



HAL
open science

Le polyétheréthercétone (PEEK) : présentation, mise en forme par impression 3D et applications en chirurgie dentaire

Clara Petit

► To cite this version:

Clara Petit. Le polyétheréthercétone (PEEK) : présentation, mise en forme par impression 3D et applications en chirurgie dentaire. Médecine humaine et pathologie. 2021. dumas-03374018

HAL Id: dumas-03374018

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03374018v1>

Submitted on 11 Oct 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.

LE POLYÉTHÉRÉTHERCÉTONE (PEEK) : PRÉSENTATION, MISE
EN FORME PAR IMPRESSION 3D ET APPLICATIONS EN
CHIRURGIE-DENTAIRE

Année 2021

Thèse n° 42-57-20-45

THÈSE

Présentée et publiquement soutenue devant
la Faculté de Chirurgie Dentaire de Nice
Le 03/09/2021 Par

Madame Clara PETIT

Né(e) le 22/04/1996 à Nice
Pour obtenir le grade de :

DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE (Diplôme d'État)

Examineurs :

Madame le Professeur
Monsieur le Docteur
Monsieur le Docteur
Madame le Docteur

Laurence LUPI
Éric LEFORESTIER
Olivier LAPLANCHE
Arlette OUEISS

Président du jury
Assesseur
Assesseur
Assesseur

CORPS ENSEIGNANT

56^{ème} 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
Maître de Conférences des Universités : Mme OUEISS Arlette
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme AIEM TORT-ALVAREZ Elody
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme MASUCCI Caterina
Assistant Hospitalier Universitaire : Mr CAMIA Julien

Sous-section 02 : PREVENTION, EPIDEMIOLOGIE, ECONOMIE DE LA SANTE, ODONTOLOGIE LEGALE

Professeur des Universités : Mme LUPI Laurence
Maître de Conférences des Universités : Mme BORSA Leslie
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme MERIGO Elisabetta
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme FRENDON Marie

57^{ème} section : CHIRURGIE ORALE ; PARODONTOLOGIE ; BIOLOGIE ORALE

Sous-section 01 : CHIRURGIE ORALE ; PARODONTOLOGIE ; BIOLOGIE ORALE

Professeur des Universités : Mme PRECHEUR-SABLAYROLLES Isabelle
Maître de Conférences des Universités : M. COCHAIS Patrice
Maître de Conférences des Universités : Mme DRIDI Sophie Myriam
Maître de Conférences des Universités : Mme RAYBAUD Hélène
Maître de Conférences des Universités : Mr BENHAMOU Yordan
Maître de Conférences des Universités : Mme VINCENT-BUGNAS Séverine
Maître de Conférences des Universités : Mme VOHA Christine
Assistant Hospitalier Universitaire : M. BORIE Gwenaël
Assistant Hospitalier Universitaire : M. CHARBIT Mathieu
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme FISTES Elene-Maria

58^{ème} section : REHABILITATION ORALE

Sous-section 01 : DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE, PROTHESES, FONCTION-DYSFONCTION, IMAGERIE, BIOMATERIAUX

Professeur des Universités : Mme BERTRAND Marie-France
Professeur des Universités : M. BOLLA Marc
Professeur des Universités : Mme LASSAUZAY Claire
Professeur des Universités : M. MAHLER Patrick
Professeur des Universités : M. MEDIONI Etienne
Professeur des Universités : Mme BRULAT-BOUCHARD Nathalie
Professeur des Universités Emérite : M. ROCCA Jean-Paul
Maître de Conférences des Universités : M. ALLARD Yves
Maître de Conférences des Universités : M. CEINOS Romain
Maître de Conférences des Universités : Mme EHRMANN Elodie
Maître de Conférences des Universités : M. LAPLANCHE Olivier
Maître de Conférences des Universités : M. LEFORESTIER Eric
Maître de Conférences des Universités : Mme POUYSSEGUR-ROUGIER Valérie
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme ABID Sarah
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme AZAN Cindy
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme DEMARTY Laure
Assistant Hospitalier Universitaire : Mme BECQUART Mathilde
Assistant Hospitalier Universitaire : Mr LAMBERT Gary
Assistant Hospitalier Universitaire : M. PARNOT Maximilien
Assistant Hospitalier Universitaire : Mr LONJON Jean-Baptiste
Assistant Hospitalier Universitaire : Mr LAMBERT Gary

Remerciements

A Madame le Professeur Laurence LUPI

Docteur en Chirurgie Dentaire
Professeur des Universités
Doyenne de la Faculté de Chirurgie Dentaire de Nice
Praticien Hospitalier

Un grand merci d'avoir accepté la présidence de ce jury de thèse ! Dès votre premier cours d'épidémiologie en deuxième année, j'ai vu combien le bien-être des étudiants était cher à votre cœur. Vous vous êtes toujours montrée à l'écoute durant notre cursus, en gardant un œil sur chacun de vos élèves. Vous êtes une personne d'une douceur et d'une gentillesse rare et nous avons de la chance de vous avoir comme Doyenne de la Faculté ! Veuillez trouver dans ce travail l'expression de toute ma gratitude.

A Monsieur le Docteur Éric LEFORESTIER

Docteur en Chirurgie Dentaire
Maître de Conférence des Universités
Praticien Hospitalier

Je vous remercie de m'avoir fait l'honneur de diriger ce travail. Lorsqu'il a fallu réfléchir à un directeur de thèse, j'ai naturellement pensé à vous. J'ai toujours apprécié votre gentillesse et votre bienveillance envers les étudiants durant ces années d'études. Vous m'avez fait aimer votre domaine de prédilection, les biomatériaux, au point d'en faire le sujet de cette thèse ! Et quel sujet passionnant ! Merci pour votre implication et vos conseils avisés tout au long de ce travail. Je vous en suis très reconnaissante.

A Monsieur le Docteur Olivier LAPLANCHE

Docteur en Chirurgie Dentaire
Maître de Conférence des Universités
Praticien Hospitalier

Merci Docteur Laplanche d'avoir accepté avec plaisir de faire partie de ce jury ! Votre présence en ce moment si important pour moi me tenait à cœur.

J'ai pris énormément de plaisir à travailler avec vous au CHU, en particulier en 5^{ème} et 6^{ème} années. Ces vendredi après-midis étaient souvent rythmés par les imprévus et les cas difficiles mais vous m'avez toujours épaulée avec le sourire, et j'en garderai un très bon souvenir. Vous êtes un enseignant formidable qui m'a beaucoup appris, et les élèves ont de la chance d'étudier à vos côtés. Soyez assuré de mon profond respect.

A Madame le Docteur OUEISS Arlette

Docteur en Chirurgie Dentaire
Maître de Conférence des Universités
Praticien Hospitalier

C'est un plaisir de vous compter parmi les membres de ce jury ! Ce travail porte peu sur l'orthodontie mais je souhaitais tout de même le partager avec vous. Je vous ai connue en milieu d'études, et j'ai énormément aimé travailler à vos côtés. Vous êtes une personne douce, enthousiaste, et constamment à l'écoute. Vous avez toujours eu un sourire ou un mot gentil lorsque nous nous croisions dans les couloirs de l'Hôpital et j'en garderai un excellent souvenir. Acceptez mes remerciements les plus sincères.

Je dédie ce travail :

A mes parents, merci pour tout l'amour que vous me donnez depuis 25 ans. Vous avez toujours été d'un soutien constant pour nous trois, et j'espère vous rendre fiers aujourd'hui.

A Clément et Juliette, les meilleurs frères et sœurs, la vie ne serait pas aussi belle sans vous.

A mes grands-parents, vous avez toujours veillé sur votre famille avec tendresse, j'espère vous rendre fiers.

A ma famille, famille nombreuse, famille heureuse ! Quelle joie d'avoir grandi à vos côtés.

A Julia, tu es comme une seconde maman. Merci à toi, ainsi qu'à Frank et Nathalie pour l'amour que vous m'avez toujours donné.

A Gauthier, merci pour ton soutien tout au long de ce travail, et pour l'amour que tu m'apportes jour après jour.

A ma binôme, on a grandi mais notre amitié reste intacte, ces études n'auraient pas été aussi belles sans toi.

A tous mes amis, les dentaires et les autres. Quel bonheur de pouvoir compter sur des personnes comme vous. Merci pour tous ces souvenirs, ce ne sont que les premiers.

A Nathan, Maddy, Sam et Valérie merci de m'avoir accueillie avec autant de gentillesse depuis bientôt deux ans. Je suis très heureuse de travailler et continuer à apprendre à vos côtés.

Table des matières

I.	Introduction.....	9
II.	Contexte scientifique	11
1.	Méthode	11
2.	Les matériaux polymères :.....	12
2.1	Définition.....	12
2.2	Réaction de polymérisation	13
2.3	Classification.....	14
3.	Présentation des polymères à hautes performances.....	16
3.1	Définition.....	16
3.2	Phases de transition thermique	17
3.3	Classification.....	18
3.3.1	Le PEKK	19
3.3.2	Le PEK.....	20
3.3.3	Le PEEK.....	20
3.4	Propriétés du PEEK	21
3.4.1	Propriétés mécaniques.....	21
3.4.2	Propriétés chimiques.....	23
3.4.3	Propriétés physiques	23
3.4.4	Propriétés biologiques.....	23
3.4.5	Propriétés optiques	24
3.5	Synthèse du PEEK	25
III.	Mise en forme	25
1.	Moulage par injection.....	26
4.	Moulage par compression	26
5.	Extrusion	27
6.	Usinage	28
7.	Impression 3D.....	28
7.1	Définition.....	28
7.2	Etapas de fabrication.....	30
7.3	Techniques et matériaux d'impression 3D.....	31
7.3.1	La stéréolithographie.....	31

