. 2020;36:1015-24.
76. Alabdullah SA, Hannam AG, Wyatt CC, McCullagh APG, Aleksejuniene J, Mostafa NZ. Comparison of digital and conventional methods of fit evaluation of partial removable dental prosthesis frameworks fabricated by selective laser melting. *J Prosthet Dent*. 2022;127(3):478.
77. Chen H, Li H, Zhao Y, Zhang X, Wang Y, Lyu P. Adaptation of removable partial denture frameworks fabricated by selective laser melting. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2019;122(3):316-24.
79. Arnold C, Hey J, Schweyen R, Setz JM. Accuracy of CAD-CAM-fabricated removable partial dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018;119(4):586-92.
80. Pelletier S, Pelletier A, Al Dika G. Adaptation of removable partial denture rest seats in prostheses made with selective laser sintering or casting techniques: A randomized clinical trial. *J Prosthet Dent*. 2022;127(6):302-9.
81. Chia VAP, See Toh YL, Quek HC, Pokharkar Y, Yap AU, Yu N. Comparative clinical evaluation of removable partial denture frameworks fabricated traditionally or with selective laser melting: A randomized controlled trial. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2022;131(1):42-9.
82. Ahmed N, Abbasi MS, Haider S, Ahmed N, Habib SR, Altamash S, et al. Fit Accuracy of Removable Partial Denture Frameworks Fabricated with CAD/CAM, Rapid Prototyping, and Conventional Techniques: A Systematic Review. *Biomed Res Int*. 2021;2021:3194433.
83. Souza Curinga MR, Claudino Ribeiro AK, de Moraes SLD, do Egito Vasconcelos BC, da Fonte Porto Carreiro A, Pellizzer EP. Mechanical properties and accuracy of removable partial denture frameworks fabricated by digital and conventional techniques: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2023;131(2):251-62.
84. Lo Russo L, Lo Muzio E, Troiano G, Salamini A, Zhurakivska K, Guida L. Accuracy of trial complete dentures fabricated by using fused deposition modeling 3-dimensional printing: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2023;129(6):908-12.
85. Zhang M, Gan N, Qian H, Jiao T. Retentive force and fitness accuracy of cobalt-chrome alloy clasps for removable partial denture fabricated with SLM technique. *J Prosthodont Res*. 2022;66(3):459-65.
86. Torii M, Nakata T, Takahashi K, Kawamura N, Shimpo H, Ohkubo C. Fitness and retentive force of cobalt-chromium alloy clasps fabricated with repeated laser sintering and milling. *J Prosthodont Res*. 2018;62(3):342-6.
87. Kato Y, Tasaka A, Kato M, Wadachi J, Takemoto S, Yamashita S. Effects of repetitive insertion/removal cycles and simulated occlusal loads on retention of denture retainers. *Dent Mater J*. 2021;40(5):1277-83.
88. Baixe S, Olivier E, Kress P, Taddei C. Apport de la CFAO en prothèse amovible partielle. 2010;46(152):43-59.

Webographie :

