



UNIVERSITÉ DE LILLE
UFR3S – DEPARTEMENT ODONTOLOGIE

Année de soutenance : 2026

N°:

THÈSE POUR LE
DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le 19 mai 2026

Par Marie FABISIAK

Interdiction du Cobalt ? Quelles alternatives pour la prothèse amovible
squelettée

JURY

Président :

Madame le Professeur DEHURTEVENT

Assesseurs :

Monsieur le Docteur MAYER

Monsieur le Docteur VANDOMME

Monsieur le Docteur GERMAIN

Président de l'Université : BORDET	Pr. R.
Directrice Générale des Services de l'Université : FABRE	A.V. CHIRIS
Doyen UFR3S :	Pr. D. LACROIX
Directrice des Services d'Appui UFR3S :	A. PACAUD
Vice doyen département facultaire UFR3S-Odontologie :	Pr. C. DELFOSSE
Responsable des Services :	L. KORAÏCHI
Responsable de la Scolarité :	V MAURIAUCOURT

PERSONNEL ENSEIGNANT DE LA FACULTE

PROFESSEURS DES UNIVERSITES

K. AGOSSA	Parodontologie
P. BOITELLE	Prothèses
T. COLARD	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
C. DELFOSSE Odontologie	Vice doyen du département UFR3S- Odontologie Pédiatrique Responsable du département d'Orthopédie dento-faciale
M. DEHURTEVENT	Co-responsable du département de Prothèses
B LOUVET	Chirurgie orale (Professeur des universités associé)
T. MARQUILLIER	Odontologie Pédiatrique
L ROBBERECHT	Responsable du département de Dentisterie Restauratrice Endodontie

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

A. BLAIZOT	Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale
F. BOSCHIN	Parodontologie
F CATHALA	Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale (maître de conférences des Universités associé)
C. CATTEAU Prévention, Odontologie Légale.	Responsable du département de Epidémiologie, Economie de la Santé,
X. COUTEL	Biologie Orale
A. de BROUCKER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
C. DENIS	Co-responsable du département de Prothèses
F. DESCAMP	Prothèses
M. DUBAR Parodontologie	Responsable du département de
A. GAMBIEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
F. GRAUX	Prothèses
M. LINEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
G. MAYER	Prothèses
L. NAWROCKI Orale CHU Lille	Responsable du département de Chirurgie Chef du Service d'Odontologie A. Caumartin -
C. OLEJNIK Orale	Responsable du département de Biologie
P OLEKSIK	Dentisterie Restauratrice Endodontie (maître de conférences des Universités associé)
H PERSOON	Dentisterie Restauratrice Endodontie (maître de conférences des Universités associé)
C PRUVOST	Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale (maître de conférences des Universités associé)
P. ROCHER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux

M. SAVIGNAT
Dysfonction,

**Responsable du département de Fonction-
Imagerie, Biomatériaux**

T. TRENTSAUX
Pédiatrique

Responsable du département d'Odontologie

J. VANDOMME

Prothèses

R. WAKAM KOUAM

Prothèses

PRATICIEN HOSPITALIER et UNIVERSITAIRE

M BEDEZ

Biologie Orale

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.

Remerciements

Aux membres du jury,

Madame le Professeur Marion DEHURTEVENT

Professeur 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

*Je vous remercie de l'honneur que vous m'avez fait en acceptant de présider
ce jury de thèse.*

Je vous en suis très reconnaissante.

*Je vous remercie pour toutes les connaissances que vous m'avez apportées,
Pour votre bienveillance, votre disponibilité et vos précieux conseils
tout au long de mon cursus.*

Vous assister durant ma 5^{ème} année a été un plaisir.

*Veillez trouver ici l'assurance de mes sentiments les plus respectueux
Et de ma sincère reconnaissance.*

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 »)

*Vous m'avez fait l'honneur d'accepter spontanément de siéger dans ce jury de thèse et de contribuer à l'évaluation de mon travail. Je vous en remercie sincèrement.
Votre investissement et votre bonne humeur m'ont beaucoup aidé durant les TPs de ma 2^e année.
Merci pour votre patience lors de l'apprentissage des crochets, qui m'aura demandé, je dois l'admettre, un peu plus que quelques essais.
Veuillez trouver ici le témoignage de mon profond respect*

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

*Vous avez accepté de diriger cette thèse et je vous en suis très reconnaissante.
Je souhaite vous remercier pour la confiance que vous m'avez accordée durant
ce travail.*

*Votre sérieux et votre rigueur sont pour moi un véritable exemple.
Votre investissement, votre disponibilité et votre bienveillance auprès des étudiants est
une source d'inspiration.*

*J'ai également beaucoup apprécié nos échanges autour de la musculation qui m'ont
appris qu'une thèse, comme un entraînement, demande rigueur, constance... et parfois
de savoir tenir jusqu'à la dernière répétition.*

Par ce travail, je vous prie de recevoir ma reconnaissance la plus sincère.

Monsieur le Docteur Basile GERMAIN

Chef de Clinique des Universités – Assistant Hospitalier

Section Réhabilitation Orale

Département Prothèses

Docteur en chirurgie dentaire

Je tiens à te remercier sincèrement d'avoir accepté de faire partie de mon jury de thèse.

Merci pour ces années passées à tes côtés, en travaux pratiques, en cours, ainsi qu'en dehors de ces murs. Ta patience, ta pédagogie, ton investissement et ta bienveillance font de toi un excellent assistant au sein de cette faculté.

Enfin, ta bonne humeur, ta gentillesse et ton sens de l'humour font de toi une personne aussi agréable qu'appréciée, un très bon enseignant et pour moi, un ami.

Merci pour tout.

Table des matières

Introduction	12
I. Rappels	13
I.1 La prothèse amovible partielle à châssis métallique.....	13
I.1.1 Indications	13
I.1.2 Les édentements	14
I.2 Composants d'une PAPM	15
I.2.1 les différentes armatures.....	15
I.2.2 Les selles.....	18
I.2.3 Les appuis	18
I.2.4 Les crochets	18
II. Le Chrome-Cobalt et les décisions de l'Europe.....	21
II.1 Le Chrome-Cobalt	21
II.1.1 Les propriétés du Chrome-Cobalt.....	21
II.1.2 Mise en œuvre.....	23
II.2 Avis européen sur le Chrome-Cobalt et pourquoi ?	25
II.2.1 Le Chrome-Cobalt, une substance dangereuse ?	25
II.2.2 Le Chrome-Cobalt, les différentes sources d'absorption	26
II.2.3 Quels risques pour les professionnels ?	29
III Titane et PEEK présentation des matériaux.....	31
III.1 Le Titane.....	31
III.1.1 Présentation des différents Titans	31
III.1.2 Propriétés	32
III.1.3 Mise en œuvre.....	32
III.2 Le PEEK.....	38
III.2.1 Définition	38
III.2.2 Propriétés du PEEK	40
III.2.3 Mise en œuvre.....	41
IV. Comparaison des matériaux	46
IV.1 Critères physiques.....	46
IV.2 Critères cliniques	49
IV.2.1 Biocompatibilité et corrosion	49
IV.2.2 Rugosité de surface et biofilm	51
IV.3 Critères de rendement	57
IV.3.1 Coût	57
IV.3.1 Temps.....	58
V. Discussion.....	59
VI. Conclusion.....	61
Bibliographie.....	63
Webographie	67
Table des illustrations.....	70
Table des tableaux.....	72

Introduction

L'édentement partiel est une situation clinique fréquemment rencontrée. Il engendre des répercussions fonctionnelles, esthétiques et psychologiques importantes sur la qualité de vie des patients. Parmi les solutions thérapeutiques possibles, la prothèse amovible partielle à châssis métallique (PAPM) est souvent utilisée, notamment lorsque les thérapeutiques implantaires ne peuvent être envisagées que cela soit pour des raisons cliniques, médicales ou encore économiques. Grâce à ses propriétés mécaniques et sa durabilité la PAPM permet de restaurer plusieurs fonctions comme la mastication, la phonation et dans certains cas l'esthétique, tout en préservant les dents restantes.

En France, les châssis de PAPM sont le plus souvent fabriqués à partir d'alliages de Chrome-Cobalt (CrCo). Ces alliages de Chrome-Cobalt offrent de bonnes propriétés mécaniques, une bonne résistance à la corrosion et sont peu coûteux. En 2021, les autorités européennes ont reclassifié le Cobalt comme substance possiblement cancérigène, mutagène et toxique pour la reproduction (CMR). Cette reclassification a soulevé des questions sur la continuité de l'utilisation du Cobalt en dentisterie. Cette évolution réglementaire remet en question la sécurité de ces alliages tant pour les patients que pour les professionnels de santé, et incite à rechercher des solutions alternatives qui sont capables de répondre aux exigences cliniques et mécaniques des prothèses amovibles partielles.

Face à cette situation, le Titane et le PEEK (polyétheréthercétone) semblent être des solutions envisageables au remplacement du Chrome-Cobalt. En effet le Titane est largement utilisé en implantologie pour sa biocompatibilité et sa résistance à la corrosion, tandis que le PEEK, qui est un polymère de haute performance, suscite un intérêt croissant en raison de sa légèreté, de son faible potentiel allergène et de ses propriétés mécaniques adaptées à certaines solutions prothétiques.

L'objectif de ce travail est donc de rappeler les principes fondamentaux de la prothèse amovible partielle à châssis métallique, d'analyser les propriétés, les avantages et les limites du Chrome-Cobalt, puis de présenter le Titane et le PEEK comme des alternatives potentielles. Enfin, une comparaison de ces matériaux selon des critères physiques, cliniques et économiques permettra d'évaluer leurs avantages et inconvénients dans la fabrication des châssis de PAPM.

I. Rappels

I.1 La prothèse amovible partielle à châssis métallique

La prothèse amovible partielle à châssis métallique (PAPM) ou stellite est une des solutions thérapeutiques les plus utilisées face à un édentement. En effet même si l'implant est le plus souvent la solution de choix lors de la perte d'une ou plusieurs dents, il n'est pas toujours réalisé pour des raisons cliniques, médicales ou financières.

I.1.1 Indications

La prothèse amovible partielle à châssis métallique (PAPM) est indiquée dans diverses situations notamment lors de l'absence de plusieurs dents sur une même arcade dentaire. Elle va permettre de remplacer les dents absentes tout en préservant les dents restantes puisqu'elle va permettre une répartition plus homogène des forces masticatoires et va donc diminuer les contraintes mécaniques sur les dents naturelles. La PAPM est indiquée pour les édentements terminaux (Figure 1), longs unilatéraux ou bilatéraux mais aussi pour les édentements courts, encastrés et antérieurs.

La PAPM a plusieurs objectifs, notamment celui de rétablir la fonction masticatoire et la phonation du patient, dans des cas d'édentements antérieurs elle permet de rétablir l'esthétique et dans certains cas d'édentements, elle va permettre de faire une remontée de dimension verticale. La PAPM va permettre d'augmenter la qualité de vie des patients en permettant une occlusion stable, confortable et pérenne pour le patient.



Figure 1 : châssis métallique [1]

I.1.2 Les édentements

Les différents édentements possibles sont classés, selon la classification de Kennedy- Applegate : c'est une classification des édentements qui va permettre de déterminer les dents supports en fonction des espaces édentés afin de concevoir la prothèse.

Il y a 6 classes d'édentements (Figure 2) :

Classe I : édentement terminal bilatéral.

Classe II : édentement terminal unilatéral.

Classe III : Édentement encastré postérieur (canine restante).

Classe IV : édentement encastré antérieur.

Les classes V et VI sont des variantes de la classe III :

Classe V : édentement encastré bilatéral avec perte au moins d'une canine.

Classe VI : édentement encastré unilatéral limité de part et d'autre par des dents pouvant assurer le support de la prothèse.

La présence de plusieurs segments édentés encastrés supplémentaires à l'édentement constituant la classe de base s'indique par la classe de base (qui est toujours la plus basse classe d'édentement) toujours suivie de la mention KA (qui signifie la classification de Kennedy-Applegate) suivie de modification 1,2, ou 3 en fonction du nombre d'édentements présents (Figure 2).

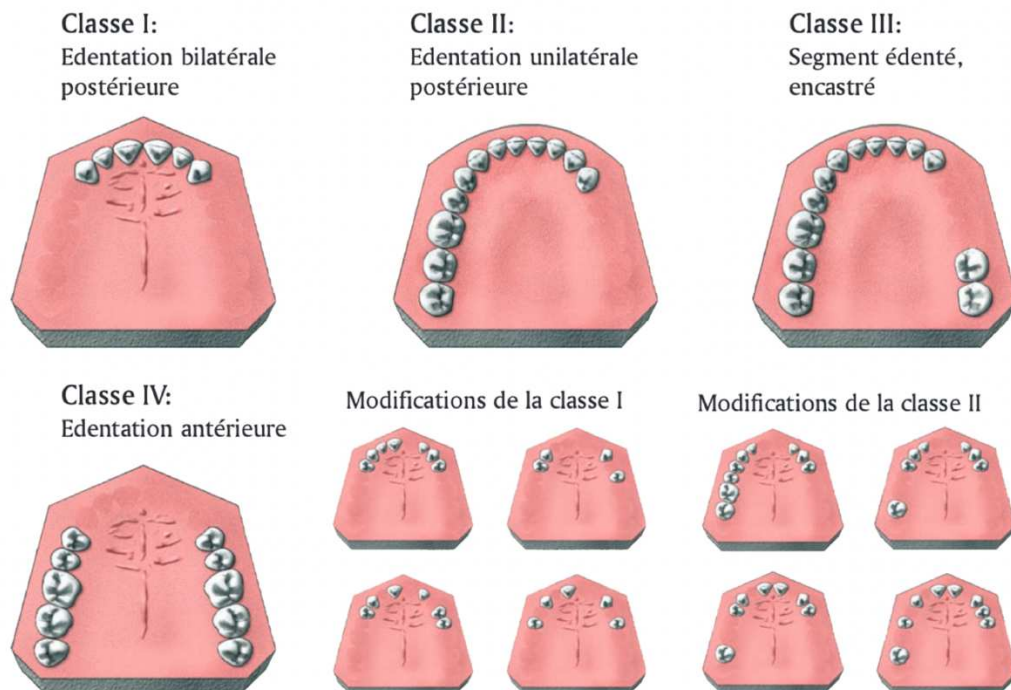


Figure 2: classes de Kennedy-Applegate [2]

La classe d'édentement est importante à prendre en considération dans la fabrication du châssis de la prothèse amovible :

- pour les classes I et II : ce sont des édentements distaux, il y a donc un « bras de levier » plus long, le châssis doit alors être plus rigide afin de limiter la flexion, les déplacements ou encore la déformation du châssis ;
- pour la classe III : l'édentement est encastré, il y a donc moins de force de bras de levier, le châssis peut donc être « plus souple », cependant cette classe d'édentement peut avoir des contraintes en ce qui concerne le design et l'épaisseur des crochets. En effet les crochets doivent être fins afin d'éviter tout problème d'encombrement ou d'inconfort tout en étant résistants dans le temps ;
- pour la classe IV : Ici le problème est plutôt esthétique car les crochets sont souvent visibles, les crochets dans les classes IV doivent donc être discrets, le moins visible possible, mais doivent rester rétentifs et résistants à la fatigue des cycles masticatoires.

1.2 Composants d'une PAPM


1.2.1 les différentes armatures





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 (Tableau 1) :

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

Tableau 1 : les armatures maxillaires [3]




Nom	Caractéristiques	Indications
Plaque étroite 	Limite antérieure : appuis occlusaux antérieurs limite postérieure : appuis occlusaux postérieurs quand édentement encastré légèrement épaisse en son centre pour assurer la rigidité	Édentements de classe II, III, VI de faible étendue

<p>Plaque large</p> 	<p>L'étendue de la plaque est en fonction de la taille de l'édentement. Elle peut être qualifiée de large ou étroite.</p>	<p>Classe I, II et IV de moyenne à grande étendue Lorsque la crête est résorbée.</p>
<p>Plaque à recouvrement complet</p> 	<p>Elle recouvre complètement le palais et s'appuie sur les cingulum avec un espacement de 0,5 mm en regard de la gencive marginale.</p>	<p>Classe I de grande étendue, permet de contrer l'axe de rotation de la prothèse.</p>
<p>Plaque en U</p>	<p>Forme de fer à cheval qui entraîne un traumatisme du parodonte marginal et un manque de rigidité.</p>	<p>Pour les palais étroits et profonds ou présence d'un torus palatin.</p>
<p>Entretoise simple</p> 	<p>Épaisseur plus importante au centre pour une bonne rigidité. Permet le dégagement de la partie antérieure du palais. Elle se situe en regard des 1ères ou 2e molaires.</p>	<p>Pour les classes III. Contre indiquée pour les palais profonds.</p>
<p>Double entretoise</p> 	<p>Permet de contourner un torus palatin. Très rigide.</p>	<p>Pour les classes IV de petite étendue. Pour les classes I et II avec des crêtes volumineuses et piliers dentaires solides. Contre indiquée pour les palais profonds et étroits.</p>

À la mandibule on décrit 3 armatures différentes (Tableau 2) :

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

Tableau 2 : les armatures mandibulaires [3]

Nom	Caractéristiques	Indications
<p>Barre linguale</p> 	<p>La plus courante, elle suit la table interne et se situe 1 mm au-dessus du frein lingual et du fond du plancher buccal en mouvement.</p> <p>Elle est espacée de la muqueuse de 0,5mm.</p> <p>Sa hauteur est de 3 mm et son épaisseur de 2 mm.</p>	<p>Indiquée quand la hauteur de la table interne (distance entre le plancher buccal en mouvement et la limite inférieure de la gencive marginale) l'autorise.</p> <p>Contre indiquée lorsque la distance entre le frein lingual et les collets des dents est inférieure à 7 mm.</p>
<p>Bandeau lingual</p> 	<p>Espacée de 0,5 mm en regard de la muqueuse et du ciment, elle prend appui sur les cingulum des dents.</p>	<p>Indiquée lorsque la hauteur de la table interne est insuffisante pour la barre linguale, en cas de récessions gingivales avec insertion haute du frein lingual.</p> <p>Elle est contre indiquée en cas d'hygiène bucco-dentaire insuffisante et de diastèmes.</p>
<p>Bandeau cingulaire</p> 	<p>Barre épaisse qui prend appui sur les cingulum des dents restantes.</p> <p>Espacé de 1,5 mm de la gencive marginale et du ciment et festonné.</p>	<p>Indiquée lorsque le plancher buccal en mouvement est proche de la gencive marginale, la table interne est réduite au minimum ou lorsque la présence de tori mandibulaires contre-indique le bandeau lingual.</p> <p>Contre indiquée en cas de diastèmes.</p>

1.2.2 Les selles

Les selles ont pour objectif de supporter les futures dents prothétiques, elles sont localisées sur les crêtes édentées. Elles doivent être rétentes à la future résine permettant la liaison avec les dents artificielles. Les selles prothétiques sont grillagées afin d'améliorer la cohésion entre le métal et la résine. Elles doivent être espacées de 0,5 mm des tissus gingivaux afin de permettre leur enveloppement par la résine et, ainsi, ne pas avoir de contact entre le métal et les tissus gingivaux.