7.3.2	L'impression par extrusion	32
7.3.3	Le frittage (ou fusion) sélectif par laser.....	33
7.3.4	Caractéristiques des techniques citées	34
7.4	Applications en chirurgie-dentaire.....	34
7.4.1	Production de modèles d'étude dentaire	35
7.4.2	En chirurgie orale et maxillo-faciale	36
7.4.3	En orthodontie.....	37
7.4.4	En implantologie.....	38
7.4.5	En prothèse.....	39
7.4.5.1	Prothèse d'usage	39
7.4.5.2	Prothèse provisoire	40
7.4.6	En endodontie	41
7.4.7	En parodontie	42
7.5	Paramètres d'impression 3D du PEEK.....	43
IV.	Applications du PEEK dans le domaine de l'odontologie	45
1.	Prothèse fixe temporaire.....	45
1.1	Bridge provisoire collé.....	47
2.	Prothèse fixe définitive.....	49
2.1	Endo-couronnes	51
3.	Prothèse amovible.....	53
4.	Conditionnement des surfaces et assemblage.....	56
4.1	A la résine composite	56
4.2	A la dent	58
5.	Implantologie.....	58
5.1	Composites PEEK.....	59
5.2	Modification de surface	60
5.3	Piliers de cicatrisation	61
6.	Orthodontie	62
6.1	Fil orthodontique.....	62
6.2	Mainteneur d'espace	63
V.	Discussion.....	64
VI.	Présentation d'un cas clinique	67
VII.	Conclusion.....	72
VIII.	Bibliographie	74

TABLE DES ABREVIATIONS

- CAO : conception assistée par ordinateur
- CFAO : conception et fabrication assistées par ordinateur
- FAO : fabrication assistée par ordinateur
- FDM : modélisation par dépôts fondus (de l'anglais Fused Deposition Modeling)
- LASER : amplification de lumière par émission stimulée de radiations
- PAEK : polyaryléthercétone
- PCP : préparation corono-périphérique
- PEEK : polyétheréthercétone
- PEK : polyéthercétone
- PEKK : polyéthercétonecétone
- PMMA : polyméthacrylate de méthyle
- SLA : stéréolithographie (de l'anglais StereoLithography Apparatus)
- SLS : fusion sélective par laser (de l'anglais Selective Laser Sintering)
- Tg : température de transition vitreuse
- Tm : température de fusion

I. Introduction

Les progrès en dentisterie impliquent une évolution des matériaux. Biocompatibilité, esthétique, faible affinité de plaque et caractéristiques proches de la structure dentaire font partie des critères essentiels des matériaux modernes utilisés en odontologie.

Les polymères sont des matériaux ayant permis un réel progrès technologique dans la seconde moitié du XXème siècle, bien qu'ils soient aujourd'hui controversés d'un point de vue environnemental. Le PEEK, ou polyétheréthercétone (de l'anglais polyetheretherketone) fait partie des polymères les plus innovants, dits « à hautes performances ».

Il a d'abord été utilisé à partir des années 1980 dans l'industrie aéronautique et automobile. Puis, grâce à ses propriétés mécaniques remarquables, sa biocompatibilité et son module d'élasticité proche de l'os humain, le PEEK a commencé à être étudié dans le domaine médical des prothèses orthopédiques dès les années 1990. Aujourd'hui il se développe dans la plupart des disciplines cliniques de la dentisterie.

Souvent mis en forme de façon conventionnelle, c'est-à-dire par extrusion, compression, injection ou par usinage, des fabricants se tournent désormais vers l'impression 3D du PEEK, ou fabrication additive. En effet, l'impression 3D est peu à peu intégrée à la dentisterie, cette tendance se reflétant par le nombre croissant de publications à ce sujet.

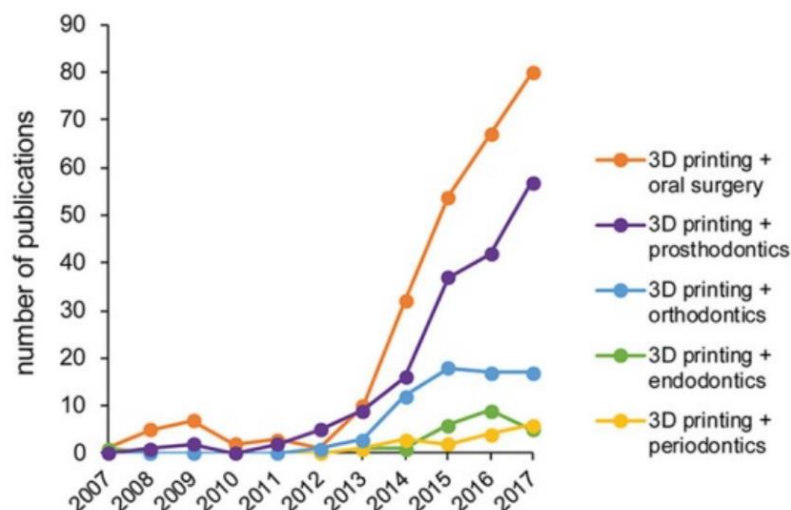


Figure 1: nombre de publications sur l'impression 3D en fonction des années et des spécialités dentaires (1)

Rapide, économe en matériau et capable de réaliser des pièces de géométrie complexe, l'impression 3D du PEEK offre par ailleurs une plus grande liberté de conception que les techniques traditionnelles.

L'objectif de ce travail est de présenter dans un premier temps les matériaux polymères et les polymères à hautes performances dont le PEEK. Nous nous intéresserons ensuite à ses procédés de mise en forme, en particulier l'impression 3D.

Dans un second temps nous étudierons les applications du PEEK dans tous les domaines de la dentisterie, ainsi que les limites actuelles de ce matériau. Enfin, nous illustrerons cette thèse par un cas clinique réalisé au CHU de Nice.

II. Contexte scientifique

1. Méthode

Pour ce travail, une revue de littérature a été réalisée. Plusieurs ouvrages scientifiques ayant comme thématique les polymères et les PEEK ont d'abord été consultés à la Bibliothèque Universitaire de Nice.

Des recherches informatiques ont ensuite été menées sur les bases de données électroniques PubMed, Science Direct-Elsevier et Google Scholar entre Janvier 2020 et Janvier 2021.

Les mots-clés utilisés ont été les suivants : « Polymer, PAEK, PEEK, Dental, 3D printing, CAD / CAM ».

Les critères d'inclusion étaient les articles présentant les matériaux polymères à hautes performances, ainsi que ceux s'intéressant à l'utilisation clinique du PEEK et de l'impression 3D en odontologie.

Les articles concernant une utilisation du PEEK et de l'impression 3D dans d'autres domaines scientifiques étaient exclus.

Après une première recherche, les titres et résumés des articles ont été étudiés, et les doublons ont été éliminés. Puis, lorsque les articles semblaient correspondre aux critères d'inclusion, ils ont été lus dans leur intégralité.

Enfin, plusieurs articles ont directement été consultés dans la revue scientifique « Biomatériaux Cliniques ».

Au total, trois ouvrages et cinquante-et-un articles scientifiques ont été sélectionnés.

2. Les matériaux polymères :

2.1 Définition

Un polymère est un système composé d'un ensemble de macromolécules, qui sont des molécules de masse molaire élevée. Ces macromolécules sont formées par l'assemblage d'un grand nombre de petites molécules appelées monomères. (2)

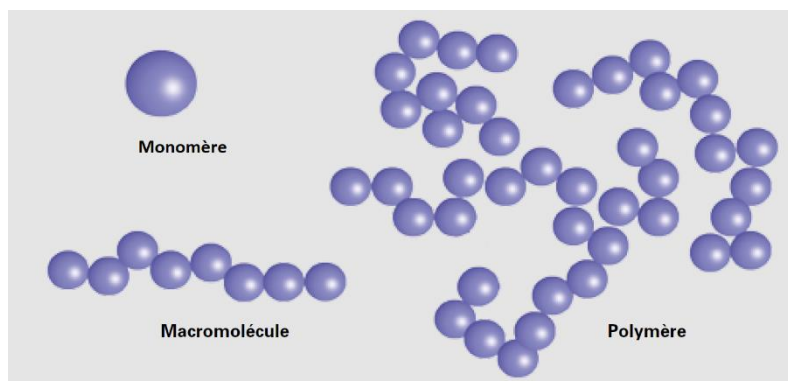


Figure 2: représentation schématique d'un monomère, d'une macromolécule et d'un polymère (3)

Ces monomères sont principalement constitués d'atomes d'hydrogène et de carbone, bien que l'on puisse parfois trouver également de l'oxygène, de l'azote ou d'autres éléments chimiques.

Les polymères peuvent être formés d'un seul type de monomère, ils sont dits homopolymères, ou bien de plusieurs types, ils sont alors appelés copolymères.

On distingue les polymères d'origine :

1. Naturelle (caoutchouc)
2. Artificielle, lorsqu'un polymère naturel est modifié chimiquement comme l'acétate de cellulose.
3. Synthétique (polystyrène, polyméthacrylate de méthyle...).

La conversion d'un monomère en polymère est appelée réaction de polymérisation. Le degré de polymérisation (DP) définit le nombre de monomères constitutifs d'une chaîne polymère. (3)

2.2 Réaction de polymérisation

Selon le mécanisme de réaction, on distingue deux grands types de polymérisation: la polymérisation par étapes et la polymérisation en chaîne. (4)

- La polymérisation par étapes forme des polymères par une suite de réactions chimiques entre les groupes fonctionnels (X et Y) de deux monomères. C'est le cas des matériaux à empreinte à base de silicone.

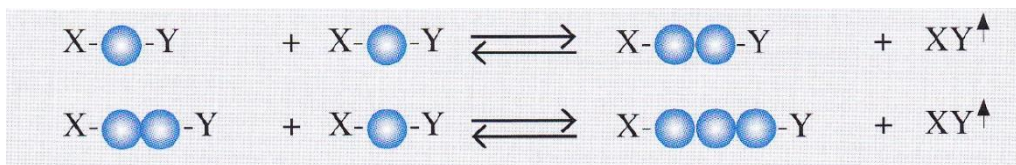


Figure 3: représentation schématique de la polymérisation par étapes (4)

- La polymérisation en chaîne se décompose quant à elle en trois étapes :
 - l'amorçage
 - la propagation
 - la terminaison

L'amorçage crée un centre actif sur une première unité monomère (étape 1), puis les autres monomères se fixent sur ce centre actif qui se propage le long de la chaîne macromoléculaire en cours de formation (étape 2). Enfin la réaction se termine par désactivation ou transfert de ce centre actif, entraînant l'arrêt de croissance de la chaîne (étape 3). C'est le cas du polyméthacrylate de méthyle ou des composites dentaires à base d'acrylates.