4. Haute autorité de santé. Pose d'une prothèse amovible définitive à châssis métallique [Internet]. 2006 [consulté le 20 juin 2023]. Disponible sur: <https://document.fr/wp-content/uploads/2021/09/Prothese-amovible-definitive-a-chassis-metallique-Rapport-HAS-2006.pdf>
10. Larousse É. Définitions : alliage - Dictionnaire de français Larousse [Internet]. [consulté le 27 nov 2022]. Disponible sur: <https://www.larousse.fr/dictionnaires/francais/alliage/2374>
11. Universalis E. CHROME [Internet]. Encyclopædia Universalis. [consulté le 9 déc 2022]. Disponible sur: <https://www.universalis.fr/encyclopedie/chrome/>
12. NeoNickel. Alliages de cobalt [Internet]. NeoNickel. [consulté le 9 déc 2022]. Disponible sur: <https://www.neonickel.com/fr/alloys/alliages-de-cobalt/>
13. Universalis E. Média : Cobalt : propriétés [Internet]. [consulté le 9 déc 2022]. Disponible sur: <https://www.universalis.fr/media/V060030B/>
14. Spiral. Les alliages, des combinaisons surprenantes [Internet]. Société SPIRAL. 2017 [consulté le 10 déc 2022]. Disponible sur: <https://www.societe-spiral.com/les-alliages-des-combinaisons-surprenantes/>
15. Bego. Chassis en WIRONIUM® RP – La combinaison parfaite de la CFAO et de l'expertise en matière d'alliages [Internet]. [consulté le 8 déc 2022]. Disponible sur: <https://france.bego.com/solutions-cadcam/materiaux/alliages-non-precieux/wiranium-rp/>
16. Dentaurem. remanium® star powder, 10-30 µm - Boutique en ligne de DENTAURUM France [Internet]. [consulté le 20 déc 2022]. Disponible sur: <https://shop.dentaurem.fr/index.php?id=p&psn=15646&pgsn=4430&ch=3d1ec4>
17. Bego. Wironit LA • Bego Canada [Internet]. Bego Canada. [consulté le 8 déc 2022]. Disponible sur: <http://begocanada.com/product/alliage/non-precieux-pour-protheses-partielles/wironit-la/>
18. DT&Shop. Dentsply Sirona Vitallium 2000 - alliage pour coulée sur modèle [Internet]. [consulté le 8 déc 2022]. Disponible sur: <https://www.dt-shop.com/index.php?id=22&L=3&artnr=01082&aw=104&pg=5&geopredirect=1>
19. Dentaurem. remanium® GM 800+, alliage pour coulée sur modèle - Boutique en ligne de DENTAURUM France [Internet]. [consulté le 8 déc 2022]. Disponible sur: <https://shop.dentaurem.fr/index.php?id=p&psn=11862&pgsn=3061&ch=3690d0>
20. Bernard Cervos Société. CERABALT K30 [Internet]. [consulté le 13 juin 2023]. Disponible sur: <https://bcs-dentalalloys.com/produit/cerabalt-k30/>
21. Bego. Wirobond® C+ – Armatures en chrome-cobalt fabriquées par microfusion laser (SLM) [Internet]. [consulté le 21 août 2023]. Disponible sur: <https://france.bego.com/index.php?id=754&L=460%27A%3D0>
23. Légifrance. Publications officielles - Journal officiel - JORF n° 0096 du 24/04/2009 [Internet]. 2009 [consulté le 14 juin 2023]. Disponible sur: <https://www.legifrance.gouv.fr/download/pdf?id=UZprHqLEUBW82v5Wn1KoAcKp3tk1JvEbwJeVjQ9v950=>
31. Titanium Service. Caractéristiques techniques du Titane [Internet]. [consulté le 9 déc 2022]. Disponible sur: <https://www.titane-services.eu/Caracteristiques-technique-du-Titane>