1.2.3 Les appuis

Aussi appelés « taquets », un appui peut être occlusal (dans les secteurs prémolo-molaires) ou cingulaire (dans les secteurs antérieurs). Les appuis peuvent être également directs et indirects. Ils sont réalisés par le praticien grâce à une améloplastie et sont déterminés grâce au polygone de sustentation.

Les appuis directs sont donc situés :

- sur les dents bordant des édentements encastrés : au niveau de la crête marginale du côté de l'édentement ;
- sur les dents bordant des édentements terminaux : au niveau de la crête marginale du côté opposé à l'édentement.

Le but étant de trouver le polygone de sustentation le plus large possible, on ajoute à ces appuis directs des appuis indirects. Ils permettent donc d'augmenter la surface du polygone de sustentation, de symétriser le châssis et de contrer les mouvements de bascule qui peuvent s'effectuer autour des axes de rotation.

1.2.4 Les crochets

Les crochets sont des dispositifs qui se trouvent sur les dents supports de l'appareil. Ils constituent des éléments indispensables à la prothèse, permettant une bonne rétention de celle-ci (Figure 3).

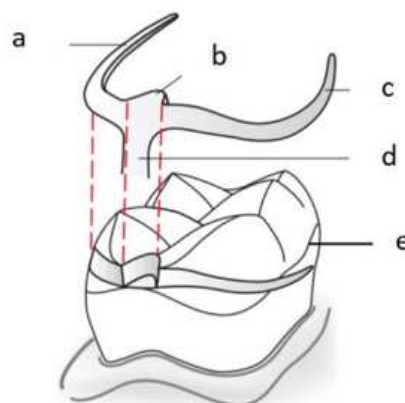


Figure 3 : schéma d'un crochet N°1 (a : bras de rétention ; b : taquet d'appui ; c : bras de calage ; d : potence de raccordement ; e : ligne de plus grand contour) [4]

Ils sont constitués de plusieurs parties :

- le bras de rétention (a) est plus rigide aux deux premiers tiers puis flexible sur le tiers terminal ce qui va permettre de passer sous la ligne de plus grand contour (e) de la dent assurant une certaine rétention ;
- le bras de calage (c), en lingual ou palatin de la dent ;
- le taquet d'appui (b) et sa potence (d) de raccordement.

La plupart des crochets et des armatures métalliques sont aujourd'hui fabriqués en Chrome-Cobalt (CrCo), ce matériau permet d'avoir des épaisseurs de crochets assez faibles (Tableau 3) tout en assurant résistance et rétention à long terme.

Tableau 3 : dimensions du châssis en CrCo [5]

	Section transversale	Largeur	Épaisseur
Fil cingulaire	3,5 mm ²	3 mm ²	1,5 mm ²
Bras de crochet	1,6 mm ²	1,8 mm ²	1,2 mm ²
Pointe du crochet	1,2 mm ²	1,2 mm ²	1 mm ²
Passage du crochet	2,5 mm ²	-	1,4 mm ²
Taquet	-	-	0,6 mm ²

Il existe différents types de crochets, les crochets dits rigides pour les édentements encastrés (Figure 4) :

- le crochet N°1 ou d'Ackers (A) ;
- le crochet anneau (B) ;
- le crochet Bonwill (C).

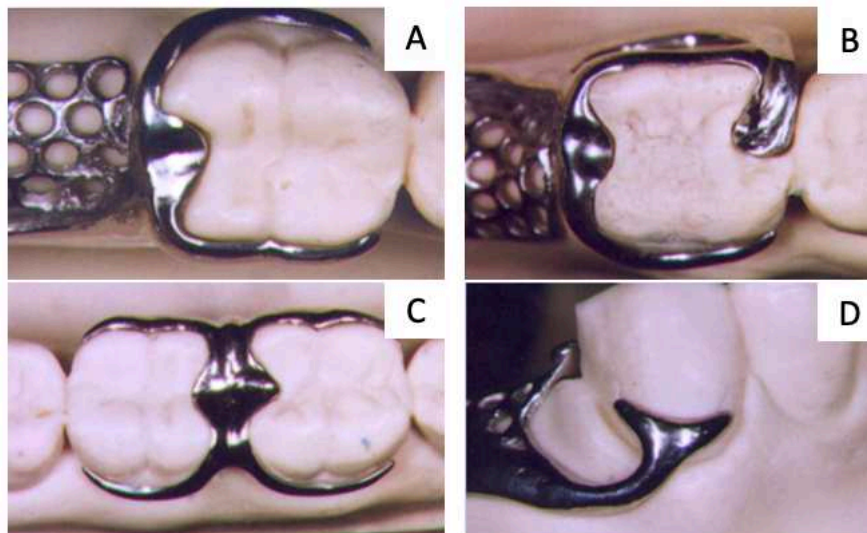


Figure 4 : les crochets bordant un édentement encastré (A : crochet N°1 ; B : crochet anneau ; C : crochet Bonwill ; D : crochet Bonhyard) (illustrations des Drs. Marion Dehurtevent et Bruno Picart)

Il existe également des crochets dits semi-rigides pour les édentements terminaux (Figure 5) :

- le Nally Martinet type (A) ;
- le Nally Martinet à potence décalée (B) ;
- le Nally Martinet molaire (C).

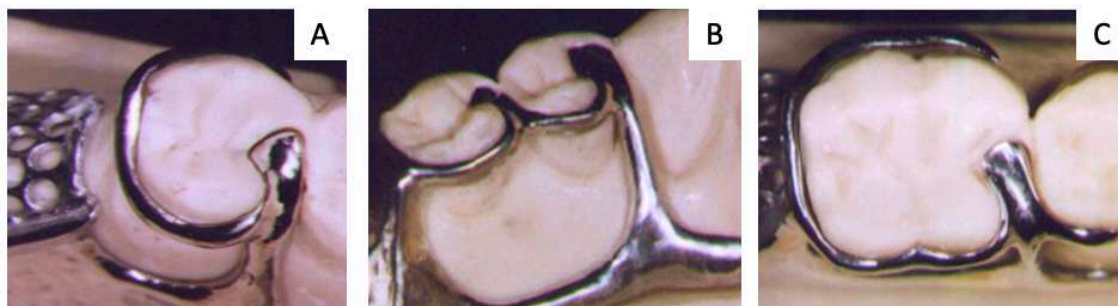


Figure 5 : les crochets bordant un édentement terminal (A : Nally Martinet type ; B : Nally Martinet à potence décalée ; C : Nally Martinet molaire) (illustrations des Drs. Marion Dehurtevent et Bruno Picart)

II. Le Chrome-Cobalt et les décisions de l'Europe

II.1 Le Chrome-Cobalt

En prothèse amovible partielle métallique, ce sont les alliages en Chrome-Cobalt (CrCo) qui constituent le matériau de choix. Utilisés depuis les années 1930 en odontologie [6] les alliages de CrCo sont reconnus pour leur élasticité et leur résistance à la traction et à la fatigue. Ces propriétés sont très intéressantes pour les PAPM puisqu'elles vont permettre une meilleure rétention des crochets et une longévité du châssis métallique.

II.1.1 Les propriétés du Chrome-Cobalt

C'est un alliage non précieux de Chrome et de Cobalt auquel il est ajouté, pour la plupart du temps, du molybdène. Cet alliage est ainsi composé de 50 à 70 % de Cobalt et 20 à 30 % de Chrome et de 1 à 5 % de molybdène (Mn) [7], de nickel (Ni) et de tungstène (W). Les propriétés mécaniques des alliages en CrCo doivent correspondre aux critères de la norme ISO 22674:2023-04 [8], qui définit leurs propriétés mécaniques.

L'alliage de CrCo possède de nombreux avantages (Tableau 4) [9] :

Tableau 4 : propriétés mécaniques des alliages en CrCo [10,11]

Marque	Module d'élasticité (GPa)	Limite d'élasticité (MPa)	Résistance à la traction (MPa)	Allongement (%)	Densité (g/cm ³)
Wironium	235	800	1300	13	8,5
Remanium	230	800	1170	11	8,6
wironit	240	690	890	9	8,2
vitallium	200	600	855	9	8,3
Wirobond	210	790	1150	12	8,5
ISO 22674	-	> 500	-	> 2,0	-

- une résistance mécanique à la traction élevée (>850 MPa) qui va augmenter avec le traitement thermique de l'alliage ;
- une dureté de Vickers élevée d'environ 273 HV ; cela correspond à la dureté de surface, plus elle est élevée, plus la surface est dure et résistante à l'abrasion, à l'usure et à la pénétration ;
- un module d'élasticité (E) élevé (240 GPa) qui confère la résistance et la rigidité requises sans avoir besoin de sections transversales lourdes, réduisant ainsi le poids des structures métalliques. Aussi, cette limite d'élasticité élevée va permettre aux crochets d'avoir une résistance à la déformation. Les crochets sont alors rigides, fins et ont la capacité de surmonter la déformation produite par les nombreux cycles d'insertion et de désinsertion du châssis métallique ;

- une faible densité, (8,6g/cm³) qui rend les restaurations et armatures légères [11] ;
- une limite d'élasticité de 600 MPa ; la limite d'élasticité correspond à la force qui est nécessaire pour atteindre la limite entre une déformation élastique (l'alliage reprend sa forme initiale lorsque les forces disparaissent) et une déformation plastique définitive ;
- un allongement à la rupture de 10%, qui est l'élongation maximum du matériau avant sa propre rupture ;
- une bonne biocompatibilité : le CrCo est en effet bien toléré par l'organisme. Il présente un faible risque de réactions allergiques, ce qui le rend approprié pour la plupart des patients. En effet dans la pratique clinique, la majorité des études cliniques à court/moyen terme ne rapportent pas d'effets toxiques systématiques pour la population générale [12], mais des réactions locales allergiques ou irritatives peuvent survenir chez des patients sensibilisés ;
- une résistance à la corrosion et à l'usure exceptionnelle, essentielle pour la longévité des prothèses dentaires ;
- une température de fusion qui est entre 1355 et 1385 °C ;
- un matériau à faible coût de fabrication. L'élaboration d'un châssis coûte aux alentours de 150 euros ;
- un matériau facile d'utilisation, le CrCo est assez facile à usiner, à polir permettant de fabriquer des prothèses correctement ajustées et confortables pour les patients.

Même si le CrCo possède beaucoup d'avantages, il a des limites et des inconvénients :

- le risque d'allergies : en effet même si le CrCo est un matériau ayant une bonne biocompatibilité, dans de rares cas, on peut observer des réactions allergiques [13] ;
- l'esthétique : en effet le CrCo est un métal gris qui peut être inesthétique, surtout au niveau des crochets antérieurs.

La question de la dangerosité du Cobalt sur la santé résiderait dans le fait que ces dispositifs médicaux s'usent et libèrent des particules de Cobalt dans le corps humain, ingérées et inhalées. Ainsi depuis 2020, le Cobalt a été classé par l'Union Européenne comme substance cancérigène, mutagène et toxique pour la reproduction [7].

II.1.2 Mise en œuvre

Les châssis métalliques fabriqués en CrCo peuvent être fabriqués par différentes méthodes :

- technique de coulée à la cire perdue ;
- méthode soustractive (usinage) ;
- méthode additive (SLM).

II.1.2.1 technique par coulée

La méthode de moulage à la cire perdue est une technique traditionnelle de moulage des métaux. Le principe de base est de fabriquer un modèle en cire sur le moulage obtenu après l’empreinte secondaire, la conception de ce modèle en cire peut se faire à la main mais également par CFAO (Figure 6A) : on va scanner le moulage puis à l’aide d’un logiciel faire la conception du châssis qui sera pour cette technique en résine calcinable (Figure 6B).

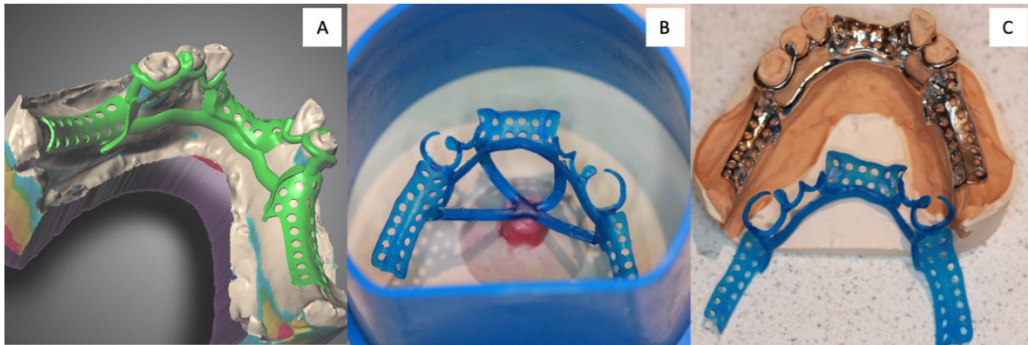


Figure 6 : étapes de fabrication d'un châssis par coulée [14]

L'étape suivante est la mise en revêtement, le châssis est intégré dans un matériau réfractaire, et après chauffage, le châssis en cire/résine calcinable est fondu et s'écoule pour former une cavité. C'est à ce moment que le CrCo en fusion à environ 1360°C est versé dans la cavité et la pièce moulée est obtenue après refroidissement. Le châssis passe ensuite par les étapes de sablage et de finitions afin d'obtenir un châssis lisse et brillant (Figure 6C).

Cette méthode est largement utilisée car le CrCo est un matériau facile à couler et l'on obtient de bonnes propriétés mécaniques. De plus le coût de fabrication est bien plus faible que pour les autres méthodes de fabrication.

Pendant il faut prendre en compte que la coulée est sensible aux erreurs humaines, elle est donc technicien dépendante : des erreurs dans les différentes étapes peuvent amener à des défauts de porosités, de précision.

II.1.2.2 Technique soustractive (usinage)

L'usinage se fait grâce à un disque de CrCo que l'on place au sein d'une usineuse (Figure 7). Celles-ci ont généralement 4 ou 5 axes de travail : la machine va venir directement tailler le châssis dans le disque de CrCo. C'est une méthode dite soustractive car de la matière est retirée afin de réaliser le châssis dans le disque.



Figure 7 : usineuse 5 axes [9]

La précision et la répétabilité sont les avantages majeurs de cette technique de fabrication, le risque de porosité est moindre. Cependant, cette technique reste très peu utilisée car elle est très coûteuse. En effet les blocs de CrCo sont onéreux, et la perte de matériau est considérable : elle avoisine les 80 % de perte. De plus cette technique est limitée lorsqu'il faut réaliser des géométries complexes notamment pour la fabrication des crochets.

II.1.2.3 Technique additive par SLM

Le châssis est d'abord modélisé en 3D à l'aide d'un logiciel de CAO, en prenant en compte la géométrie, ce qui donne un fichier STL qui sera « tranché » en couches. Une fois ce fichier préparé, il faut régler quelques paramètres comme l'épaisseur de couche. La fabrication d'un châssis par une machine SLM (Figure 8) se fait couche par couche, c'est-à-dire que le laser va venir faire fondre la poudre présente sur la plaque de fabrication jusqu'à fusion complète des particules, selon une trajectoire bien précise. Une fois qu'une couche est terminée, la plaque va descendre d'un cran afin de pouvoir créer une nouvelle couche, c'est pourquoi cette technique est dite additive. Une fois la pièce terminée, il faut la laisser refroidir.

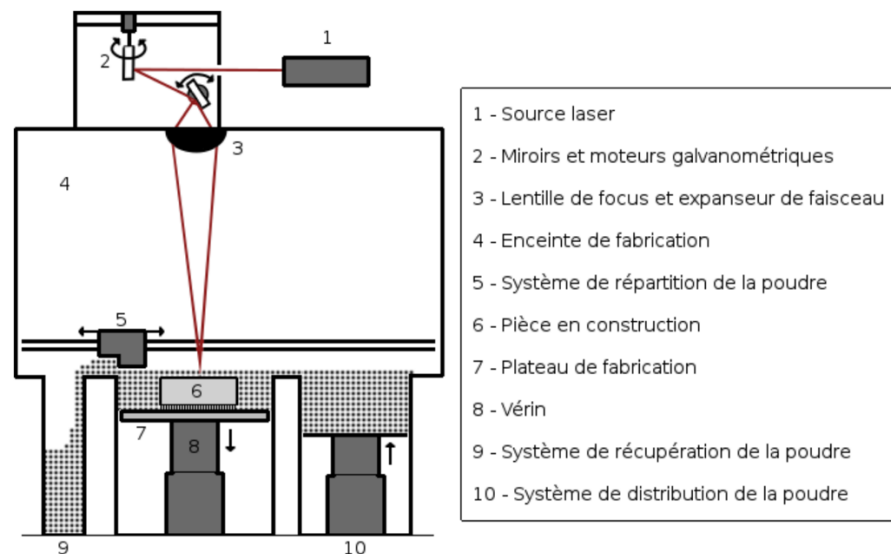


Figure 8 : schéma du fonctionnement d'une machine SLM [15]

Cette technique permet d'avoir une grande liberté géométrique car elle permet de produire des sections fines, des formes complexes, ce qui est très utile pour la fabrication des crochets. De plus cette technique est très précise et dans plusieurs études [16] elle montre un ajustement parfois supérieur à la coulée et au fraisage. Les limites de cette technique sont que les propriétés mécaniques sont dépendantes des paramètres d'impression, que cette technique est chronophage et coûteuse (coût de l'équipement). De plus, elle nécessite beaucoup de post-traitement (retrait des supports, polissages).