Cette polymérisation nécessite une activation qui peut être thermique (thermo-polymérisation), chimique (chémo-photopolymérisation) ou photochimique (photo-polymérisation).

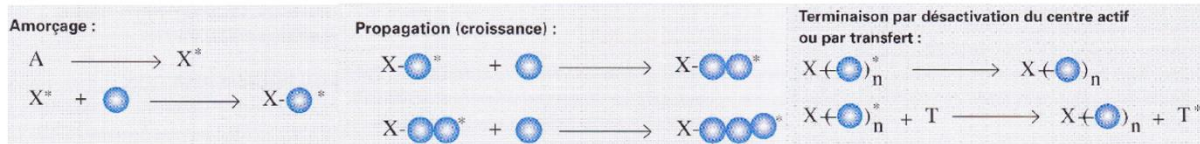


Figure 4: représentation schématique de la polymérisation en chaîne (4)

2.3 Classification

Il existe plusieurs classifications des polymères selon leur origine, leur composition chimique, leur structure, leur domaine d'application ou le plus souvent, selon leur comportement thermomécanique.

Dans ce dernier cas, on regroupe communément les polymères en trois familles de matériaux : les polymères thermoplastiques, les polymères thermodurs, et les élastomères. (5)

- Le polymère thermoplastique peut, comme son nom l'indique, devenir plastique sous l'effet de la chaleur. Après refroidissement il retourne à l'état solide. Cette transformation est réversible et peut être répétée.

Il est constitué de chaînes de macromolécules liées entre elles par des forces de Van der Waals, qui sont des forces attractives de faible intensité (2). Selon la régularité de ses chaînes, ce polymère peut cristalliser (thermoplastique semi-cristallin) ou non (thermoplastique amorphe).

On retrouve dans cette famille le polyméthacrylate de méthyle (PMMA) ou les polyaryléthercétones (PAEK) que nous allons présenter dans la prochaine partie, et dont le PEEK fait partie.

- Le polymère thermodur est quant à lui infusible après polymérisation. Sous l'action de la chaleur et de catalyseurs, le système thermodurcissable de départ durcit progressivement de manière irréversible.

Il est constitué de chaînes de macromolécules liées entre elles de façon covalente.

On retrouve dans cette famille les esters diméthacrylates qui font partie des composites dentaires (Big-GMA, EDMA, TEGDMA...).

- L'élastomère est un polymère étirable, qui revient quasiment instantanément à sa forme initiale après une déformation.

Il est constitué de chaînes de macromolécules linéaires très flexibles, liées entre elles par des forces peu élevées.

On retrouve dans cette famille les polysulfures ou les polyéthers.

3. Présentation des polymères à hautes performances

3.1 Définition

Les polyaryléthercétones ou PAEK, de leur dénomination anglaise « polyaryletherketones » sont une grande famille de polymères thermoplastiques développés par un groupe de scientifiques anglais en 1978 (6). Ils sont capables de résister à des températures élevées. Ces polymères sont dits semi-cristallins car ils se composent de deux phases distinctes : une phase amorphe, et une phase cristalline.

- Dans la phase amorphe, les chaînes macromoléculaires s'entrelacent de façon lâche et sont faciles à disperser et étirer, montrant une bonne extensibilité.
- Dans la phase cristalline, les chaînes macromoléculaires s'alignent de façon ordonnée et possèdent des forces intermoléculaires plus élevées, provoquant une plus grande rigidité.

Une température élevée entraîne une agitation thermique, c'est-à-dire un mouvement incessant des molécules constituant le polymère. Lorsque la température diminue, les molécules s'immobilisent et peuvent s'organiser de façon ordonnée en formant des cristaux. Plus la vitesse de refroidissement est lente, plus le taux de cristallinité augmente. Mais cette cristallisation est incomplète, d'où le terme semi-cristallin.

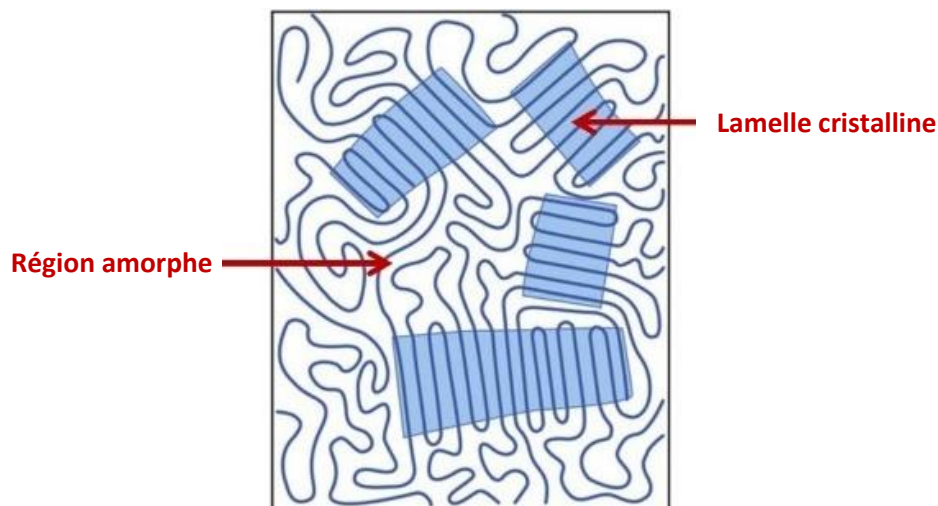


Figure 5: représentation schématique d'un polymère semi-cristallin (7)

D'un point de vue chimique, le PAEK est constitué d'une chaîne moléculaire de cycles aromatiques très stables, liés par des groupes cétone et éther.

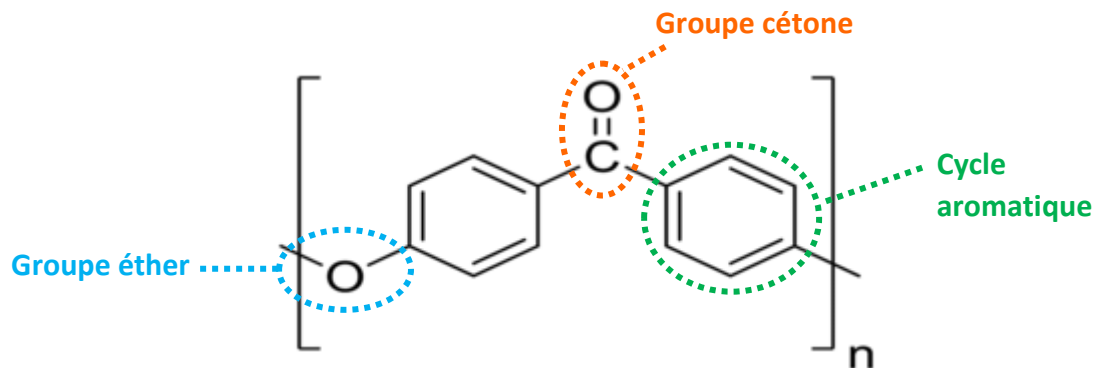


Figure 6: structure chimique du PAEK

Cette structure moléculaire lui confère une stabilité physique et chimique à des températures élevées (plus de 300°C), une résistance aux radiations et dommages chimiques, une compatibilité avec de nombreux agents de renforcement (fibres de verre, de carbone) ainsi qu'une grande résistance à l'usure, d'où le terme « polymère à hautes performances ». Il est pour cela très utilisé dans le monde industriel, par exemple dans la fabrication automobile ou aéronotique. (8)

3.2 Phases de transition thermique

Les PAEK possèdent des températures de transition vitreuse T_g et de fusion T_m élevées. La température de transition vitreuse T_g est la température à laquelle la région amorphe d'un polymère passe d'un état vitreux où il est dur et cassant comme du verre, à un état caoutchouteux où il est plus mou et étirable.

La température de fusion T_m est quant à elle la température où la partie cristalline d'un polymère passe d'un état semi-cristallin caoutchouteux à un état visqueux.

Ces valeurs ont une grande influence sur le degré de cristallinité des PAEK, et de ce fait, sur leurs propriétés mécaniques (module d'élasticité, ténacité à la rupture, résistance aux chocs...). Les PAEK ont généralement une température de transition vitreuse T_g entre 140 et

165°C, et une température de fusion T_m élevée, entre 335 et 380°C. (9) A température ambiante, ils se trouvent donc dans un état vitreux.

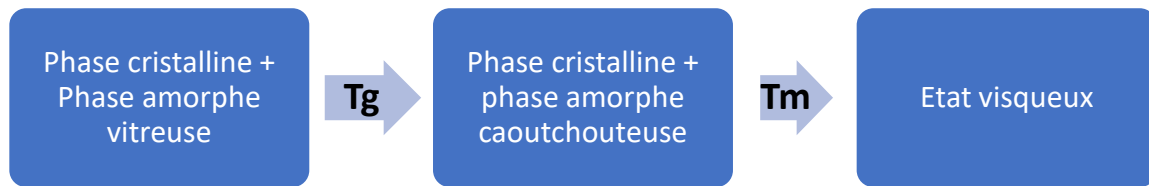


Figure 7: schéma des différents états d'un polymère semi-cristallin

3.3 Classification

Comme dit plus haut, les PAEK sont constitués d'une chaîne moléculaire de cycles aromatiques, liés par des groupes éther et cétone. Le nombre de ces liaisons éther et cétone donne des matériaux différents, tels que le polyéthercétone (PEK), le polyéthercétonecétone (PEKK) ou encore le polyétheréthercétone (PEEK), qui ont des propriétés légèrement variables. Leurs principales propriétés physiques et mécaniques sont listées dans le tableau suivant (valeurs de Diez-Pascual A. *et al.*(9)).

Le module de traction, également appelé module d'élasticité ou module d'Young, est la constante reliant la contrainte de traction, et la déformation d'un matériau élastique. Il s'exprime en Pa. Plus il est élevé, moins un matériau subira une déformation sous une contrainte. (10)

La résistance à la traction caractérise la contrainte maximale qu'un matériau supporte sous une traction avant de se rompre. On l'exprime en Pascal (Pa).

D'autres PAEK moins courants appartiennent également à cette famille comme le polyétheréthercétone (PEEEK), le polyétheréthercétonecétone (PEEKK) ou le polyéthercétone-éthercétone-cétone (PEKEKK).