32. Almet M. Données techniques Aluminium [Internet]. Almet Metal. [consulté le 9 déc 2022]. Disponible sur: <https://almet-metal.com/informations-techniques/donnees-aluminium>
33. Universalis E. VANADIUM [Internet]. Encyclopædia Universalis. [consulté le 9 déc 2022]. Disponible sur: <https://www.universalis.fr/encyclopedie/vanadium/>
34. Nissa D. Титан Rematitan® CL [Internet]. [consulté le 9 déc 2022]. Disponible sur: <https://digispace.ru/product/titan-rematitan-cl/>
35. Bernard Cervos Société. Nicrallium TA6VELI Grade 23 [Internet]. [consulté le 8 déc 2022]. Disponible sur: <https://bcs-dentalalloys.com/produit/ta6veli/>
36. Ivoclar. Colado CAD Ti5 98.5-8mm/1 | Ivoclar Digital | Ivoclar Vivadent CA [Internet]. [consulté le 13 juin 2023]. Disponible sur: https://www.ivoclar.com/fr_ca/shop/p/ivoclardigital/coladocadi5985/p/686335
42. Vidal. Les dispositifs médicaux [Internet]. Vidal. [consulté le 20 déc 2022]. Disponible sur: <https://www.vidal.fr/parapharmacie/utilisation/regles-bon-usage-parapharmacie/dispositifs-medicaux-dm-ce.html>
43. Organisation internationale de normalisation. ISO 22674:2022(fr), Médecine bucco-dentaire — Matériaux métalliques pour les restaurations fixes et amovibles et les appareils [Internet]. [consulté le 20 déc 2022]. Disponible sur: <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:22674:ed-3:v1:fr>
44. Organisation internationale de normalisation. ISO 7405:2018(fr), Médecine bucco-dentaire — Évaluation de la biocompatibilité des dispositifs médicaux utilisés en médecine bucco-dentaire [Internet]. 2018 [consulté le 20 déc 2022]. Disponible sur: <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:7405:ed-3:v1:fr>
46. Jackson JD. Visual Analysis of a Texas Instruments Digital Micromirror Device [Internet]. 2004 [consulté le 8 mars 2023]. Disponible sur: <http://www2.optics.rochester.edu/workgroups/cml/opt307/spr05/john/>
47. Formlabs. Impression 3D par Stéréolithographie: le Guide Ultime [Internet]. Formlabs. [consulté le 15 mars 2023]. Disponible sur: <https://formlabs.com/fr/blog/guide-ultime-impression-3d-stereolithographie-sla/>
49. 3D Print. Impression 3D par dépôt de fil fondu - FDM [Internet]. [consulté le 29 mars 2023]. Disponible sur: <https://www.3dprint.fr/prototypage/impression-3d-par-depot-de-fil-fondu-fdm/>
50. Centre de formation Pasteur Cepsup Reims. Elaboration d'un châssis métallique ou stellite [Internet]. 2018 [consulté le 22 févr 2023]. Disponible sur: <https://www.youtube.com/watch?v=Ly3BjqRjTg4>
51. 3D Print. L'usinage 3, 4 ou 5 axes pour réaliser des pièces de haute précision [Internet]. [consulté le 24 mai 2023]. Disponible sur: <https://www.3dprint.fr/petite-serie/usinage-3-4-et-5-axes/>
54. 3D Print. Impression 3D par frittage de poudre - SLS [Internet]. [consulté le 4 juin 2023]. Disponible sur: <https://www.3dprint.fr/prototypage/impression-3d-frittage-de-poudre-sls/>
55. 3D Print. Impression 3D par fusion métal - SLM [Internet]. [consulté le 4 juin 2023]. Disponible sur: <https://www.3dprint.fr/prototypage/impression-3d-par-fusion-metal-slm/>

56. Dental Emergence. Châssis métal par Micro Fusion laser finition BRUT [Internet]. [consulté le 18 juin 2023]. Disponible sur: <https://www.dentalemergence.com/details-chassis+metal+par+micro+fusion+laser+finition+brut-122.html>
58. ExOne. What is binder jetting? [Internet]. [consulté le 29 mai 2023]. Disponible sur: <https://www.exone.com/en-US/Resources/case-studies/what-is-binder-jetting>
59. Sanchez SIY. Experimental Protocols for Polymeric Binder Selection in the Binder Jetting of Metallic Particles in Three-Dimensional Printing [Internet]. [Montréal]: Polytechnique Montréal; 2021 [consulté le 5 juin 2023]. Disponible sur: <https://publications.polymtl.ca/6296/>
60. Kreos. Binder Jetting, procédé d'impression 3d metal (Jet de liant) [Internet]. Kreos. [consulté le 4 juin 2023]. Disponible sur: <https://www.kreos.fr/fabrication-additive/binder-jetting-impression-3d-metal/>
61. Hubs. How important is layer height for 3D printing? 3D print better parts with the right layer thickness [Internet]. Hubs. [consulté le 1 avr 2023]. Disponible sur: <https://www.hubs.com/knowledge-base/impact-layer-height-3d-print/>
62. Sculpteo. Tolérances en impression 3D: Tout savoir sur la précision [Internet]. Sculpteo. [consulté le 25 juill 2023]. Disponible sur: <https://www.sculpteo.com/fr/centre-apprentissage/guide-design/tolerance-impression-3d/>
63. 3D Natives, G P. SLA vs DLP : quel procédé d'impression 3D résine choisir ? [Internet]. 3Dnatives. 2021 [consulté le 1 mars 2023]. Disponible sur: <https://www.3dnatives.com/sla-dlp-impression-3d-080420213/>
64. 3D Natives, W M. FDM ou SLA : quelle technologie d'impression 3D choisir? [Internet]. 3Dnatives. 2018 [consulté le 16 avr 2023]. Disponible sur: <https://www.3dnatives.com/fdm-ou-sla-technologie-15012018/>
65. Tamtam 3D. Paramètres pour des Impression 3D Précises et Réussies - GU #1 [Internet]. TamTam3D. [consulté le 19 juill 2023]. Disponible sur: <https://tamtam3d.fr/fabrication-numerique/parametres-impression3d-1/>
66. Formlabs. SLA ou DLP : Comparaison des techniques d'impression 3D en résine (Guide 2020) [Internet]. Formlabs. [consulté le 1 mars 2023]. Disponible sur: <https://formlabs.com/fr/blog/sla-dlp-impression-3d-comparee/>
69. Kennametal. Stellite 6 Alloy – Stellite [Internet]. KENNAMETAL. [consulté le 23 août 2023]. Disponible sur: <https://www.stellite.com/us/en/alloys/stellite/stellite-6-alloy.html>
71. Timesavers. Tout ce que vous devez savoir sur la rugosité de surface (Ra) [Internet]. Timesavers. [consulté le 28 août 2023]. Disponible sur: <https://www.timesaversint.com/fr/knowledge-base/rugosite-de-surface/>
78. Oftal. Compas d'épaisseur pour opticiens - Oftal [Internet]. [consulté le 24 sept 2023]. Disponible sur: <https://oftal.fr/instruments-de-mesure/1732-compas-d-epaisseur.html>
89. ERM Fab & Test. Redon Hybrid, Fraiseuse 5 axes dentaire [Internet]. ERM Fab&Test. [consulté le 24 nov 2023]. Disponible sur: <https://www.erm-fabtest.com/fraiseuses-4-ou-5-axes/73-redon-hybrid.html>