II.2 Avis européen sur le Chrome-Cobalt et pourquoi ?

II.2.1 Le Chrome-Cobalt, une substance dangereuse ?

Le Cobalt a été classé comme substance CMR de catégorie 1B (effet cancérigène (C), mutagène (M) et sur la reproduction (R)) par le comité d'évaluation des risques (CER). Cette catégorie implique :

- des propriétés cancérigènes pour l'homme (1B : danger présumé) [17] ;

- certaines formes de Cobalt, notamment le Cobalt métallique en poudre et certains sels solubles de Cobalt, ont été associées à des cancers des voies respiratoires, en particulier chez les travailleurs exposés dans l'industrie (ex. métallurgie, fabrication de batteries, pigments, etc.) ;
 - l'inhalation chronique de particules de Cobalt peut provoquer des effets graves sur les poumons, avec un risque accru de cancer.
- des risques mutagènes (2 : danger suspecté) ;
- des études *in vitro* ont montré que le Cobalt peut endommager l'ADN, ce qui est un critère de mutagénicité. Toutefois, les preuves pour ce critère sont généralement moins fortes que pour la cancérogénicité [14].
- d'une toxicité pour la reproduction (1B : danger présumé).
- certains sels de Cobalt peuvent affecter la fertilité (altération de la spermatogénèse) ou le développement embryonnaire/fœtal chez les animaux de laboratoire, en particulier à fortes doses répétées (>0,03mg/kg/j) [18].

Ce sont des enquêtes et des évaluations menées par le Comité d'évaluation des risques (CER) de l'agence européenne des produits chimiques (ECHA) qui ont montré « la mutagénicité sur les cellules germinales » du métal Cobalt sur l'appareil gastro-intestinal à des doses répétées d'ingestion de Cobalt/Chlorure de Cobalt (doses supérieures à 0,03mg/kg/j). Par conséquent, le métal Cobalt a été reclassé en substance CMR 1B.

Cependant cette décision reste surprenante, puisque les études sur l'humain menées à ce jour n'ont pas été considérées comme fournissant des preuves suffisantes de la cancérogénicité du Cobalt, et seules des études de cancérogénicité par inhalation ont été menées chez les rongeurs.

II.2.2 Le Chrome-Cobalt, les différentes sources d'absorption

Le Chrome et le Cobalt sont des éléments naturels que l'on retrouve dans les sols, les eaux, les plantes et les organismes vivants. Il existe différents types d'interaction avec notre organisme : l'ingestion, l'inhalation ainsi que le contact cutané-muqueux.

Le Chrome et le Cobalt étant présents naturellement, une certaine quantité de Cobalt est absorbé par l'humain via l'alimentation. Cette quantité est très variable en fonction des habitudes alimentaires des personnes, ce qui entraîne des différences d'absorptions quotidiennes entre les différentes études. Cependant on peut noter que la quantité minimale absorbée est de 5 µg/jour et la quantité maximale est de 300 µg/jour selon diverses études menées sur différentes populations dans différentes régions. En France la moyenne par jour a été évaluée à 29 µg/jour.

En ce qui concerne la dentisterie et les châssis métalliques, ce sont les interactions par ingestion qui intéressent le plus et notamment, pour les patients, deux phénomènes sont intéressants :

- l'abrasion : les mouvements masticatoires, les mouvements d'insertions et de désinsertions, le brossage... entraînent une usure des prothèses dentaires, ce qui va libérer des particules qui vont se retrouver dans la salive puis dans l'appareil gastro-intestinal, où elles seront résorbées. Les résultats des tests d'abrasions publiés par Schwindling et coll [19] ont permis d'obtenir une valeur moyenne d'abrasion d'un alliage CrCo de 0.034 microgramme par jour (en supposant une perte moyenne de volume de $100\ \mu\text{m} \times 100\ \mu\text{m} \times 60\ \mu\text{m}$ en 100 000 cycles, et une densité ρ égale à $8,5\ \text{g}/\text{cm}^3$), ce qui reste une faible quantité. De plus ces tests ont été réalisés sur simulateurs masticatoires avec comme antagoniste de l'alumine. Or les châssis métalliques n'entrent pas en contact direct avec les dents antagonistes puisque les selles sont recouvertes par de la résine. L'abrasion est donc très limitée dans le cadre de la PAPM ;
- la corrosion est une réaction électrochimique qui se produit lorsqu'un métal entre en contact avec son environnement (par exemple, la salive, les variations de pH ou la présence d'ions). Cette réaction entraîne une libération d'ions métalliques à la surface du matériau, qui vont ensuite se dissoudre dans le milieu environnant. Tous les métaux et alliages utilisés en bouche subissent ce type de corrosion, selon le même principe. Ce qui nous intéresse alors, ce n'est pas tant le fait que la corrosion se produise — car elle est inévitable — mais la quantité d'ions métalliques relargués, c'est-à-dire libérés dans le milieu buccal.

Pour évaluer la résistance à la corrosion des alliages dentaires, on se base sur une norme internationale : l'ISO 22674.[20]

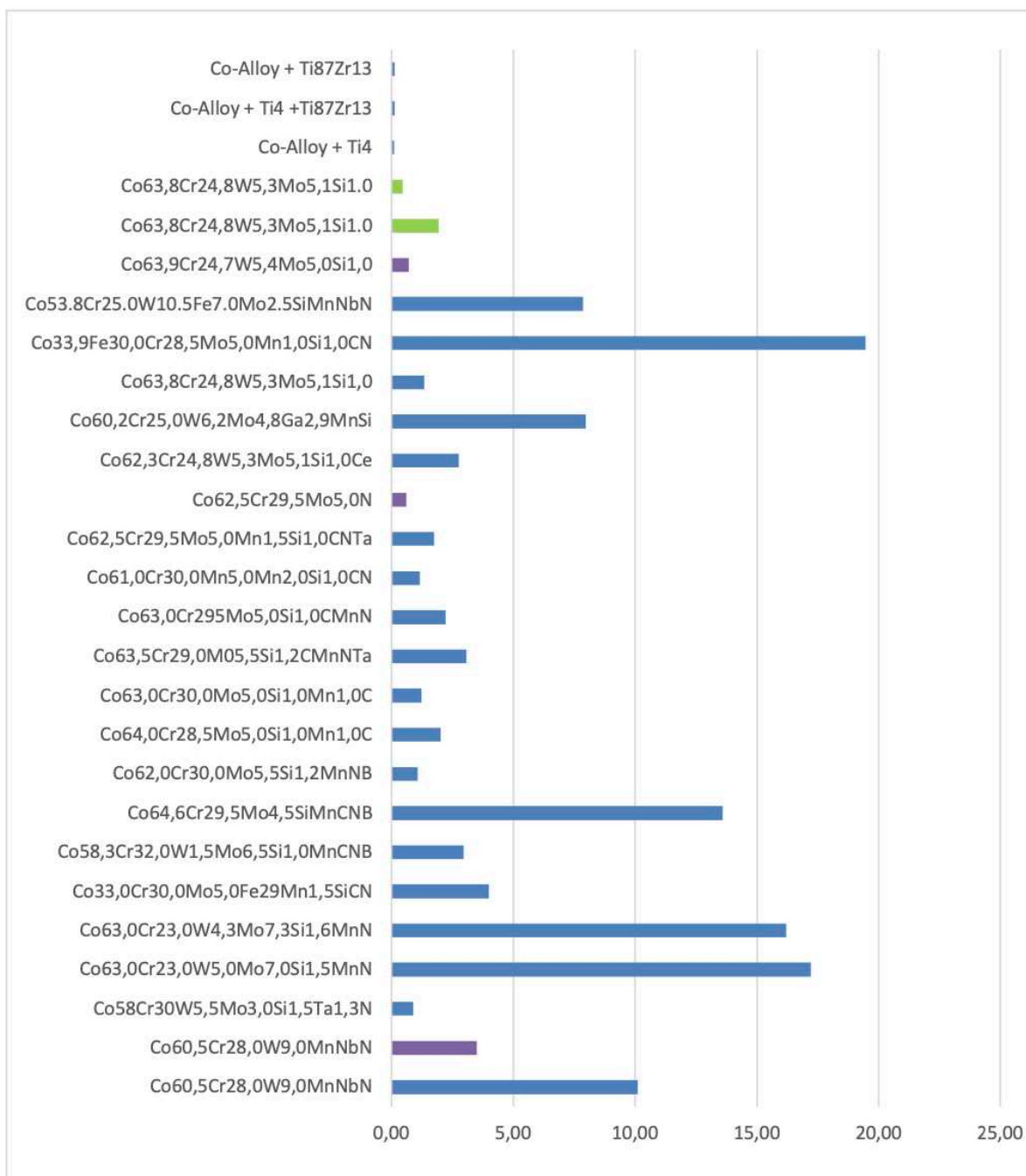
Elle impose un test statique par immersion :

- l'échantillon métallique est immergé dans une solution pendant 7 jours ;
- puis on mesure la quantité d'ions métalliques relargués.

La norme fixe une limite maximale : le relargage d'ions ne doit pas dépasser 200 microgrammes par centimètre carré ($200\ \mu\text{g}/\text{cm}^2$) au cours des 7 jours.

Les alliages à base de CrCo, largement utilisés en dentisterie pour leur résistance mécanique et leur biocompatibilité, respectent tous cette exigence. Comme le montre le (Tableau 5), ces alliages présentent un relargage d'ions bien inférieur au seuil autorisé, ce qui en fait des matériaux fiables et sûrs pour un usage en bouche.

Tableau 5 : quantités d'ions largués en 7 jours par différents alliages de Cobalt [14]



On remarque que suite à ce test, les quantités totales d'ions largués par les différents alliages dentaires à base de Cobalt sont comprises entre 0,5 et 20 µg/cm² [14], ce qui est nettement inférieur à la norme de 200 µg/cm². De plus, la solution utilisée pour ce test selon la norme ISO 22674 est particulièrement agressive et acide avec un pH à 2,3. Une telle acidité est rarement retrouvée en bouche, d'autant plus que l'acidité due à l'alimentation est rapidement neutralisée par la salive. On peut donc en conclure que la quantité réelle d'ions largués en bouche par ces alliages doit être moins élevée que lors du test.

II.2.3 Quels risques pour les professionnels ?

Après avoir étudié les risques liés au CrCo pour les patients, on peut se pencher sur la question du dentiste et du prothésiste dentaire. En effet, ces acteurs vont être exposés à l'absorption de Cobalt via les poussières émises lors des étapes de conception des prothèses et notamment lors du fraisage et meulage des prothèses. Cette exposition serait responsable d'effets chroniques non cancérogènes : irritation respiratoire, asthme, pneumonies et fibroses. Les mesures de protection sur le lieu de travail, comme l'installation d'un système d'aspiration, le port d'un masque et l'application des recommandations figurant dans les modes d'emploi des matériaux utilisés, permettent cependant d'éviter cette absorption.

Les chirurgiens-dentistes peuvent être exposés à des poussières métalliques, notamment celles issues des alliages de CrCo, lors de certaines étapes de leur pratique clinique.

Cela se produit principalement lors du fraisage ou de l'ajustement des châssis métalliques afin de les adapter précisément à la bouche du patient.

Pour limiter les risques, plusieurs mesures de protection doivent être mises en place :

- le port d'un masque de protection respiratoire (de préférence FFP2 ou équivalent) ;
- des lunettes de protection pour éviter les projections oculaires ;
- l'aspiration des poussières par l'assistante au fauteuil ;
- ou l'utilisation d'un box de travail fermé équipé d'un système d'aspiration intégré.

Ce type de dispositif permet de contenir les particules et de réduire significativement l'exposition du praticien lors du fraisage (Figure 9).



Figure 9 : box de grattage [21]

Ainsi, les alliages en CrCo présentent de nombreux avantages pour la fabrication de châssis de prothèses amovibles partielles notamment une très bonne résistance aux contraintes mécaniques ainsi qu'à la corrosion comme vu précédemment. Cependant sa classification récente comme substance CMR par le CER le fait entrer dans le règlement REACH (registration, evaluation and authorisation of chemicals) qui est un règlement de l'union européenne adopté pour protéger la santé humaine et l'environnement contre les risques liés aux substances chimiques. Par conséquent il sera peut-être interdit d'utilisation à l'avenir. De plus dans le cadre de la surveillance des dispositifs médicaux, l'agence nationale de sécurité de médicaments et des produits de santé (ANSM) a créé un comité scientifique d'experts qui a pour objectif en 2025 de faire un état des lieux sur les connaissances et l'utilisation du Cobalt dans les dispositifs médicaux et d'émettre des recommandations concernant le Cobalt. Face à cette menace d'interdiction du Cobalt pour la réalisation de prothèses dentaires, il est nécessaire de chercher des alternatives au Cobalt. Aujourd'hui deux solutions sont envisagées, il s'agit du Titane et du PEEK (polyétheréthercétone).

III Titane et PEEK présentation des matériaux

III.1 Le Titane

Le Titane (Ti) est un métal léger, résistant et parfaitement biocompatible, ces propriétés font de lui un candidat potentiel pour remplacer le Chrome-Cobalt dans la fabrication des châssis métalliques.

III.1.1 Présentation des différents Titans

Il existe plusieurs grades de Titane qui peuvent être utilisés en dentisterie. Les grades vont du grade I au grade V, plus le grade augmente, plus le pourcentage d'éléments ajoutés au Titane augmente. Les éléments ajoutés au Titane pur ont pour but d'augmenter les propriétés mécaniques du matériau, cependant cela peut dégrader les propriétés biologiques (Tableau 6).

En dentisterie on utilise 2 types de Titane :

- les Titans commercialement purs (TI-CP) notamment pour les implants (grade I à IV) ;
- les Titans TA6V qui sont un alliage de Titane avec 6 % d'aluminium et 4 % de vanadium (grade V).

Tableau 6 : les grades des Titans [22,23]

	Grade I	Grade II	Grade III	Grade IV	Grade V
% de titane	99,5	99,2	99,1	99	90
Résistance à la traction (MPa)	240	345	450	550	900
Limite d'élasticité (MPa)	170	275	380	485	850
Dureté (HV)	130	160	190	225	290
Allongement (%)	25	20	18	15	10
Densité (g/cm ³)	4,51	4,51	4,51	4,4	4,3

Les Titans dits purs sont plutôt utilisés pour la fabrication des implants (souvent grade IV), cependant pour toutes les parties intermédiaires (piliers, parties transgingivales), on va privilégier les alliages de Titane TA6V, qui sont de grade V car ces alliages ont de meilleures propriétés mécaniques (Tableau 6). De ce fait pour la fabrication de châssis métalliques, on va également privilégier les alliages TA6V.

III.1.2 Propriétés

Le Titane possède de nombreuses propriétés intéressantes à connaître pour la fabrication de prothèses amovibles squelettées :

- une faible densité d'environ $4,3 \text{ g/cm}^3$, presque deux fois plus faible que celle du CrCo ce qui permet d'avoir des armatures très légères ;
- dureté de Vickers : 290 HV, cette dureté élevée confère au Titane une bonne résistance à l'abrasion, à l'usure ou à la pénétration ;
- un module d'élasticité de 115 GPa : plus le module d'élasticité est élevé, plus le matériau est rigide et résistant à la déformation, ce module est alors une propriété très intéressante surtout pour les crochets ;
- une limite d'élasticité d'environ 850 MPa. La limite d'élasticité correspond à la force nécessaire pour atteindre la limite entre une simple déformation élastique et une déformation plastique définitive. Une déformation élastique permet à l'alliage, après suppression des forces exercées, de reprendre sa forme originale. Une déformation plastique, même après suppression des forces exercées, est définitive ;
- une résistance à la traction de 900 MPa ;
- un allongement à la rupture d'au moins 10 % ;
- une température de fusion de 1650°C .

III.1.3 Mise en œuvre

Le Titane peut être mis en œuvre par différentes techniques, notamment par méthode traditionnelle qui est la technique de coulée à la cire perdue, et par conception/fabrication assistée par ordinateur (CFAO).

III.1.3.1 Technique de coulée à la cire perdue

La fabrication d'un châssis de prothèse amovible en Titane par technique de coulée repose sur une adaptation spécifique du procédé traditionnel de la cire perdue. Le processus débute par la réalisation du châssis en cire ou en résine calcifiable sur le modèle. Le châssis est alors mis en revêtement avec un matériau réfractaire phosphate spécialement formulé pour résister à haute température et limiter les réactions chimiques entre le Titane liquide et les parois du moule [24].

Une fois le moule durci, il est chauffé afin d'éliminer complètement la cire, le moule est prêt à recevoir le métal. Contrairement aux alliages dentaires classiques, la coulée du Titane ne peut pas s'effectuer à l'air libre, car ce métal réagit instantanément avec l'oxygène, l'azote ou l'hydrogène lorsqu'il est fondu. De ce fait la fusion et la coulée s'effectuent dans une machine spécialisée fonctionnant sous vide poussé et/ou atmosphère inerte (argon), avec un système de surpression ou de centrifugation qui permet au Titane liquide, porté à près de 1700°C , de remplir complètement le moule.

Une fois solidifié et refroidi, le châssis est démoulé puis soumis à un nettoyage approfondi. En effet, la surface du Titane montre souvent une zone altérée en raison de la réaction avec le moule réfractaire. Cette couche doit être éliminée par un procédé de « pickling » [25] utilisant des solutions acides (notamment à base de fluorures) capables de dissoudre la couche réactionnelle sans endommager la structure du châssis. Le dispositif est ensuite sablé, ajusté mécaniquement et poli pour obtenir la géométrie finale, l'adaptation correcte sur le modèle et l'état de surface requis. Ce procédé permet de créer un châssis léger, biocompatible et résistant à la corrosion, mais demande une maîtrise technique élevée ainsi qu'un équipement spécialisé, raison pour laquelle il est réalisé dans des laboratoires formés aux matériaux réactifs et aux technologies de fusion sous atmosphère contrôlée.

Cependant cette technique présente des inconvénients notamment dus à la température de fusion élevée du Titane [26]. En effet, la coulée du Titane est difficile et des défauts sont souvent retrouvés notamment des défauts de porosités et de vides internes au niveau des crochets, ce qui diminue l'ajustement et surtout les propriétés mécaniques du Titane au niveau du châssis. De plus, le Titane est difficile à polir en raison de sa dureté, de son comportement ductile et cette technique a un coût élevé. Elle nécessite des équipements spécialisés qui augmentent le coût de fabrication.