Propriétés	PEEK	PEK	PEKK
Densité (g/cm ³)	1,30	1,30	1,30
Cristallinité (%)	30	∅	26
Température de transition vitreuse T _g (°C)	143	165	156
Température de fusion T _m (°C)	340	373	338
Module de traction (GPa)	3,8	4	4,5
Résistance en traction (MPa)	103	105	102

Tableau 1: comparatif des principales propriétés des polyaryléthercétones courants (valeurs de Diez-Pascual A. et al. (9))

3.3.1 Le PEKK

Synthétisé pour la première fois en 1962 par W.H.Bonner, le PEKK présente d'excellentes caractéristiques. Il possède un groupe cétone supplémentaire remplaçant un groupe éther, ce qui rend sa chaîne moléculaire plus rigide et augmente sa température de transition vitreuse par rapport au PEEK.

Parmi ses propriétés on peut souligner son module de traction très élevé, et son module de résistance en traction (102 MPa) similaire à celui de la dentine (104 MPa). (11)

Par ailleurs, le PEKK possède une bonne résistance à l'eau et à l'usure, ainsi qu'une conservation de ses propriétés à hautes températures.

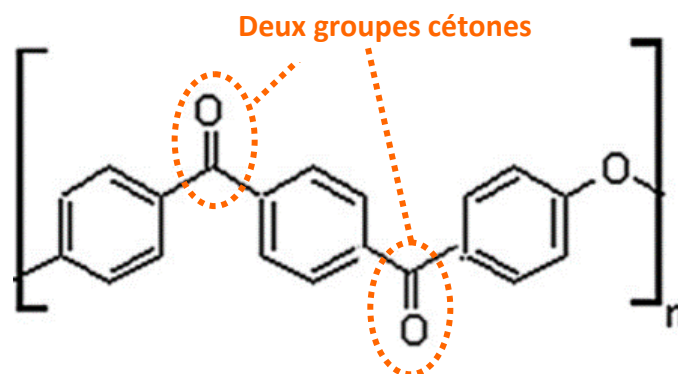


Figure 8: structure chimique du PEKK

3.3.2 Le PEK

Le PEK se caractérise par une alternance des groupes cétone et éther entre ses noyaux aromatiques, sans prédominance d'un groupe par rapport à l'autre.

Il a une température de transition vitreuse T_g égale à 165°C ainsi qu'une haute température de fusion T_m égale à 373°C. De ce fait, il conserve ses propriétés physiques et mécaniques à plus hautes températures que ses homologues, ce qui le rend intéressant dans des applications à caractéristiques thermiques élevées. Par ailleurs, il possède une excellente résistance aux radiations et dommages chimiques.

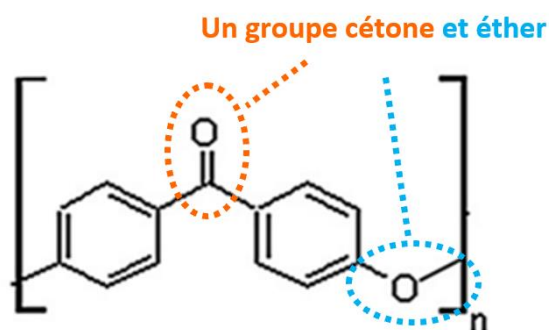


Figure 9: structure chimique du PEK

3.3.3 Le PEEK

Le PEEK possède un groupe éther supplémentaire par rapport au PEK dans sa structure chimique. Il a une température de transition vitreuse T_g égale à 143°C, et sa température de fusion T_m , égale à 340°C.

Depuis son invention, le PEEK a fait l'objet de nombreuses recherches. Il est devenu le PAEK le plus connu et le plus utilisé, que ce soit dans un domaine industriel ou domaine médical. Nous allons nous intéresser à ses propriétés et ses utilisations en chirurgie-dentaire.

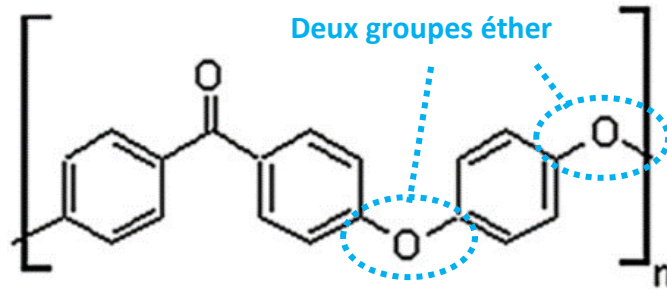


Figure 10: structure chimique du PEEK

3.4 Propriétés du PEEK

Le PEEK est utilisé comme biomatériau en orthopédie depuis plusieurs années. Un biomatériau est défini dans le Larousse comme « une substance ou matière destinée à être implantée dans un organisme vivant pour remplacer un organe ou un tissu ».

3.4.1 Propriétés mécaniques

Ce matériau présente un module de Young ou module d'élasticité de 3 à 4 GPa selon les auteurs (3,8 GPa selon Diez-Pascual A. *et al*), relativement proche de celui de l'os cortical humain (7 à 30 GPa). Toutefois le module d'élasticité du PEEK peut être modifié avec l'incorporation dans sa structure d'autres matériaux. Par exemple, l'incorporation de fibres de Carbone peut augmenter son module jusqu'à 18 GPa, le rapprochant encore davantage de celui de l'os cortical et de la dentine.

Le PEEK va donc présenter une meilleure capacité d'absorption des chocs que d'autres matériaux comme le titane qui présente un module d'élasticité beaucoup plus élevé, compris entre 102 et 110 GPa. (11)

Matériau	Résistance à la traction (MPa)	Module de Young (GPa)	Résistance à la flexion (MPa)
PEEK	80 à 103	3 à 4	180
PMMA	48 à 76	3 à 5	120
Titane	954 à 976	102 à 110	950
Zircone	115 à 711	210	177 à 1000
Os cortical	104 à 121	14	150
Dentine	104	15	207
Email	47,5	40 à 83	180

Tableau 2: comparatif des propriétés mécaniques du PEEK avec d'autres matériaux utilisés en dentisterie et des tissus humains minéralisés (11) (12)

La résistance à la traction (80 à 103 MPa selon les auteurs) et à la flexion (180 MPa) du PEEK est également comparable à celle de l'os cortical et de la dentine, ce qui en fait donc un matériau de restauration adapté en ce qui concerne les propriétés mécaniques.

De plus, les propriétés mécaniques du PEEK ne changent pas pendant le processus de stérilisation, que l'on utilise de la vapeur, du gamma ou de l'oxyde d'éthylène. (6)

Toutefois, le PEEK sous forme homogène a des propriétés mécaniques limitées. C'est pourquoi des scientifiques ont cherché à le combiner avec d'autres matériaux comme la céramique pour améliorer ses propriétés. On note par exemple, le BioHPP® (Bredent), qui est un polymère à base de PEEK contenant 20% de charges céramiques. (6) Ces particules ont une taille d'environ 0,3 à 0,5 microns, et sont réparties de façon homogène dans la matrice de PEEK, ce qui rend le matériau plus résistant. Commercialisé sous plusieurs teintes, le BioHPP® possède en outre une excellente capacité de polissage, et une faible affinité pour la plaque dentaire.

3.4.2 Propriétés chimiques

Après polymérisation, la structure chimique du PEEK présente une grande résistance à toutes les substances, à l'exception de l'acide sulfurique concentré à 98%. (13)

Sa structure chimique reste stable à hautes températures (ce qui le rend compatible avec les processus de stérilisation), avec, comme dit plus haut, un point de fusion autour de 340°C.

3.4.3 Propriétés physiques

Le PEEK a une densité de 1,3g/cm³ et une conductivité thermique de 0,29 W/mK. (6) Il possède une grande résistance aux radiations et à l'usure.

La solubilité est la quantité maximale d'une substance pouvant être dissoute dans un solvant. Quant à l'absorption hydrique d'un matériau, elle engendre au fil du temps une diminution de ses propriétés mécaniques, une usure accrue, et une décoloration. Liebermann A. *et al.* (en 2016) ont évalué les effets du vieillissement sur plusieurs matériaux (PEEK, PMMA, résine composite, matériaux hybrides) et ont montré que le PEEK avait les valeurs de solubilité et d'absorption hydrique les plus faibles. (14)

3.4.4 Propriétés biologiques

Le PEEK présente une bonne biocompatibilité *in vitro* et *in vivo*, ne provoquant ni effets toxiques, mutagène, ni d'inflammation cliniquement significative. (8) Il est non allergène, et possède une faible affinité pour la plaque dentaire. (6)

Cependant, le PEEK est biologiquement inerte, ce qui empêche une bonne liaison avec le tissu environnant lorsqu'il est implanté *in vivo*, et donc une bonne ostéointégration, ce qui a limité ses applications potentielles en implantologie. Des recherches ont tenté d'améliorer la bioactivité du PEEK par deux méthodes. Soit par adjonction de matériaux ostéoconducteurs (par exemple l'hydroxyapatite), soit en réalisant un traitement de surface. (cf. partie IV.5) (13)

3.4.5 Propriétés optiques

Le PEEK est souvent qualifié de matériau « esthétique », sa teinte variant du blanc au brun clair. Il possède un faible degré de décoloration, c'est-à-dire que sa couleur va rester stable dans le temps. (15)



Figure 11 : disques de PEEK de plusieurs teintes (DENTAL DIRECKT™)

C'est un matériau opaque, qui laisse peu passer la lumière. De ce fait, il ne conviendra souvent pas aux restaurations monolithiques antérieures nécessitant de la translucidité. C'est pourquoi on l'utilise souvent en association avec une résine composite esthétique de revêtement.

Enfin, le PEEK est radio-transparent, il n'engendre pas d'artefacts sur les radiographies contrairement aux métaux, mais seulement un léger halo clair. (6) Cela peut être perçu comme un avantage lors de l'interprétation radiographique, en limitant la superposition des éléments du cliché, mais aussi comme un inconvénient si l'on veut par exemple vérifier l'adaptation entre un implant et son pilier.

