

PEEK et PAPIM, apports de l'impression 3D

Nikola Stoyanov

▶ **To cite this version:**

Nikola Stoyanov. PEEK et PAPIM, apports de l'impression 3D. Médecine humaine et pathologie. 2021. dumas-03431368

HAL Id: dumas-03431368
https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03431368

Submitted on 16 Nov 2021

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

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

UNIVERSITÉ COTE D'AZUR
FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE
5, rue du 22e BCA, 06300 Nice

PEEK et PAPIM, apports de l'impression 3D

Année 2021 Thèse n°42-57-21-23

THÈSE

Présentée et publiquement soutenue devant
la Faculté de Chirurgie Dentaire de Nice
Le 8 juillet 2021 Par

Monsieur Nikola Stoyanov

Né(e) le 16 11 1994 à Varna

Pour obtenir le grade de :

DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE (Diplôme d'État)

Examinateurs :

Madame le Professeur	Nathalie BRULAT-BOUCHARD	Présidente du jury
Madame le Professeur	Claire LASSAUZAY	Directeur de thèse
Monsieur le Docteur	Eric LEFORESTIER	Assesseur
Madame le Docteur	Marie-Hélène ORLANDUCCI-ORSINI	Assesseur
Monsieur le Docteur	Gary LAMBERT	Membre invité

FACULTÉ
DE CHIRURGIE DENTAIRE
ODONTOLOGIE

UNIVERSITÉ
CÔTE D'AZUR

Année universitaire 2020/2021

CORPS ENSEIGNANT

56ème section : DEVELOPPEMENT, CROISSANCE ET PREVENTION

Sous-section 01 : ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE ET ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE
Professeur des Universités : Mme MANIERE-EZVAN Armelle
Professeur des Universités : Mme MULLER-BOLLA Michèle
Maître de Conférences des Universités : Mme JOSEPH Clara
Professeur des Universités Associée : Mme CHARAVET Carole
Maître de Conférences des Universités Associé : Mme OUEISS Arlette
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme AIEM TORT-ALVAREZ Elody
Assistant Hospitalier Universitaire : Mr CAMIA Julien
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme MASUCCI Caterina

Sous-section 02 : PREVENTION, EPIDEMIOLOGIE, ECONOMIE DE LA SANTE, ODONTOLOGIE LEGALE
Professeur des Universités : Mme LUPI Laurence
Maître de Conférences des Universités Associé : Mme BORSA Leslie
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme FRENDO Marie
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme MERIGO Elisabetta

57ème section : CHIRURGIE ORALE ; PARODONTOLOGIE ; BIOLOGIE ORALE

Sous-section 01 : CHIRURGIE ORALE ; PARODONTOLOGIE ; BIOLOGIE ORALE
Professeur des Universités : Mme DRIDI Sophie Myriam
Professeur des Universités : Mme PRECHEUR-SABLAYROLLES Isabelle
Maître de Conférences des Universités : Mr BENHAMOU Yordan
Maître de Conférences des Universités : Mr COCHAIS Patrice
Maître de Conférences des Universités : Mme RAYBAUD Hélène
Maître de Conférences des Universités : Mme VINCENT-BUGNAS Séverine
Maître de Conférences des Universités : Mme VOHA Christine
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme NAMAN Eve
Assistant Hospitalier Universitaire : Mr CHARBIT Mathieu
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme FISTES Elene-Maria

58ème section : REHABILITATION ORALE

Sous-section 01 : DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE, PROTHESES, FONCTION-DYSFONCTION, IMAGERIE, BIOMATERIAUX
Professeur des Universités : Mme BERTRAND Marie-France
Professeur des Universités : Mr BOLLA Marc
Professeur des Universités : Mme BRULAT-BOUCHARD Nathalie
Professeur des Universités : Mme LASSAUZAY Claire
Professeur des Universités : Mr MEDIONI Etienne
Professeur des Universités Emérite : Mr ROCCA Jean-Paul
Maître de Conférences des Universités : Mr ALLARD Yves
Maître de Conférences des Universités : Mr CEINOS Romain
Maître de Conférences des Universités : Mme EHRMANN Elodie
Maître de Conférences des Universités : Mr LAPLANCHE Olivier
Maître de Conférences des Universités : Mr LEFORESTIER Eric
Maître de Conférences des Universités : Mme POUYSSEGUR-ROUGIER Valérie
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme ABID Sarah
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme BECQUART Mathilde
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme DEMARTY Laure
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme AZAN Cindy
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme GROSSI Vanina
Assistant Hospitalier Universitaire : Mr LAMBERT Gary
Assistant Hospitalier Universitaire : Mr LONJON Jean-Baptiste
Assistant Hospitalier Universitaire : Mr PARNOT Maximilien

Remerciements

A **Madame le Professeur Nathalie Brulat-Bouchard**

Docteur en chirurgie dentaire

Docteur de l'Université de Nice Sophia-Antipolis

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier

Je vous remercie de me faire l'honneur d'accepter la présidence de mon jury et vous prie de croire en l'expression de mon profond respect. Vous m'avez appris à toujours garder un œil critique sur mon travail et pour cela je vous remercie. Je vous remercie aussi de m'avoir fait découvrir le microscope opératoire, ainsi que de vos conseils et de l'expérience dont vous avez pu me faire bénéficier.

A **Madame le Professeur Claire LASSAUZAY**

Docteur en chirurgie dentaire

Docteur de l'Université de Nice Sophia-Antipolis

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier

Je vous remercie de m'avoir fait l'honneur de diriger ma thèse. Je vous remercie pour votre gentillesse, votre disponibilité et vos conseils qui m'ont permis de réaliser ce travail dans les meilleures conditions. Ce fut un grand honneur de faire mes premiers pas en clinique à vos côtés et je vous remercie pour tout ce que vous m'avez appris durant ces années. J'espère que cette thèse sera à la hauteur de vos attentes.

A <u>Monsieur le Docteur Eric Leforestier</u>

Docteur en chirurgie dentaire

Docteur de l'Université de Nice Sophia-Antipolis

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier

Je vous remercie de l'honneur que vous me faîtes en siégeant dans ce jury. J'ai toujours eu une très grande admiration pour votre professionnalisme et votre rigueur. Ce fut un plaisir de travailler et d'apprendre à vos côtés en clinique.

A <u>Madame le Docteur Orlanducci-Orsini</u>

Docteur en chirurgie dentaire

Docteur de l'Université de Nice Sophia-Antipolis

Praticien Hospitalier

Je vous remercie d'avoir accepté de siéger dans ce jury et vous prie de croire en l'expression de mon profond respect. Je vous remercie pour tout ce que vous m'avez appris au cours de mes vacations en gériatrie à Cimiez.

A <u>Monsieur le Docteur Gary Lambert</u>

Docteur en chirurgie dentaire

Assistant Hospitalier Universitaire

Je te remercie d'avoir accepté de siéger dans ce jury. Ta gentillesse, ta patience et ton implication en clinique m'ont permis d'être plus à l'aise lors de mes premières vacations et pour cela je te remercie.

Table des matières

I - Introduction 8

II - Matériel et Méthode : 11

III – Résultats et Discussion 12

1. Les revues de la littérature 12

2. Comportements des éléments d'un châssis en PEEK 14

2.1 Les crochets 15

2.2 Le châssis 21

3. Ajustement 23

4. Propriétés de surface 25

4.1 Stabilité colorimétrique du PEEK 25

4.2 État de Surface 28

5. Études Cliniques 30

5.1 Cas Cliniques 30

5.2 Amélioration de la qualité de vie liée à la santé-bucco-dentaire 33

5.3 Préférence et satisfaction pour la prothèse à infrastructure en PEEK 33

5.4 Santé Parodontale 34

6. PEEK et Impression 3D 34

IV- Conclusion 38

Liste des tableaux et figures :

Figure 1 – Les différents polymères utilisés en industrie [4]

Figure 2 - Structure chimique du monomère du PEEK [4]

Figure 3 – Schéma de la microstructure du PEEK [6]

Figure 4 - a) Lingots en PEEK pour la technique de pressée [6] b) Disques en PEEK de teintes différentes utilisés pour l'usinage [64]

Figure 5 – Organigramme de la stratégie de recherche

Figure 6 – Répartition des articles sur le PEEK par domaine d'utilisation en dentisterie [8]

Tableau 1 – Résistance à la traction et module d'élasticité de matériaux utilisés en Odontologie et de certains tissus humains [7,10]

Figure 7 - Les éléments d'un châssis : a) taquet occlusal b) bras rétentif du crochet c) selle d) barre linguale [65]

Figure 8 - Les éléments d'un crochet : a) bras de calage b) taquet occlusal c) bras rétentif d) bras de jonction e) ligne de plus grand contour [65]

Figure 9– Illustration des différents éléments finis utilisés pour mener l'étude [18]

Figure 10 – Contraintes maximales sur les crochets en fonction de la contre-dépouille [18]

Figure 11 – Schéma de l'échantillon utilisé par Peng et al, 2019 [20]

Figure 12 – Schéma illustrant le dispositif utilisé par Tannous et al, 2011 [21]

Figure 13 – Crochets issus des 4 groupes : chrome-cobalt, PEEK usiné 1 (marque : Dentokeep), PEEK usiné 2 (marque : breCAM bioHPP) et PEEK pressé [22]

Tableau 2 – Résultats des études sur la rétention des crochets en PEEK

Figure 14– Contraintes pour les 3 matériaux sur le châssis et les tissus, par Chen et al, 2019 [24]

Tableau 3 – Résultats principaux des études sur l'ajustement de châssis en PEEK

Figure 15 – Aspect d'un crochet en PEEK [66]

Figure 16 – Protocole d'immersion utilisé par Polychronakis et al, 2019 [30]

Figure 17 – Échantillons de PEEK après 240 cycles [30]

Figure 18 - Représentation schématique de différents comportements d'un liquide sur une surface solide [67]

Figure 19 – Crochet en PEEK. La partie indiquée a été traitée par sablage avec coulée de la résine PMMA. Issu du cas clinique de Ichikawa et al, 2018 [46]

Figure 20 – Composants de l'appareil fabriqués par CFAO : a) Crochets en PEEK usinés b) Résine PMMA imprimée c) Selle en zircone d) Dents prothétiques usinées [45]

Tableau 4 - Tableau synthétique des cas cliniques utilisant le PEEK en tant que châssis de prothèse

Figure 21 – Nombre d'articles en fonction de l'année de publication

Figure 22 - Exemple d'un objet possédant une géométrie complexe qui peut être fabriqué par impression 3D. [68]

Figure 23 - Schéma de l'impression par la technique du dépôt de filament fondu [69]

Figure 24 – Dispositifs médicaux en PEEK fabriqués par impression utilisés dans les 3 études a) omoplate en PEEK [59] b) côtes en PEEK [60] c) Stent extravasculaire en PEEK [61]

I - Introduction

D'après les statistiques de l'Assurance Maladie, au moins 864 156 prothèses amovibles partielles à infrastructure métallique (PAPIM) étaient réalisées en France en 2019 [1]. Ce chiffre est en augmentation depuis quelques années avec 60 000 prothèses supplémentaires fabriquées en 2019 par rapport à 2015 [1].

D'après une étude européenne publiée en 2009, 66 % des Français n'avaient pas une denture intacte et parmi eux 34 % étaient porteurs d'une ou deux prothèses amovibles [2], ce qui représentait un Français sur cinq. La demande pour ce type de réhabilitation augmente avec l'âge et ce serait donc le vieillissement de la population française qui expliquerait cette augmentation. En 2016, 25,9 % des habitants avaient plus de 60 ans, ce pourcentage devrait passer à 29,6 % en 2030 et atteindre 33,4 % en 2060 [2]. Même si de plus en plus d'importance est accordée à la prévention, il reste peu probable que la demande de traitement de l'édentement diminue dans les années à venir.

Malgré les avancées techniques des solutions fixées et la démocratisation de l'implantologie, la PAPIM demeure un choix thérapeutique pour beaucoup de patients, que ce soit en raison de leur état de santé, d'une appréhension vis-à-vis d'une intervention chirurgicale ou pour des raisons financières (la prothèse amovible étant souvent la solution la plus économique).

L'utilisation du métal en tant que biomatériau en dentisterie suscite de plus en plus de polémique, principalement en raison de son caractère potentiellement allergène et inesthétique [3]. Ceci a catalysé le développement de nouveaux biomatériaux, supposés plus biocompatibles ou plus esthétiques : le composite et le ciment verre-ionomère ont supplanté l'amalgame, et les céramiques gagnent du terrain face au duo céramique/métal.

Ce phénomène est en retard en ce qui concerne la prothèse amovible : la vaste majorité des châssis sont encore en chrome-cobalt. Mais il n'est qu'une question de temps pour qu'un autre biomatériau apparaisse en tant que concurrent.

Le polyétheréthercétone, ou PEEK semble un bon prétendant. Découvert en 1978, il a d'abord été utilisé dans les secteurs de l'automobile, de l'énergie et de l'aérospatiale [4] avant d'être commercialisé pour une utilisation médicale.

Le PEEK est membre de la famille des Polyaryléthercétones (PAEK), eux-mêmes appartenant à la famille des polymères de hautes performances [5].

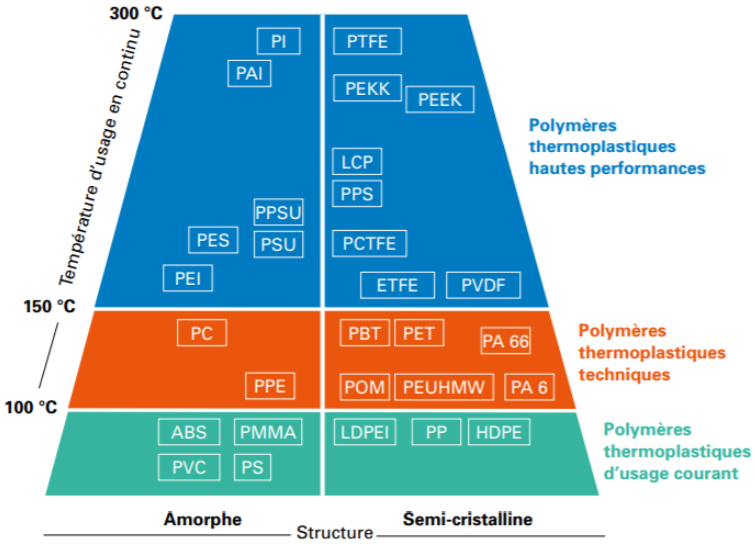


Figure 1 - Les différents polymères utilisés dans l'industrie.

Les polymères hautes performances se caractérisent par leur légèreté, leurs propriétés mécaniques élevées et leur stabilité thermique et chimique [5]. Les polyaryléthercétones se distinguent par un enchaînement de cycles aromatiques qui procurent la rigidité au matériau, reliés par des groupes éther ou cétone [5].

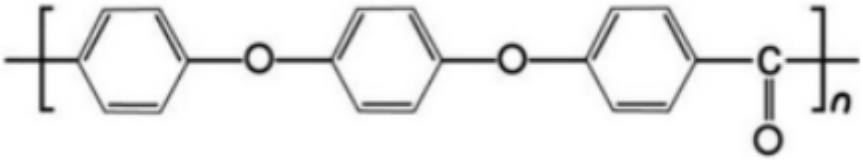


Figure 2 - Structure chimique du monomère du PEEK

Le PEEK est un *homopolymère linéaire semi-cristallin* : il est composé du même monomère et sa structure ne présente pas de branchements [6]. C'est un matériau semi-cristallin car la chaîne polymérique forme des domaines organisés (cristallins) et des domaines désorganisés (amorphes). Le taux de cristallinité dépend du refroidissement du matériau : il est typiquement de 30 à 35 % pour le PEEK pressé [6].