90. Formlabs. FDM ou SLA en 2020 : Comparer les deux types d'imprimantes 3D les plus populaires [Internet]. Formlabs. [consulté le 24 nov 2023]. Disponible sur: <https://formlabs.com/fr/blog/fdm-vs-sla-compare-types-of-3d-printers/>
91. 3D Totem. Usineuse ARUM 5X-500L [Internet]. [consulté le 16 oct 2023]. Disponible sur: <https://www.3d-totem.fr/arum3d/5x-500l>
92. Filament2print. Four de frittage à chambre Zetasinter | Filament2Print [Internet]. [consulté le 27 nov 2023]. Disponible sur: <https://filament2print.com/fr/peripheriques/1806-four-frittage-chambre-zetasinter.html>
93. Centre d'achat du prothésiste dentaire. Fronde Sirio [Internet]. [consulté le 25 nov 2023]. Disponible sur: https://www.capdentaire.com/article_fronde_sirio_15-612_210049_89786.html
94. Formlabs. Quelles améliorations pour mon imprimante Form 3+ ou Form 3B+ ? [Internet]. Formlabs. [consulté le 6 oct 2023]. Disponible sur: <https://formlabs.com/fr/blog/ameliorations-form-3-plus/>
95. La fabrique 3D. Moonray S [Internet]. La Fabrique 3D. [consulté le 20 nov 2023]. Disponible sur: <https://www.lafabrique3d.fr/imprimantes-3d/moonray/moonray-s>
96. Prusa J. Imprimante 3D Original Prusa MK4 | Imprimantes 3D Original Prusa par Joseph Prusa directement [Internet]. Prusa3D by Josef Prusa. [consulté le 6 oct 2023]. Disponible sur: <https://www.prusa3d.com/fr/produit/original-prusa-mk4-2/>
97. Würth additive group. Kurtz Ersa Alpha 140 - Vertical Laser, Powder Bed Fusion Metal 3D Printing [Internet]. Wurth Additive Group. [consulté le 25 nov 2023]. Disponible sur: <https://wurthadditive.com/products/kurtz-ersa-alpha-140>
98. Würth additive group. Markforged Metal X product bundle, 1 x Metal X, 1 x wash station, 1 x sintering furnace, (1:1:1 with Sinter 2) [Internet]. Wurth Additive Group. [consulté le 25 nov 2023]. Disponible sur: <https://wurthadditive.com/products/metal-x-wash-1-sinter-2>
99. InDex. usineuse fraiseuse dentaire imes icore coritec chargeur 350i [Internet]. Multi Service Dentaire. [consulté le 25 nov 2023]. Disponible sur: <https://www.multiservicedentaire.com/index-dental-by-imes-icore/503-usineuse-imes-icore-coritec-350i-chargeur-tout-materiaux-laboratoire-dentaire.html>
100. Dentidis. CERABALT K30 alliage pour prothèse adjointe CR-CO -le kg [Internet]. DENTIDIS SARL. [consulté le 20 nov 2023]. Disponible sur: <https://dentidis.fr/alliage-pour-chassis-metallique/578-cerabalt-k30-alliage-pour-prothese-adjointe-cr-co-le-kg.html>
101. Dentalbiolux. Mediloy M-Co 12 mm avec épaulement, disques CoCr 1 pce Bego 50951 [Internet]. Dentalbiolux Int. SPRL/BVBA. [consulté le 20 nov 2023]. Disponible sur: <https://dentalbiolux.com/fr/disque-cocr/11845-mediloy-m-co-12-mm-avec-epaulement-disques-cocr-1-pce-bego-50951.html>
102. Massilia Dental. Tige de coulée en cire pour mise en revêtement [Internet]. Massilia Dental - Fournitures Dentaires. [consulté le 20 nov 2023]. Disponible sur: <https://massliadental.com/collections/tige-de-coulee-en-cire>
103. Massilia Dental. Pain de cire maquette stellite - Renfert [Internet]. Massilia Dental - Fournitures Dentaires. [consulté le 27 nov 2023]. Disponible sur: <https://massliadental.com/products/pain-de-cire-maquette-stellite-renfert>