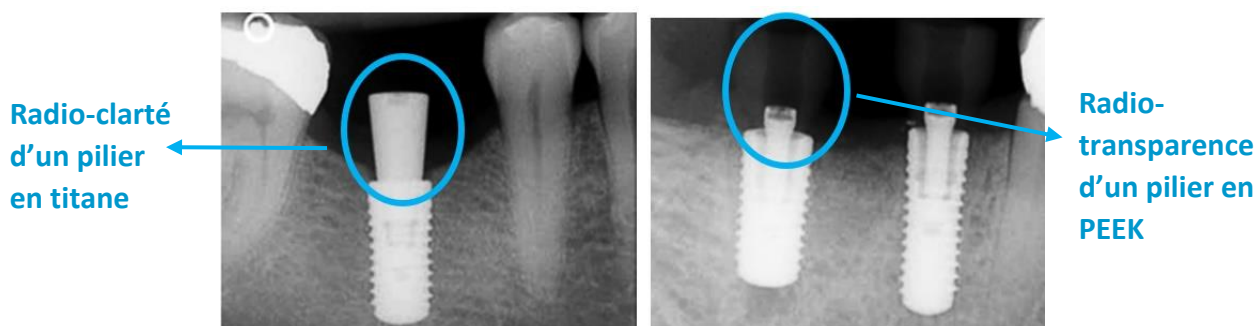


Figure 12 : piliers implantaires de cicatrisation en titane (à gauche), et en PEEK (à droite) (16)

3.5 Synthèse du PEEK

Il existe deux principales façons de synthétiser les PAEK : la substitution électrophile et la substitution nucléophile. La substitution électrophile étant surtout utilisée pour les polymères à prédominance cétonique (PEKK...), on utilise majoritairement le second procédé pour les PEEK. (17)

La substitution nucléophile du PEEK consiste à engendrer une réaction chimique entre un composé diphenol et un composé aromatique fluoré, afin de créer une liaison éther entre les deux, et donc une polymérisation.

Cette réaction chimique nécessite une température comprise entre 200° et 400°C, ainsi qu'un solvant stable et thermiquement inerte. C'est le diphenylsulfone qui est couramment utilisé.

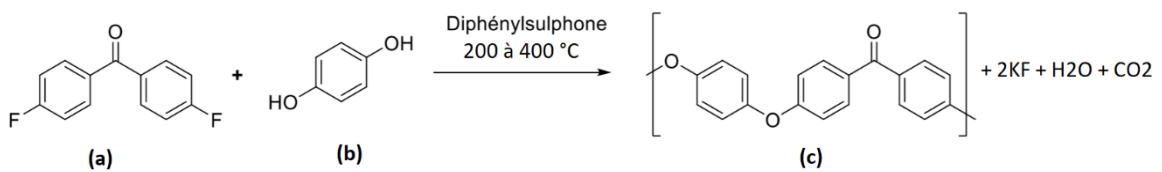


Figure 13: schéma de la synthèse du PEEK (c) par substitution nucléophile entre un composé aromatique fluoré (a) et un composé biphenol (b).

III. Mise en forme

Le PEEK est principalement mis en forme à partir de pastilles ou de granulés, par un moulage par injection, par compression, ou par extrusion. (18)



Figure 14: granulés de PEEK (VITREX™)

1. Moulage par injection

Les pastilles ou granules de PEEK sont d'abord versés dans une trémie d'alimentation. Ils sont ensuite poussés par une vis à travers une filière chauffée où ils fondent progressivement et enfin injectés dans un moule chauffé. Une fois le PEEK refroidi et consolidé, il est éjecté du moule.

La plupart des machines de moulage par injection sont capables de mouler du PEEK pur, ainsi que des matériaux en PEEK renforcés de fibres de carbone.

La température du moule doit se situer entre 175 et 205°C, pour assurer une cristallisation correcte du matériau. Le non-respect de cette température entraîne un refroidissement trop rapide du PEEK, avec un temps de cristallisation insuffisant et donc des propriétés mécaniques et biologiques dégradées. (18)

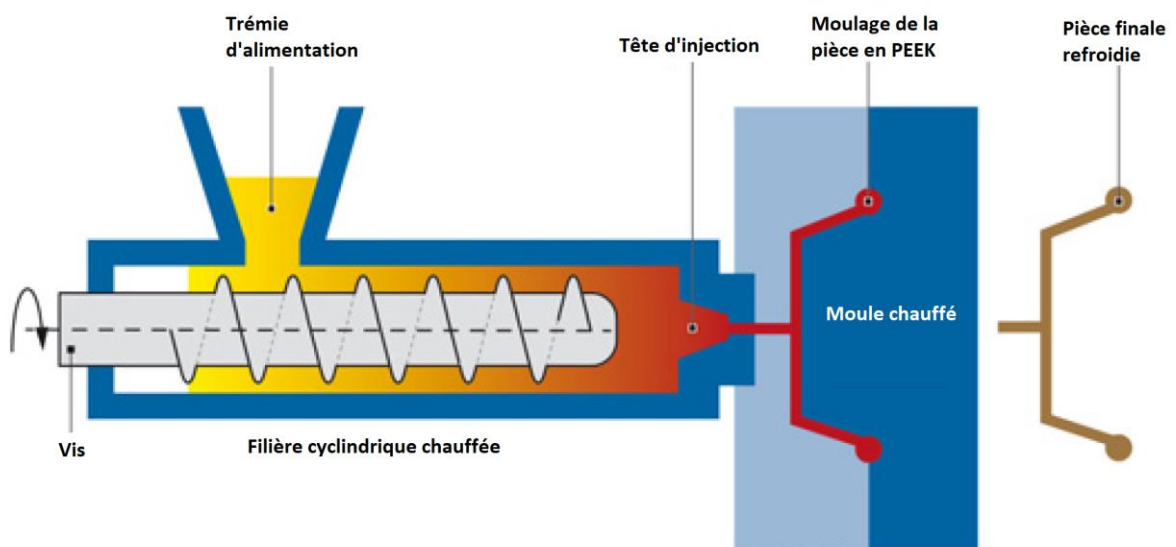


Figure 15: schéma du moulage par injection du PEEK (19)

4. Moulage par compression

Le moulage par compression est un processus de fabrication de formes planes ou de faibles épaisseurs.

Un appareil de moulage par compression se compose de deux plateaux chauffants. Le plateau inférieur contient une cavité qui est chargée de granules de PEEK. Les plateaux sont ensuite

pressés ensemble et chauffés pour faire fondre et consolider la matière dans la totalité du moule. (18) C'est une technique permettant d'obtenir de bonnes finitions de surface, mais assez lente comparée aux autres procédés de moulage et qui ne permet pas de réaliser toutes les formes géométriques, comme les contre-dépouilles.

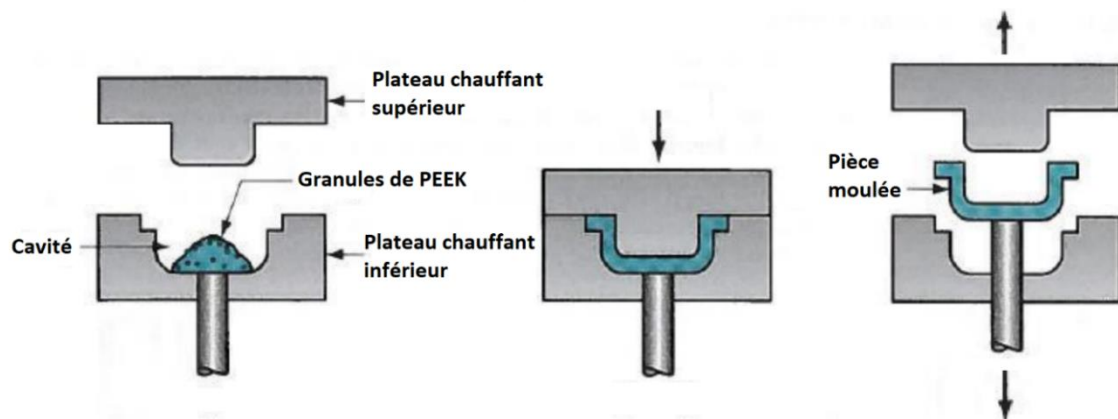


Figure 16: schémas du moulage par compression du PEEK (20)

5. Extrusion

L'extrusion est un processus de fabrication permettant de produire des objets allongés comme des tiges ou des fibres monofilaments.

Ici aussi les pastilles ou granulés de PEEK sont versés dans une trémie d'alimentation, puis poussés par une vis à travers une filière cylindrique chauffée où ils fondent, jusqu'à leur sortie par la tête d'extrusion. Ils refroidissent ensuite lentement à température ambiante.

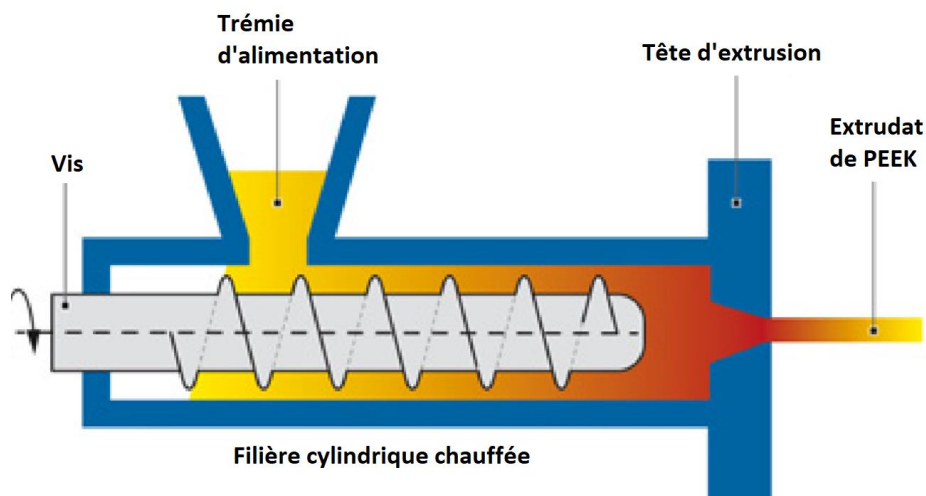


Figure 17: schéma de l'extrusion de PEEK (19)

6. Usinage

L'usinage est une des grandes techniques de Fabrication Assistée par Ordinateur, ou FAO.