III.1.3.2 Technique par méthode soustractive (CFAO)

Le processus débute par l'obtention d'un modèle numérique. La modélisation du châssis métallique est réalisée à l'aide d'un logiciel de CAO (Conception Assistée par Ordinateur). La conception numérique est envoyée à une machine de FAO (Fabrication Assistée par Ordinateur), généralement une usineuse à 5 axes (Figure 10). Ensuite, un disque de Titane est placé dans l'usineuse, la machine effectue un fraisage de haute précision : elle retire progressivement de la matière du disque de Titane jusqu'à obtenir la forme exacte du châssis. Ce fraisage peut durer plusieurs heures, en raison de la dureté du Titane et de la complexité géométrique de châssis. Une fois le fraisage terminé, le châssis est retiré de la machine, puis débarrassé des éventuels résidus. Il subit ensuite une phase de polissage minutieux pour lisser les surfaces ce qui va améliorer le confort du patient et limiter l'accumulation de plaque bactérienne.

L'usinage des châssis métalliques en Titane possède certains avantages :

- une précision élevée : excellente adaptation du châssis à la morphologie buccale du patient ;
- une biocompatibilité optimale : idéal pour les patients sensibles aux métaux ;
- l'absence de porosités : contrairement à la coulée, le fraisage ne génère pas de défauts internes comme vu précédemment.

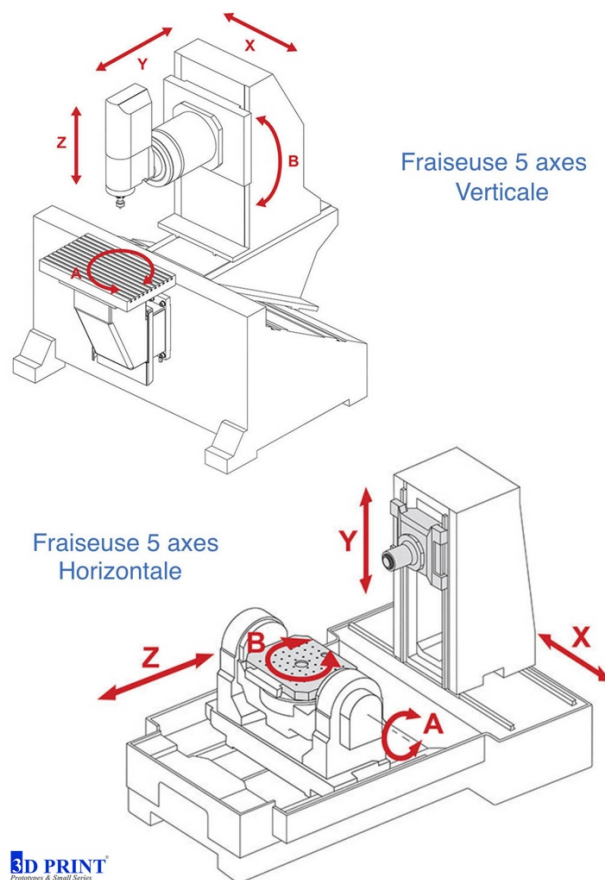


Figure 10 : schéma d'une usineuse 5 axes [27]

Cependant l'usinage du Titane présente également des inconvénients et des limites :

- le Titane est un matériau très dur et difficile à usiner. Il provoque une usure rapide des fraises et outils de coupe, ce qui augmente les coûts d'entretien et diminue la productivité ;
- l'usinage génère également une chaleur importante, ce qui peut entraîner des déformations si le refroidissement n'est pas parfaitement maîtrisé ;
- le Titane est un matériau coûteux, plus cher que les alliages classiques comme le CrCo ;
- le temps de fabrication est plus long en raison de la dureté du matériau, ce qui augmente le coût global de production ;
- certaines formes complexes ou éléments fins peuvent être difficiles, voire impossibles à usiner directement en Titane sans les fragiliser ;
- la rigidité du matériau peut imposer des contraintes de conception pour éviter les tensions ou fractures ;
- le fraisage est un procédé soustractif : on part d'un bloc plein et on enlève de la matière (allant jusqu'à 80 % de perte) (Figure 11).

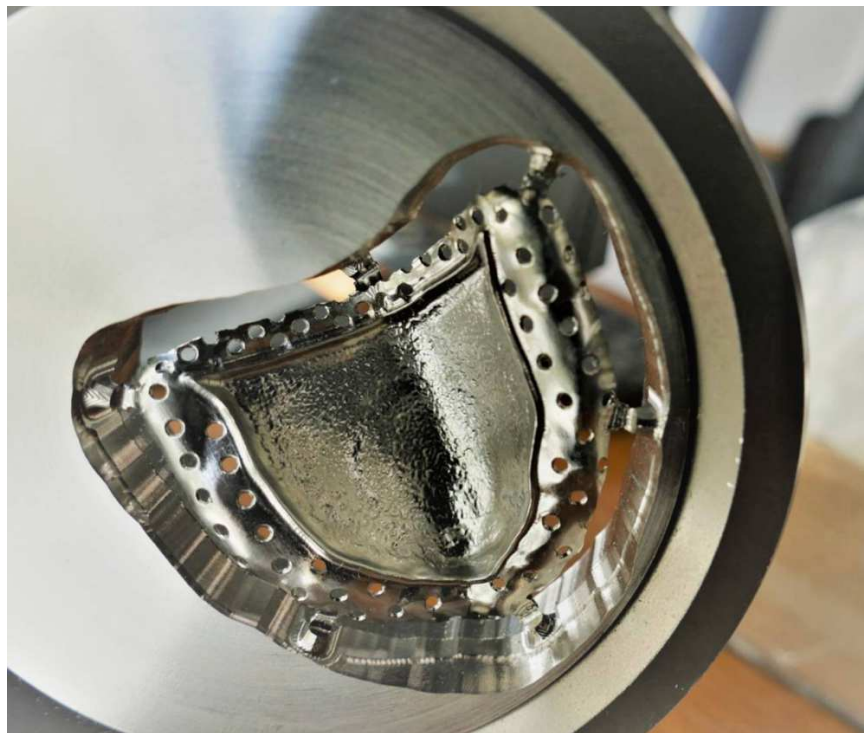


Figure 11 : usinage d'un châssis métallique en Titane [28]

III.1.3.3 Technique par SLM

Le châssis est d'abord modélisé en 3D à l'aide d'un logiciel de CAO, en prenant en compte la géométrie, ce qui donne un fichier STL qui sera « tranché » en couches. Une fois ce fichier préparé il faut régler quelques paramètres comme l'épaisseur de couche (souvent entre 20 et 50 μm pour le Titane) [29]. La fabrication d'un châssis par SLM se fait couche par couche, c'est-à-dire que le laser va venir faire fondre la poudre présente sur la plaque de fabrication jusqu'à fusion complète des particules, selon une trajectoire bien précise. Une fois qu'une couche est terminée, la plaque va descendre d'un cran afin de pouvoir créer une nouvelle couche. Une fois la pièce terminée, il faut la laisser refroidir.

Des traitements post-fabrication sont souvent nécessaires :

- un traitement thermique peut être réalisé pour réduire les contraintes résiduelles et améliorer la microstructure (Figure 12). Le traitement thermique s'effectue à température élevée, généralement au-dessus de 610 °C. Le gradient thermique lors du refroidissement doit être progressif et de préférence inférieur à 20 °C/s ;

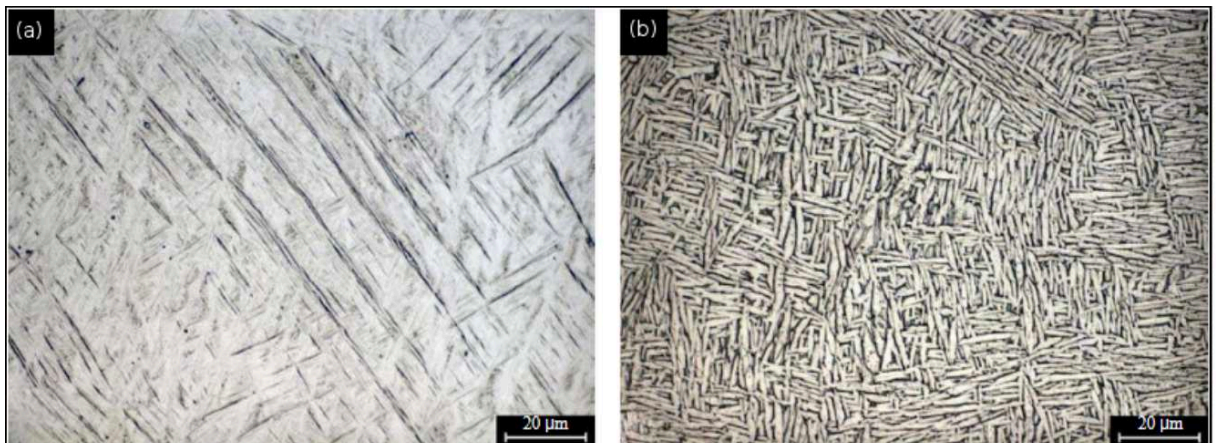


Figure 12 : structure d'un échantillon en Ti-6Al-4V fabriqué par SLM avant traitement thermique (a) et après traitement thermique (b) [30]

- un traitement par Hot Isostatic Pressing (HIP) [31], qui est un traitement thermo-mécanique qui va soumettre le châssis à une haute température (895 °C à 955 °C), une pression élevée ($>$ à 100MPa) à l'aide d'un gaz inerte (souvent l'argon). Ce post-traitement permet notamment de réduire les porosités internes et d'améliorer les propriétés mécaniques notamment la résistance à la fatigue ;
- enfin une finition de surface (élimination des rugosités, polissage, traitement de surface) sera réalisée pour éviter des microfissures superficielles.

Cette technique a des avantages :

- une grande liberté géométrique : elle permet de réaliser des formes complexes, des structures fines, des détails difficilement accessibles avec l'usinage traditionnel ou la coulée, notamment en ce qui concerne les crochets ;
- réduction de la perte de matériau : le SLM est une technique additive ce qui permet de perdre beaucoup moins de matière en comparaison avec l'usinage qui est une technique soustractive ;
- on obtient de bonnes propriétés mécaniques : si la pièce est bien conçue et post-traitée, on peut obtenir une densité quasi complète, une résistance mécanique et à la fatigue acceptable ;
- une excellente biocompatibilité.

Cette technique de mise en œuvre a aussi des inconvénients :

- coût élevé de l'équipement et de la maintenance : les machines SLM sont chères (environ 250 000 euros) [32], le coût d'investissement initial et de maintenance est non-négligeable ;
- le paramétrage est complexe : beaucoup de paramètres influencent la qualité : puissance du laser, vitesse, épaisseur de couche, température, atmosphère... Un mauvais réglage peut entraîner des porosités, des défauts de fusion ;
- on observe des problèmes de fatigue ou de zones fines : les sections très fines ou les points critiques, comme les crochets peuvent être des zones de faiblesse, surtout si la densité ou la microstructure n'est pas parfaite [33].

III.2 Le PEEK

III.2.1 Définition

Le PEEK est un polymère de haute performance semi-cristallin appartenant à la famille des polyaryléthercétones (PAEK). Parmi les PAEK, on retrouve [34] :

- les polyether-ether-ketone (PEEK) ;
- les polyether ketone (PEK) ;
- les polyether ether ketone ketone (PEEKK) ;
- les polyether ketone ether ketone ketone (PEKEKK) ;
- les polyether ketone ketone (PEKK).

Les polymères de haute performance se situent en haut de la pyramide des polymères (Figure 13). Leur fabrication est beaucoup plus complexe, elle nécessite des monomères plus sophistiqués possédant plusieurs avantages : un faible potentiel allergène, une faible solubilité dans l'eau, une biocompatibilité supérieure, une haute résistance thermique et chimique, une formation faible de biofilm à la surface, d'excellentes propriétés mécaniques, ce qui explique donc leur coût plus élevé.

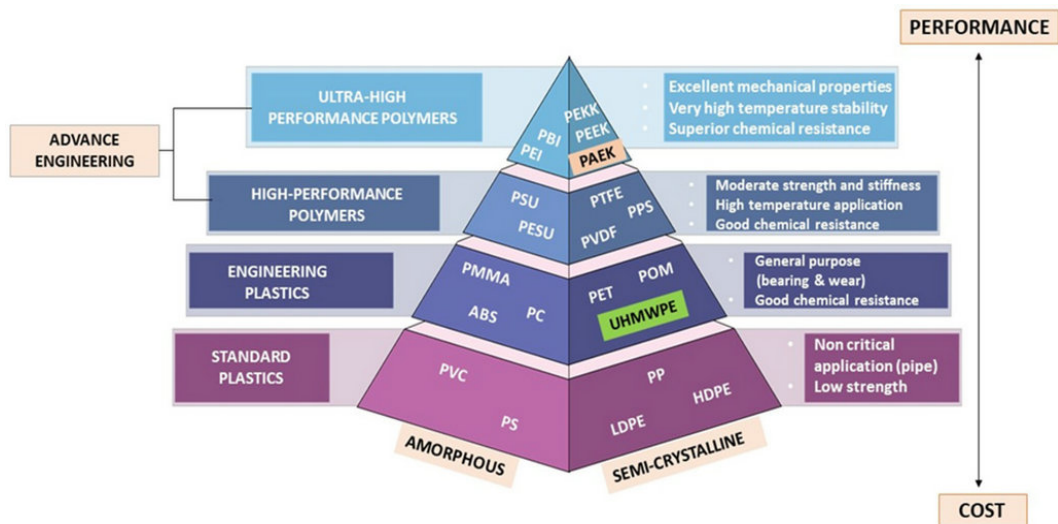


Figure 13 : pyramide des différents polymères utilisés en industrie [35]

Parmi ces derniers, ce sont le PEEK et le PEKK qui sont les plus intéressants en dentisterie. De plus, ils sont déjà utilisés dans différents domaines tels que la médecine orthopédique, l'aéronautique ou le domaine automobile. Le PEEK présente une majorité de fonctions éthers (O) et le PEKK une majorité de fonctions cétones (CO) (Figure 14). Les fonctions cétones (CO) sont moins flexibles que les liaisons éthers (O). L'augmentation du nombre de fonctions cétones par rapport aux liaisons éthers augmente alors la rigidité et la stabilité des chaînes polymères. On a donc des propriétés mécaniques un peu différentes entre le PEEK et le PEKK.

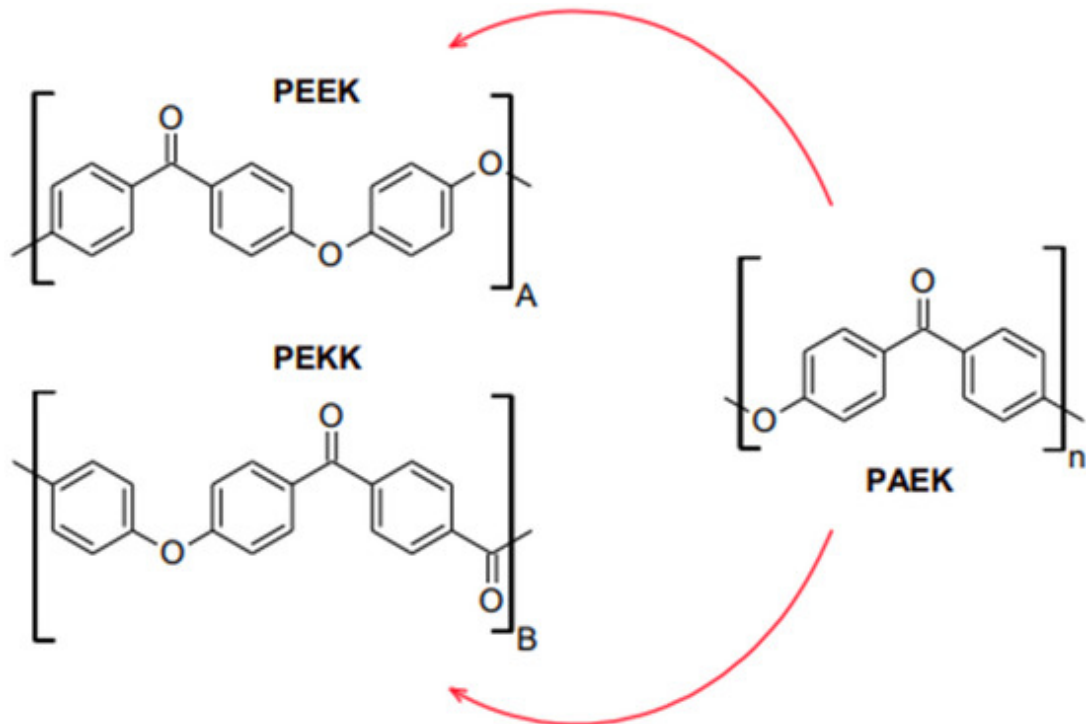


Figure 14 : molécules chimiques de PEEK (A) ; du PEKK (B) à partir de PAEK (C) [35]

Mais alors quel matériau choisir entre le PEEK et le PEKK dans la fabrication de prothèses amovibles partielles ?

Les résultats expérimentaux de Lee *et al* [36] sur la force de rétention et la déformation des crochets de prothèses amovibles en PEEK et en PEKK ont montré que les crochets en PEEK ont une force de rétention (5,17 Newtons) supérieure à celle des crochets en PEKK (3,44 Newtons). De plus, après la simulation d'insertions et de retraits sur 15 000 cycles des châssis, bien que les forces de rétention soient stables pour les deux matériaux, le PEKK subit plus de déformations et des fissures de fatigue localisées contrairement au PEEK. En résumé, le PEEK reste plus flexible, possède une meilleure résistance à la fatigue, subit moins de déformations et surtout possède une force de rétention supérieure à celle du PEKK. C'est pourquoi il est préférable d'utiliser le PEEK pour la réalisation de prothèses partielles squelettées.