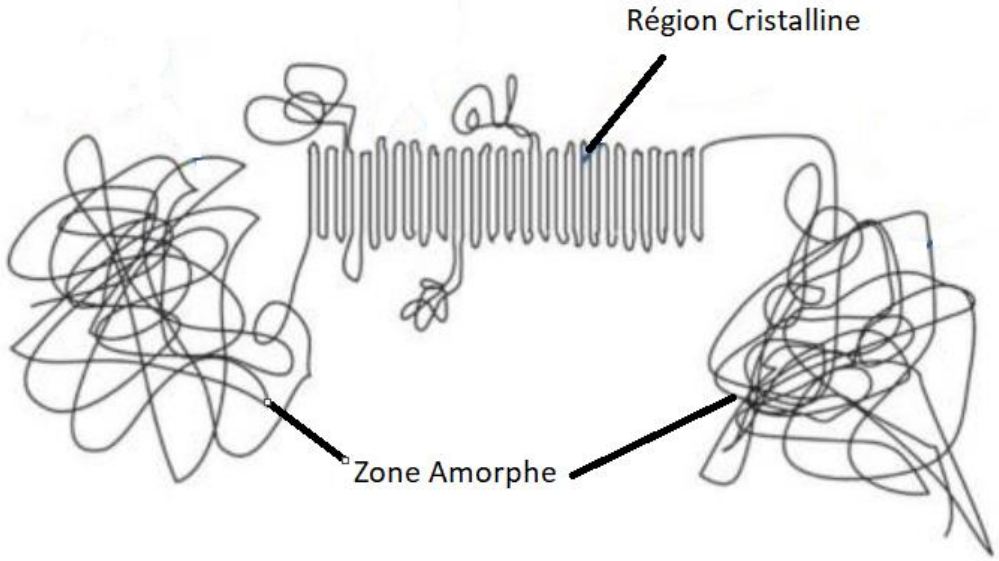


Figure 3 – Schéma de la microstructure du PEEK

La température de transition vitreuse du PEEK est de 143 °C [6], ce qui est au-dessus de la température de stérilisation du cycle « prion », le PEEK est donc un matériau stérilisable.

Les pièces en PEEK sont surtout fabriquées par pressée et par usinage mais des percées technologiques permettent la mise au point de leur fabrication par impression 3D. C'est un procédé prometteur qui a l'avantage d'entraîner moins de pertes lors de la fabrication que l'usinage.

L'objectif de cette thèse est de faire le point des connaissances sur l'utilisation du PEEK en PAPIM, ainsi que d'étudier la faisabilité de son impression.

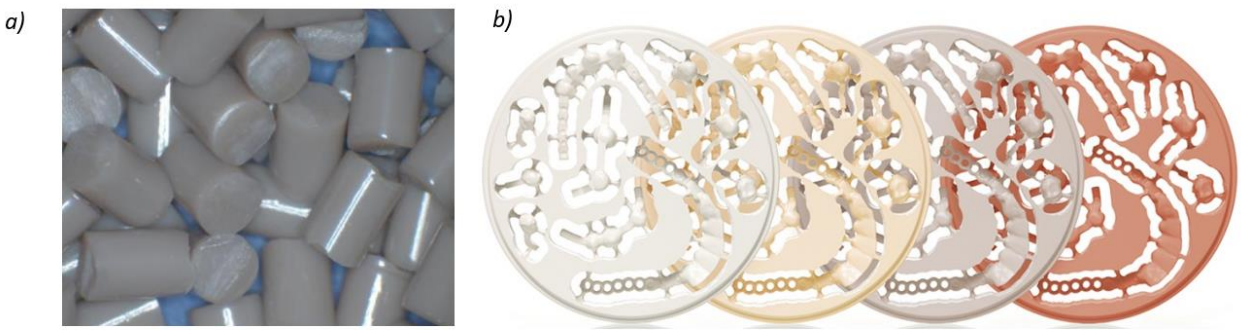


Figure 4 – a) Lingots en PEEK pour la technique de pressée b) Disques en PEEK de teintes différentes utilisés pour l'usinage

II - Matériel et Méthodes :

Une recherche bibliographique électronique sur la base de données Pubmed a été menée en novembre 2020 en utilisant les mots clés « PEEK » et « Denture ». Les articles traités étaient ceux rédigés en anglais et publiés entre le 1er janvier 2010 et le 31 octobre 2020.

La recherche de « PEEK Denture » a donné 45 résultats. Trois articles ont été exclus (1 article publié en 2002, 1 article en mandarin et un doublon). Les titres et résumés des articles restants (n=42) ont été lus et 20 autres articles ont été exclus de la revue. Les 22 articles restants ont été lus et analysés dans leur totalité et 2 articles supplémentaires ont été exclus de la revue.

La liste des articles exclus ainsi que la raison d'exclusion se trouve en annexe de cette thèse.

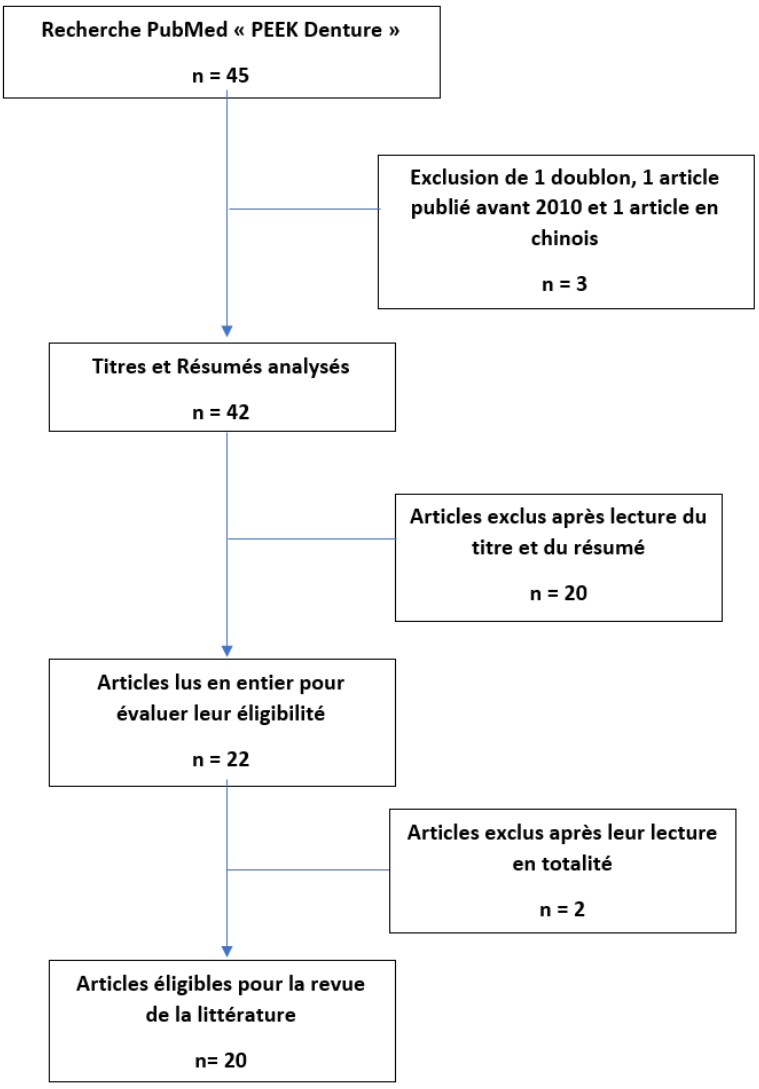


Figure 5 – Organigramme de la stratégie de recherche

III – Résultats et Discussion

1. Les revues de la littérature

Najeb et al, 2016, [7] et Bathala et al, 2019, [8] ont mené deux revues de la littérature sur l'utilisation du PEEK en odontologie. Les auteurs montrent que le PEEK peut être utilisé dans plusieurs domaines de la dentisterie, dont en prothèse amovible. Cependant, la plupart des articles traitent des applications en implantologie ou en prothèse conjointe (49 articles sur 85 dans l'étude de Bathala et al, 2019, [8] contre 6 articles pour la prothèse amovible).

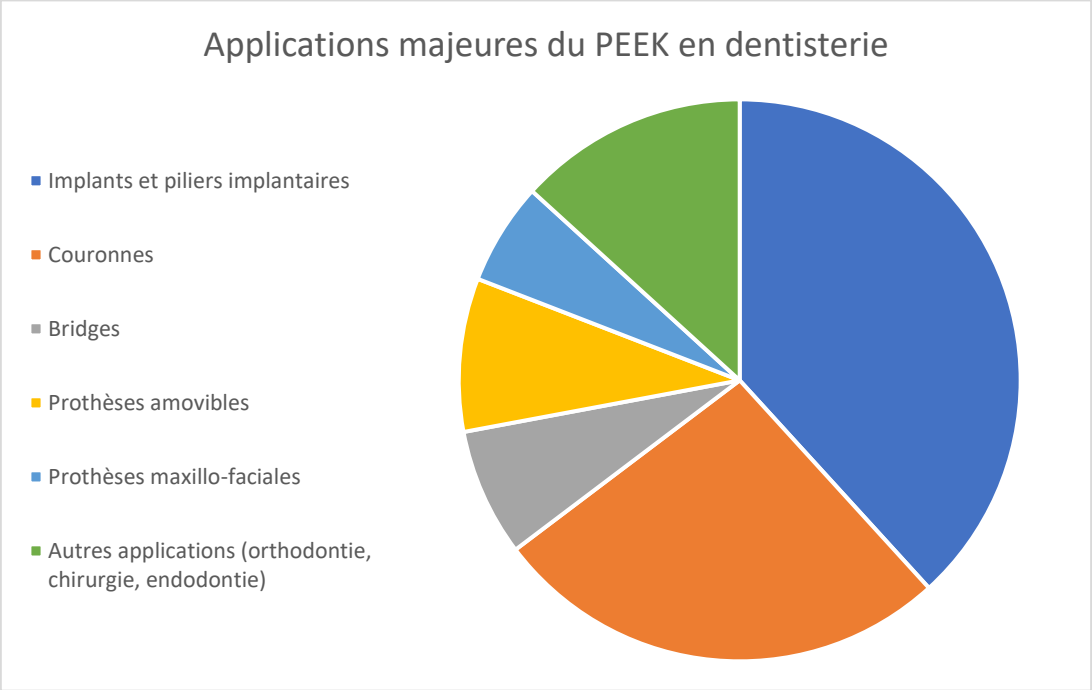


Figure 6– Répartition des articles sur le PEEK par domaine d'utilisation en dentisterie (d'après Bathala et al, 2019)

Même si ces études paraissent bien menées, le processus de sélection des articles n'est pas clairement élucidé : il manque des informations sur le nombre d'articles analysés, le nombre d'examinateurs et comment des désagréments éventuels sur la sélection des articles ont été résolus.

Le matériau utilisé pour la fabrication d'une prothèse doit être à la fois biocompatible, c'est-à-dire ne poser aucun problème biologique, et suffisamment robuste pour résister aux forces masticatoires.

D'après les revues, ce qui rend le PEEK attractif, en plus de sa biocompatibilité [9], est son module d'élasticité (3-4 GPa) qui est proche de celui de l'os humain. Ceci est en effet intéressant dans le domaine de l'implantologie où l'homogénéisation du comportement mécanique de l'implant avec le comportement mécanique de l'os qui l'entoure permet de réduire les contraintes à leur interface. Cette propriété du PEEK a beaucoup moins d'intérêt dans le cadre de la prothèse amovible.

Matériau	Résistance à la Traction (MPa)	Module d'élasticité (GPa)
PEEK	80	3-4
PEEK renforcé avec des fibres de carbone	120	18
Os cortical	104-121	14
PMMA	48-76	3-5
Dentine	104	15
Email	47,5	40-83
Titane	954-976	102-110
Cobalt-Chrome [10]	640-825	186-228

Tableau 1 – Résistance à la traction et module d'élasticité de matériaux utilisés en Odontologie et de certains tissus humains

Ce tableau permet de mettre en évidence que le PEEK est plus élastique que le chrome-cobalt (module de Young de 46 à 76 fois supérieur) et qu'il présente une résistance à la rupture en traction plus faible (80 à 120 MPa contre 640 à 825 MPa).

Muhsin et al, 2019, [11] trouvent, lors d'expériences en laboratoire, des valeurs encore plus élevées que Najeb et al, 2016 : résistance à la traction moyenne de 118 MPa pour le PEEK usiné contre 91 à 97 MPa pour le PEEK pressé et un module d'élasticité d'environ

5,6 GPa pour le PEEK usiné et de 4,6 à 4,9 GPa pour le PEEK pressé. La méthode de fabrication a un effet statistiquement significatif sur les propriétés mécaniques des échantillons fabriqués.

Cette étude confirme que le PEEK peut se substituer à la résine PMMA pour la fabrication d'une prothèse amovible partielle résine car il répond aux impératifs mécaniques (valeurs plus élevées que la résine Polyméthacrylate de methyle (PMMA) utilisée en prothèse amovible). Cependant, il n'est pas possible d'extrapoler cette conclusion pour les PAPIMs.

2. Comportements des éléments d'un châssis en PEEK

Une PAPIM est composée de trois éléments : les dents prothétiques en résine, la fausse gencive (aussi en résine) et le châssis, généralement en chrome-cobalt. Le châssis est lui-même composé d'éléments primaires : les crochets et les selles, et d'éléments secondaires : barre cingulaire, barre coronaire, potences et connexions.

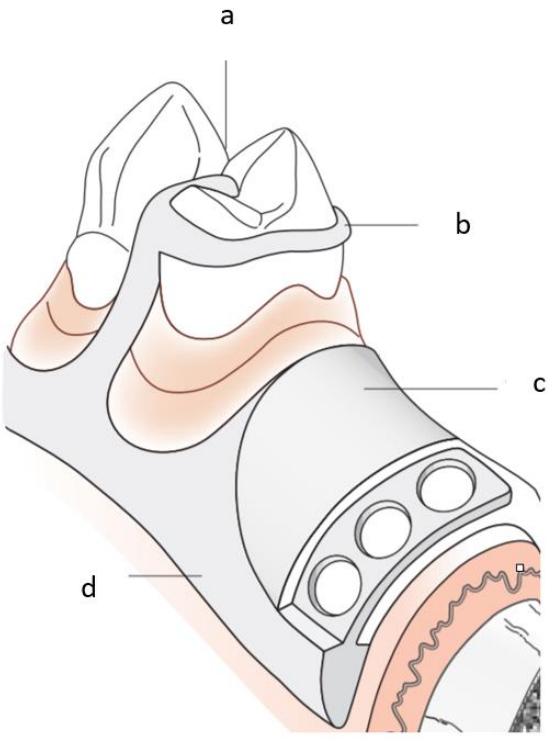


Figure 7 - Les éléments d'un châssis :

a) taquet occlusal

b) bras rétentif du crochet

c) selle

d) barre linguale

2.1 Les crochets

Les crochets d'une PAPIM sont potentiellement les éléments les plus importants du châssis. Ils remplissent les 3 exigences de la Triade de Housset : le taquet occlusal s'appuie sur la dent et empêche l'enfoncement de la prothèse (rôle de sustentation), le bras rétentif maintien la prothèse sur ses appuis (rôle de rétention) et le bras de calage s'oppose aux mouvements latéraux (rôle de stabilisation et de sustentation).