Également appelé fabrication soustractive, l'usinage est un procédé de fabrication qui consiste à façonner une pièce brute par enlèvement de matière pour l'amener à sa forme définitive. (21)

Une fois la conception de la pièce réalisée sur un logiciel de Conception Assistée par Ordinateur (CAO), les données sont envoyées à l'usineuse qui va tailler la pièce telle que conçue numériquement. La taille se fait dans un bloc de PEEK, par des fraises de plusieurs tailles, dont la trajectoire, généralement sur 3 axes (x, y et z), est pilotée par le logiciel.

C'est un procédé rapide, qui permet de former de petites pièces, mais peu économe en matériau.

7. Impression 3D

7.1 Définition

L'impression 3D, ou prototypage direct, ou fabrication additive, est une approche de fabrication qui construit des objets par empilement de couches successives de matériaux. Ce terme s'oppose à l'usinage, ou fabrication soustractive.

Cette technique permet de réaliser avec précision des formes géométriques complexes à partir de données numériques, dans une variété de matériaux.

La fabrication additive possède plusieurs caractéristiques qui la distinguent de la fabrication soustractive: (21)

- Création d'objets couche par couche
- Pas de gaspillage de matériau, seule la quantité nécessaire à la fabrication de l'objet est utilisée
- Production de gros objets (ex : prothèses faciales) plus aisée
- Production passive (sans application de force)
- Capacité d'utiliser plusieurs matériaux à la fois

- Capacité à produire des objets creux, impossibles à usiner directement

Le développement de l'impression 3D pour les applications médicales et dentaires a considérablement augmenté ces dernières années. En médecine, elle est utilisée en orthopédie, en chirurgie de la colonne vertébrale, en chirurgie maxillo-faciale et dentisterie, en neurochirurgie ou encore en chirurgie cardiaque. (22)

Les applications médicales de l'impression 3D peuvent être classées en cinq groupes différents: (A) modèles médicaux, (B) aides médicales, orthèses, attelles et prothèses, (C) outils, instruments et pièces pour dispositifs médicaux, (D) implants inertes, et (E) bioproduction. (23) (24)

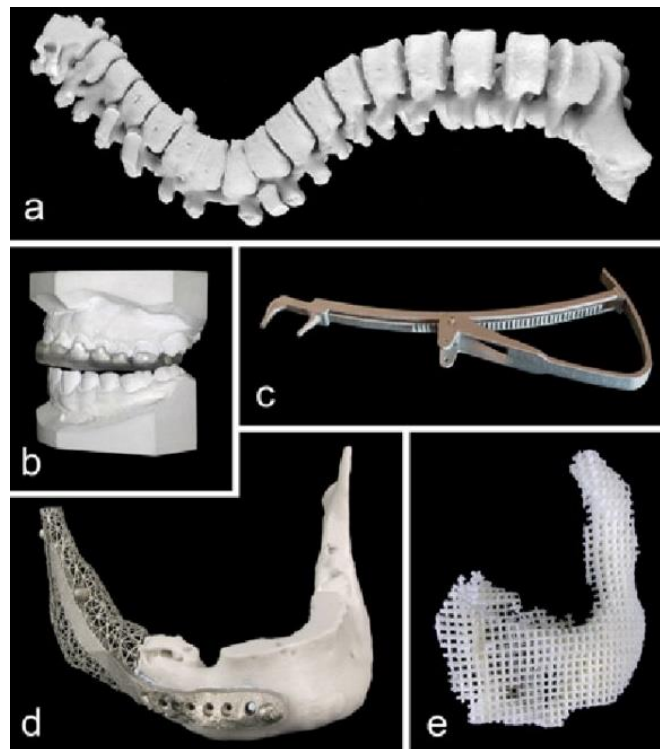


Figure 18 : exemples des 5 groupes d'applications médicales de l'impression 3D : a. modèle éducatif de colonne vertébrale / b. gouttière d'occlusion / c. prototype d'instrument de réduction de fracture mandibulaire / d. mâchoire artificielle implantable / e. échafaudage de culture cellulaire (24)

7.2 Etapes de fabrication

Le processus complet de la fabrication additive se divise en quatre étapes :

- a. Création d'un modèle 3D numérique conçu avec un logiciel de Conception Assistée par Ordinateur (CAO), ou utilisation d'une empreinte numérique de la zone d'intérêt. En dentisterie, la numérisation peut se faire de deux manières, soit directement en bouche à l'aide d'un scanner intra-oral, soit sur une empreinte préexistante en plâtre.
- b. A la fin de la conception, l'objet 3D est converti en fichier de modélisation 3D = fichier STL (STéréoLithographie). Puis les données sont transférées vers un logiciel de Fabrication Assistée par Ordinateur (FAO) qui contrôle l'imprimante. (25)

L'unité de production est une machine à Commande Numérique par Ordinateur (CNC pour « Computer Numerical Control »). Elle possède une tête de traitement qui se déplace sur deux axes (axes x et z) et une plate-forme qui se déplace sur un axe vertical (axe y).

- c. Impression du produit final 3D couche par couche. La machine dépose des couches successives de liquide ou de poudre qui sont fusionnées pour créer la forme finale. Pour chaque millimètre de matériau, 5 à 20 couches sont nécessaires.
- d. Post-traitement de l'objet imprimé : la pièce est affinée pour éliminer les matériaux en excès ainsi que les bras de support. (1,21)

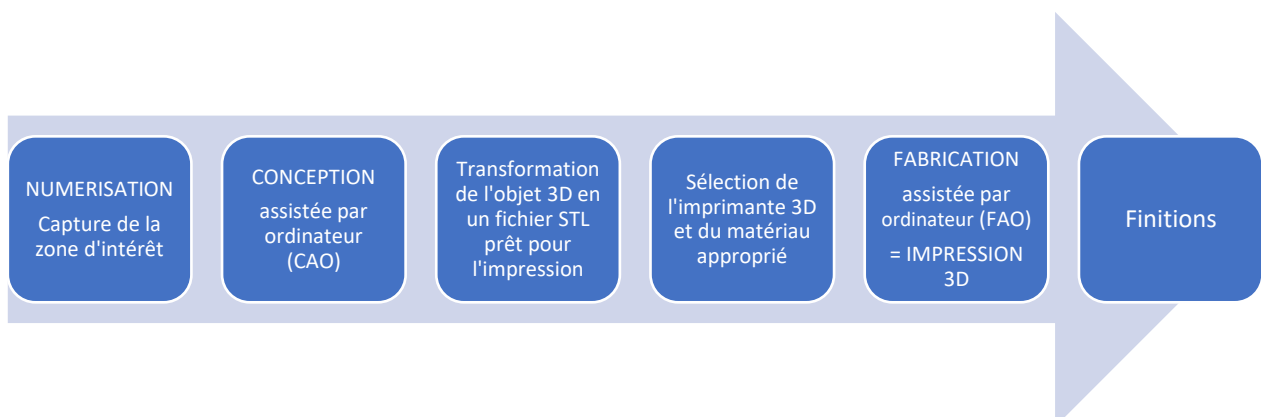


Figure 19: étapes de production par impression 3D

7.3 Techniques et matériaux d'impression 3D

Depuis son invention, de nouvelles techniques d'impression 3D et de produits ne cessent d'apparaître dans la littérature scientifique et le commerce. Cela complexifie la classification des méthodes d'impression 3D actuelles. On les distingue en général en fonction de leur processus de fabrication. On différencie ainsi trois grandes méthodes couramment utilisées: impression par lithographie, impression par extrusion, et frittage ou fusion laser. (26)

7.3.1 La stéréolithographie

Brevetée par Charles Hull en 1984 (27), la stéréolithographie, ou « SLA » pour « StereoLithography Apparatus » est considérée comme le procédé à l'origine de l'impression 3D. Cette technique utilise un LASER à balayage pour construire des pièces couche par couche selon un modèle 3D numérique fourni à l'imprimante.

Une plateforme supportant l'objet en construction est plongée dans une cuve de résine liquide photopolymérisable. Le faisceau LASER balaie la surface de monomère liquide, ce qui va former un polymère solide. Une fois la première couche solidifiée, la plateforme descend d'un niveau (quelques microns) et une nouvelle couche est alors polymérisée. Ce processus est répété jusqu'à ce que tout l'objet solide soit terminé.

L'excès de résine est ensuite éliminé à l'aide d'un solvant et l'objet est durci dans un four à ultra-violets.

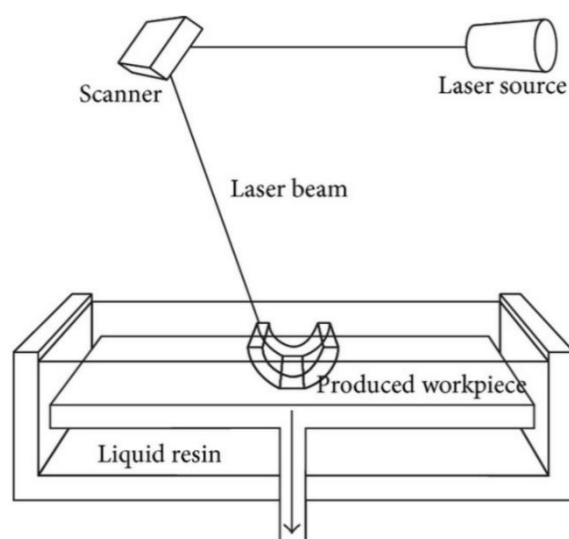


Figure 20: fabrication additive par stéréolithographie (21)

Ce procédé permet d'obtenir des modèles grandeur nature plus rapidement que par usinage et à moindre coût. Cependant, ces modèles, moins rigides, sont plutôt adaptés à la réalisation de prototypes ou de produits en très petites séries. (1)

Dans le domaine dentaire, il est utilisé pour la production de modèles d'étude, de gouttières orthodontiques ou encore de petites prothèses fixées en résine.

7.3.2 L'impression par extrusion

Cette technique, également appelée « FDM » pour « Fused Deposition Modeling » consiste à porter à fusion des gouttes de matière plastique, qui créent la forme de l'objet couche par couche. Une fois que la goutte quitte l'applicateur (ou la buse), elle durcit de manière quasi-immédiate tout en se fondant avec les couches inférieures.

La forme de chaque couche est obtenue par le déplacement horizontal de la buse et le flux de matière ininterrompu.