III.2.2 Propriétés du PEEK

Le PEEK possède de nombreuses propriétés, intéressantes à connaître pour la fabrication de prothèses amovibles squelettées :

- une très faible densité d'environ $1,3 \text{ g/cm}^3$, ce qui permet d'avoir des châssis très légers, environ 15 g plus légers que ceux en CrCo [37] ;
- dureté de Vickers faible de 24 HV [38] ;
- un module d'élasticité allant de 3,6 à 4 GPa : plus le module d'élasticité est élevé plus le matériau est rigide et résistant à la déformation [39] ;
- une limite d'élasticité d'environ 80 à 110 MPa. La limite d'élasticité correspond à la force nécessaire pour atteindre la limite entre une simple déformation élastique et une déformation plastique définitive ;
- une résistance à la traction de 80 à 160 MPa ;
- un allongement à la rupture très variable allant de 4 % à 45 % [40] ;
- une température de fusion de $340 \text{ }^\circ\text{C}$;
- une excellente biocompatibilité, plusieurs études cliniques indiquent une faible allergénicité pour les applications intra-orales [41] ;
- une bonne résistance à l'usure dans le temps ;
- une couleur blanche, plus ou moins opaque.

III.2.3 Mise en œuvre

Il existe différentes méthodes afin de concevoir un châssis de prothèse amovible squelettée en PEEK (Figure 15) :

- méthode par moulage par injection de PEEK ;
- méthode soustractive (usinage) ;
- méthode additive.



Figure 15 : prothèse amovible en PEEK [42]

III.2.3.1 Moulage par injection du PEEK

Cette technique correspond plus ou moins à la technique de cire perdue pour le CrCo. Le PEEK, d'abord sous forme de granulés (Figure 16), est fondu puis injecté sous pression dans un moule correspondant au châssis [43]. Il faut donc au préalable faire la conception complète du châssis puis fabriquer un moule correspondant à ce châssis. Ensuite, pour éviter les bulles et les porosités, le PEEK est séché pendant 2 à 4 h à 150°C avant l'injection. Le PEEK est chauffé entre 350 et 400 °C. Il est injecté dans le moule avec une pression comprise entre 70 et 140 MPa. Le moule est chauffé à une température comprise entre 160 et 190 °C afin d'obtenir une bonne cristallisation et de réduire les déformations. Ensuite le moule est refroidi, le PEEK se solidifie, enfin le châssis est démoulé et un post-traitement est effectué (dégraissage, polissage).

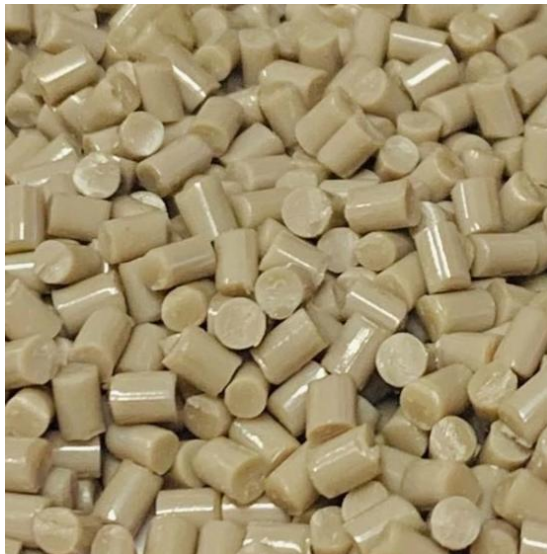


Figure 16 : granulés de PEEK [44]

Cette technique de fabrication possède des avantages :

- une bonne homogénéité ;
- une surface lisse ;
- une bonne résistance mécanique lorsque le cycle de fabrication et notamment de refroidissement est maîtrisé.

Cependant cette technique reste très peu utilisée en dentisterie car elle est très coûteuse. En effet, la fabrication de moules pour chaque châssis augmente le coût de production. Cela nécessite également une presse d'injection conçue pour les polymères de haute performance. De plus le contrôle des cycles de températures de chauffe et de refroidissement doit être strict si l'on veut obtenir de bonnes propriétés mécaniques, ce qui est chronophage.

III.2.3.2 Technique soustractive

La technique soustractive est actuellement la méthode la plus utilisée pour produire des châssis en PEEK. Le châssis est d'abord conçu numériquement puis fraisé dans un disque de PEEK déjà polymérisé (Figure 17).

Le PEEK est un matériau moins dur que le CrCo ou le Titane et possède une température de fusion basse. L'usinage du PEEK possède certaines spécificités notamment sur la vitesse de rotation des fraises (entre 18 000 et 40 000 tours/minute). En effet un dépassement du point de fusion peut entraîner des modifications des propriétés du PEEK. De plus, l'usinage de châssis en PEEK se fait en général à sec ou à air comprimé afin de préserver la biocompatibilité du PEEK [45]. Après usinage, le châssis est progressivement poli.



Figure 17: disques de PEEK [46]

Les avantages de cette technique sont :

- l'usinage des châssis permet une très bonne précision ;
- les propriétés mécaniques sont optimales ;
- une faible porosité ;
- une faible rugosité après polissage.

Les limites de cette technique sont :

- le coût de la matière première (bloc de PEEK) ;
- la perte de matière (jusqu'à 70 % de perte) ;
- certains crochets fins sont impossibles à usiner ;
- nécessite des paramètres précis afin d'éviter toute surchauffe.

III.2.3.3 Technique additive par Fused Filament Fabrication (FFF)

La fabrication additive par Fused Filament Fabrication (FFF) utilise un filament de PEEK chauffé jusqu'à un état semi-liquide. Le PEEK est alors déposé couche par couche, sur une plateforme et dans une chambre thermiquement contrôlée, par une buse qui suit une trajectoire précise afin de construire le châssis. Lorsqu'une couche est terminée, la plateforme descend d'un niveau et la nouvelle couche peut être fabriquée et ainsi de suite jusqu'à l'obtention du châssis complet (Figure 18). Ensuite la pièce est souvent recuite en post-traitement pour améliorer la cristallinité, réduire les contraintes résiduelles et améliorer la résistance [47]. Enfin vient l'étape des finitions : polissage et traitement de surface pour améliorer la liaison à la résine.

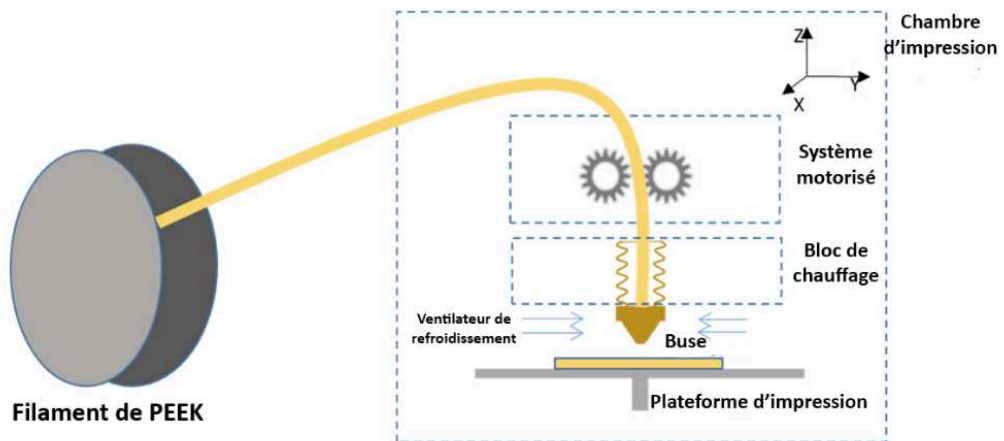


Figure 18 : impression du PEEK par FFF [48]

La qualité du châssis fabriqué va dépendre de nombreux paramètres, qui sont modifiables. En 2020, Zanjanijam récapitule dans une revue les paramètres recommandés (Tableau 7) pour l'impression de PEEK par FFF [49].

Tableau 7 : paramètres recommandés pour l'impression du PEEK par FFF

Paramètres	Valeurs
Angle	0°
Épaisseur de la couche	0,1-0,3 mm
Température ambiante	150-200 °C
Température de la buse	420-440 °C
Vitesse d'impression	20 mm/s

Les avantages de cette technique sont :

- le coût faible, en effet les imprimantes FFF sont moins onéreuses ;
- le post-traitement assez simple.

Cependant les limites sont :

- une résolution faible, en effet cette technique ne permet pas une bonne précision ;
- une anisotropie mécanique : risque de rupture entre les couches.

De plus, la qualité et les propriétés du châssis imprimé va dépendre énormément des paramètres réglés, ce qui nécessite un contrôle minutieux de ces derniers. C'est pourquoi ce n'est pas la technique la plus utilisée pour produire des châssis en PEEK.

III.2.3.4 technique additive par Selective Laser Sintering (SLS)

Pour cette technique, un laser fusionne des particules de poudre ou des granulés de PEEK couche par couche. La première couche de poudre est déposée sur un plateau (Figure 19). Cette couche est alors balayée par un faisceau laser, ce faisceau provoque le frittage et la consolidation de la poudre par fusion partielle (contrairement à la SLM où la fusion est complète). Quand cette première couche est terminée, le plateau s'abaisse et est recouvert d'une nouvelle couche de poudre. Ce processus se répète jusqu'à ce que la pièce soit terminée. Après refroidissement, la pièce est nettoyée pour retirer les particules de poudre non fusionnées par aspiration et par sablage pour détacher les résidus.

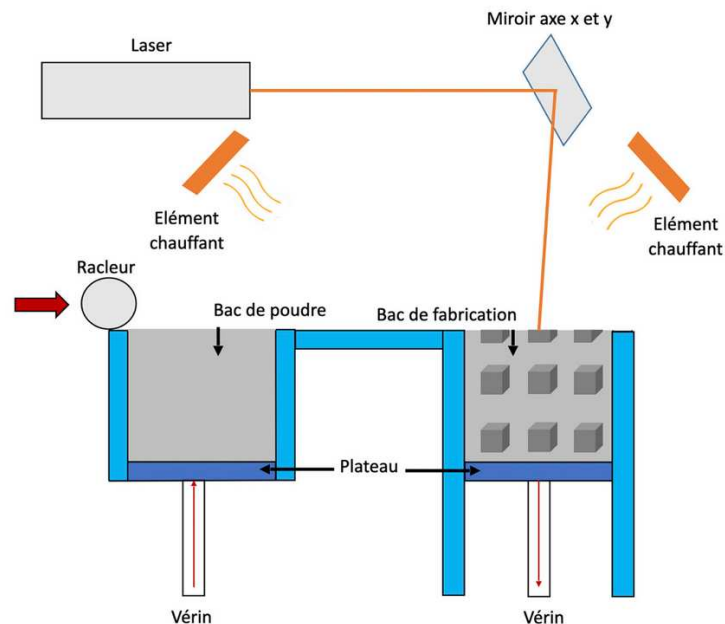


Figure 19 : schéma de frittage laser sélectif [50]

Les avantages de cette technique sont que les pièces sont plus isotropes que pour la FFF, avec de meilleures propriétés mécaniques, et il n'y a pas besoin de support pour cette technique. Cependant cette technique comprend des inconvénients qui sont : un coût matériel élevé, une sensibilité importante à la gestion thermique (risque de porosité, réactions thermo-oxydatives et variabilité de cristallinité). D'où une utilisation plus fréquente à l'échelle industrielle ou en recherche plutôt qu'en production dans un laboratoire de prothèse dentaire [51,52].

IV. Comparaison des matériaux

IV.1 Critères physiques

IV.1.1 Propriétés des matériaux

La comparaison des propriétés de ces matériaux (Tableau 8) permet de mettre en évidence une similitude entre les propriétés du CrCo et celles du Titane sauf en ce qui concerne la température de fusion du Titane qui est plus élevée de près de 300 °C. Le module d'élasticité est plus faible pour le Titane ce qui le rend moins rigide que le CrCo. Cette flexibilité du Titane doit être prise en compte lors de la conception d'un châssis de prothèse amovible car il faut éviter que les crochets soient trop flexibles et ne se déforment. La densité du Titane est également plus faible que celle du CrCo ce qui permet d'avoir des châssis plus légers.

Tableau 8 : propriétés mécaniques du CrCo, du Titane et du PEEK (tableau personnel)

	CrCo	Titane	PEEK
Densité (g/cm³)	8,6	4,3	1,3
Module d'élasticité (GPa)	240	115	3,6 à 4
Limite d'élasticité (MPa)	600	850	80 à 110
Allongement à la rupture (%)	10	10	4 à 45
Résistance à la traction (MPa)	850	900	80 à 160
Dureté de Vickers (HV)	273	290	24
Température de fusion (°C)	1355-1385	1650	340

En ce qui concerne le PEEK, les propriétés de ce dernier sont bien différentes des alliages. La densité du PEEK, qui est très faible, est intéressante pour réaliser des châssis encore plus légers. Cependant ces autres propriétés comme le module d'élasticité, la limite d'élasticité ou encore la résistance à la traction, qui sont bien plus faibles que pour le CrCo ou le Titane, ne sont pas idéales pour la réalisation de châssis de prothèse amovible et surtout pour les crochets qui doivent être solides et rétentifs.

IV.1.2 Résistance à la mastication

Pour comparer les propriétés mécaniques d'un châssis en CrCo, en Titane et en PEEK, une étude a été réalisée en 2023 [53]. Dans cette étude, à partir d'un seul modèle, trois châssis ont été fabriqués : un en CrCo, un en Titane et un en PEEK (Figure 20).

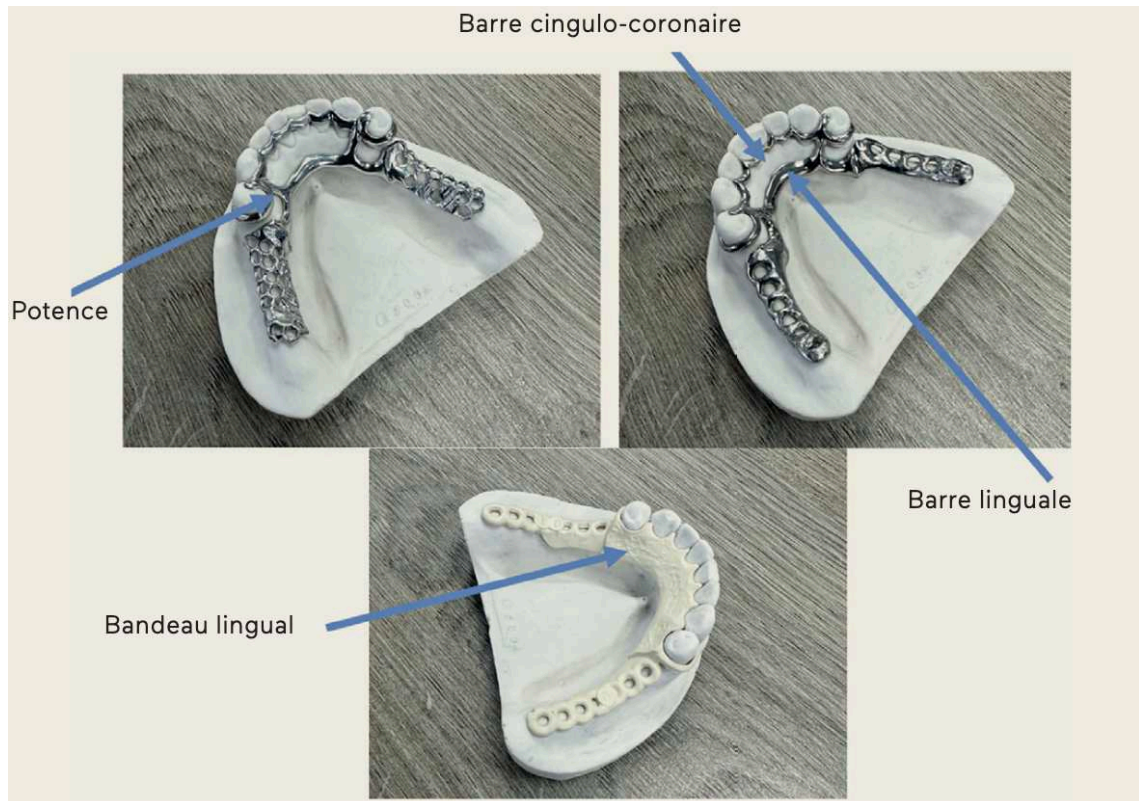


Figure 20 : châssis en CrCo (a), Titane (b) et PEEK (c) [53]

La conception des châssis a demandé plusieurs ajustements, notamment, la création d'un bandeau lingual pour le châssis en PEEK. En effet, il est impossible de faire une barre linguale pour un châssis en PEEK du fait de sa trop grande flexibilité. De plus, pour pallier les propriétés mécaniques plus faibles du PEEK, l'épaisseur des crochets sur le châssis en PEEK est doublée par rapport au CrCo (Tableau 9).

Tableau 9 : épaisseurs des éléments des châssis en CrCo, Titane et PEEK [53]

	CrCo	Titane	PEEK
Crochet	1 mm	0,9 mm	2 mm
Potence	1,1 mm	1,7 mm	
Barre cingulo-coronaire	0,8 mm	1 mm	1,3 mm
Barre linguale	1,5 mm	1,5 mm	1,8 mm

Cette étude a permis de mettre en évidence, grâce à un test de compression, que les châssis en CrCo et en Titane sont plus rigides et aussi plus résistants. Les contraintes exercées dans la cavité buccale peuvent atteindre 200 à 300 N. Au cours de ce test, les contraintes maximales qui sont exercées atteignent 260 N pour le CrCo, 200 N pour le Titane et 60 N pour le PEEK.

Après les tests de compression, les observations sont les suivantes :

- pas de déformation plastique pour le châssis en CrCo ;
- une fracture du châssis en PEEK ;
- une déformation plastique (irréversible) du châssis en Titane.

IV.1.3 Rétention

La force de rétention des crochets d'une prothèse amovible partielle (PAP) va dépendre des propriétés mécaniques du matériau utilisé, notamment du module d'élasticité, de la limite d'élasticité. Les alliages métalliques comme le CrCo et le Titane ont des propriétés mécaniques proches tandis que le PEEK présente des propriétés mécaniques bien différentes, ce qui influence la force de rétention des crochets (Tableau 10).

Tableau 10 : force de rétention en fonction du matériau et de la contre-dépouille [54] [55]

Épaisseur de contre-dépouille (mm)	Force de rétention (N)		
	Matériaux		
	CrCo	Titane	PEEK
0,25	21,78 - 27	23,5	6,45
0,50	31,5 - 43,57	26	12,95
0,75	65,37	-	18,36

Le CrCo possède un module d'élasticité élevé, ce qui permet de fabriquer des crochets assez rigides qui vont avoir une force de rétention élevée. Dans une étude, Rodrigues *et al.* ont mis en évidence que les crochets en CrCo développent des forces de rétention significativement supérieures à celles obtenues avec des crochets en Titane, assurant une excellente stabilité prothétique lors des cycles d'insertion et de désinsertion [54].