104. Polyfab 3D. Résine Formlabs Cire Calcinable 1L [Internet]. Polyfab3D. [consulté le 20 nov 2023]. Disponible sur: <https://www.polyfab3d.fr/resines-formlabs/2476-resine-formlabs-cire-calcinable.html>
105. BBFil. BBFil | Consommable Résine NextDent - Cast (Calcinable) [Internet]. EURL BBFil. [consulté le 20 nov 2023]. Disponible sur: <https://bbfil.fr/accueil/217-cast-calcinable-violet-1-l.html>
106. RS Group. Matériaux Pour Impression 3D, Résines, Filaments | RS [Internet]. [consulté le 20 nov 2023]. Disponible sur: <https://fr.rs-online.com/web/c/informatique-et-peripheriques/impression-et-numerisation-3d/materiaux-pour-impression-3d/?pn=1&applied-dimensions=4291454671,4290440246>
107. Formlabs. Comment choisir une imprimante 3D industrielle [Internet]. Formlabs. [consulté le 25 nov 2023]. Disponible sur: <https://formlabs.com/fr/blog/imprimante-3d-industrielle/>

Table des illustrations :

| | |
|---|----|
| Figure 1 : châssis de prothèse amovible métallique sur un édentement de classe 2 de Kennedy-Applegate [5] | 14 |
| Figure 2 : adaptation esthétique de la barre cingulocoronaire [7] | 15 |
| Figure 3 : les armatures maxillaires (A : plaque étroite ; B : plaque large ; C : plaque à recouvrement complet ; D : plaque en U ; E : simple entretoise palatine ; F : double entretoise palatine) (illustrations des Drs. Marion Dehurtevent et Bruno Picart)..... | 16 |
| Figure 4 : les armatures mandibulaires (A : barre linguale ; B : bandeau lingual ; C : bandeau cingulaire) (illustrations des Drs. Marion Dehurtevent et Bruno Picart) | 17 |
| Figure 5 : les crochets bordant un édentement encastré (A : crochet N°1 ; B : crochet anneau ; C : crochet Bonwill ; D : crochet Bonhyard) (illustrations des Drs. Marion Dehurtevent et Bruno Picart) | 19 |
| Figure 6 : les crochets bordant un édentement terminal (A : Nally Martinet type ; B : Nally Martinet à potence décalée ; C : Nally Martinet molaire) (illustrations des Drs. Marion Dehurtevent et Bruno Picart)..... | 20 |
| Figure 7 : lingotin de Remanium® GM 800+ commercialisé par Dentaaurum [19] | 24 |
| Figure 8 : prothèse amovible partielle avec armature en PEEK [30] | 25 |
| Figure 9 : châssis en alliage de titane [38] | 28 |
| Figure 10 : disque d'alliage de titane pour usinage [36] | 29 |
| Figure 11 : photo d'une maquette de prothèse amovible partielle métallique mandibulaire en cire réalisée manuellement (réalisation et illustration personnelles) 33 | |
| Figure 12 : fonctionnement du DLP (A : schéma d'une imprimante 3D DLP ; B : systèmes de plateforme) [45]..... | 34 |
| Figure 13 : photographie d'un DMD au microscope électronique à balayage (A : vue d'ensemble ; B : un seul micro-miroir) [46] | 35 |
| Figure 14 : schéma de du fonctionnement de la SLA à exposition du dessus [48] | 36 |
| Figure 15 : schéma du fonctionnement d'une imprimante 3D FDM [49] | 38 |