Si les matériaux thermoplastiques sont les plus utilisés par extrusion, les cires ou résines peuvent également être employées. Alternativement, des matériaux en céramique ou en résine liquide avec un liant qui, après dépôt, se solidifient immédiatement peuvent aussi être imprimés. (21)

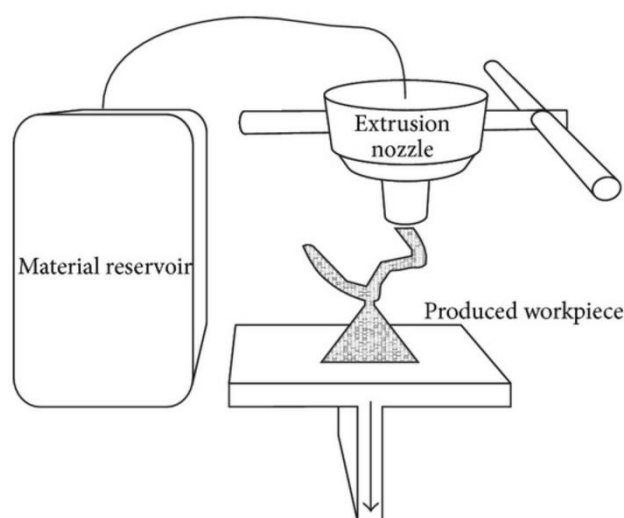


Figure 21: fabrication additive par extrusion (21)

L'impression par extrusion se distingue ainsi des autres types de fabrication additive par sa capacité à imprimer plusieurs matériaux à la fois, en utilisant simultanément plusieurs buses d'extrusion.

C'est le procédé le moins coûteux et le plus répandu des imprimantes 3D grands publics. (21)
En dentisterie, elle est surtout utilisée pour le prototypage de pièces anatomiques simples. (1)

7.3.3 Le frittage (ou fusion) sélectif par laser

Le principe de cette technique, qu'on appelle également « SLS » pour « Selective Laser Sintering » ressemble à celui de la stéréolithographie. On utilise le terme « frittage sélectif » lorsque le matériau utilisé est la céramique, et « fusion sélective » lorsque c'est du métal.

Un faisceau LASER fusionne non plus un liquide mais une poudre de matériau (verre, nylon, métal, polystyrène...), pour construire des structures couche par couche, tandis qu'une plateforme légèrement immergée dans la poudre descend progressivement. L'épaisseur de la poudre est contrôlée par un cylindre roulant sur le bassin de poudre. Après chaque nouvelle application de couche de poudre, le processus de fusion au LASER est répété jusqu'à ce que l'objet 3D soit terminé.

La fusion sélective par laser est la seule méthode de fabrication additive disponible pour produire des pièces métalliques telles que des couronnes, des prothèses dentaires fixes, des armatures de prothèses partielles amovibles, ou encore des implants personnalisés pour les applications maxillo-faciales. (21)

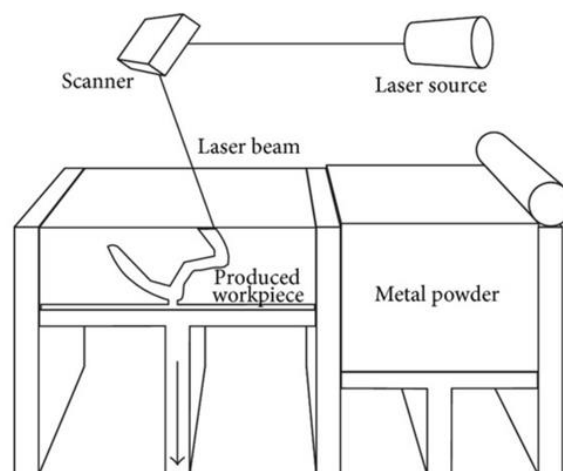


Figure 22: fabrication additive par frittage (fusion) laser sélectif (21)

7.3.4 Caractéristiques des techniques citées

	SLA	FDM	SLS
Vitesse générale de construction	Intermédiaire	Lent	Rapide
Précision d'impression	Elevée	Faible	Intermédiaire
Résolution moyenne (μm)	5 à 25	100	125
Coût	Intermédiaire	Modéré	Elevé

Tableau 3: comparaison des propriétés des 3 techniques d'impression 3D

L'impression par stéréolithographie (SLA) a la résolution la plus élevée de tous les types d'imprimantes 3D. L'impression par frittage ou fusion laser (SLS) est plus rapide que les autres techniques mais également plus chère.

L'impression par extrusion (FDM) est la technique la plus accessible s'il n'y a pas besoin de définition d'impression fine, par exemple dans le cadre de création de modèles pédagogiques pour l'enseignement. (25)

Dans le cadre du PEEK, c'est pour le moment la technique par extrusion, idéale pour les polymères thermoplastiques, qui est majoritairement utilisée (cf : partie 7.5).

7.4 Applications en chirurgie-dentaire

Déjà utilisée dans l'aéronautique, l'art ou le design, l'impression 3D devient aujourd'hui un outil de grand intérêt pour la médecine et la dentisterie. On l'utilise dans différents domaines de notre exercice comme la chirurgie orale et maxillo-faciale, la prothèse dentaire, l'orthodontie voire même l'endodontie et la parodontie. (1)

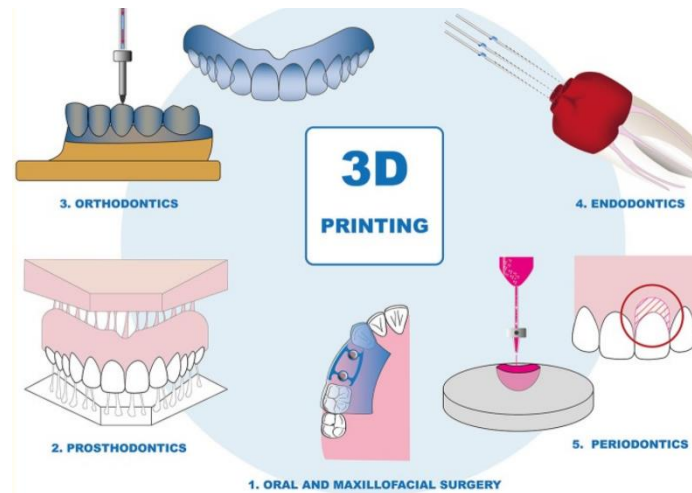


Figure 23: Représentation schématique des applications possibles de l'impression 3D en dentisterie.(1)

7.4.1 Production de modèles d'étude dentaire

L'une des premières applications de l'imprimante 3D en dentisterie est la production de modèles d'étude anatomique. Cela a été rendu possible grâce au CBCT « Cone Beam Computed Tomography », ou « imagerie volumétrique par faisceau conique » qui est une technique de radiographie utilisant un faisceau d'irradiation de forme conique, permettant de balayer en un seul passage l'ensemble du volume à radiographier, et d'obtenir une reconstitution numérique en trois dimensions. Le modèle du patient peut ainsi être archivé numériquement et imprimé uniquement si nécessaire, ce qui facilite les exigences de stockage. (26)

L'impression d'un modèle anatomique personnalisé a plusieurs indications : avant une chirurgie, il peut aider le praticien à effectuer sa planification et à se familiariser avec la situation clinique.

Un modèle 3D simulé du résultat final, comme en chirurgie reconstructrice, peut également aider le patient à comprendre la stratégie chirurgicale et à visualiser le résultat du traitement en amont de la chirurgie.

De plus, la fabrication additive a un rôle majeur dans la formation des étudiants et des praticiens. La capacité de l'impression 3D à répliquer l'anatomie oro-faciale avec précision peut être employée pour s'exercer à effectuer diverses opérations chirurgicales, en reproduisant les tissus mous et durs dans une même mâchoire d'entraînement. En endodontie, des facultés utilisent des modèles de dents imprimés en 3D, basés sur des images tomodensitométriques de dents extraites avec une structure anatomique canalaire plus réaliste que les modèles types utilisés habituellement. (1)

Ces modèles sont donc bénéfiques pour l'apprentissage, la communication patient-praticien, la planification pré-chirurgicale, et peuvent même parfois être utilisés comme référentiel pendant une chirurgie. (1)

7.4.2 En chirurgie orale et maxillo-faciale

La greffe osseuse, très pratiquée en chirurgie oro-maxillo-faciale, peut être utilisée avec trois types de particules osseuses d'origine biologique: autogène, allogénique et xénogénique.

Contrairement à la greffe autogène, la greffe allogénique possède l'avantage d'être exempte de limitation de taille de prélèvement et de morbidité du site donneur. Cependant, l'os utilisé ne possède pas de potentiel ostéogénique et ostéo-inducteur.

Il convient de rappeler ce que sont l'ostéogénèse, l'ostéo-induction et l'ostéo-conduction: (28)

- Ostéogénèse : formation osseuse par des ostéoblastes.
- Ostéo-induction : conversion phénotypique de cellules progénitrices en cellules formatrices d'os.
- Ostéo-conduction : mécanisme où le greffon se comporte comme un échafaudage à la croissance et à la déposition de l'os, sans être capable de le générer.

Le développement de l'impression 3D permet désormais de générer des implants et échafaudages favorisant la régénération osseuse et tissulaire, en utilisant des matériaux biocompatibles dont on peut ajuster les propriétés (en terme de porosité, de texture de surface etc.).

En effet, il est possible d'ajouter des facteurs ostéo-inducteurs, comme les protéines morphogénétiques osseuses (BMP-2 et BMP-7) dans les échafaudages imprimés. Cela va permettre de stimuler la différenciation ostéogénique afin d'augmenter la formation osseuse au sein de ces échafaudages. (1)

7.4.3 En orthodontie

L'orthodontie numérique a amélioré la planification et la prise en charge personnalisée des patients. Aujourd'hui, il est possible de voir à l'avance virtuellement le mouvement des dents et le résultat d'un traitement orthodontique.

Actuellement, la fabrication additive en orthodontie sert principalement à produire des «aligneurs» qui repositionnent progressivement les dents en malposition sur une période de plusieurs mois. Ces gouttières orthodontiques portées la journée ou la nuit sont indiquées en cas de malposition dentaire légère à modérée ou suite à un traitement orthodontique fixe. Le système Invisalign® est le plus connu du marché.