Le Titane présente un module d'élasticité inférieur à celui du CrCo, ce qui se traduit par une force de rétention moins élevée pour les crochets. Cependant, les résultats de l'étude menée par Rodrigues *et al.* indiquent que, la force de rétention des crochets en Titane reste cliniquement acceptable lorsque la conception du crochet et la profondeur de contre-dépouille sont adaptées. En effet, pour une contre-dépouille de 0,50 mm, on obtient une force de rétention de 26 N. De plus, le Titane étant plus flexible que le CrCo, les crochets en Titane passent plus facilement les contre-dépouilles.

À l'inverse, le PEEK se distingue par un module d'élasticité nettement plus faible que celui des alliages métalliques, ce qui influence significativement la force de rétention des crochets. L'étude de Tribst *et al.* [55] a démontré que les crochets en PEEK obtiennent des forces de rétention inférieures à celles observées avec le CrCo et le Titane. De plus même si l'augmentation de la profondeur de contre-dépouille permet d'améliorer la force de rétention, celle-ci reste bien inférieure au CrCo et au Titane. Pour une contre-dépouille de 0,75 mm, on obtient une force de rétention de 65,37 N pour le CrCo contre 18,36 pour le PEEK.

IV.2 Critères cliniques

IV.2.1 Biocompatibilité et corrosion

La biocompatibilité des matériaux constitue un critère fondamental pour la fabrication de prothèses amovibles partielles, en effet ces matériaux sont en contact prolongé avec la muqueuse, les dents, la salive. Ils sont donc soumis à un environnement complexe caractérisé par des variations de pH, des contraintes mécaniques, la présence de protéines salivaires. Ils doivent donc présenter une résistance élevée à la corrosion et de bonnes propriétés mécaniques. Ces propriétés conditionnent la sécurité et la durabilité de la prothèse, qui sont des prérequis indispensables à l'obtention d'une biocompatibilité satisfaisante (Figure 21).

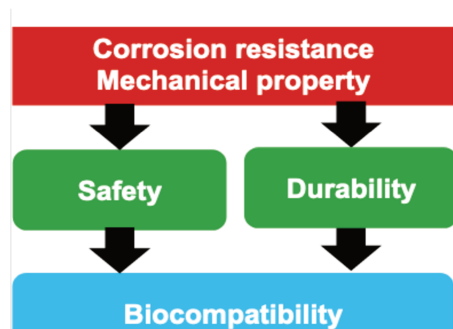


Figure 21 : cascade de la biocompatibilité [56]

Les alliages en CrCo sont les alliages les plus utilisés dans la fabrication de prothèses amovibles partielles notamment grâce à leurs excellentes propriétés mécaniques. Le CrCo est généralement considéré comme biocompatible, en effet même si la libération d'ions cobalt et chrome peut induire des réactions inflammatoires, ou allergiques, celles-ci restent très rares. Cependant la biocompatibilité du CrCo reste inférieure à celle du Titane et du PEEK.

Le CrCo possède une bonne résistance à la corrosion principalement grâce à la formation d'une couche d'oxyde de chrome (Cr_2O_3) à sa surface. Toutefois cette couche peut être altérée par une exposition prolongée à des environnements corrosifs, entraînant une libération un peu plus importante d'ions. Cependant ces conditions sont très rarement retrouvées en bouche et la quantité d'ions relarguée reste minime (Tableau 5, p 28).

Le Titane est reconnu comme l'un des matériaux les plus biocompatibles en dentisterie. En effet les études montrent une faible cytotoxicité [57], une très bonne tolérance tissulaire et un risque allergique très faible, ce qui en fait un matériau très intéressant notamment pour les implants et les personnes allergiques au CrCo. Cette biocompatibilité est principalement liée à la formation d'une couche passive d'oxyde de titane (TiO_2) qui va limiter les interactions ioniques avec les tissus biologiques.

Le Titane est également très résistant à la corrosion notamment grâce à la formation de cette couche d'oxyde de Titane qui va empêcher la dissolution d'ions métalliques et donc va protéger le Titane au sein du milieu buccal. L'étude de Hanawa [56] montre que le Titane présente une excellente résistance à la corrosion. Cette étude utilise une solution de Ringer qui va simuler le milieu physiologique. Les résultats montrent que le Titane présente une résistance à la corrosion nettement supérieure à celles du CrCo : le Titane en solution de Ringer se caractérise par une faible densité de courant de corrosion comparativement au CrCo, ce qui indique une corrosion très faible (Figure 22).

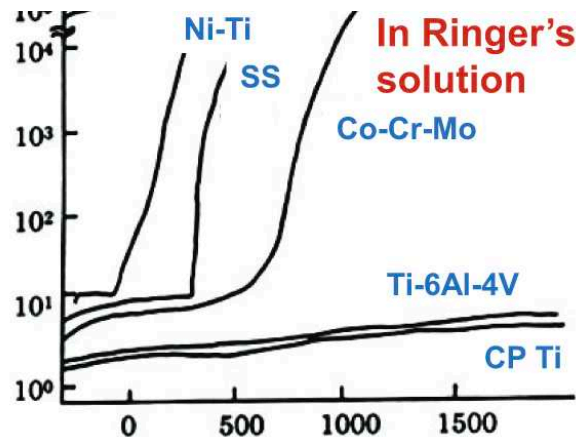


Figure 22 : courbes de polarisation anodique de différents matériaux dans la solution de Ringer [56]

Le PEEK est inerte, non cytotoxique et non allergène. Étant donné qu'il n'est pas un métal, il n'y a pas de relargage d'ions, ce qui le rend intéressant pour les patients présentant des allergies aux métaux. Le PEEK est totalement insensible à la corrosion, de plus il est très stable dans le milieu buccal, résistant aux variations thermiques et chimiques. Il n'y a que l'acide sulfurique qui peut dissoudre le PEEK dans des conditions normales [58]. Cependant le PEEK reste bien moins résistant à l'usure que le Titane et le CrCo (Tableau 11).

Tableau 11 : synthèse sur la biocompatibilité, la corrosion et les propriétés mécaniques

Matériau	Résistance à la corrosion	Propriétés mécaniques	Biocompatibilité
Titane	++	+	++
CrCo	+	++	+
PEEK	Pas de corrosion	-	++

IV.2.2 Rugosité de surface et biofilm

Plus la surface est rugueuse, plus elle va favoriser l'adhésion bactérienne et donc la formation du biofilm, c'est pourquoi il est important de connaître la rugosité de surface de chacun des matériaux (Tableau 12).

Tableau 12: comparaison de la rugosité et de l'adhésion de biofilm [59–62]

Matériau	Rugosité de surface (Ra en μm)	Biofilm
CrCo	Non poli : 0,7 - 1,0 Poli : 0,20 - 0,35	Potentiellement élevé si finitions insuffisantes
Titane	Coulé : Non poli : 0,8 - 1,2 Poli : 0,30 - 0,40 Usiné : Non poli : 0,6 - 1,0 Poli : 0,15 - 0,40	Biofilm modéré à élevé en fonction du polissage
PEEK	Non poli : 0,6 - 0,8 Poli : 0,15 - 0,30	Faible adhésion bactérienne

Les armatures en Titane obtenues par coulée présentent une rugosité de surface significativement plus élevée que celles en chrome-cobalt [63], en raison de la forte réactivité du Titane à haute température et de sa sensibilité aux conditions de coulée et de finition. Cette rugosité reste un défi majeur du Titane en prothèse amovible, même après polissage, ce qui peut favoriser la rétention de plaque bactérienne. Le Chrome-Cobalt, bien que présentant une meilleure coulabilité et une surface plus homogène après fabrication, demeure dépendant d'un polissage rigoureux pour limiter l'accumulation du biofilm.

Concernant le PEEK, des travaux montrent que, bien que sa micro-rugosité soit comparable à celle du titane usiné, sa nano-topographie diffère, avec une rugosité nanométrique plus marquée [64]. Cependant, cette caractéristique n'entraîne pas une augmentation de l'adhésion bactérienne. Au contraire, elle est significativement plus faible sur le PEEK que sur le Titane, suggérant que la chimie de surface et la nature polymérique du matériau influencent davantage la colonisation bactérienne que la seule rugosité [65]. Ainsi, malgré une rugosité de surface parfois comparable, le PEEK présente un comportement biologiquement plus favorable, tandis que le Titane et le Chrome-Cobalt restent plus sensibles à la formation de biofilm en cas de surface insuffisamment polie.

IV.2.3 Esthétique et confort

L'aspect esthétique et le confort sont primordiaux pour les patients. Les armatures en CrCo et en Titane présentent une couleur métallique avec une nuance un peu plus claire pour le Titane qui peut être donc moins visible en bouche. En ce qui concerne le PEEK, sa teinte est blanche ou ivoire ce qui peut être un avantage considérable pour l'esthétique en bouche. Cependant la teinte du PEEK reste assez éloignée de la teinte des dents naturelles et le besoin de surdimensionner l'épaisseur

des crochets rend ces derniers plus visibles. Il est à noter que le PEEK se colore au cours du temps ce qui le rend moins esthétique (Figure 23).



Figure 23 : prothèse partielle en PEEK après 5 ans d'utilisation [66]

En ce qui concerne le confort, peu d'études cliniques ont été réalisées. Cependant quelques études [53] ont montré que les patients s'adaptent aux 3 matériaux en termes de confort, avec quelques ajustements. Les prothèses en PEEK font tout de même l'objet de critiques en ce qui concerne l'épaisseur de l'armature et des crochets ainsi que la diminution des sensations gustatives.

IV.2.4 Durabilité et réparabilité

Les alliages CrCo constituent le matériau de référence pour la fabrication des châssis des prothèses amovibles partielles en raison de leurs excellentes propriétés mécaniques. Leur module d'élasticité élevé confère une rigidité et une stabilité dimensionnelle favorables à la répartition des contraintes occlusales, ce qui se traduit par une durabilité clinique élevée. Plusieurs études rapportent une longévité moyenne des PAP en CrCo supérieure à 6 ans [67], avec un taux de survie significativement plus élevé que celui des châssis en PEEK. Par ailleurs, ces alliages présentent une très bonne résistance à la fatigue, indépendamment de la technique de fabrication (coulée ou fabrication additive), ce qui contribue à leur fiabilité à long terme.

Le titane constitue une bonne alternative métallique, surtout grâce à sa très bonne biocompatibilité et à l'absence presque totale de réactions allergiques. Les propriétés mécaniques du titane sont un peu moins bonnes que celles du CrCo, mais le titane reste assez résistant pour être utilisé afin de fabriquer des prothèses amovibles partielles. Des études cliniques comparatives montrent que le taux de succès des châssis en titane et des châssis en CrCo est similaire à court et à moyen terme, tout en soulignant que le titane résiste mieux à la corrosion et pèse moins [68]. Néanmoins, sa rigidité moindre peut favoriser une déformation progressive des crochets, ce qui peut affecter la durabilité à long terme dans le cas des édentements étendus.

Le PEEK est un polymère thermoplastique haute performance, il suscite un intérêt croissant en prothèse amovible partielle en raison de sa légèreté, de sa biocompatibilité et de son module d'élasticité proche de celui de l'os. Toutefois, la faible rigidité du PEEK entraîne une rétention moins efficace des crochets, et les données cliniques à long terme restent limitées. Les revues récentes soulignent le manque de recul clinique suffisant pour affirmer une durabilité comparable à celle des châssis métalliques traditionnels [69].

Sur le plan de la réparabilité, les châssis en CrCo présentent un avantage majeur, en effet ils peuvent être réparés ou modifiés par soudure ou brasage : c'est la méthode traditionnelle. Elle consiste à joindre les éléments métalliques à réparer à l'aide d'un brasage ou soudure au chalumeau avec un alliage d'apport pour effectuer la soudure [70]. Les avantages de cette technique sont que le procédé est simple, bien maîtrisé et peu coûteux. Les inconvénients sont que les crochets soudés ont plus de risques de se casser car la résistance mécanique est tout de même diminuée par rapport aux crochets d'origine et que la chaleur importante amenée peut modifier les propriétés mécaniques du CrCo et cela peut déformer la résine.

Le titane, bien que réparable, nécessite des techniques spécifiques telles que la soudure laser (Figure 24). Cette dernière repose sur l'émission d'un faisceau laser qui va générer une fusion du Titane sans métal d'apport. Comme pour la coulée du Titane cette technique nécessite d'être sous atmosphère inerte (argon) pour éviter l'oxydation, ce qui rend les interventions plus complexes et dépendantes de l'équipement du laboratoire de prothèse.



Figure 24 : soudeuse laser [71]

En revanche, la réparabilité des châssis en PEEK demeure plus limitée : l'absence de soudure possible impose le recours à des protocoles de collage ou à une re-fabrication numérique partielle ou totale. En effet la réparation des prothèses amovibles partielles en PEEK est plus complexe que celle des châssis métalliques en raison de la nature chimique et physique du matériau, qui exclut toute possibilité de soudure ou de fusion. Il est cependant possible de modifier les châssis en PEEK, de réaliser des adjonctions de dents et de crochets notamment grâce aux outils numériques de CAO-FAO et de processus de collage spécifiques au PEEK.

Une étude récente [66] a utilisé le cas d'un patient possédant des prothèses en PEEK depuis 5 ans afin de présenter un protocole de réparation pour les prothèses amovibles partielles en PEEK. La comparaison des prothèses avant livraison (Figure 25) puis après 5 ans d'utilisation (Figure 26) permet de mettre en évidence :

- des fractures de crochets : sur la deuxième prémolaire maxillaire droite (15) ainsi que la deuxième molaire mandibulaire droite (47) ;
- des pertes de dents : la première molaire maxillaire droite (16) qui était support de crochet, la première molaire mandibulaire gauche (36) ainsi que la première prémolaire mandibulaire droite (44) qui était également support de crochets ;
- une coloration brunâtre au niveau des châssis maxillaire et mandibulaire.

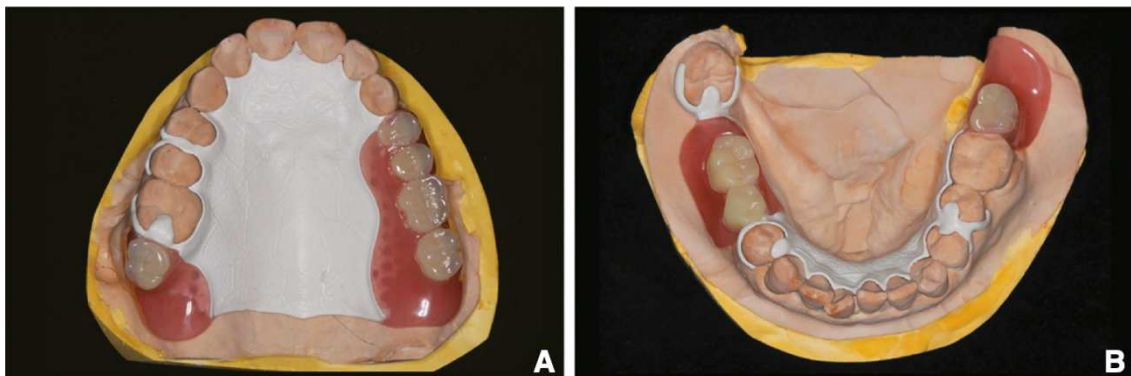


Figure 25 : prothèses en PEEK avant livraison ((A) Maxillaire (B) Mandibulaire) [66]

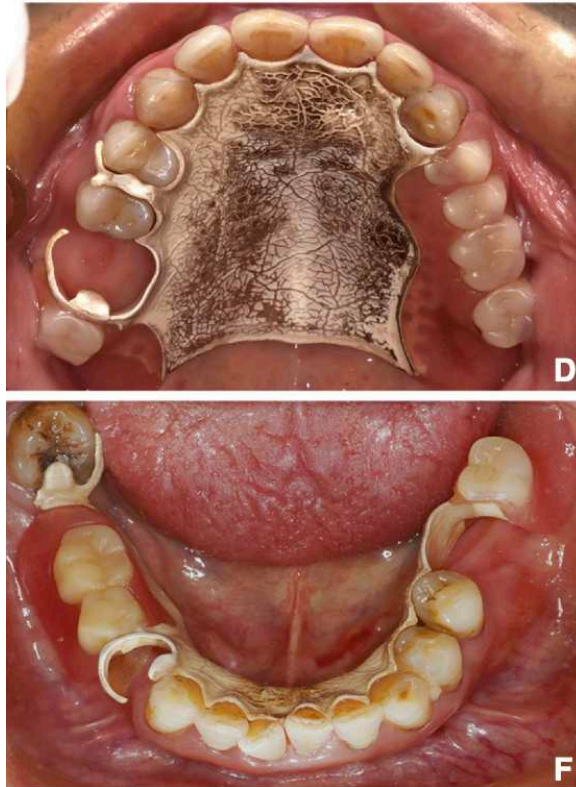


Figure 26 : prothèses en PEEK après 5 ans d'utilisation ((D) Maxillaire (F) mandibulaire) [66]

Le protocole décrit dans cette étude repose principalement sur des approches numériques CAO-FAO [66]. Ici après la prise d'empreintes avec et sans les prothèses, les modèles en plâtre sont numérisés afin de concevoir numériquement (CAO) :

- les dents artificielles à remplacer ;
- les bases prothétiques qui vont accueillir les nouvelles dents ;
- les crochets en PEEK avec une épaisseur supplémentaire notamment au niveau de l'épaule du crochet afin de réduire le risque de nouvelle fracture.

Un crochet métallique a tout de même été utilisé et forgé pour l'appui distal sur la deuxième molaire mandibulaire droite (47) car l'espace disponible était insuffisant pour concevoir un crochet en PEEK assez résistant.

Ensuite les éléments ont été usinés par FAO, puis intégrés à la prothèse grâce à une combinaison de rétention mécanique et de collage : un ciment résine a été utilisé pour coller les bases avec les dents artificielles puis les composants réparés ont été collés à la prothèse avec une résine acrylique auto-polymérisante. Enfin la prothèse est polie et l'occlusion est ajustée (Figure 27).