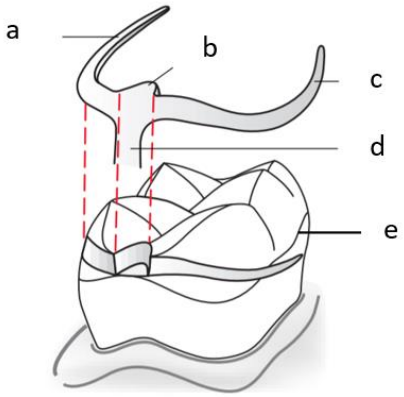


Figure 8 - Les éléments d'un crochet :

a) bras de calage

b) taquet occlusal

c) bras rétentif

d) bras de jonction

e) ligne de plus grand contour

Les crochets d'une prothèse amovible doivent procurer suffisamment de rétention sans pour autant solliciter fortement les dents d'appui. Les paramètres qui influencent la valeur de rétention sont la forme de la dent, le matériau utilisé, la contre-dépouille exploitée et les dimensions du crochet.

Il n'y a pas de consensus concernant la rétention globale requise pour une PAPIM : pour Frank et al, 1981, [12] la prothèse doit avoir une rétention de 2,94 N à 7,35 N alors que pour Yamazaki et al, 2019, [13] et Torii et al, 2018, [14] il faut plutôt une rétention entre 5 et 10 N. La rétention globale peut être décomposée en rétention procurée par les crochets et rétention procurée par les plans de guidage, d'après Ahmad et al, 1992, [15] cette dernière étant en moyenne de 2,41 N.

Une rétention de 1,6 N par crochet est considérée comme la rétention minimale requise [16, 17]. D'autre part, les contraintes maximales qui s'exercent sur le crochet doivent rester inférieures à la limite d'élasticité du matériau, dans le cas du PEEK : 110 MPa. Si ce seuil est dépassé, le matériau passerait en phase de déformation plastique et le crochet perdrait de la rétention.

Tribst et al, 2020, [18] étudient l'effet de la nature du matériau du crochet et de la profondeur de la contre-dépouille exploitée sur la rétention et la contrainte exercée à la fois sur le crochet et sur la dent. Pour cela, ils utilisent la méthode des éléments finis pour simuler un crochet Ackers sur une molaire.

Les auteurs testent 6 matériaux : polyamide, polyoxyméthylène, PEEK, or, titane et chrome-cobalt, pour 3 degrés de contre-dépouilles : 0,25 mm, 0,50 mm et 0,75 mm, soit 18 groupes en tout.

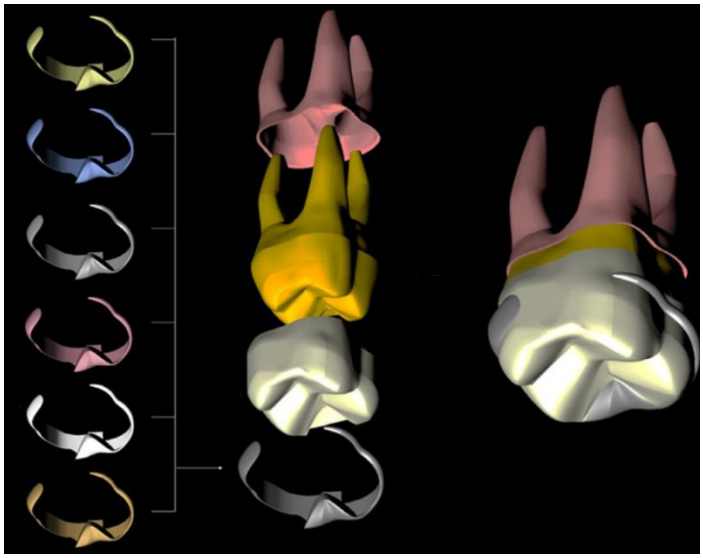


Figure 9 – Illustration des différents éléments finis pour mener l'étude

Il est intéressant de noter que les contraintes sur le crochet et sur la dent sont plus fortes pour le chrome-cobalt que pour le PEEK. Les matériaux rigides sont susceptibles d'engendrer des contraintes importantes, notamment lorsque des contre-dépouilles profondes sont exploitées. Un crochet en chrome-cobalt serait ainsi plus délétère pour l'émail qu'un crochet en PEEK. Une étude in-vitro montre par ailleurs que le crochet en chrome-cobalt est capable d'user la surface amélaire [19].

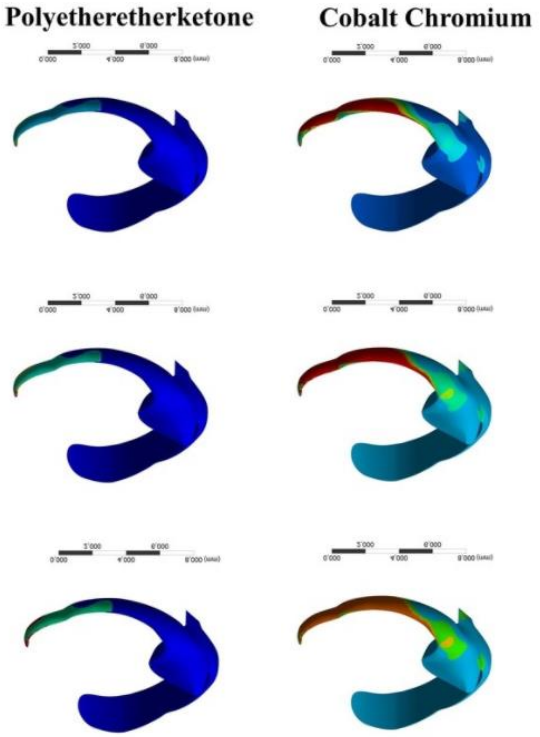
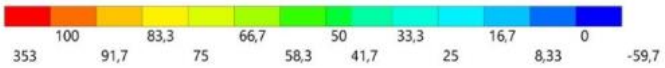


Figure 10 – Contraintes maximales sur les crochets en fonction de la contre-dépouille.



Contraintes en MPa

Même si les valeurs de rétention pour le PEEK sont suffisantes (6,45 à 18,36 N en fonction de la contre-dépouille), les auteurs ne préconisent pas l'utilisation PEEK en tant que matériau pour les crochets car les contraintes subies risquent d'entraîner sa fracture. Or, Peng et al, 2019, [20] dans leur étude sur 72 échantillons de PEEK de dimensions et de conicités différentes montrent que plusieurs d'entre eux procurent une rétention suffisante, tout en étant suffisamment solides.

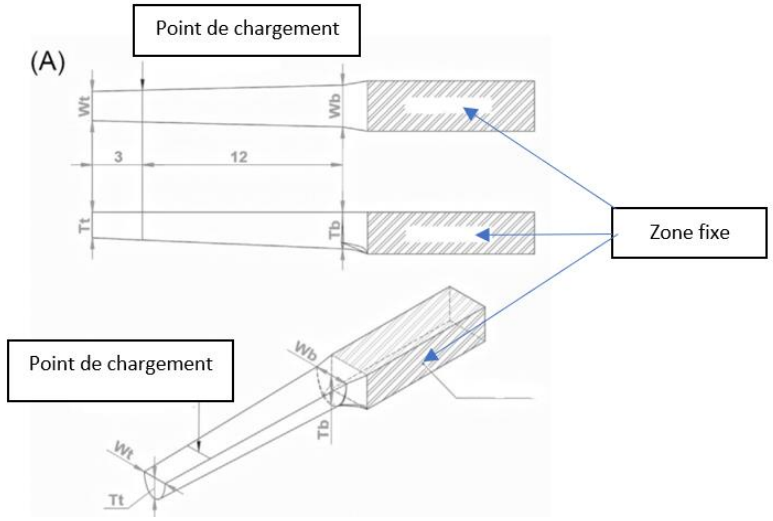


Figure 11 – Schéma de l'échantillon utilisé par Peng et al, 2019

Dans leur étude, Tribst et al, 2020, [18] utilisent des crochets de dimensions davantage adaptées au chrome-cobalt. Or, ce dernier présente une limité d'élasticité bien plus élevée que le PEEK (495-640 MPa) [10] ce qui lui permet d'être utilisé pour des sections plus fines. Le bras rétentif du crochet est assimilé à un demi-cylindre de longueur 9 mm et de diamètre 1mm, ce qui représente une section de 0,39 mm^2. À titre de comparaison, l'échantillon en PEEK qui présente les meilleures propriétés mécaniques d'après Peng et al, 2019, [20] a une section de 6,75 mm^2 à sa base et de 1,70 mm^2 à sa pointe pour 15 mm de longueur. Les forces qui s'exercent sur ce crochet ne presentent pas de danger pour son intégrité.

Tannous et al, 2011, [21] comparent la rétention de crochets de 4 matériaux différents : PEEK, PEKK (polyéthercétonecétone), polyoxyméthylène et chrome-cobalt sur 15 000 cycles (simulant 10 ans d'utilisation) d'insertions/ désinsertions, avec des mesures tous les 1500 cycles. Deux épaisseurs différentes sont testées pour les crochets thermoplastiques (1,00 mm et 1,5 mm) et une seule épaisseur pour le crochet en chrome-cobalt (1,00 mm).

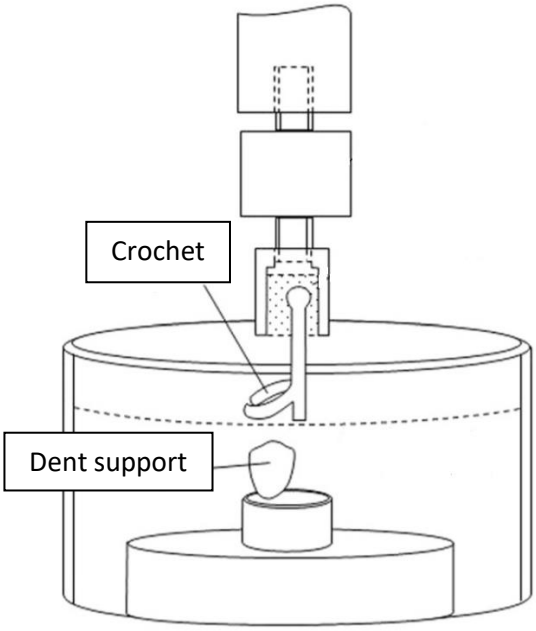


Figure 12 – Schéma illustrant le dispositif utilisé par Tannous et al, 2011

Les auteurs obtiennent des valeurs de 1,2 à 3,1 N pour les crochets thermoplastiques de 1,00 mm d'épaisseur et de 4,9 à 9,1 N pour les crochets de 1,50 mm d'épaisseur. Dans les 2 groupes, c'est le crochet en PEEK qui procure la meilleure rétention. Le crochet en chrome-cobalt de 1,00 mm d'épaisseur, quant à lui, procure une rétention de 11,3 à 16,3 N.

Initialement une augmentation de la valeur de rétention est observée (d'après les auteurs due à l'apparition de rugosités sur les faces antagonistes en raison du frottement des pièces), puis une diminution au fil des cycles, sans que celle-ci soit significative. Ceci va à l'encontre des résultats de Micovic et al, 2020, [22] qui ont observé une diminution de la rétention pour le crochet en chrome-cobalt. Cette divergence dans les observations peut s'expliquer par la différence des milieux utilisés dans les deux expériences : salive artificielle qui peut être à l'origine d'une corrosion du chrome-cobalt [23] pour l'étude de Micovic et al, 2020, [22] et eau déminéralisée et déionisée qui ne peut pas entraîner de corrosion pour l'étude de Tannous et al, 2011, [21].

Des différences notables dans les protocoles et les échantillons utilisés (crochets différents, de forme et de géométrie différentes) expliquent l'hétérogénéité des valeurs de rétention obtenues. Néanmoins, les études s'accordent sur la moindre rétention procurée par le PEEK par rapport au chrome-cobalt, celle-ci pouvant être 3 fois plus faible.

L'acceptation du crochet en PEEK n'est pas universelle parmi les auteurs : Tribst et al, 2020, [18] le considèrent trop fragile alors que Peng et al, 2019, [20] et Tannous et al, 2011, [21] considèrent que la rétention est cliniquement suffisante et se montrent optimistes quant à son potentiel. Micovic et al, 2020, [22] préconisent l'utilisation de crochets en PEEK dans le secteur esthétique et des crochets en chrome-cobalt dans le secteur postérieur pour plus de rétention.



Figure 13– Crochets issus des 4 groupes de l'étude de Micovic et al, 2020 : chrome-cobalt, PEEK usiné 1 (marque : Dentokeep), PEEK usiné 2 (marque : breCAM bioHPP) et PEEK pressé

Tableau 2 – Résultats des études sur la rétention des crochets en PEEK

Étude	Paramètres analysés	Groupes d'étude	Méthode d'analyse	Résultats
Peng et al, 2019	Influence de la géométrie du crochet sur la force de rétention	Etude de 72 échantillons de dimensions et de conicités différentes	Méthode des éléments finis	7 configurations permettent d'obtenir des valeurs de rétention supérieures à 1,6 N tout en restant en dessous de la valeur seuil de déformation plastique du matériau. La rétention procurée par le PEEK est nettement inférieure à celle du chrome-cobalt : 2,06-3,67 N selon les géométries contre 8,25 N pour l'échantillon en chrome-cobalt qui est pourtant moins volumineux.
	Déformation sur 15 000 cycles	Etude de 3 échantillons en PEEK et 1 échantillon témoin en Co-Cr	Mesure de la déformation tous les 3000 cycles à l'aide d'un microscope	Légère déformation plastique après 15 000 cycles mais absence de différence statistiquement significative entre les échantillons en PEEK et en chrome-cobalt.
Micovic et al, 2020	Valeur de rétention en fonction du matériau et en fonction du vieillissement : - au début de l'expérience - après 90 jours de conservation dans de la salive artificielle -après 180 jours de conservation dans de la salive artificielle	4 groupes de matériaux : Groupe 1 : PEEK usiné Dentokeep (PEEK 1) Groupe 2 : PEEK usiné breCAM BioHPP (PEEK 2) Groupe 3 : PEEK pressé (PEEK 3) Groupe 4 : Chrome-cobalt	Application d'une force de traction sur la tige reliée au crochet à une vitesse de 5 mm/min jusqu'à obtenir une chute de 10% de la force maximale	Le choix du matériau a une influence significative sur la rétention : les crochets en Co-Cr présentent une rétention moyenne de 163 N au début de l'expérience contre 43,9 à 58,1 N pour les différents groupes de PEEK. Cependant, la durée de conservation dans la salive artificielle a eu un effet statistiquement significatif sur la rétention des crochets en Co-Cr mais pas sur les crochets en PEEK

Tribst et al, 2020	Valeur de rétention en fonction du matériau du crochet et de la contre-dépouille	6 matériaux différents (Polyamide, Polyoxyméthylène, PEEK, alliage d'or, titane et chrome-cobalt) et 3 degrés de contre-dépouilles (0,25 mm, 0,50 mm et 0,75 mm), soit 18 groupes en tout.	Méthode des éléments finis	La rétention du crochet en PEEK est nettement plus faible que celle du chrome-cobalt (6,45 à 18,36 N contre 21,78 à 65,37 N en fonction des différentes contre-dépouilles).
	Valeur de la contrainte exercée sur le crochet et sur la dent			Le chrome-cobalt exerce de plus fortes contraintes sur la dent que le PEEK.
Tannous et al, 2011	Valeur de la force de rétention de crochets de matériaux différents en fonction de deux contre-dépouilles sur 15 000 cycles	4 groupes de matériaux : PEEK, PEKK, POM, Co-Cr Et 2 contre-dépouilles de dimensions 0,25 mm et 0,50 mm	Machine d'essai : application d'une force de traction sur la tige du crochet à une vitesse de 5 mm/s. Le crochet se situe dans de l'eau déminéralisée et déionisée	Rétention des crochets thermoplastiques d'épaisseur 1,00 mm : 1,2 à 3,1 N et 4,9 à 9,1 N pour une épaisseur de 1,50 mm. Le crochet en PEEK est le crochet thermoplastique qui procure la rétention la plus élevée. Le crochet en chrome-cobalt d'une épaisseur de 1,00 mm procure une rétention allant de 11,3 N jusqu'à 16,3 N. Au fil des cycles la valeur de la rétention augmente dans un premier temps, avant de diminuer mais de manière non significative.