| | |
|---|----|
| Figure 16 : étapes du protocole de la coulée conventionnelle (A : tiges de coulée connectées à l'entonnoir ; B : coulée du matériau de revêtement dans le cylindre ; C : cylindre au four à 800 °C ; D : polissage au touret à polir) [50]..... | 39 |
| Figure 17 : photographie d'un châssis usiné dans un disque d'alliage de titane [38] | 40 |
| Figure 18 : schéma d'une usineuse 5 axes simultanés [51] | 41 |
| Figure 19 : schéma de fusion et frittage laser sélectif [54,55] | 42 |
| Figure 20 : châssis en CrCo imprimés par frittage laser avec structures de support [45] | 44 |
| Figure 21 : châssis de prothèse amovible partielle métallique fabriqué par fusion laser sélective brut (A : photo de l'extrados ; B : photo de l'intrados) [56]..... | 44 |
| Figure 22 : schéma du processus d'impression par jet de liant [57] | 45 |
| Figure 23 : photographie des buses d'éjection de liant [58] | 45 |
| Figure 24 : comparaison de la surface d'un pavé fabriqué par FDM selon l'épaisseur de couche (A : 50 µm ; B : 200 µm ; C : 300 µm) [61] | 48 |
| Figure 25 : schéma de l'extrusion de matériau par une imprimante FDM [65] | 49 |
| Figure 26 : différence de forme du point de construction entre SLA et DLP [66] | 50 |
| Figure 27 : porosités ouvertes et fermées d'alliage de CrCo observées au microscope optique (A : porosités ouvertes de l'alliage fritté à 1270 °C ; B : porosités fermées de l'alliage fritté à 1290 °C) [67] | 53 |
| Figure 28 : radiographies représentatives d'échantillons de CrCo fabriqués (1 à 3 : par SLM et usinage ; 4 à 6 : par coulée) [68]..... | 53 |
| Figure 29 : graphique de l'évolution de la densité relative du châssis suivant la température de frittage [67] | 54 |
| Figure 30 : schéma des cylindres construits selon différents axes [70] | 56 |
| Figure 31 : photographie de coupes des cylindres observées au microscope (A : 0° d'angle de construction ; B : 45° d'angle de construction ; C : 90° d'angle de construction) [70] | 57 |

| | |
|--|----|
| Figure 32 : représentation schématique de la diffusion de chaleur lors de la fusion laser [74] | 58 |
| Figure 33 : évaluation de l'adaptation d'un châssis de PAPM au silicone [77]..... | 59 |
| Figure 34 : compas d'épaisseur analogique [78] | 60 |
| Figure 35 : image numérique de l'adaptation d'une PAPM réalisée par BJP [57]..... | 60 |
| Figure 36 : appareil de mesure de force de traction (a : après insertion ; b : après désinsertion) [85]..... | 62 |
| Figure 37 : comparaison des durées de fabrication de plusieurs pièces en technique additive [90] | 66 |
| Figure 38 : châssis usinés en CrCo par une usineuse 5 axes [91] | 66 |

Table des tableaux :