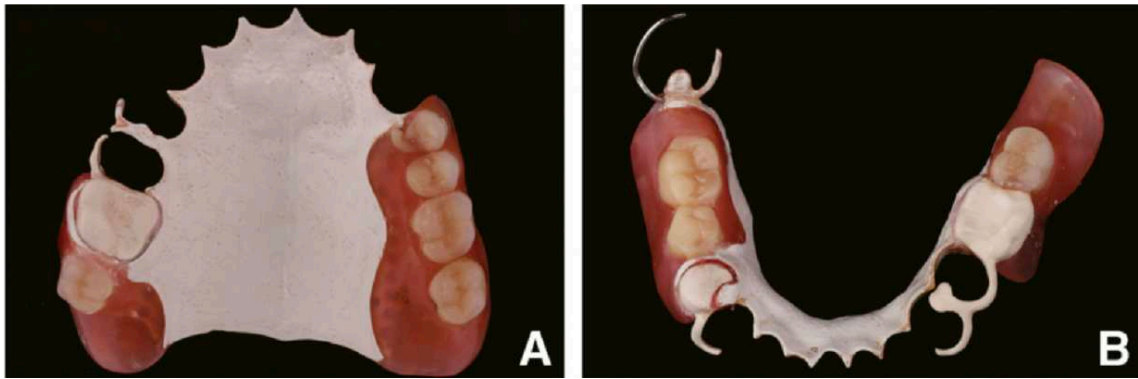


Figure 27 : prothèses en PEEK après réparation ((A) maxillaire (B) mandibulaire)

Bien que des traitements de surface et des dispositifs de rétention puissent améliorer l'adhésion, la résistance du collage reste inférieure à celle obtenue avec les alliages métalliques, ce qui impose une conception plus volumineuse des éléments réparés et une réduction des contraintes fonctionnelles. De plus, les données cliniques disponibles montrent des résultats fonctionnels et esthétiques satisfaisants à court terme (6 mois), mais le manque de recul clinique à long terme et la dépendance à des équipements numériques spécialisés rendent ces réparations moins prévisibles et plus techniquement exigeantes que celles des prothèses amovibles partielles métalliques.

IV.3 Critères de rendement

IV.3.1 Coût

Le coût de fabrication des différents châssis est un paramètre important à étudier (Tableau 13). Les techniques les plus utilisées sont :

- la fabrication par SLM pour le Titane ;
- la fabrication par coulée conventionnelle pour le CrCo ;
- la fabrication par usinage pour le PEEK.

Tableau 13 : tableau comparatif des coûts de production en fonction de la technique et du matériau

Technique/matériau	Coût machine	Coût matériau par châssis
Coulée/ CrCo	2 000 €	9,25 €
Usinage/PEEK	60 000 €	82,50 €
SLM/Titane	250 000 €	4,50 €

Concernant le Titane fabriqué par SLM, le coût d'investissement des machines est particulièrement élevé : le prix d'une machine SLM peut varier de 200 000 € à plus de 1 000 000€ cependant pour la fabrication de châssis en Titane une machine SLM coûte environ 250 000 euros [72]. Le prix de la poudre de titane pour usage médical est d'environ 300 euros/kilo [73]. Il faut environ 15 g de poudre pour faire un châssis ce qui correspond à 4,5 € de poudre par châssis.

En ce qui concerne l'usinage, une machine à usiner coûte environ 60 000 € et un disque de PEEK 165 euros [74] tout en sachant qu'il est possible d'usiner 2 châssis dans un disque [75] cela fait donc 82,5 € par châssis.

Pour la coulée du CrCo, une machine à coulée conventionnelle coûte 2 000 € [76] et le coût du CrCo par châssis est d'environ 6,25 € et 3 € de cire et de résine donc 9,25 € de matériau.

Toutefois, il est important de souligner que cette comparaison des coûts reste partielle et ne permet pas une évaluation économique exhaustive des différentes techniques de fabrication. En effet, plusieurs paramètres majeurs ne sont pas pris en compte, notamment le coût de l'électricité, particulièrement élevé pour les procédés de fabrication additive métallique comme le SLM, le coût de la main-d'œuvre, qui varie selon le niveau de qualification requis et le temps opérateur nécessaire à chaque étape (conception, fabrication, post-traitement, finition), ainsi que les coûts indirects tels que la maintenance des équipements, l'amortissement des machines, le contrôle qualité et les charges liées à l'environnement de travail. De plus, les différences de productivité et le temps de fabrication entre les procédés peuvent influencer de manière significative le coût final par châssis. Par conséquent, une analyse économique complète nécessiterait l'intégration de l'ensemble de ces paramètres afin de refléter plus fidèlement le coût réel de fabrication de chaque type de châssis.

IV.3.1 Temps

Comme évoqué précédemment le temps de fabrication est un paramètre important à prendre en considération. Les durées de fabrication d'un châssis de prothèse amovible partielle en PEEK, en Titane et en CrCo ont été comparées en fonction de la technique de fabrication la plus utilisée pour chacun des matériaux (Tableau 14).

Tableau 14 : tableau comparatif des durées de fabrication [76–79]

Technique/matériau		Temps estimé en minutes (min)		
		Coulée CrCo	SLM Titane	Usinage PEEK
Coulée du modèle secondaire		45		
Conception		13	2	2
Duplication	Manipulations	8		
	Durcissement du gel	60		
	Prise de revêtement	60		
	Déshydratation du modèle	45		
Modélisation de la maquette		25	60	30
Prototypage rapide			420	120
Technique cire perdue	Mise en cylindre	6		
	Prise de revêtement	60		
	Cycle de chauffe	210		
	Coulée de métal	3		
	Refroidissement	90		
Bain électrolytique et sablage		30	30	
Polissage et finition		30	60	60
TOTAL		685	572	212

La technique de fabrication la plus rapide est l'usinage, cependant l'usinage ne permet de fabriquer qu'une ou deux armatures à la fois alors qu'il est possible de produire plus d'armatures en même temps par SLM. La technique par coulée reste la plus longue car il y a beaucoup plus d'étapes à respecter.

V. Discussion

Ce travail s'est attaché à analyser les matériaux utilisés ou envisagés pour la fabrication des châssis de prothèses amovibles partielles en comparant le Chrome-Cobalt avec deux potentielles alternatives que sont le Titane et le PEEK. Les résultats obtenus ainsi que les données comparatives présentées montrent que le choix du matériau utilisé et la méthode de fabrication influencent les propriétés mécaniques, biologiques et cliniques des prothèses amovibles partielles.

Les alliages Chrome-Cobalt offrent de bonnes performances pour les châssis de PAMP. Les alliages Chrome-Cobalt possèdent un module d'élasticité élevé et résistent bien à la fatigue. Les propriétés des alliages Chrome-Cobalt permettent de fabriquer des châssis rigides, fins et stables, adaptés aux édentements étendus ou terminaux, où les contraintes mécaniques sont plus importantes. Le chrome-cobalt possède également une bonne résistance à la corrosion et un relargage ionique très inférieur aux seuils imposés par les normes internationales [14], suggérant une sécurité satisfaisante pour les patients dans des conditions classiques.

En 2021, l'Union Européenne a classé le Cobalt comme substance CMR. La classification du Cobalt soulève un débat important. La classification s'appuie surtout sur des données d'expositions industrielles et sur des études animales. Les preuves de cancérogénicité du Cobalt chez l'homme, notamment dans les dispositifs médicaux, restent faibles. Le Cobalt suscite donc des questions sur les futures règles le concernant en odontologie. Cette évolution touche particulièrement l'exposition professionnelle des chirurgiens-dentistes et des prothésistes dentaires lors des phases de fabrication, de retouche et de polissage, malgré la mise en place de mesures de protections adaptées.

Le Titane se présente comme l'alternative métallique la plus proche du Chrome-Cobalt. La biocompatibilité du Titane, sa forte résistance à la corrosion et sa faible densité sont des avantages importants, surtout pour les patients qui sont sensibles aux métaux. Cependant, le module d'élasticité du Titane est plus faible que celui de CrCo, ce qui réduit la rigidité. Cette moindre rigidité peut provoquer des déformations plastiques irréversibles si le châssis, et surtout les crochets, ne sont pas conçus correctement. Par ailleurs, les techniques de mise en œuvre du Titane sont complexes, coûteuses et fortement dépendantes des équipements disponibles, ce qui limite actuellement son usage en prothèse amovible partielle.

Le PEEK est une alternative non métallique qui se démarque sur le plan biologique. Son absence de corrosion, son faible potentiel allergène et sa légèreté sont des qualités qui peuvent améliorer le confort du patient. En revanche, le PEEK possède des propriétés mécaniques bien plus faibles que celles des alliages métalliques. Ainsi, le PEEK oblige les concepteurs à augmenter l'épaisseur des potences et des crochets. Ces contraintes peuvent limiter son indication dans les édentements étendus ou fortement sollicités mécaniquement et soulever des questions concernant la stabilité, la rétention et la durabilité à long terme des châssis en PEEK.

Certaines limites doivent être prises en compte dans l'interprétation des résultats. Tout d'abord, la plupart des données proviennent d'études *in vitro*. Cependant les conditions de ces études ne reproduisent pas les conditions qui sont retrouvées en bouche, en effet dans le milieu buccal le pH, la température, la composition de la salive, la quantité de biofilm ainsi que les charges occlusales sont des paramètres qui varient et ne peuvent être reproduits *in vitro*. De plus les études cliniques qui comparent le Chrome-Cobalt, le Titane et le PEEK dans la fabrication de châssis de PAPM sont peu nombreuses, ce qui limite l'évaluation de leur comportement à long terme, notamment en ce qui concerne la durabilité des châssis.

Par ailleurs, les méthodes de fabrication étudiées et notamment les techniques numériques, sont fortement dépendantes des paramètres de mise en œuvre et du savoir-faire des opérateurs. Cette variabilité peut influencer significativement les propriétés mécaniques finales des châssis, rendant difficile une comparaison correcte entre les matériaux. Enfin, ce travail n'intègre pas une analyse économique détaillée à long terme, incluant les coûts énergétiques, de maintenance, de réparation et de remplacement, qui constituent pourtant un critère déterminant dans le choix du matériau en pratique quotidienne.

Ainsi, les résultats obtenus doivent être interprétés avec prudence. Le Chrome-Cobalt demeure actuellement le matériau le plus polyvalent pour la fabrication des châssis de prothèses amovibles partielles. Le Titane et le PEEK apparaissent comme des alternatives pertinentes. Cependant des études supplémentaires, des améliorations des procédés de fabrication et des propriétés des matériaux doivent être apportées avant que ceux-là ne puissent remplacer le Chrome-Cobalt pour la fabrication des châssis de prothèses amovibles partielles.

VI. Conclusion

Ce travail a permis d'étudier les différents matériaux pouvant être utilisés dans la fabrication de châssis de prothèses amovibles partielles et de les comparer entre eux (Tableau 15).

Tableau 15 : tableau récapitulatif des avantages et limites dans le choix du matériau

	CrCo	Titane	PEEK
Propriétés mécaniques	■	■	■
Résistance à la mastication	■	■	■
Rétention	■	■	■
Biocompatibilité	■	■	■
Corrosion	■	■	■
Rugosité de surface	■	■	■
Biofilm	■	■	■
Confort	■	■	■
Esthétique	■	■	■
Durabilité	■	■	■
Réparabilité	■	■	■
Coût	■	■	■
Temps	■	■	■

■ = très satisfaisant

■ = satisfaisant

■ = correct

■ = peu satisfaisant

Il est difficile d'établir un classement des différents matériaux de fabrication, mais il est possible de mettre en évidence quelques points importants :

- Le PEEK, bien qu'il possède la meilleure biocompatibilité, est le matériau dont les propriétés mécaniques sont les moins bonnes avec une force de rétention assez faible ;
- le CrCo possède de meilleures propriétés mécaniques, une très bonne rétention ainsi qu'une meilleure durabilité et réparabilité que le Titane et le PEEK ;
- le Titane est un bon compromis avec de bonnes propriétés, cependant sa réparabilité est plus compliquée et le coût de fabrication est très élevé ;
- la réparabilité du PEEK est très complexe et son coût de fabrication est élevé notamment le coût des matières premières car il y a beaucoup de perte en usinage ;
- en ce qui concerne la durabilité le CrCo semble être meilleur même s'il n'y a pas assez de recul et d'études concernant le PEEK et le Titane ;
- le PEEK par sa couleur est plus esthétique que le CrCo et le Titane ;
- le temps de fabrication le plus court est obtenu pour le PEEK par usinage ;
- le CrCo et le Titane présentent une résistance à la corrosion satisfaisante et le PEEK ne subit pas de corrosion ;
- la rugosité de surface est très bonne pour le PEEK et satisfaisante pour le Titane et le CrCo mais elle dépend énormément de la qualité du polissage ;
- le PEEK a le meilleur comportement face au biofilm avec une faible adhésion bactérienne.

Le CrCo reste de nos jours le meilleur compromis entre résistance, durabilité, réparabilité et coût. Le Titane est une bonne alternative mais sa mise en œuvre est très coûteuse. Le PEEK est le matériau avec la meilleure biocompatibilité mais c'est aussi le moins performant mécaniquement.

Aujourd'hui il est nécessaire de continuer les recherches et les études afin de trouver une réelle alternative au CrCo pour la fabrication de prothèses amovibles partielles.

Bibliographie

- [1] Gueye M, Ndindin AC, Badji K, et al. Évaluation de la qualité des châssis métalliques de prothèse partielle au laboratoire. *Stratégie Prothétique*. 2020;25(3):256.
- [2] Kaiser F. *Prothèse Partiel Removable*. Quintessence. 2010.
- [3] Zunzarren R. *Guide clinique d'odontologie*. Elsevier Masson. 2025.
- [7] Grosogeat B. Alliages dentaires cobalt-chrome : compatibilité entre le cadre réglementaire européen et la convention nationale ? *Biomatériaux Cliniques*. 2021;6(1):104–107.
- [12] Vaicelyte A, Janssen C, Le Borgne M, et al. Cobalt–Chromium Dental Alloys: Metal Exposures, Toxicological Risks, CMR Classification, and EU Regulatory Framework. *Crystals*. 2020;10(12):1151.
- [13] Uriciuc WA, Boşca AB, Băbţan A-M, et al. Study on the Surface of Cobalt-Chromium Dental Alloys and Their Behavior in Oral Cavity as Cast Materials. *Materials (Basel)*. 2022;15(9):3052.
- [14] Eichenbaum G, Wilsey JT, Fessel G, et al. An integrated benefit-risk assessment of cobalt-containing alloys used in medical devices: Implications for regulatory requirements in the European Union. *Regul Toxicol Pharmacol*. 2021;125:105004.
- [15] Murr LE, Quinones SA, Gaytan SM, et al. Microstructure and mechanical behavior of Ti–6Al–4V produced by rapid-layer manufacturing, for biomedical applications. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2009;2(1):20–32.
- [16] Rues S, Tasaka A, Fleckenstein I, et al. Fit and Retention of Cobalt–Chromium Removable Partial Denture Frameworks Fabricated with Selective Laser Melting. *J Funct Biomater*. 2023;14(8):416.
- [18] EFSA Panel of the Plant Protection Products and their Residues (PPR), Hernandez-Jerez A, Adriaanse P, et al. Statement of the PPR Panel on a framework for conducting the environmental exposure and risk assessment for transition metals when used as active substances in plant protection products (PPP). *EFSA Journal*. 2021;19(3):06498.
- [19] Schwindling F, Seubert M, Rues S, et al. Two-Body Wear of CoCr Fabricated by Selective Laser Melting Compared with Different Dental Alloys. *Tribology Letters*. 2015;60(25).
- [24] Luo X-P, Guo T-W, Ou Y-G, et al. Titanium casting into phosphate bonded investment with zirconite. *Dental Materials*. 2002;18(7):512–515.
- [26] Chen Y-C, Chang M-C, Hsiao W-Y, et al. Castability of a Ti-7.5Mo alloy for fabricating frameworks for removable partial dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2023;130(4):646–653.

- [29] Xie W, Zheng M, Wang J, et al. The effect of build orientation on the microstructure and properties of selective laser melting Ti-6Al-4V for removable partial denture clasps. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2020;123(1):163–172.
- [30] Facchini L, Magalini E, Robotti P, et al. Ductility of a Ti-6Al-4V alloy produced by selective laser melting of prealloyed powders. *Rapid Prototyping Journal*. 2010;16(6):450–459.
- [33] Abduo J, Curtis M, Budhwar V, et al. Influence of novel implant selective laser melting framework design on mechanical durability of acrylic veneer. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2018;20(6):969–975.
- [34] Moby V, François P, Caussin É, et al. Le Polyétheréthercétone ou PEEK : matériau de demain en odontologie ? *Biomatériaux Cliniques*. 2022;7(1):47–51.
- [35] Zol SM, Alauddin MS, Said Z, et al. Description of Poly(aryl-ether-ketone) Materials (PAEKs), Polyetheretherketone (PEEK) and Polyetherketoneketone (PEKK) for Application as a Dental Material: A Materials Science Review. *Polymers (Basel)*. 2023;15(9):2170.
- [36] Lee W-F, Chen M-S, Peng T-Y, et al. Comparative analysis of the retention force and deformation of PEEK and PEKK removable partial denture clasps with different thicknesses and undercut depths. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2024;131(2):291.
- [37] Dakhli R, S A, S R, et al. Polyetherether-Ketone (PEEK) Kennedy Class III Removable Partial Dentures: A case report. *Open Access Journal of Dental Sciences*. 2023;8(2):1–7.
- [38] Yokoi M, Abekura H, Kagawa K, et al. Comparison of clinical outcomes of polyetheretherketone and hybrid resin crowns placed on molars for over two years. *Sci Rep*. 2025;15(1):15627.
- [41] Bathala L, Majeti V, Rachuri N, et al. The Role of Polyether Ether Ketone (Peek) in Dentistry – A Review. *J Med Life*. 2019;12(1):5–9.
- [47] Zhen H, Zhao B, Quan L, et al. Effect of 3D Printing Process Parameters and Heat Treatment Conditions on the Mechanical Properties and Microstructure of PEEK Parts. *Polymers (Basel)*. 2023;15(9):2209.
- [48] Wang Y, Müller W-D, Rumjahn A, et al. Mechanical properties of fused filament fabricated PEEK for biomedical applications depending on additive manufacturing parameters. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2021;115:104250.
- [49] Zanjanijam AR, Major I, Lyons JG, et al. Fused Filament Fabrication of PEEK: A Review of Process-Structure-Property Relationships. *Polymers*. 2020;12(8):1665.
- [51] Schmidt M, Pohle D, Rechtenwald T. Selective Laser Sintering of PEEK. *CIRP Annals*. 2007;56(1):205–208.