2.2 Le châssis

Chen et al, 2019, [24] mènent une étude in-vitro pour évaluer la distribution des forces de mastication sur les tissus de support en fonction de châssis de 3 matériaux différents : titane, chrome-cobalt et PEEK.

Pour ce faire ils utilisent le modèle numérique issu d'une empreinte numérique intra-orale et le fichier DICOM d'un patient présentant une classe I de Kennedy pour ensuite faire une analyse à l'aide de la méthode des éléments finis.

Les auteurs notent que le châssis en PEEK sollicite moins le ligament alvéolo-dentaire que les châssis en chrome-cobalt et titane : ceci peut notamment être intéressant chez les patients présentant un parodonte affaibli.

Les contraintes internes sur le châssis en PEEK y sont également plus faibles que celles sur le châssis en chrome-cobalt et en titane. Ces observations doivent tout de même être prises avec prudence : en valeurs absolues, le chrome-cobalt subit bien plus de contraintes que le PEEK (jusqu'à 450 MPa contre 80 MPa pour le PEEK), mais il est aussi plus résistant : cette différence se réduit si les propriétés mécaniques du matériau sont prises en compte.

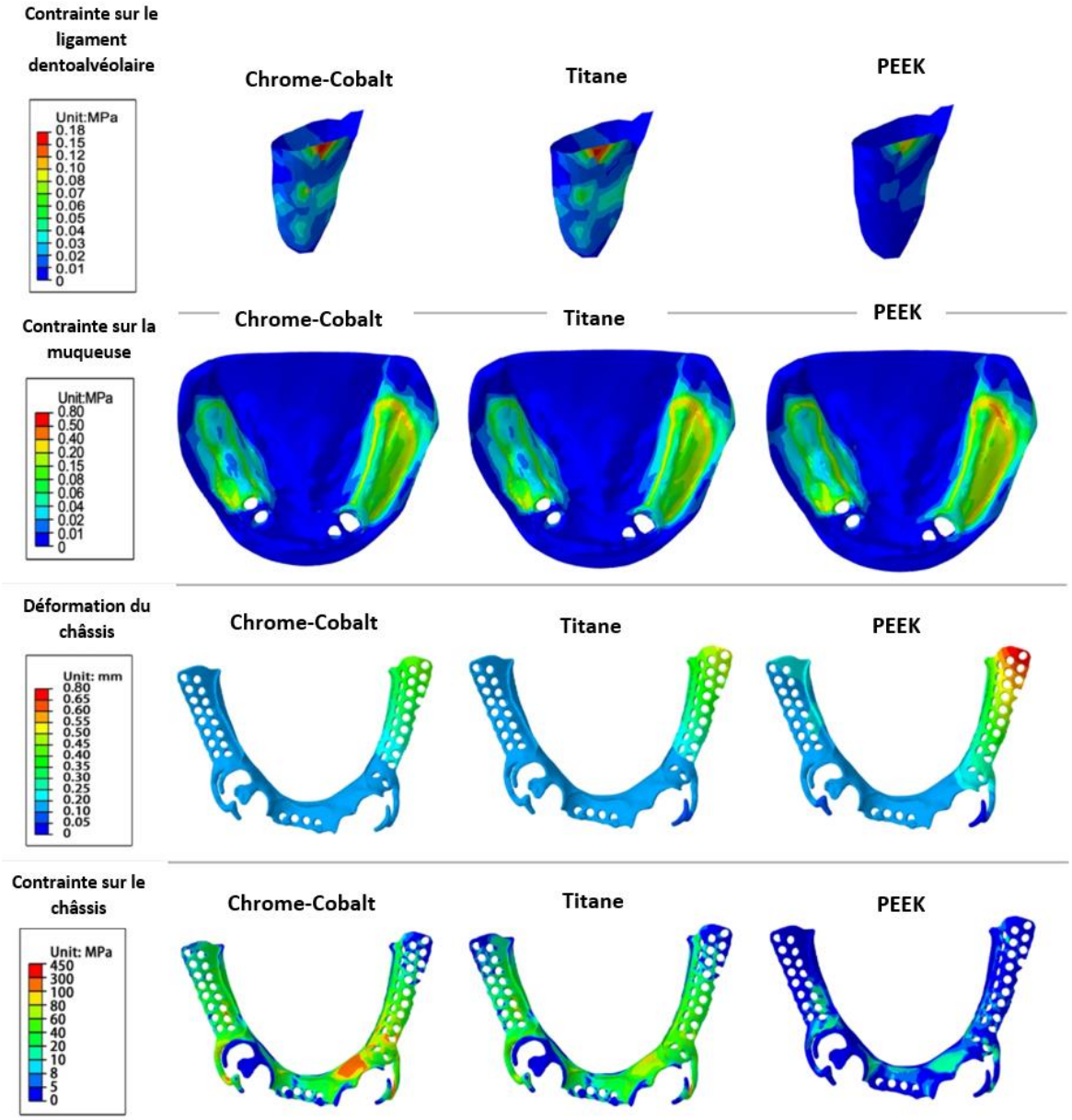


Figure 14 – Contraintes pour les 3 matériaux sur le châssis et les tissus, par Chen et al, 2019

La déformation du châssis en PEEK est supérieure à celle des châssis en titane et chrome-cobalt, surtout dans les zones les plus postérieures. La muqueuse peut donc être plus comprimée par endroits, ce qui à terme peut aboutir à des résorptions.

Même si cette étude est bien menée, ces observations sont issues de l'analyse sur un seul patient et il est difficile d'émettre des conclusions à partir de ces constatations. Il serait intéressant de reprendre le même protocole de l'étude avec un échantillon de patients plus grand pour évaluer les éventuelles différences entre patients et entre classes d'édentement. De plus, le châssis est étudié seul, sans prendre en compte son comportement lorsque associé aux autres composants de la prothèse (base et dents prothétiques), le comportement mécanique de l'ensemble pouvant être différent de celui observé dans cette étude.

3. Ajustement

Pour être confortable et fonctionnelle, une prothèse doit pouvoir s'ajuster parfaitement en bouche. Or sa dimension importante fait que même de petites imprécisions lors du protocole de fabrication peuvent être à l'origine de son inadaptation.

Le matériau et les techniques de fabrication utilisés doivent être suffisamment performants pour donner des écarts d'ajustement les plus faibles possibles.

Le protocole conventionnel de fabrication d'un châssis de PAPIM comporte de nombreuses étapes : coulée du modèle de travail, duplicata en revêtement compensateur, réalisation de la maquette du châssis à l'aide de préformes en cire, mise en revêtement, coulée de l'alliage et finition du châssis. Chaque étape comporte un risque qui pourrait aboutir à un châssis défectueux.

La conception et fabrication assistée par ordinateur (CFAO) révolutionne les techniques de laboratoires en éliminant ces étapes chronophages. Carneiro Pereira et al, 2020, [25] montrent dans leur revue de la littérature que les écarts d'ajustements des prothèses fabriquées par CFAO se situent en dessous des seuils cliniquement acceptables.

Arnold et al, 2017, [26] comparent 5 méthodes de fabrication différentes : 1 pour le PEEK et 4 pour le CoCr. Ils trouvent que la méthode d'usinage directe d'un disque en PEEK est la plus précise (écart d'ajustement moyen de 43 µm en horizontal et 38 µm en vertical). Les méthodes

les moins précises sont l'impression 3D directe et indirecte (écarts d'ajustements moyens allant de 323 à 365 µm en horizontal et 112 à 363 µm en vertical).

Ye et al, 2018, [27] étudient la précision d'ajustement des prothèses amovibles fabriquées entièrement en PEEK usiné à celle des prothèses conventionnelles à infrastructure en chrome-cobalt. Ils obtiennent des résultats comparables à Arnold et al, 2017, [26] : la prothèse en PEEK est considérablement mieux ajustée que celle à infrastructure en chrome-cobalt (écart moyen de 42,8 ± 29,4 µm contre 130,5 ± 50,5 µm) et ce indépendamment de la zone considérée.

D'après Negm et al, 2019, [28] le PEEK fabriqué par pressée peut être à l'origine de zones de compression, ce qui n'est pas le cas du PEEK usiné. Une possible expansion du PEEK pressé lors de la fabrication du châssis en serait à l'origine. Le groupe PEEK usiné présente un écart d'ajustement beaucoup plus homogène.

L'avantage du PEEK usiné provient de l'obtention d'une finition de surface de bonne qualité. Pourtant, d'après Brudvik et al, 1992, [29] le traitement de surface et le polissage du chrome-cobalt après sa coulée entraîne des pertes d'approximativement 127 µm. En théorie une prothèse mieux ajustée est plus stable mais à ce jour aucune étude n'indique si les patients ressentent une différence en termes de stabilité.

Étude	Arcade concernée	Groupes d'étude	Méthode d'analyse	Résultats
Negm et al, 2019	Arcade Maxillaire, Classe I	Groupe 1 : Châssis en PEEK fabriqué par usinage (n=10) Groupe 2 : Châssis en PEEK fabriqué par pressé à partir d'une maquette en cire fabriquée par impression 3D (même fichier STL que pour le groupe 1)	Évaluation virtuelle : les châssis sont scannés et superposés sur le maître modèle	Écart moyen d'ajustement : Groupe 1 : 17,36 ± 4,32 µm Groupe 2 : 71,68 ± 17,54 µm
Ye et al, 2018	Arcade maxillaire, Classe II division 1	Groupe 1 : Prothèses fabriqués entièrement en PEEK usiné (n=15) Groupe 2 : Prothèses amovibles à infrastructure métallique fabriquées par les techniques conventionnelles (n=15)	Évaluation par la mesure de l'épaisseur d'un silicone d'espacement	Écart moyen d'ajustement : Groupe 1 : 42,8 ± 29,4 µm Groupe 2 : 130,9 ± 50,5 µm

Arnold et al, 2018	Arcade Maxillaire, Classe III modification 2 de Kennedy	Groupe 1 : Technique conventionnelle à la cire perdue (n =3) Groupe 2 : Impression 3D indirecte (impression d'une maquette en cire puis mise en revêtement et coulée) (n =3) Groupe 3 : Impression 3D directe (fusion sélective par laser) (n =3) Groupe 4 : Usinage indirect (usinage d'une maquette en cire puis cire perdue) (n=3) (Groupe 1-4 : chrome-cobalt) Groupe 5 : Usinage direct dans un disque de PEEK (n =3)	Mesures effectuées avec un microscope : 50 mesures par molaire et 60 mesures par canine, soit 220 mesures par châssis et 3 300 mesures en tout.	Écart d'ajustement : Groupe 1 : 133 ± 59 µm horizontal et 74 ± 25 µm vertical Groupe 2 : 323 ± 188 µm horizontal et 112 ± 60 µm vertical Groupe 3 : 365 ± 205 µm horizontal et 363 ± 133 µm vertical Groupe 4 : 117 ± 34 µm horizontal et 45 ± 21 µm vertical Groupe 5 : 43 ± 23 µm horizontal et 38 ± 21 µm vertical

Tableau 3 – Résultats principaux des études sur l'ajustement de châssis en PEEK

4. Propriétés de surface

Le PEEK est un polymère stable chimiquement ce qui peut être problématique pour son adhésion aux autres composants de la prothèse, notamment la résine acrylique, utilisée pour la fausse gencive et les dents de la prothèse.

4.1 Stabilité colorimétrique du PEEK

Les crochets en PEEK n'ont pas l'aspect métallique des crochets en chrome-cobalt, mais leur teinte ne s'approche pas pour autant de celle des dents naturelles. À l'avenir, il serait peut-être possible de les camoufler par l'application d'une couche de composite de la même teinte que la dent support de crochet



Figure 15 – Aspect d'un crochet en PEEK

Les décolorations d'un matériau peuvent être de 2 types :

- Intrinsèques : réactions chimiques au sein du matériau, dépendent principalement du type de matériau, de son vieillissement et de son taux de polymérisation.
- Extrinsèques : adhésion ou incorporation de colorants d'origine alimentaire ou autre, par exemple : café, tannins, nicotine ou produits du métabolisme bactérien.

Afin de préserver leur aspect esthétique, les matériaux utilisés en odontologie doivent avoir une couleur qui reste stable dans le temps et/ou posséder des protocoles de nettoyage efficaces.

Polychronakis et al, 2019, [30] étudient la décoloration du PEEK en la comparant à celle du Polyoxyméthylène dans 5 milieux différents : eau distillée (groupe contrôle), vin, café, tablette de nettoyage ainsi que la succession des 3 milieux précédents (vin, café, tablette de nettoyage) sur 240 cycles (représentant 8 mois d'utilisation), la couleur étant mesurée tous les 30 cycles.

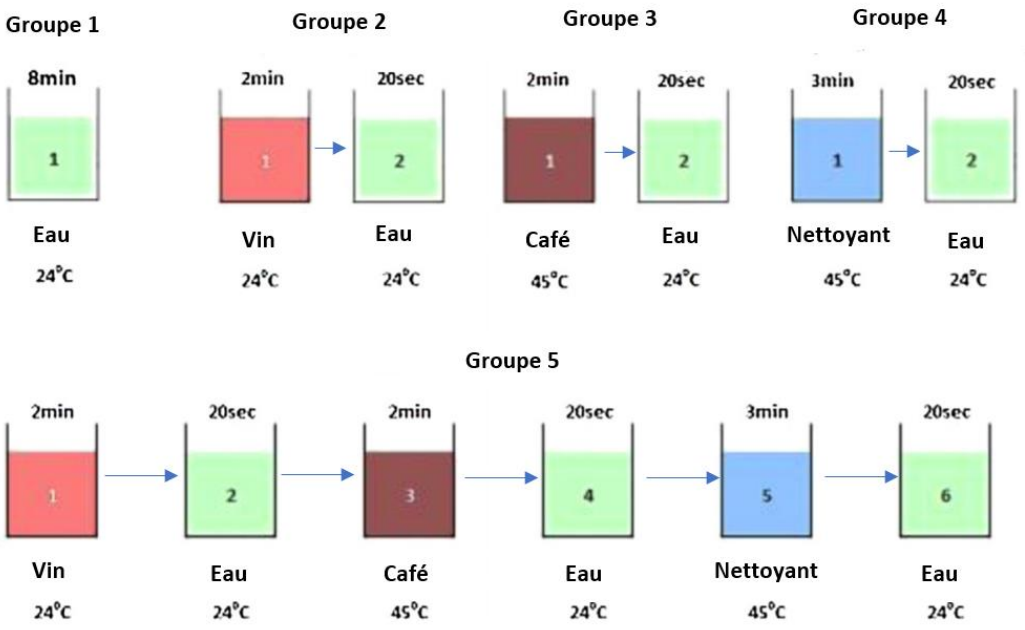


Figure 16 – Protocole d'immersion utilisé par Polychronakis et al, 2019

Ils observent une décoloration du PEEK, notamment dans les groupes 3 (café) et 5 (combinaison des milieux). Cependant, l'écart de couleur reste inférieur au seuil d'acceptabilité recommandé par Perez et al, 2011, [31] c'est-à-dire qu'il n'est pas détectable visuellement.