| | |
|---|----|
| Tableau 1 : les armatures maxillaires [9] | 17 |
| Tableau 2 : les armatures mandibulaires [9] | 18 |
| Tableau 3 : la barre cingulocoronaire [9]..... | 18 |
| Tableau 4 : propriétés des éléments composant les alliages CrCo (tableau personnel) [11–14]..... | 22 |
| Tableau 5 : exemples d'alliages de CrCo utilisés en Europe pour la prothèse amovible (tableau personnel) [15–21] | 23 |
| Tableau 6 : propriétés des éléments composant les alliages de TA6V (tableau personnel) [31–33]..... | 26 |
| Tableau 7 : exemples d'alliages de titane utilisés pour la prothèse amovible (tableau personnel) [34–36]..... | 27 |
| Tableau 8 : comparaison des alliages de CrCo et de titane (tableau personnel) [2,38]. | 31 |
| Tableau 9 : classification des dispositifs médicaux [42] | 31 |
| Tableau 10 : épaisseurs de couche paramétrables selon les techniques de FAO (DLP : digital light processing ; FDM : fused deposition modeling ; SLA : stéréolithographie laser ; BJP : binder jet printing ; SLM : fusion laser sélective ; SLS : frittage laser sélectif) (tableau personnel) [45,61–64] | 48 |
| Tableau 11 : tableau comparatif des formes et volumes des points de constructions (DLP : digital light processing ; FDM : fused deposition modeling ; SLA : stéréolithographie laser ; BJP : binder jet printing ; SLM : fusion laser sélective ; SLS : frittage laser sélectif) (tableau personnel) | 51 |
| Tableau 12 : composition de l'alliage CrCo Stellite 6® exprimée en pourcentage (%) [67] | 54 |
| Tableau 13 : tableau comparatif de la densité relative et de la porosité suivant la technique de fabrication (tableau personnel) [1,67,68] | 55 |
| Tableau 14 : moyenne \pm écart type des résultats des propriétés mécaniques [70] | 57 |
| Tableau 15 : rugosité de surface moyenne suivant la technique de fabrication [72–75] (tableau personnel)..... | 58 |
| Tableau 16 : adaptation des châssis selon la technique de fabrication (tableau personnel) | 61 |
| Tableau 17 : rétention des crochets de la PAPM suivant la technique de fabrication [73,85,86] (tableau personnel) | 63 |

| | |
|--|----|
| Tableau 18 : tableau comparatif des durées de fabrication d'un châssis en CrCo suivant la technique de fabrication [59,63,64,66,88–90] (tableau personnel) | 65 |
| Tableau 19 : tableau comparatif des coûts matériels de production suivant la technique de fabrication [16,92–107] (tableau personnel)..... | 67 |
| Tableau 20 : tableau récapitulatif de comparaison des techniques de fabrication (tableau personnel)..... | 69 |

Apport des techniques de fabrication assistées par ordinateur dans la réalisation des châssis métalliques de prothèse amovible partielle / **Ludovic BARGE**. - p. 83 : ill. 38 ; réf. 107.

Domaine : Prothèse amovible

Mots clés Libres : PAPM ; FAO ; Techniques directes et indirectes ; Châssis

Mots clés FMeSH : Three dimensional printing ; Dentures ; Stereolithography ; Alloys

Résumé de la thèse :

La prothèse amovible partielle métallique (PAPM) est une solution thérapeutique à l'édentement partiel. Elle bénéficie de recherches et d'avancées technologiques sur les matériaux qui la composent et sur les méthodes de fabrication. Les châssis de PAPM sont, pour la plupart, réalisés en alliage de chrome-cobalt, mais de nouveaux matériaux métalliques ou composites sont envisagés dans les années à venir, eu égard à la possible interdiction par l'UE du cobalt dans les dispositifs médicaux d'ici 2025.

Les châssis étaient, avant l'essor de la FAO, réalisés manuellement en cire puis coulés en alliage de CrCo. Des techniques diverses de fabrication assistées par ordinateur (FAO) permettent de réaliser les châssis de PAPM directement, ou indirectement en passant par une étape de coulée.

Une évaluation comparative des méthodes sur des critères techniques, cliniques et de rendement permet d'analyser les points forts et faibles de chacune d'entre elles. Les techniques de dépôt de filament fondu (FDM) et de jet de liant (BJP) ne permettent pas d'obtenir des châssis cliniquement acceptables. Les autres techniques de FAO comme la stéréolithographie laser (SLA), le traitement numérique de la lumière (DLP) et le frittage laser sélectif (SLS) permettent la création de châssis acceptables. La fusion laser sélective (SLM) et l'usinage offrent des avantages techniques et cliniques. L'utilisation combinée de ces deux techniques dans un seul processus de fabrication se révèle extrêmement innovante dans le futur de la FAO des châssis de PAPM. Cependant, le coût reste élevé et des recherches sont nécessaires pour évaluer sur le long terme la qualité de ces châssis.

JURY :

Président : Monsieur le Professeur BOITELLE

Assesseurs : Monsieur le Docteur MAYER

Monsieur le Docteur VANDOMME

Madame le Docteur DEHURTEVENT