- [52] Patel A, Venoor V, Yang F, et al. Evaluating poly(ether ether ketone) powder recyclability for selective laser sintering applications. *Polymer Degradation and Stability*. 2021;185:109502.
- [53] Benoit A, Sadoun L, Wulfman C. Les alternatives au cobalt-chrome en prothèse amovible partielle. *Stratégie Prothétique*. 2023;23(5):68–75.
- [54] Rodrigues RCS, Ribeiro RF, de Mattos M da GC, et al. Comparative study of circumferential clasp retention force for titanium and cobalt-chromium removable partial dentures. *J Prosthet Dent*. 2002;88(3):290–296.
- [55] Tribst JPM, Dal Piva AM de O, Borges ALS, et al. Effect of different materials and undercut on the removal force and stress distribution in circumferential clasps during direct retainer action in removable partial dentures. *Dent Mater*. 2020;36(2):179–186.
- [56] Hanawa T. Biocompatibility of titanium from the viewpoint of its surface. *Science and Technology of Advanced Materials*. 2022;23(1):457–472.
- [57] Velasco-Ortega E, Jos A, Cameán AM, et al. In vitro evaluation of cytotoxicity and genotoxicity of a commercial titanium alloy for dental implantology. *Mutat Res*. 2010;702(1):17–23.
- [58] Ling X, Jing X, Zhang C, et al. Polyether Ether Ketone (PEEK) Properties and Its Application Status. *IOP Conf Ser: Earth Environ Sci*. 2020;453(1):012080.
- [59] Revilla-León M, Al-Haj Husain N, Methani MM, et al. Chemical composition, surface roughness, and ceramic bond strength of additively manufactured cobalt-chromium dental alloys. *J Prosthet Dent*. 2021;125(5):825–831.
- [60] Bezzon OL, Pedrazzi H, Zaniquelli O, et al. Effect of casting technique on surface roughness and consequent mass loss after polishing of NiCr and CoCr base metal alloys: a comparative study with titanium. *J Prosthet Dent*. 2004;92(3):274–277.
- [61] Batak B, Çakmak G, Johnston WM, et al. Surface roughness of high-performance polymers used for fixed implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent*. 2021;126(2):254.e1-254.e6.
- [62] Li M, Yang S, Wang Z. [The influence of surface roughness on bacteria adhesion on titanium]. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2001;36(6):431–433.
- [63] Jang K-S, Youn S-J, Kim Y-S. Comparison of castability and surface roughness of commercially pure titanium and cobalt-chromium denture frameworks. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2001;86(1):93–98.
- [64] D’Ercole S, Cellini L, Pilato S, et al. Material characterization and *Streptococcus oralis* adhesion on Polyetheretherketone (PEEK) and titanium surfaces used in implantology. *J Mater Sci Mater Med*. 2020;31(10):84.
- [65] Hung CCU, Costa RC, Pereira G, et al. Oral microbial colonization on titanium and polyetheretherketone dental implant healing abutments: An in vitro and in vivo study. *J Prosthet Dent*. 2025;133(6):1545–1552.

- [66] He Z, Qin Wu, Zhang N, et al. A digital chairside repair protocol for removable partial dentures with polyetheretherketone frameworks. *J Prosthet Dent.* 2025;133(5):1122–1126.
- [67] Ahmed KE, Li H, Peres KG. Longevity of acrylic and cobalt-chromium removable partial dentures—A ten-year retrospective survival analysis of 1246 denture-wearing patients. *Journal of Dentistry.* 2024;148:105253.
- [68] Au AR, Lechner SK, Thomas CJ, et al. Titanium for removable partial dentures (III): 2-year clinical follow-up in an undergraduate programme. *J Oral Rehabil.* 2000;27(11):979–985.
- [69] Khurshid Z, Nedumgottil BM, Ali RMM, et al. Insufficient Evidence to Ascertain the Long-Term Survival of PEEK Dental Prostheses: A Systematic Review of Clinical Studies. *Polymers (Basel).* 2022;14(12):2441.
- [70] Nakamura S, Nokubi T, Ono T, et al. [Removable partial dentures applied by electric welding and soldering methods]. *Osaka Daigaku Shigaku Zasshi.* 1990;35(2):609–617.
- [73] Gandapur HK, Amin MS. Orthopaedics and Additive Manufacturing: The Start of a New Era. *Pak J Med Sci.* 2022;38(3Part-I):751–756.
- [75] Duchateau C. Les prothèses amovibles partielles en PEEK [diplôme d'état en chirurgie dentaire]. LILLE; 2019.
- [76] Barge L. Apport des techniques de fabrication assistées par ordinateur dans la réalisation des châssis métalliques de prothèse amovible partielle [diplôme d'état en chirurgie dentaire]. Lille; 2024.
- [77] Zhang Y, Yu H, Li K, et al. Digital fabrication of complete dentures using a combination of additive and subtractive manufacturing technologies. *Heliyon.* 2023;9(5):e16168.

Webographie

- [4] ResiDentaire. Liaison Rigide et Semi-Rigide en PPAC - 2^e Année [Internet]. ResiDentaire™ | Plateforme de QCM Médecine Dentaire. 2023 [cité le 11 oct 2025]. Disponible sur: <https://residentaire.com/liaison-rigide-et-semi-rigide-en-ppac/>.
- [5] CADdent. Le PEEK dans le processus CAD/CAM - 5 conseils de l'expert. [Internet]. [cité le 22 sept 2025]. Disponible sur: <https://www.caddent.de/fr/blog/peek-cad-cam>.
- [6] ADF. Une dangerosité en question.... [Internet]. ADF Asso. 2022 [cité le 12 Nov 2025]. Disponible sur: <https://adf.asso.fr/tooth/le-combat-du-cobalt/une-dangerosite-en-question/>.
- [8] Organisation internationale de normalisation. ISO 22674:2022(fr), Médecine bucco-dentaire — Matériaux métalliques pour les restaurations fixes et amovibles et les appareils [Internet]. [cité le 28 Fév 2025]. Disponible sur: <https://www.iso.org/obp/ui/fr/#iso:std:iso:22674:ed-3:v1:fr>.
- [9] Société Francophone des Biomatériaux Dentaires. Alliages dentaires [Internet]. 2010 [cité le 11 Oct 2025]. Disponible sur: https://archives.uness.fr/sites/campus-unf3s-2014/odontologie/enseignement/chap15/site/html/2_2.html.
- [10] Dentaurum. Remanium® star powder Laserschmelztechnologie mit den besten Werkstoffen. - remanium star powder [Internet]. [cité le 12 Nov 2025]. Disponible sur: <https://www.dentaurum.com/lp/fra/remanium-star-powder-39626.aspx>.
- [11] BEGO. Wirobond® C+ – Armatures en chrome-cobalt fabriquées par [Internet]. [cité le 12 Nov 2025]. Disponible sur: <https://france.bego.com/bego-france/materiaux/alliages-non-precieux/wirobond-c-plus>.
- [17] Agency for Toxic Substances and Disease Registry. Toxicological Profile for Cobalt [Internet]. [Atlanta (GA)]: Agency for Toxic Substances and Disease Registry (US); 2024 [cité le 11 Nov 2025]. Disponible sur: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK609977/>.
- [20] Organisation internationale de normalisation. ISO 22674:2016 [Internet]. ISO. [cité le 9 Fév 2025]. Disponible sur: <https://www.iso.org/fr/standard/59620.html>.
- [21] MEGADENTAL. Dustex Master Plus [Internet]. [cité le 11 Oct 2025]. Disponible sur: https://www.megadental.fr/dustex_master_plus.html.
- [22] Jurion M. H7g6.fr, le site des concepteurs [Internet]. [cité le 1 Déc 2025]. Disponible sur: <https://www.h7g6.fr/data/article/55/titane-alliages-titane>.

- [23] PARTMFG. Titanium Alloys: Key Types, Properties and Uses [Internet]. <https://www.partmfg.com/fr/>. [cité le 1 Déc 2025]. Disponible sur: <https://www.partmfg.com/fr/different-types-of-titanium-alloys/>.
- [25] You L, Peng D, Zhou L, et al. Acid Pickling Process of Titanium alloys and its Investigation of intergranular corrosion and Pitting corrosion. Atlantis Press; 2015 [cited 2025 Nov 20]. p. 1652–1656. Available from: <https://www.atlantispress.com/proceedings/icmse-15/25845827>.
- [27] 3D PRINT. L’usinage 3, 4 ou 5 axes pour réaliser des pièces de haute précision [Internet]. [cité le 11 Oct 2025]. Disponible sur: <https://www.3dprint.fr/petite-serie/usinage-3-4-et-5-axes/>.
- [28] DENTAL EMERGENCE. Châssis Titane (Stellites ou Squelettés) par usinage [Internet]. [cité le 11 Oct 2025]. Disponible sur: <https://www.dentalemergence.com/details-chassis+titane+stellites+ou+squelettes+par+usinage-119>.
- [31] TRUER. Pressage isostatique à chaud (HIP) | Matériels de fabrication additive [Internet]. 2024 [cité le 13 Oct 2025]. Disponible sur: <https://am-material.com/fr/titanium-based-alloy-powder/hot-isostatic-pressing-202408082/>.
- [32] Formlabs. Combien coûte une imprimante 3D ? | Formlabs [Internet]. [cité le 13 Oct 2025]. Disponible sur: <https://formlabs.com/fr/blog/calculer-cout-imprimante-3d/>.
- [39] HAVA3D. Comment maîtriser l’impression du PEEK 3DGence ? [Internet]. HAVA3D. [cité le 14 Nov 2025]. Disponible sur: <https://www.hava3d.com/ressource/tutoriel-comment-maitriser-impression-peek-3dgence/>.
- [40] VICTREX. VICTREX™ PEEK POLYMER 450FC30 - Datasheet [Internet]. Victrex. [cité le 22 Nov 2025]. Disponible sur: <https://www.victrex.com/en/downloads/datasheets/victrex-peek-450fc30>.
- [42] Laboratoire Dentaire Laval Lafond Desjardins. Pièce en peek - Laboratoire Dentaire Laval Lafond Desjardins [Internet]. 2019 [cité le 17 Nov 2025]. Disponible sur: <https://www.lafonddesjardins.com/produits/piece-en-peek>.
- [43] VEM Tooling. PEEK Injection Molding [Internet]. VEM Tooling. 2022 [cité le 17 Nov 2025]. Disponible sur: <https://www.vem-tooling.com/peek-injection-molding/>.
- [44] Filastruder. PEEK 450G Type Unfilled Natural Pellets [Internet]. Filastruder. [cité le 17 Nov 2025]. Disponible sur: <https://www.filastruder.com/products/peek-450g-type-unfilled-natural-pellets>.
- [45] TiRapid. Explication de l’usinage CNC PEEK [Internet]. 2025 [cité le 17 Nov 2025]. Disponible sur: <https://tirapid.com/fr/peek-cnc-machining/>.

- [46] Zahndent. PEEK Disc [Internet]. Zahndent. [cité le 17 Nov 2025]. Disponible sur: <https://zahndent.shop/product/peek-disc/>.
- [50] 3D PRINT. Impression 3D par frittage de poudre - SLS [Internet]. [cité le 23 Nov 2025]. Disponible sur: <https://www.3dprint.fr/prototypage/impression-3d-frittage-de-poudre-sls/>.
- [71] MedicalExpo. Master 100 - Soudeuse pour laboratoires dentaires by ELETTROLASER s.r.l. | MedicalExpo [Internet]. [cité le 8 Fév 2026]. Disponible sur: <https://www.medicaexpo.fr/prod/elettrolaser-srl/product-72604-758869.html>.
- [72] Formlabs. Combien coûte une imprimante 3D ? [Internet]. Formlabs. [cité le 29 janv 2026]. Disponible sur: <https://formlabs.com/fr/blog/calculer-cout-imprimante-3d/?srsltid=AfmBOorAaD-MTmVmPk48C3bgaS3ap56SkcjXpXaUWUE2q8CFo-VXgtAX>.
- [74] DAOS DENTAL. Disque de PEEK [Internet]. DAOS DENTAL SAS. [cité le 29 janv 2026]. Disponible sur: <https://daosdental.com/products/disque-peek>.
- [78] DLyte. Dental Series [Internet]. DLyte. [cité le 29 janv 2026]. Disponible sur: <https://www.dlyte.com/fr/produits/serie-dentaire/>.
- [79] OnePro Dental. PEEK Discs Pink - Natural-Looking Dental Prosthetics | OnePro [Internet]. OnePro Dental. [cité le 9 Fév 2026]. Disponible sur: <https://oneprodental.com/products/onepro-dental-peek-discs-pink>.

Table des illustrations

Figure 1 : châssis métallique [1]	13
Figure 2: classes de Kennedy-Applegate [2]	14
Figure 3 : schéma d'un crochet N°1 (a : bras de rétention ; b : taquet d'appui ; c : bras de calage ; d : potence de raccordement ; e : ligne de plus grand contour) [4]	18
Figure 4 : 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 5 : 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 6 : étapes de fabrication d'un châssis par coulée [14].....	23
Figure 7 : usineuse 5 axes [9].....	24
Figure 8 : schéma du fonctionnement d'une machine SLM [15].....	25
Figure 9 : box de grattage [21].....	29
Figure 10 : schéma d'une usineuse 5 axes [27]	34
Figure 11 : usinage d'un châssis métallique en Titane [28]	35
Figure 12 : structure d'un échantillon en Ti-6Al-4V fabriqué par SLM avant traitement thermique (a) et après traitement thermique (b) [30].....	36
Figure 13 : pyramide des différents polymères utilisés en industrie [35].....	38
Figure 14 : molécules chimiques de PEEK (A) ; du PEKK (B) à partir de PAEK (C) [35] ...	39

Figure 15 : prothèse amovible en PEEK [42].....	41
Figure 16 : granulés de PEEK [44]	42
Figure 17: disques de PEEK [46]	43
Figure 18 : impression du PEEK par FFF [48]	44
Figure 19 : schéma de frittage laser sélectif [50].....	45
Figure 20 : châssis en CrCo (a), Titane (b) et PEEK (c) [53]	47
Figure 21 : cascade de la biocompatibilité [56]	49
Figure 22 : courbes de polarisation anodique de différents matériaux dans la solution de Ringer [56]	50
Figure 23 : prothèse partielle en PEEK après 5 ans d'utilisation [66]	52
Figure 24 : soudeuse laser [71].....	53
Figure 25 : prothèses en PEEK avant livraison ((A) Maxillaire (B) Mandibulaire) [66] ...	54
Figure 26 : prothèses en PEEK après 5 ans d'utilisation ((D) Maxillaire (F) mandibulaire) [66]	55
Figure 27 : prothèses en PEEK après réparation ((A) maxillaire (B) mandibulaire).....	56

Table des tableaux

Tableau 1 : les armatures maxillaires [3]	15
Tableau 2 : les armatures mandibulaires [3].....	17
Tableau 3 : dimensions du châssis en CrCo [5]	19
Tableau 4 : propriétés mécaniques des alliages en CrCo [10,11]	21
Tableau 5 : quantités d'ions largués en 7 jours par différents alliages de Cobalt [14]... 28	
Tableau 6 : les grades des Titanes [22,23]	31
Tableau 7 : paramètres recommandés pour l'impression du PEEK par FFF	44
Tableau 8 : propriétés mécaniques du CrCo, du Titane et du PEEK (tableau personnel)46	
Tableau 9 : épaisseurs des éléments des châssis en CrCo, Titane et PEEK [53]	47
Tableau 10 : force de rétention en fonction du matériau et de la contre-dépouille [54] [55]	48
Tableau 11 : synthèse sur la biocompatibilité, la corrosion et les propriétés mécaniques	50
Tableau 12: comparaison de la rugosité et de l'adhésion de biofilm [59–62]	51
Tableau 13 : tableau comparatif des coûts de production en fonction de la technique et du matériau	57
Tableau 14 : tableau comparatif des durées de fabrication [76–79]	58
Tableau 15 : tableau récapitulatif des avantages et limites dans le choix du matériau. 61	

Thèse d'exercice : Chir. Dent. : Lille : Année 2026

Interdiction du Cobalt ? Quelles alternatives pour la prothèse amovible squelettée ? / **Marie FABISIAK**. - p. 73 : ill. 27 ; réf. 79.

Domaines : Odontologie - Prothèse amovible

Mots clés Libres : PEEK ; Titane ; Châssis ; prothèse amovible partielle.

Mots clés FMeSH : Removable partial denture ; Alloys ; Polyetheretherketone.

Résumé de la thèse en français

Cette thèse s'intéresse aux matériaux utilisés afin de fabriquer les châssis des prothèses amovibles partielles, une solution souvent proposée pour remplacer des dents manquantes lorsque les implants ne sont pas possibles. Aujourd'hui, les prothésistes fabriquent les châssis principalement en chrome-cobalt, un alliage connu pour ses bonnes propriétés mécaniques, sa résistance à la corrosion et son prix relativement abordable. Mais la récente reclassification du cobalt par l'Union européenne comme substance potentiellement cancérigène pose des questions sur l'avenir du cobalt en dentisterie.

Dans ce contexte, ce travail porte sur deux matériaux qui pourraient servir d'alternatives : le titane, déjà très utilisé en implantologie grâce à sa biocompatibilité et à sa résistance, et le PEEK, un polymère haute performance de plus en plus étudié en odontologie pour sa légèreté et son faible risque d'allergie. Après avoir rappelé les principes de conception des prothèses amovibles partielles, cette étude examine les propriétés physiques, cliniques et économiques du titane et du PEEK, afin d'évaluer les avantages et les limites du titane et du PEEK. L'objectif est ainsi de déterminer dans quelle mesure le titane ou le PEEK pourraient constituer des alternatives au chrome-cobalt pour la fabrication des châssis de prothèses amovibles partielles.

JURY :

Président : Madame le Professeur Marion DEHURTEVENT

Asseseurs : Monsieur le Docteur MAYER

Monsieur le Docteur VANDOMME

Monsieur le Docteur GERMAIN