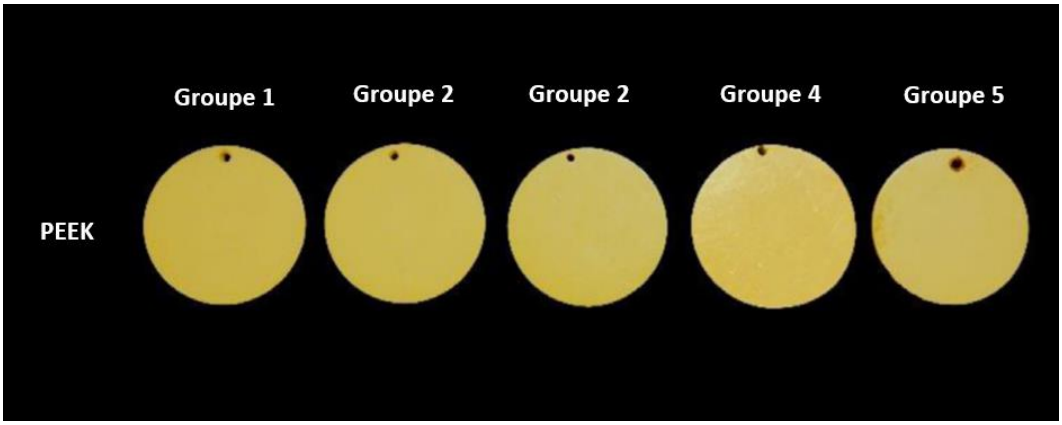


Figure 17 – Échantillons de PEEK après 240 cycles

Heimer et al, 2017, [32] s'intéressent à la décoloration du PEEK comparée à celle de la résine composite et de la résine PMMA dans différents milieux. Ils découvrent qu'une conservation du PEEK dans une solution de curry pendant 7 jours peut donner un écart de coloration

supérieur au seuil acceptable. Cet écart est cependant inférieur à celui observé pour le composite et la résine PMMA.

Ils étudient par la suite l'efficacité de 11 protocoles de nettoyages (3 individuels à la portée du patient, 4 professionnels utilisables par le praticien au cabinet et 4 professionnels destinés à une utilisation au laboratoire de prothèse). Les protocoles les plus efficaces sont l'air-abrasion et le bain aux ultrasons. En utilisant ces protocoles, l'écart de couleur redescend en dessous du seuil d'acceptabilité. Les protocoles les moins efficaces sont la brosse à dents à poils souples et la brosse à dent à poils durs.

La différence entre les 2 protocoles (appareils de mesures différents, différents milieux, différents temps d'exposition) utilisés dans ces 2 études peut expliquer la différence dans les conclusions des auteurs, même si les deux chercheurs utilisent la même méthode de calcul de l'écart de couleur, préconisée par la Commission Internationale de l'Éclairage (CIE).

De plus, l'état de surface après le protocole de nettoyage n'est pas analysé dans l'étude de Heimer et al, 2017. Or, un nettoyage peut bien être efficace vis-à-vis de la coloration, mais agressif pour la surface. Diverses études montrent un lien direct entre un état de surface rugueux et la formation du biofilm, d'où l'intérêt d'avoir la surface la plus polie possible [33,34].

4.2 État de Surface

Le consensus actuel est que le polissage doit permettre d'obtenir une rugosité de surface inférieure à 0,2 µm [35, 36]. Une étude de Heimer et al, 2017, [37] s'intéresse au protocole de polissage le plus adapté pour le PEEK. Sur les 7 protocoles évalués (4 de laboratoire et 3 de cabinet dentaire), 4 (2 de cabinet et 2 de laboratoire) permettent d'obtenir une rugosité de surface inférieure à 0,2 µm. Les protocoles de polissage à 3 corps (utilisant une pâte à polir) sont plus efficaces que les protocoles à 2 corps (sans pâte à polir).

Le polissage du PEEK peut donc bien être effectué aussi bien au laboratoire de prothèse qu'au cabinet dentaire, ainsi le praticien pourrait effectuer des retouches sans devoir renvoyer la prothèse pour un repolissage. D'après Ji et al, 2015, [38] l'usinage du PEEK donne une rugosité de surface d'environ 0,0134 µm, une phase de polissage post-usinage ne serait donc pas nécessaire.

L'état de surface du PEEK doit également permettre une adhésion forte et pérenne à la résine acrylique qui l'entoure et qui constitue la fausse gencive de la prothèse. Le PEEK est insensible aux acides et aux bases, à l'exception de l'acide sulfurique, mais celui-ci pose des risques pour la santé des utilisateurs et ne peut pas être utilisé en dentisterie [39]. Le PEEK ne peut donc pas être traité par mordançage comme c'est le cas de nombreux autres matériaux en odontologie.

Kurahashi et al, 2019, [39] s'intéressent à l'effet de différents traitements de surface sur la valeur d'adhésion à 2 résines acryliques : Unifast II (surtout utilisée en prothèse conjointe pour la confection de provisoires) et Palapress Vario (utilisée en prothèse adjointe). D'après eux, c'est le traitement tribochimique (sablage avec des particules d'alumine recouvertes silice) suivi de l'application d'un silane qui donne les meilleures valeurs d'adhésion (12,71 ± 0,94 MPa pour l'Unifast et 15,32 ± 1,80 MPa pour le Palapress Vario).

Cette étude montre qu'il est possible d'obtenir des valeurs d'adhésion intéressantes en utilisant un traitement de surface qui est déjà employé dans beaucoup de cabinets et laboratoires dans le cadre du protocole de collage. Cependant, dans la littérature les valeurs seuils d'adhésion d'un châssis à la résine qui l'entoure n'ont pas été traitées à ce jour. D'autant plus que celle-ci n'est jamais uniquement chimique, mais aussi mécanique.

La pérennité du joint adhésif dépend en partie de la proximité des coefficients d'expansion thermique des matériaux [40]. Il est intéressant de noter que le PEEK et la résine PMMA présentent des coefficients d'expansion thermiques proches (47-108.10^{-6}.K^{-1} et 70-77.10^{-6}.K^{-1} respectivement [41, 42]) alors que l'alliage chrome-cobalt présente un coefficient plus éloigné (13-15.10^{-6}.K^{-1}) [10]. Des études supplémentaires qui intègrent l'effet du thermocyclage sur la valeur d'adhésion paraissent nécessaires.

Bunz et al, 2020, [43] étudient les valeurs d'adhésion de 4 adhésifs différents. Parmi les adhésifs étudiés, le Scotchbond Universal est celui qui procurait les meilleures valeurs d'adhésion, ces valeurs restaient suffisantes (8,75 MPa en moyenne) même après 37 500 thermocycles de 5°C à 55°C. Cette étude montre que le collage du composite au PEEK peut être pérenne.

Un autre critère particulièrement important qui a également été étudié est l'énergie libre de surface. Idéalement, les zones du châssis en PEEK qui seront recouvertes par la résine PMMA devraient présenter une énergie de surface élevée pour permettre la bonne mouillabilité de la résine et assurer un joint de qualité entre les 2 matériaux. Les différents protocoles de polissage donnent des valeurs de 29,1 à 53,3 mJ/m^2 pour l'énergie de surface. D'après Herbst et al, 2013,

[44] l'énergie libre de surface d'un chrome-cobalt de grade chirurgical est de 38,11 mJ/m^2. Il n'existerait donc pas de différence notable entre le PEEK et le chrome-cobalt quant à leur énergie libre de surface.

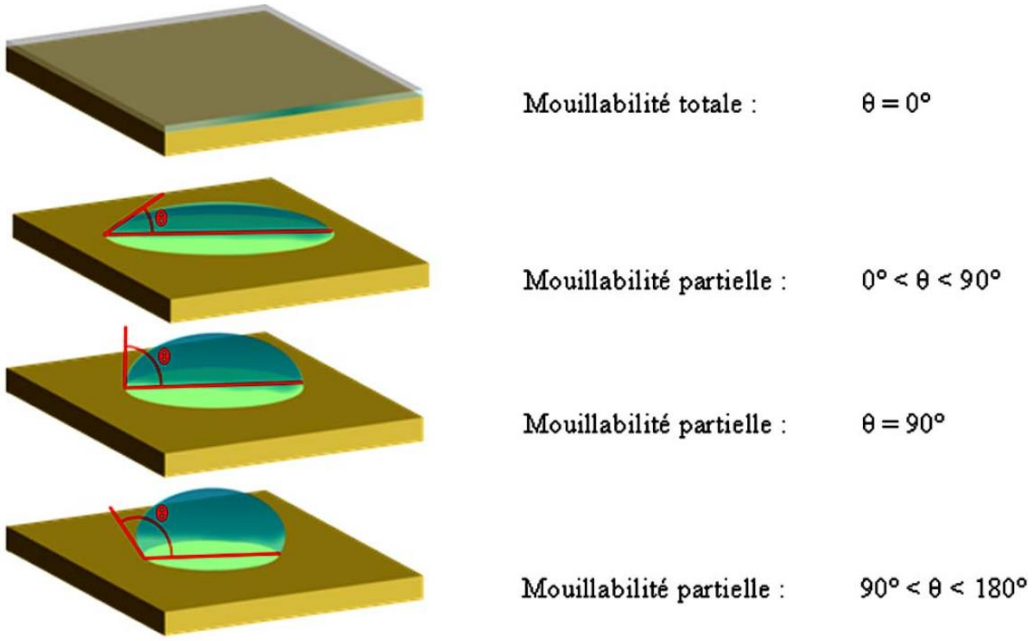


Figure 18 : Représentation schématique de différents comportements d'un liquide sur une surface solide

5. Études Cliniques

5.1 Cas Cliniques [45, 46, 47, 48]

Les 4 cas cliniques illustrant l'utilisation du PEEK en tant que matériau de châssis concernent tous une classe I de Kennedy à la mandibule. En effet, lorsque les dents postérieures sont absentes, seules les dents antérieures peuvent servir de supports de crochets, ce qui peut aboutir à un résultat insatisfaisant d'un point de vue esthétique avec l'utilisation de crochets en chrome-cobalt. Une gêne esthétique plus importante dans les cas de classe I par rapport aux autres classes pourrait expliquer la motivation de ces patients à essayer une prothèse à infrastructure en PEEK.

Une baisse de la rétention par rapport à l'ancienne prothèse à infrastructure métallique est notée dans tous les cas cliniques, ce qui va dans le même sens que les résultats des études in-vitro sur la rétention des crochets en PEEK [18, 20, 21, 22].

Les patients sont satisfaits des nouvelles prothèses mais seuls Nishiyama et al, 2019, [45] utilisent un questionnaire de satisfaction (le McGill Denture Satisfaction Instrument). Il est impossible d'émettre des conclusions étant donné le nombre limité d'études et l'absence d'une évaluation plus objective dans les 3 autres cas cliniques.

Le cas clinique de Ichikawa et al, 2018, [46] est intéressant car les chercheurs sont les seuls à utiliser un châssis « composite » : les crochets sont en PEEK et les autres éléments en chrome cobalt.

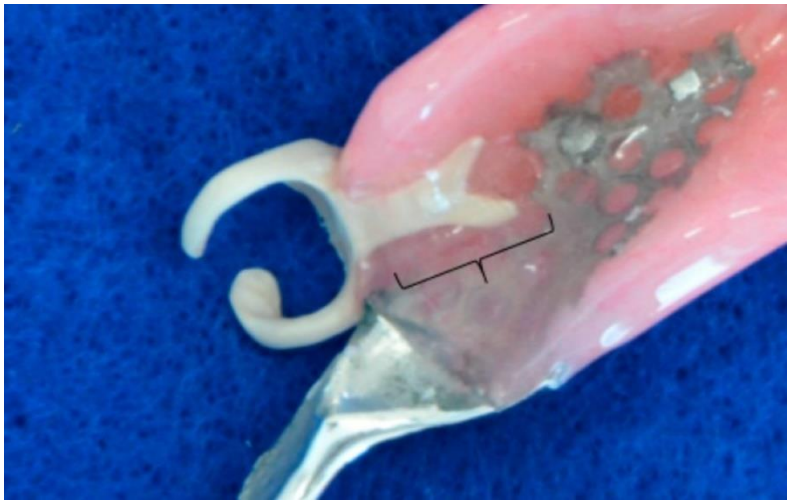


Figure 19 – Crochet en PEEK. La partie indiquée a été traitée par sablage avant la coulée de la résine PMMA. Issue du cas clinique de Ichikawa et al, 2018.

Or, Chen et al, 2019, [24] suggèrent dans leur étude que le PEEK est un matériau intéressant pour les crochets car il sollicite moins le ligament alvéolo-dentaire que les crochets en chrome-cobalt ou titane, mais qu'en contrepartie il est inadapté pour les selles puisqu'il se déforme davantage pendant la mastication et pourrait être à l'origine de zones de compression sur la muqueuse.

Ainsi, avec une utilisation comparable à celle de ce cas clinique il serait peut-être possible de cumuler les avantages des deux matériaux sans pour autant cumuler leurs inconvénients. Il serait intéressant d'appliquer ce concept sur un échantillon plus grand pour évaluer son efficacité.

Enfin, Nishiyama et al, 2019, [45] montrent qu'il est possible d'obtenir de bons résultats en fabriquant tous les composants de la prothèse par CFAO. Etant donné le gain de temps obtenu par cette technique, il est fort probable que cette technique soit la technique de choix pour l'avenir.

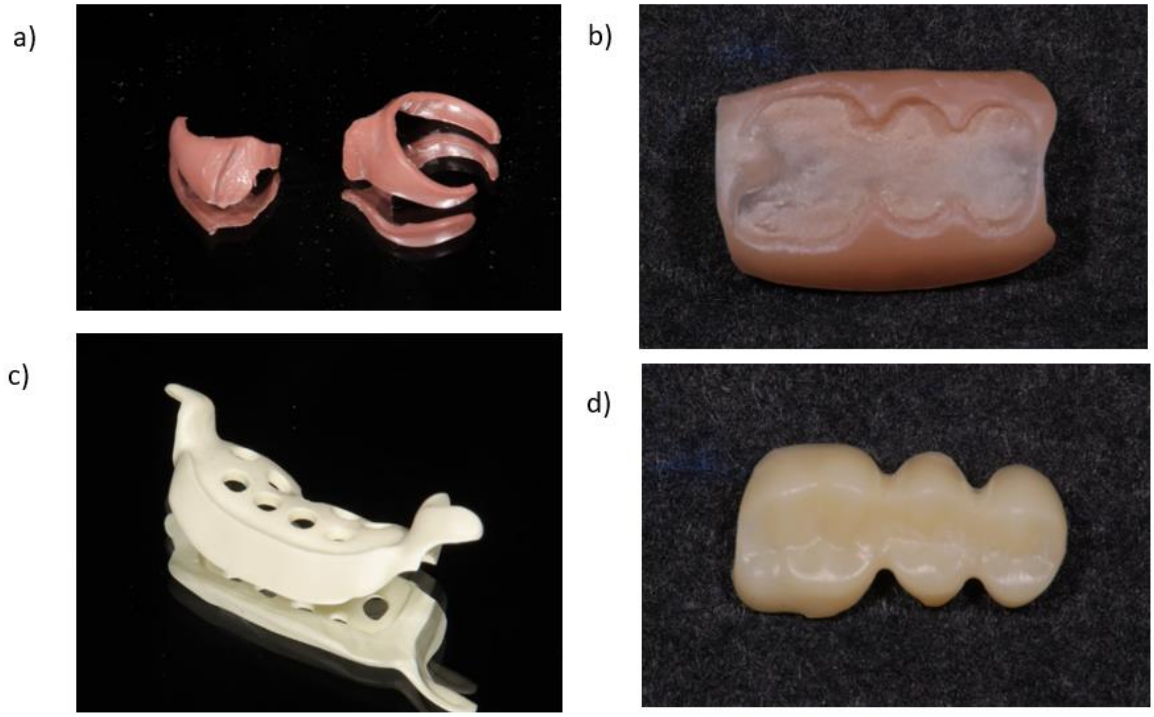


Figure 20 – Composants de la prothèse fabriqués par CFAO : a) Crochets en PEEK usiné b) Résine PMMA imprimée c) Selle en zircone d) Dents prothétiques usinées

Cas Clinique	Classe d'édentement	Méthode de conception et de fabrication	Résultat
Harb et al, 2018 [47]	Classe I de Kennedy à la mandibule	Empreintes primaires et secondaires conventionnelles. Numérisation du modèle de travail et conception numérique du châssis. Fabrication du châssis en résine afin de valider l'ajustement. Usinage du châssis en PEEK. Prise des relations intermaxillaires. Montage des dents Mise en moufle et coulée de la résine PMMA.	La patiente est satisfaite de sa prothèse malgré une baisse de la rétention comparée à son ancienne prothèse.

Ichikawa et al, 2018 [46]	Classe I de Kennedy à la mandibule	Empreintes primaires et secondaires conventionnelles. Prise des relations intermaxillaires. Uniquement les crochets ont été usinés en PEEK, les autres éléments du châssis restant en chrome-cobalt	Patiente et praticien satisfaits du résultat. Absence de complications à 2 ans après la pose
Zoidis et al, 2015 [48]	Classe I de Kennedy à la mandibule	Empreintes primaires et secondaires conventionnelles. Fabrication du châssis par coulée (technique de cire perdue). Prise des relations intermaxillaires. Montage des dents Mise en moufle et coulée de la résine PMMA	Patiente satisfaite du poids plus faible de sa prothèse et de l'aspect blanc des crochets. La rétention était plus « douce » par rapport à son ancienne prothèse. Contrôle à 1 an après la pose : rien à signaler si ce n'est une légère perte de l'aspect lustré du PEEK.
Nishiyama et al, 2019 [45]	Classe I de Kennedy à la mandibule	Tous les composants de la prothèses fabriqués par CFAO : crochets en PEEK usiné, selles en zircone, base en PMMA imprimée et dents usinées, puis collés	Patient plus satisfait dans tous les aspects (confort, stabilité, capacité masticatoire, phonation, esthétique, facilité de nettoyage).

Tableau 4 – Tableau synthétique des cas cliniques utilisant le PEEK en tant que châssis de prothèse

5.2 Amélioration de la qualité de vie liée à la santé-bucco-dentaire

Dans leur étude clinique randomisée sur 25 patients, Ali et al, 2019, [49] notent une amélioration de la qualité de vie liée à la santé bucco-dentaire (évaluée à l'aide du OHIP-20 (*Oral Health Impact Profile)*) dans le groupe de patients réhabilités à l'aide d'une prothèse à infrastructure en PEEK. Cependant, il n'existe pas de différence statistiquement significative avec le groupe contrôle de patients qui bénéficient d'une réhabilitation à l'aide d'une PAPIM classique (châssis en chrome-cobalt).

5.3 Préférence et satisfaction pour la prothèse à infrastructure en PEEK

Dans l'étude de Ali et al, 2019, [49] sur les 25 patients recrutés, 13 préfèrent la prothèse à infrastructure en PEEK et 12 celle à infrastructure en chrome-cobalt. Le choix est effectué après 2 périodes de 4 semaines d'essai de chaque prothèse, et cette différence n'est pas statistiquement significative.

Aucune différence statistiquement significative n'a pu être notée entre les scores de satisfaction des 2 types de prothèses.

5.4 Santé Parodontale

Les crochets en PEEK sont plus encombrants et potentiellement plus proches de la gencive (pour exploiter des contre-dépouilles plus profondes) que les crochets en chrome-cobalt. Pourtant, aucun effet délétère sur la santé parodontale n'est noté dans les cas et études cliniques [45, 46, 47, 48, 49].

6. PEEK et Impression 3D

Le nombre d'articles portant sur l'utilisation du PEEK en prothèse amovible a connu une augmentation en 2018 et 2019, suivie d'une baisse en 2020 vraisemblablement expliquée par la pandémie de Covid-19. L'intérêt pour ce matériau paraît croissant dans le domaine de la dentisterie.

Aucun article intégré dans cette étude ne mentionne la possibilité d'imprimer le châssis en PEEK. Or l'impression 3D est de plus en plus utilisée en odontologie : par exemple pour fabriquer des modèles, des guides chirurgicaux, des porte-empreintes individuels, des provisoires, des maquettes calcinables, mais aussi des armatures de bridge et des châssis de prothèses amovibles [50].

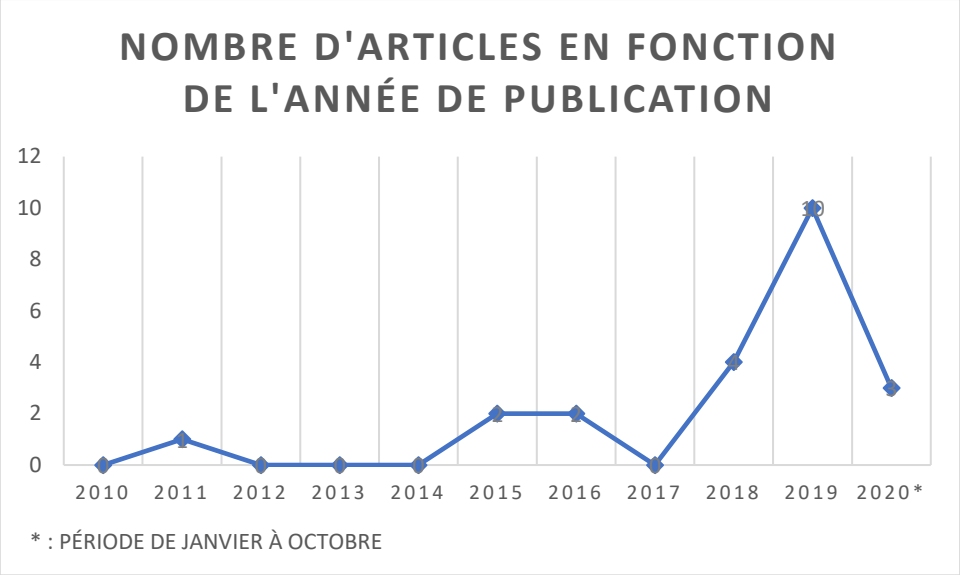


Figure 21 – Nombre d'articles en fonction de l'année de publication

Les méthodes additives sont plus récentes que les méthodes soustractives et sont donc moins bien documentées. Les premières étapes concernant la conception 3D de l'objet sont communes aux 2 techniques avec quelques particularités :

- De manière générale l'impression 3D permet la fabrication d'objets de géométrie plus complexe que l'usinage puisque la fraise ne peut pas toujours atteindre la zone à usiner.
- À la suite de la conception du modèle destiné à l'impression, celui-ci est segmenté en couches horizontales espacées d'une distance correspondant à la résolution de l'impression. Plus la hauteur des couches est petite, meilleure est la résolution et plus précis sera l'objet final. Les zones en porte-à-faux sont repérées et si besoin des supports sont conçus.

Il existe plusieurs techniques d'impression 3D, les plus utilisées en odontologie sont [51] :

- La Stéréolithographie (SLA) : utilisation d'une source UV pour polymériser un matériau contenant un photo-initiateur.
- Le Frittage sélectif par laser : un laser permet la fusion d'une poudre. Des éléments en chrome-cobalt peuvent être fabriqués par cette technique [52].
- Le dépôt de fil fondu (*Fused deposition modeling*) *:* un filament du matériau est fondu puis extrudé pour construire la pièce couche par couche.



Figure 22 : Exemple d'un objet possédant une géométrie complexe qui peut être fabriqué par impression 3D.

Il n'existe pas de technique d'impression universelle : la technique adaptée à un matériau dépend des propriétés physico-chimiques de celui-ci.

A ce jour, le PEEK peut être imprimé par frittage sélectif par laser [53] et par la technique du dépôt du fil fondu [54]. Cette dernière est plus simple et moins coûteuse, et donc la plus utilisée.

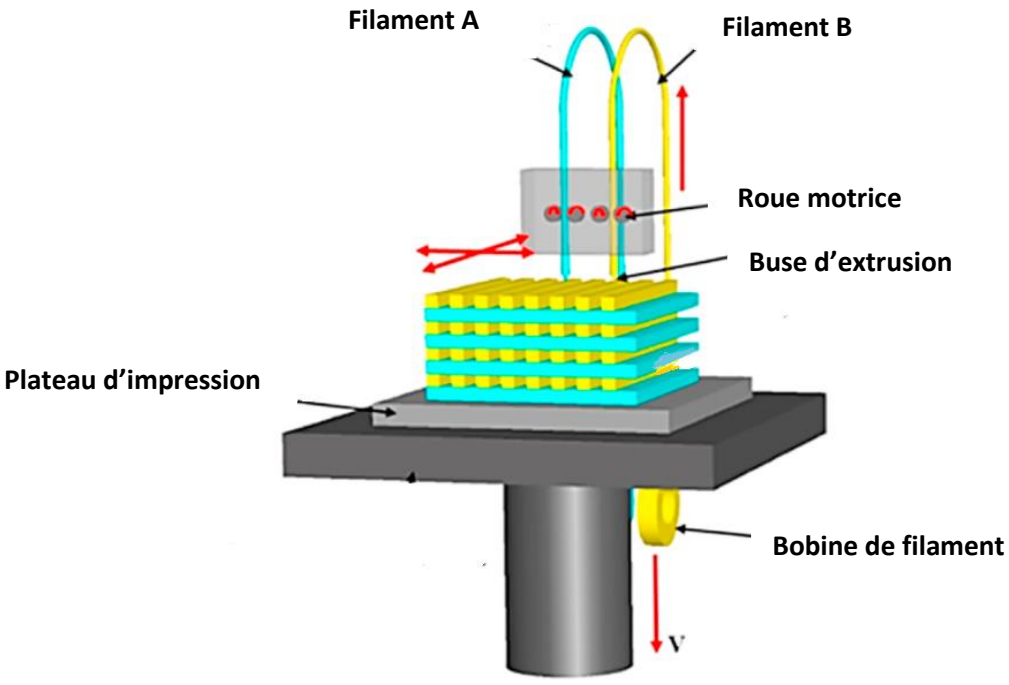


Figure 23 – Schéma de l'impression par la technique du dépôt de filament fondu

Elle est adaptée pour les matériaux thermoplastiques, c'est-à-dire qui se plastifient lorsque leur température augmente et se rigidifient lorsque leur température diminue.

Il existe par ailleurs des imprimantes avec 2 buses permettant d'imprimer 2 matériaux à la fois. La viscosité lors de l'extrusion doit être suffisamment basse pour permettre la tenue du

matériau après extrusion, mais aussi suffisamment haute pour ne pas risquer de boucher la buse.

Les risques encourus par cette technique sont d'une part l'incorporation de bulles dans le matériau, et d'autre part l'absence de cohésion entre les couches. En fonction de l'épaisseur de ces dernières l'objet final peut avoir un aspect « en escalier » [55].

Les propriétés mécaniques du PEEK imprimé dépendent de plusieurs paramètres : épaisseur de la couche, vitesse d'impression, température de la chambre d'impression et température de la buse [55, 56].

Han et al, 2019, [57] utilisent des paramètres d'impression leur permettant d'imprimer des échantillons de PEEK présentant une résistance à la traction de 95,21 ± 1,86 MPa et un module d'élasticité de 3,79 ± 0,27 GPa. Le taux de cristallinité observé pour le PEEK imprimé peut atteindre 32,4 % (équivalent au taux de cristallinité du PEEK pressé). Les propriétés mécaniques du PEEK imprimé sont donc comparables à celles du PEEK pressé, mais plus faibles que celles du PEEK usiné.

Li at al, 2020, [58] trouvent que la relation entre les paramètres d'impression et les propriétés mécaniques résultantes est complexe :

- Une impression par couches de 0,1 mm et à direction d'impression horizontale, parallèle à l'axe d'application de la contrainte donne la meilleure résistance à la traction.
- Les échantillons qui résistent le mieux à l'essai de compression sont imprimées par couches de 0,3 mm et à direction d'impression verticale.

La maîtrise des paramètres d'impression reste essentielle pour fabriquer des pièces conformes, et même des petites fluctuations peuvent avoir des effets notables sur les propriétés mécaniques.

Concernant la biocompatibilité, le PEEK imprimé a été utilisé dans plusieurs études cliniques :

- Liu et al, 2018, [59] utilisent une prothèse en PEEK imprimé pour remplacer une omoplate atteinte d'une tumeur maligne chez un patient.
- Wang et al, 2018, [60] utilisent des prothèses en PEEK imprimé pour réhabiliter 18 patients à la suite de la résection de tumeur de la cage thoracique.

- He et al, 2020, [61] utilisent un stent extravasculaire en PEEK imprimé pour traiter un syndrome de la pince mésentérique chez un patient.

Aucun effet secondaire indésirable n'est décrit dans ces études qui demeurent toutefois récentes. Le suivi des patients dans le temps permettra de repérer de potentiels effets néfastes à long terme.

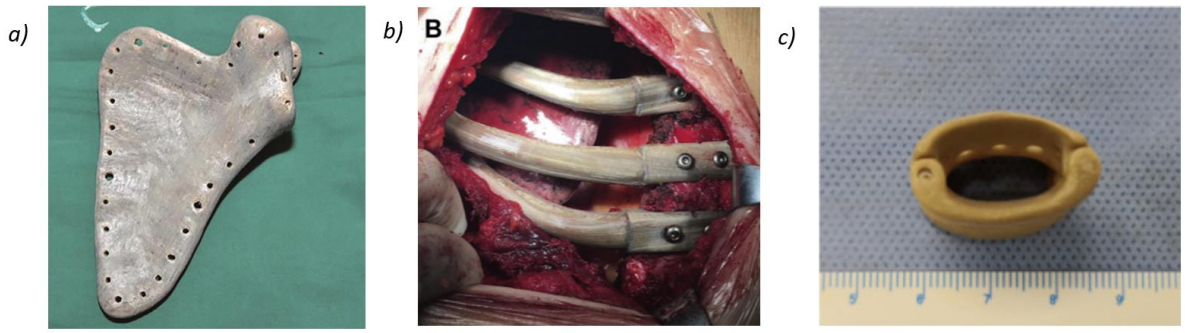


Figure 24 – Dispositifs médicaux en PEEK fabriqués par impression utilisés dans les 3 études : a) omoplate en PEEK b) côtes en PEEK c) stent extravasculaire en PEEK

A l'heure actuelle, le frein majeur à l'impression 3D d'un châssis en PEEK est la rugosité de surface obtenue qui est supérieure à 7,8 µm [62]. Or, la rugosité de surface d'un matériau utilisé en bouche doit être inférieure à 0,2 µm pour prévenir la formation de plaque [35, 36]. Pour répondre à ce critère la pièce imprimée devra subir une étape d'usinage/polissage à la suite de son impression ce qui est chronophage pour le laboratoire de prothèse.

IV- Conclusion

Le PEEK est un matériau possédant des propriétés mécaniques intéressantes, il permet la fabrication d'un châssis de prothèse amovible mieux ajusté que l'équivalent en chrome-cobalt, mais moins rétentif que ce dernier.

Il existe des traitements de surface et des protocoles de collage qui paraissent adaptés pour ce matériau qui résiste relativement bien aux décolorations. Les patients ayant bénéficié d'une réhabilitation à l'aide d'une prothèse amovible à infrastructure en PEEK se disent satisfaits de leur traitement.

Aucune complication n'a pu être notée, mais les cas cliniques sont peu nombreux et les suivis restent courts : au maximum 2 ans. A titre de comparaison, le chrome-cobalt a été introduit en dentisterie en 1933 et présente donc un recul de plus de 87 ans [63]. Des études ultérieures vont permettre de mieux caractériser le matériau. Il serait notamment intéressant d'étudier la conduite à tenir adaptée en cas de bris ou de déformation plastique du PEEK.

A ce jour, aucune étude ne décrit l'utilisation de l'impression 3D pour fabriquer un châssis en PEEK. Des études dans le domaine médical ont montré qu'il est possible d'imprimer des prothèses osseuses en PEEK et de les implanter sans complications à court terme. L'impression 3D est encore en plein essor aujourd'hui, son perfectionnement surmontera certainement les difficultés liées à la géométrie complexe du châssis et permettra ainsi son impression.

Références Bibliographiques :

1- Actes techniques de la CCAM ; [Internet], [Cité 10 décembre 2020]. Disponible sur : https://www.ameli.fr/l-assurance-maladie/statistiques-et-publications/donnees-statistiques/actes-techniques-de-la-ccam.php
2- Population par âge, Insee Références, édition 2016 – Population ; [Internet], [Cité 10 décembre 2020]. Disponible sur : https://www.insee.fr/fr/statistiques/1906664
3- Spear FM. The metal-free practice: myth? Reality? Desirable goal? J Esthet Restor Dent. 2001;13(1):59-67.
4- Ortega-Martínez J, Farré-Lladós M, Cano-Batalla J, Cabratosa-Termes J. Polyetheretherketone (PEEK) as a medical and dental material. A literature review. Arch Med Res. May 2017;5(5):01-16 Allergies to dental materials. *Vital* 4**,** 39 (2007).
5- Jacquot B, « Le PEEK et le PEKK des polymères thermoplastiques hautes performances en odontologie », Biomatériaux Cliniques Vol. 2 – n°1 mars 2017
6- Kurtz S. « PEEK Biomaterials Handbook », Elsevier, 2019, pp. 3-15
7- Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. J Prosthodont Res. 2016 Jan;60(1):12-9.
8- Bathala L, Majeti V, Rachuri N, Singh N, Gedela S. The Role of Polyether Ether Ketone (Peek) in Dentistry - A Review. J Med Life. 2019 Jan-Mar;12(1):5-9.
9- Kartzer A, Marquardt H, Westendorf J, Wenning J.V, Forester D.V. « Polyetheretherketone-cytotoxicity and mutagenicity in vitro. » Biomater. 2002;23:1749–1759
10- Gregoire G, Grosgogeat B, Millet P, Rocher P. Alliages dentaires. Société Francophone des Biomatériaux Dentaires (SFBD) [Internet], [Cité le 15 mars 2021]. Disponible sur : http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap15/site/html/cours.pdf
11- Muhsin SA, Hatton PV, Johnson A, Sereno N, Wood DJ. Determination of Polyetheretherketone (PEEK) mechanical properties as a denture material. Saudi Dent J. 2019 Jul;31(3):382-391.
12- Frank RP, Nicholls JI. A study of the flexibility of wrought wire clasps. J Prosthet Dent. 1981 Mar;45(3):259-67.

13- Yamazaki T, Murakami N, Suzuki S, Handa K, Yatabe M, Takahashi H, Wakabayashi N. Influence of block-out on retentive force of thermoplastic resin clasps: an in vitro experimental and finite element analysis. J Prosthodont Res. 2019 Jul;63(3):303-308.
14- Torii M, Nakata T, Takahashi K, Kawamura N, Shimpo H, Ohkubo C. Fitness and retentive force of cobalt-chromium alloy clasps fabricated with repeated laser sintering and milling. J Prosthodont Res. 2018 Jul;62(3):342-346.
15- Ahmad I, Sherriff M, Waters NE. The effect of reducing the number of clasps on removable partial denture retention. J Prosthet Dent. 1992 Dec;68(6):928-33.
16- Soo S, Leung T. Hidden clasps versus C clasps and I bars : a comparison of retention. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1996 Jun;75(6):622-625.
17- Helal MA, Baraka OA, Sanad ME, Ludwig K, Kern M. Effects of long-term simulated RPD clasp attachment/detachment on retention loss and wear for two clasp types and three abutment material surfaces. J Prosthodont. 2012 Jul;21(5):370-7.
18- Tribst JPM, Dal Piva AMO, Borges ALS, Araújo RM, da Silva JMF, Bottino MA, Kleverlaan CJ, de Jager N. 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 Feb;36(2):179-186.
19- Helal MA, Baraka OA, Sanad ME, Ludwig K, Kern M. Effects of long-term simulated RPD clasp attachment/detachment on retention loss and wear for two clasp types and three abutment material surfaces. J Prosthodont. 2012 Jul;21(5):370-7.
20- Peng TY, Ogawa Y, Akebono H, Iwaguro S, Sugeta A, Shimoe S. Finite-element analysis and optimization of the mechanical properties of polyetheretherketone (PEEK) clasps for removable partial dentures. J Prosthodont Res. 2020 Jul;64(3):250-256.
21- Tannous F, Steiner M, Shahin R, Kern M. Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. Dent Mater. 2012 Mar;28(3):273-8.
22- Micovic D, Mayinger F, Bauer S, Roos M, Eichberger M, Stawarczyk B. Is the high-performance thermoplastic polyetheretherketone indicated as a clasp material for removable dental prostheses? Clin Oral Investig. 2020 Oct 7.
23- Lassila LV, Vallittu PK. Effect of water and artificial saliva on the low cycle fatigue resistance of cobalt-chromium dental alloy. J Prosthet Dent. 1998 Dec;80(6):708-13.
24- Chen X, Mao B, Zhu Z, Yu J, Lu Y, Zhang Q, Yue L, Yu H. A three-dimensional finite element analysis of mechanical function for 4 removable partial denture designs with 3 framework materials: CoCr, Ti-6Al-4V alloy and PEEK. Sci Rep. 2019 Sep 27;9(1):13975.

25- Carneiro Pereira AL, Bezerra de Medeiros AK, de Sousa Santos K, Oliveira de Almeida É, Seabra Barbosa GA, da Fonte Porto Carreiro A. Accuracy of CAD-CAM systems for removable partial denture framework fabrication: A systematic review. J Prosthet Dent. 2020 Mar 5:S0022-3913(20)30018-4.
26- Arnold C, Hey J, Schweyen R, Setz JM. Accuracy of CAD-CAM-fabricated removable partial dentures. J Prosthet Dent. 2018 Apr;119(4):586-592.
27- Ye H, Li X, Wang G, Kang J, Liu Y, Sun Y, Zhou Y. A Novel Computer-Aided Design/Computer-Assisted Manufacture Method for One-Piece Removable Partial Denture and Evaluation of Fit. Int J Prosthodont. 2018 Mar/Apr;31(2):149–151.
28- Negm EE, Aboutaleb FA, Alam-Eldein AM. Virtual Evaluation of the Accuracy of Fit and Trueness in Maxillary Poly(etheretherketone) Removable Partial Denture Frameworks Fabricated by Direct and Indirect CAD/CAM Techniques. J Prosthodont. 2019 Aug;28(7):804-810.
29- Brudvik JS, Reimers D. The tooth-removable partial denture interface. J Prosthet Dent. 1992 Dec;68(6):924-7.
30- Polychronakis N, Lagouvardos P, Polyzois G, Sykaras N, Zoidis P. Color changes of polyetheretherketone (PEEK) and polyoxymethelene (POM) denture resins on single and combined staining/cleansing action by CIELab and CIEDE2000 formulas. J Prosthodont Res. 2020 Apr;64(2):159-166.
31- Perez, M. Dental ceramics: a CIEDE2000 acceptability thresholds for lightness, chroma and hue differences. Journal of Dentistry 39 (2011): e37-e44.
32- Heimer S. Schmidlin PR, Stawarczyk B. Discoloration of PMMA, composite, and PEEK. Clin Oral Investig. 2017 May;21(4):1191-1200.
33- Carlén A. Surface characteristics and in vitro biofilm formation on glass ionomer and composite resin. Biomaterials. 2001 Mar;22(5):481-7.
34- Park JW. The effects of surface roughness of composite resin on biofilm formation of Streptococcus mutans in the presence of saliva. Oper Dent. 2012 Sep-Oct;37(5):532-9.
35- Bürgers R. In vivo and in vitro biofilm formation on two different titanium implant surfaces. Clin Oral Implants Res. 2010 Feb;21(2):156-64.
36- Bollen CM. The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. Clin Oral Implants Res. 1996 Sep;7(3):201-11.
37- Heimer S, Schmidlin PR, Roos M, Stawarczyk B. Surface properties of polyetheretherketone after different laboratory and chairside polishing protocols. J Prosthet Dent. 2017 Mar;117(3):419-425.

38- Ji S, Sun C, Zhao J, Liang F. Comparison and Analysis on Mechanical Property and Machinability about Polyetheretherketone and Carbon-Fibers Reinforced Polyetheretherketone. Materials (Basel). 2015 Jul 7;8(7):4118-4130.
39- Kurahashi K, Matsuda T, Ishida Y, Ichikawa T. Effect of Surface Treatments on Shear Bond Strength of Polyetheretherketone to Autopolymerizing Resin. Dent J (Basel). 2019 Aug 1;7(3):82.
40- Bullard, R. Effect of coefficient of thermal expansion on microleakage. The Journal of the American Dental Association 116.7 (1988): 871-874.
41- Polyetheretherketone – Material Information [Internet]. [cité le 23 décembre 2020]. Disponible sur : http://www.goodfellow.com/A/Polyetheretherketone.html
42- Polymethylmethacrylate (PMMA, Acrylic) – Material Information [Internet]. [cité le 23 décembre 2020]. Disponible sur : http://www.goodfellow.com/A/Polymethylmethacrylate.html
43- Bunz O, Benz CI, Arnold WH, Piwowarczyk A. Shear bond strength of veneering composite to high performance polymers. Dent Mater J. 2020 Oct 20.
44- Herbst D, Dullabh H, Sykes L, Vorster C. Evaluation of surface characteristics of titanium and cobalt chromium implant abutment materials. SADJ. 2013 Sep;68(8):350, 352-6.
45- Nishiyama H, Taniguchi A, Tanaka S, Baba K. Novel fully digital workflow for removable partial denture fabrication. J Prosthodont Res. 2020 Jan;64(1):98-103.
46- Ichikawa T, Kurahashi K, Liu L, Matsuda T, Ishida Y. Use of a Polyetheretherketone Clasp Retainer for Removable Partial Denture: A Case Report. Dent J (Basel). 2019 Jan 3;7(1):4.
47- Harb IE, Abdel-Khalek EA, Hegazy SA. CAD/CAM Constructed Poly(etheretherketone) (PEEK) Framework of Kennedy Class I Removable Partial Denture: A Clinical Report. J Prosthodont. 2019 Feb;28(2):e595-e598.
48- Zoidis P, Papathanasiou I, Polyzois G. The Use of a Modified Poly-Ether-Ether-Ketone (PEEK) as an Alternative Framework Material for Removable Dental Prostheses. A Clinical Report. J Prosthodont. 2016 Oct;25(7):580-584.
49- Ali Z, Baker S, Sereno N, Martin N. A Pilot Randomized Controlled Crossover Trial Comparing Early OHRQoL Outcomes of Cobalt-Chromium Versus PEEK Removable Partial Denture Frameworks. Int J Prosthodont. 2020 Jul/Aug;33(4):386-392.

50- Bhargav A, Sanjairaj V, Rosa V, Feng LW, Fuh Yh J. Applications of additive manufacturing in dentistry: A review. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2018 Jul;106(5):2058-2064

51- Zaharia C, Gabor AG, Gavrilovici A, Stan AT, Idorasi L, Sinescu C, Negruțiu ML. Digital Dentistry — 3D Printing Applications. Journal of Interdisciplinary Medicine. 2017;2:50-53

52- Konieczny B. Challenges of Co-Cr Alloy Additive Manufacturing Methods in Dentistry-The Current State of Knowledge (Systematic Review). Materials (Basel). 2020 Aug 10;13(16):3524.

53- Schmidt M, Pohle D, Rechtenwald T. Selective Laser Sintering of PEEK, CIRP Annals, Volume 56, Issue 1, 2007, Pages 205-208,

54- Haleem A, Javaid M. Polyether ether ketone (PEEK) and its manufacturing of customised 3D printed dentistry parts using additive manufacturing, Clinical Epidemiology and Global Health, Volume 7, Issue 4,2019, Pages 654-660

55- Wu W, Geng P, Li G, Zhao D, Zhang H, Zhao J. Influence of Layer Thickness and Raster Angle on the Mechanical Properties of 3D-Printed PEEK and a Comparative Mechanical Study between PEEK and ABS. Materials (Basel). 2015 Sep 1;8(9):5834-5846.

56- Yang C, Tian X, Li D, Cao Y, Zhao F, Shi C. Influence of thermal processing conditions in 3D printing on the crystallinity and mechanical properties of PEEK material. J. Mater. Process. Technol. 2017, 248, 1–7.

57- Han X, Yang D, Yang C, Spintzyk S, Scheideler L, Li P, Li D, Geis-Gerstorfer J, Rupp F. Carbon Fiber Reinforced PEEK Composites Based on 3D-Printing Technology for Orthopedic and Dental Applications. J Clin Med. 2019 Feb 12;8(2):240.

58- Li Y, Lou Y. Tensile and Bending Strength Improvements in PEEK Parts Using Fused Deposition Modelling 3D Printing Considering Multi-Factor Coupling. Polymers (Basel). 2020 Oct 27;12(11):2497.

59- Liu D, Fu J, Fan H, Li D, Dong E, Xiao X, Wang L, Guo Z. Application of 3D-printed PEEK scapula prosthesis in the treatment of scapular benign fibrous histiocytoma: A case report. J Bone Oncol. 2018 Aug 2;12:78-82.

60- Wang L, Huang L, Li X, Zhong D, Li D, Cao T, Yang S, Yan X, Zhao J, He J, Cao Y, Wang L. Three-Dimensional Printing PEEK Implant: A Novel Choice for the Reconstruction of Chest Wall Defect. Ann Thorac Surg. 2019 Mar;107(3):921-928.

61- He D, Liang J, Wang H, Jiao Y, Wu B, Cui D, Cao T, Li Y, Wang J, Zhang B. 3D-Printed PEEK Extravascular Stent in the Treatment of Nutcracker Syndrome: Imaging Evaluation and Short-Term Clinical Outcome. Front Bioeng Biotechnol. 2020 Jul 3;8:732.

62- Wang P, Zou B, Xiao H, Ding S, Huang C. Effects of printing parameters of fused deposition modeling on mechanical properties, surface quality, and microstructure of PEEK, Journal of Materials Processing Technology, Volume 271, 2019, Pages 62-74

63- Asgar K, Techow BO, Jacobson JM. A new alloy for partial dentures. J Prosthet Dent. 1970 Jan;23(1):36-43.

64- https://www.dentaldirekt.de/en/products/materials/polymers/dd-peek-med [Internet], [cité 22/03/2021]

65- Champion J, Soumeillan S, Guyonnet JJ et Esclassan R. Prothèse partielle adjointe : conception et réalisation d'une prothèse partielle adjointe coulée. Encycl Méd Chir (Editions Scientifiques et Médicales Elsevir SAS, Paris, tous droits réservés), Odontologie, 23-310-C-10, 2001, 22 p.

66- Clara Le Prado. Les étapes laboratoires de réalisation d'une prothèse amovible partielle à châssis en Polyétheréthercétone (PEEK). 2017. 2017REN1D032

67- Millet P, Weiss P. Propriétés physiques des matériaux dentaires. Société Francophone des Biomatériaux Dentaires (SFBD) [Internet], [Cité le 18 mars 2021]. Disponible sur : http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap5/site/html/cours.pdf

68- Baskaran V, Štrkalj G, Štrkalj M, Di Ieva A. Current Applications and Future Perspectives of the Use of 3D Printing in Anatomical Training and Neurosurgery. Front Neuroanat. 2016 Jun 24;10:69.

69- Ngo TD, Kashani A, Imbalzano G, Nguyen K, Hui D. Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges, Composites Part B: Engineering, Volume 143, 2018, Pages 172-196

Annexe

Article	Raison d'exclusion
Sadek SA. **Comparative Study Clarifying the Usage of PEEK as Suitable Material to Be Used as Partial Denture Attachment and Framework.** Open Access Maced J Med Sci. 2019 Apr 13;7(7):1193-1197. doi: 10.3889/oamjms.2019.287. PMID: 31049106; PMCID: PMC6490496.	Article exclu après lecture du texte intégral. L'étude est menée avec un appareil amovible unilatéral, or ce choix thérapeutique est fortement déconseillé
Chen SG, Yang J, Jia YG, Lu B, Ren L. **TiO_2 and PEEK Reinforced 3D Printing PMMA Composite Resin for Dental Denture Base Applications**. Nanomaterials (Basel). 2019 Jul 22;9(7):1049. doi: 10.3390/nano9071049. PMID: 31336607; PMCID: PMC6669468.	Traite de l'adjonction de charges de PEEK au sein d'une matrice en polyméthacrylate de méthyl.
Mangano F, Mangano C, Margiani B, Admakin O**. Combining Intraoral and Face Scans for the Design and Fabrication of Computer-Assisted Design/Computer-Assisted Manufacturing (CAD/CAM) Polyether-Ether-Ketone (PEEK) Implant-Supported Bars for Maxillary Overdentures**. Scanning. 2019 Aug 22;2019:4274715. doi: 10.1155/2019/4274715. PMID: 31531155; PMCID: PMC6724437.	Traite de l'utilisation du PEEK pour la fabrication de barres supra-implantaires.
Hada T, Suzuki T, Minakuchi S, Takahashi H. **Reduction in maxillary complete denture deformation using framework material made by computer-aided design and manufacturing systems**. J Mech Behav Biomed Mater. 2020 Mar;103:103514. doi: 10.1016/j.jmbbm.2019.103514. Epub 2019 Nov 14. PMID: 31778908.	Traite de l'utilisation du PEEK en prothèse amovible complète.
Zoidis P, Papathanasiou I. **Modified PEEK resin-bonded fixed dental prosthesis as an interim restoration after implant placement**. J Prosthet Dent. 2016 Nov;116(5):637-641. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.04.024. Epub 2016 Jul 28. PMID: 27475921.	Traite de l'utilisation du PEEK en tant qu'armature pour une prothèse fixée sur implants.

Cao YZ, Wei HB, Wang J, Yu Z, Li DH. [**Application of polyetheretherketone and its composite as frameworks in fixed dental prostheses**]. Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi. 2019 Nov 9;54(11):773-777. Chinese. doi: 10.3760/cma.j.issn.1002-0098.2019.11.010. PMID: 31683386.	Article en mandarin
Klur T, Hasan I, Ottersbach K, Stark H, Fichte M, Dirk C, Bourauel C. **PEKK-made indirect temporary crowns and bridges: a clinical pilot study.** Clin Oral Investig. 2019 Feb;23(2):771-777. doi: 10.1007/s00784-018-2493-z. Epub 2018 May 30. PMID: 29850956.	Traite de l'utilisation du Polyethercétonecétone (PEKK)
Reich S. **Tooth-colored CAD/CAM monolithic restorations**. Int J Comput Dent. 2015;18(2):131-46. English, German. PMID: 26110926.	Traite des restaurations monolithiques (prothèse conjointe)
Ghodsi S, Zeighami S, Meisami Azad M**. Comparing Retention and Internal Adaptation of Different Implant-Supported, Metal-Free Frameworks**. Int J Prosthodont. 2018 Sep/Oct;31(5):475-477. doi: 10.11607/ijp.5800. PMID: 30180234.	Traite la rétention et de l'adaptation d'armatures sur implants
Cekic-Nagas I, Egilmez F, Ergun G, Vallittu PK, Lassila LVJ. **Load-bearing capacity of novel resin-based fixed dental prosthesis materials**. Dent Mater J. 2018 Jan 30;37(1):49-58. doi: 10.4012/dmj.2016-367. Epub 2017 Oct 27. PMID: 29081445	Traite de la résistance de matériaux résineux utilisés en prothèse conjointe
Spies BC, Petsch M, Kohal RJ, Beuer F**. Digital Production of a Zirconia, Implant-Supported Removable Prosthesis with an Individual Bar Attachment Milled from Polyether Ether Ketone: A Case History Report**. Int J Prosthodont. 2018 Sep/Oct;31(5):471-474. doi: 10.11607/ijp.5866. PMID: 30180233.	Traite de l'utilisation d'un attachement barre en PEEK en PACSI.
Jin HY, Teng MH, Wang ZJ, Li X, Liang JY, Wang WX, Jiang S, Zhao BD. **Comparative evaluation of BioHPP and titanium as a framework veneered with composite resin for implant-supported fixed dental prostheses**. J Prosthet Dent. 2019 Oct;122(4):383-388. doi: 10.1016/j.prosdent.2019.03.003. Epub 2019 Apr 12. PMID: 30982624.	Traite de l'utilisation du PEEK en tant qu'armature d'un bridge sur implant.

Yue Q, Yilmaz B, Abou-Ayash S, Zimmermann P, Brägger U, Schimmel M. **Use of an attachment system with angulated abutments and polyetheretherketone inserts to retain a maxillary overdenture: A clinical report**. J Prosthet Dent. 2020 Aug;124(2):129-134. doi: 10.1016/j.prosdent.2019.07.013. Epub 2019 Nov 29. PMID: 31787269.	Traite de l'utilisation du PEEK pour la rétention d'une PACSI
Stock V, Schmidlin PR, Merk S, Wagner C, Roos M, Eichberger M, Stawarczyk B. **PEEK Primary Crowns with Cobalt-Chromium, Zirconia and Galvanic Secondary Crowns with Different Tapers-A Comparison of Retention Forces**. Materials (Basel). 2016 Mar 10;9(3):187. doi: 10.3390/ma9030187. PMID: 28773311; PMCID: PMC5456689.	Traite sur la rétention des couronnes en PEEK comparée aux couronnes en Chrome-cobalt et en zircone.
Niem T, Youssef N, Wöstmann B. **Energy dissipation capacities of CAD-CAM restorative materials: A comparative evaluation of resilience and toughness**. J Prosthet Dent. 2019 Jan;121(1):101-109. doi: 10.1016/j.prosdent.2018.05.003. Epub 2018 Jul 14. PMID: 30017162.	Traite sur les propriétés mécaniques de différents matériaux dans le cadre d'une utilisation en prothèse conjointe.
Stawarczyk B, Eichberger M, Uhrenbacher J, Wimmer T, Edelhoff D, Schmidlin PR. **Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types**. Dent Mater J. 2015;34(1):7-12. doi: 10.4012/dmj.2013-345. Epub 2014 Oct 10. PMID: 25311236.	Traite de l'influence de la méthode de fabrication sur les propriétés mécaniques d'un bridge à armature en PEEK.
Zoidis P. **Polyetheretherketone Overlay Prosthesis over High Noble Ball Attachments to Overcome Base Metal Sensitivity: A Clinical Report**. J Prosthodont. 2018 Oct;27(8):688-693. doi: 10.1111/jopr.12747. Epub 2018 Jan 11. PMID: 29322657.	Traite des overlays en PEEK.
Bayer S, Komor N, Kramer A, Albrecht D, Mericske-Stern R, Enkling N. **Retention force of plastic clips on implant bars: a randomized controlled trial.** Clin Oral Implants Res. 2012 Dec;23(12):1377-84. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02312.x. Epub 2011 Nov 8. PMID: 22092547.	Traite de la rétention des cavaliers en matériaux plastiques sur barre implantaire.

Elkabbany A, Kern M, Elkhadem AH, Wille S, A Amer A, Chaar MS. **Retention of metallic and non-metallic double-crown-retained mandibular overdentures on implants: An in-vitro study**. J Prosthodont Res. 2020 Oct;64(4):384-390. doi: 10.1016/j.jpor.2019.11.001. Epub 2020 Feb 13. PMID: 32063542.	Traite de la rétention d'une prothèse amovible mandibulaire sur implants
Zoidis P. **The all-on-4 modified polyetheretherketone treatment approach: A clinical report**. J Prosthet Dent. 2018 Apr;119(4):516-521. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.04.020. Epub 2017 Jul 11. PMID: 28709679.	Traite de la réhabilitation par 4 implants en utilisant une armature en PEEK.
Abdraboh AE, Elsyad MA, Mourad SI, Alameldeen HE. **Milled Bar with PEEK and Metal Housings for Inclined Implants Supporting Mandibular Overdentures: 1-Year Clinical, Prosthetic, and Patient-Based Outcomes**. Int J Oral Maxillofac Implants. 2020 Sep/Oct;35(5):982-989. doi: 10.11607/jomi.8399. PMID: 32991649.	Traite de l'utilisation du PEEK dans le cadre d'une réhabilitation avec des implants
Nazari V, Ghodsi S, Alikhasi M, Sahebi M, Shamshiri AR. **Fracture Strength of Three-Unit Implant Supported Fixed Partial Dentures with Excessive Crown Height Fabricated from Different Materials.** J Dent (Tehran). 2016 Nov;13(6):400-406. PMID: 28243301; PMCID: PMC5318496.	Traite de l'utilisation du PEEK en tant qu'armature de bridge
Costa-Palau S, Torrents-Nicolas J, Brufau-de Barberà M, Cabratosa-Termes J. **Use of polyetheretherketone in the fabrication of a maxillary obturator prosthesis: a clinical report.** J Prosthet Dent. 2014 Sep;112(3):680-2. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.10.026. Epub 2014 Mar 11. PMID: 24630397.	Traite de l'utilisation du PEEK pour la fabrication d'un obturateur maxillaire.
Hahnel S, Scherl C, Rosentritt M. **Interim rehabilitation of occlusal vertical dimension using a double-crown-retained removable dental prosthesis with polyetheretherketone framework**. J Prosthet Dent. 2018 Mar;119(3):315-318. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.02.017. Epub 2017 Jun 20. PMID: 28641822.	Cas présenté : prothèse amovible avec couronnes télescopiques

FACULTÉ
DE CHIRURGIE DENTAIRE
ODONTOLOGIE

UNIVERSITÉ
CÔTE D'AZUR

Approbation – Improbation

Les opinions émises par les dissertations présentées, doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, sans aucune approbation ou improbation de la Faculté de Chirurgie dentaire (1).

Lu et approuvé,

Vu,

Nice, le

Le Président du jury,

Le Doyen de la Faculté de

Chirurgie Dentaire de l'UNS

Professeur

Professeur Laurence LUPI

(1) Les exemplaires destinés à la bibliothèque doivent être obligatoirement signés par le Doyen et par le Président du Jury.

Serment d'Hippocrate

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

Je promets et je jure, au nom de l'Etre Suprême, d'être fidèle aux lois

de l'Honneur et de la probité dans l'exercice de La Médecine Dentaire.

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

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

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

Je garderai le respect absolu de la vie humaine dès sa conception.

Nikola Stoyanov

PEEK et PAPIM, apports de l'impression 3D

Thèse : Chirurgie Dentaire, Nice, **2021**, **n°42-57-21-23**

Directeur de thèse : LASSAUZAY

Mots-clés : PEEK, PAPIM, Impression 3D

Résumé :

La prothèse amovible à infrastructure métallique (PAPIM) demeure de nos jours un outil de réhabilitation de l'édentement partiel qui convient à de nombreux patients. Depuis les années 1950, les châssis de ces prothèses sont quasi exclusivement fabriqués en chrome-cobalt. Or, le secteur de la dentisterie se modernise et de nouveaux matériaux possédant des propriétés mécaniques et biologiques intéressantes voient le jour. Le polyétheréthercétone (PEEK) est un de ces matériaux. Synthétisé pour la première fois dans les années 1980, il trouve de plus en plus d'indications dans les milieux médical et dentaire. Parallèlement au développement de nouveaux biomatériaux, les méthodes de fabrications évoluent aussi. L'impression 3D est une méthode de fabrication récente qui présente de nombreux avantages et dont l'avenir paraît prometteur.

L'objectif de cette revue de la littérature est de faire le point des connaissances sur l'utilisation du PEEK en PAPIM et la faisabilité de l'impression 3D du PEEK en PAPIM.

Une recherche électronique sur la base de données Pubmed a été menée en utilisant les mots clés « PEEK » et « denture » (prothèse dentaire en français). Les articles pertinents en anglais et publiés entre 2010 et 2020 ont été intégrés à cette étude.

Malgré une baisse de la rétention procurée par les crochets en PEEK, ce matériau semble présenter des propriétés mécaniques adéquates pour être utilisé en tant que châssis de PEEK. Un nombre limité d'études montre des patients satisfaits de leurs prothèses à infrastructure en PEEK. Aucune étude n'évoque la possibilité d'imprimer le châssis en PEEK, même si des dispositifs médicaux sur mesure en PEEK ont déjà été imprimés et implantés dans le domaine orthopédique.