Après numérisation d'un modèle en plâtre, et obtention d'un modèle 3D de l'arcade dentaire, les dents sont placées numériquement dans la position souhaitée grâce à un logiciel de CAO orthodontique. Puis un moule de coulée spécifique au patient est imprimé en utilisant la méthode de stéréolithographie. Enfin, l'aligneur est coulé à partir du moule fini avec du silicone.



Figure 24: Déplacement et repositionnement numérique des dents en vert, avec une correction modérée en jaune et une correction de force élevée en rouge.

Depuis plusieurs années, les brackets orthodontiques, liaison entre les dents et le fil orthodontique, peuvent également être réalisés sur-mesure par impression 3D, en ajustant l'angulation, la flexion et la sélection du matériau en fonction du patient. Ils sont ainsi mieux adaptés à la surface de chaque dent, et des guides imprimés en 3D servent à les positionner précisément. (1)

Un autre exemple est la fabrication de contentions orthodontiques imprimées dans des matériaux rigides/flexibles et conçus à l'aide d'un logiciel informatique (exemple : 3Shape).

Ici encore, les données des patients peuvent être archivées numériquement et imprimées uniquement en cas de besoin. (26)

7.4.4 En implantologie

L'implantologie n'a pas échappé à l'essor du numérique. Le développement de la CFAO et de l'imagerie ainsi que l'arrivée des imprimantes 3D permettent la mise en place de nouvelles techniques, notamment la chirurgie guidée.

La chirurgie guidée consiste à utiliser un guide statique reposant sur les tissus intra-buccaux, qui reproduit la position virtuelle de l'implant pour permettre un passage des forêts selon la trajectoire prévue. (29)

Une étude parue dans The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants en 2013 a comparé la précision de guides chirurgicaux générés par impression 3D et de guides chirurgicaux conventionnels (transformation du guide radiologique), au travers de la mise en place de deux implants dans des positions symétriques chez un même patient.

Neuf patients ont participé à cette étude. Tous les implants ont été planifiés virtuellement à l'aide d'un logiciel CAO et de radiographies CBCT. Pour chaque patient, un implant a été posé à l'aide d'un guide chirurgical généré par impression 3D, tandis que l'autre a été posé avec un guide conventionnel. Puis les patients ont subi une radiographie 3D post-opératoire.

Les positions d'implant prévues et réelles ont été comparées à l'aide d'analyses tridimensionnelles capables de mesurer le chevauchement des volumes ainsi que les différences d'angles et de positions coronales et apicales.

Les implants placés à l'aide de guides chirurgicaux imprimés ont eu une position latérale plus précise que ceux placés avec les guides conventionnels. De plus, les guides imprimés ont présenté moins de variabilité que les guides conventionnels. (30)

7.4.5 En prothèse

7.4.5.1 Prothèse d'usage

L'arrivée de la numérisation intra-orale et de la CFAO a transformé la fabrication de prothèses dentaires. Un réflexe nauséux, une ouverture buccale ou des contractures labiales réduites ne sont plus un frein à la réalisation de prothèses adaptées. (1)

En prothèse dentaire, l'impression 3D peut fabriquer un modèle (en cire ou plastique) qui peut être transformé en prothèse définitive, ou elle peut produire directement des pièces définitives en métal, résine ou céramique. (21)

La céramique est encore peu imprimée, contrairement au métal ou aux polymères.

Le procédé consiste à empiler des particules de céramique revêtues de résine photosensible. Les photo-initiateurs sont activés à l'aide d'un dispositif LED ce qui fusionne les particules de céramique. Chaque couche est ensuite polymérisée jusqu'à fabrication totale de la pièce.

Cette technique permet la production de petites pièces aux formes complexes et aux détails très fins ne pouvant pas être fabriqués par d'autres méthodes.

Une étude réalisée *in vitro* et parue dans le Journal of Prosthodontics en 2019 a montré que les céramiques imprimées présentent des propriétés mécaniques comparables à celles des céramiques pressées et usinées. Toutefois, en termes de microstructure, des recherches supplémentaires sont nécessaires pour diminuer leur porosité et les rendre plus compactes. (1)

Les prothèses dentaires fixes et amovibles fabriquées par impression 3D sont cliniquement acceptables et ont des propriétés physiques comparables à celles des prothèses conventionnelles. (1) Cependant, dans la littérature scientifique, il existe un nombre limité d'études qui ont évalué la précision des prothèses dentaires fabriquées par impression 3D.

Avec la fusion sélective par laser, la précision dimensionnelle des pièces métalliques a été rapportée comme étant de l'ordre de 3 à 82 μm , ce qui est acceptable en prosthodontie. (21)

7.4.5.2 Prothèse provisoire

Tahayeri A. *et al.* (en 2018) ont cherché à comparer les propriétés mécaniques de couronnes et bridges provisoires obtenus par impression 3D, par rapport à une technique conventionnelle. (31)

Des échantillons ont été imprimés en 3D par stéréolithographie (Crown & Bridge NextDent[®] de Vertex Dental). Le degré de conversion de la résine, son module d'élasticité et sa contrainte maximale ont été mesurés. Puis les résultats ont été comparés à ceux de deux matériaux provisoires en résine couramment utilisés, et durcis de façon conventionnelle (Integrity[®] de Dentsply, et Jet[®] de Lang Dental Inc.).

Le module d'élasticité des échantillons imprimés en 3D était significativement inférieur à celui d'Integrity, mais identique à celui de Jet. La contrainte maximale des échantillons imprimés en 3D a été comparable à Integrity et significativement plus élevée que Jet. Enfin, le degré de conversion des échantillons a été plutôt inférieur à celui d'Integrity mais similaire à celui de Jet.

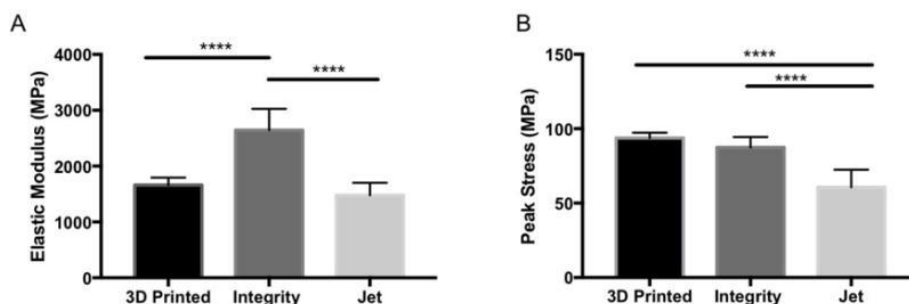


Figure 25: Module d'élasticité (A) et contrainte maximale (B) pour les échantillons imprimés en 3D par rapport aux échantillons Integrity et Jet. (31)

Cette étude suggère donc qu'un matériau de restauration provisoire imprimable en 3D a des propriétés mécaniques suffisantes pour une utilisation intra-orale.

7.4.6 En endodontie

On trouve également dans la littérature des applications de l'impression 3D en endodontie.

Cliniquement, la fabrication additive en endodontie est utilisée pour la chirurgie endodontique guidée et la préparation des cavités d'accès. Les guides endodontiques imprimés en 3D peuvent aider à gagner du temps et prévenir la perforation radiculaire en cas d'anatomie canalaire complexe ou de canaux calcifiés.

A partir d'une radiographie CBCT et d'un scannage intra-oral, le guide est conçu en planifiant virtuellement la cavité d'accès optimale et le trajet jusqu'au tiers radiculaire apical. De la même manière qu'en implantologie, le guide prend appui sur les dents adjacentes et possède un orifice pour guider les instruments rotatifs. (32)

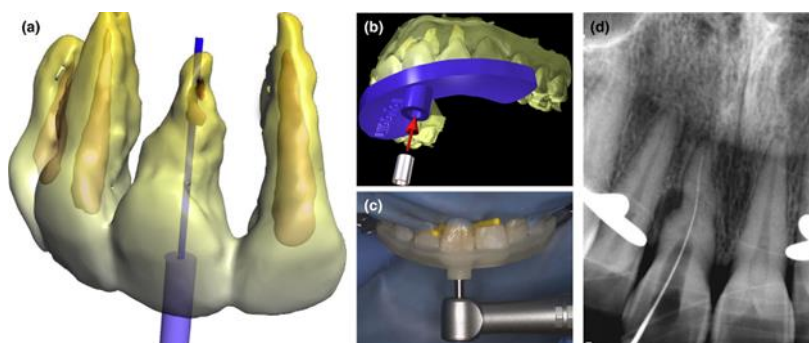


Figure 26: illustrations de la planification (a), de la conception (b) et de l'utilisation (c) d'un guide endodontique sur une incisive centrale maxillaire, ainsi que la radiographie de la longueur de travail qui en résulte (32)

Dans le cadre de la recherche expérimentale, la fabrication additive est très intéressante en endodontie régénérative et pourrait servir à délivrer des cellules souches ou des facteurs de croissance pour préserver une dent naturelle.

Plusieurs types de ciments au phosphate de calcium ont été développés par impression 3D pour former des échafaudages poreux facilitant la régénération du complexe pulpo-dentinaire.

De plus, des études ont montré que des polymères imprimés en 3D comme le polycaprolactone, ou le poly-epsilon-caprolactone pouvaient servir d'échafaudage à la formation de tissu dentaire *in vitro*. (1)

7.4.7 En parodontie

L'impression 3D est également utilisée en parodontologie. Dans le domaine expérimental, les recherches sont portées sur la régénération parodontale, tandis qu'en clinique, des guides imprimés pour la correction gingivale esthétique commencent à être utilisés.

La régénération parodontale se définit comme la néoformation de tissu perdu pour recréer un système d'attache, avec reformation du cément, du ligament alvéolo-dentaire et de l'os alvéolaire. 2 moyens existent : la régénération tissulaire guidée (RTG) et induite (RTI).

- La régénération tissulaire guidée (RTG), basée sur le concept d'exclusion cellulaire, a pour objectif de guider les processus cicatriciels en empêchant, grâce à une barrière physique matérialisée par une membrane, la migration des cellules épithélio-conjonctives au sein de la lésion, au profit des cellules desmodontales et osseuses résiduelles. Cette technique aboutit à un gain d'attache.
- La régénération tissulaire induite (RTI) consiste, elle, à initier un mécanisme de biomimétisme lors de la cicatrisation des tissus parodontaux, grâce à l'apport de protéines dérivées de la matrice amélaire.

L'impression 3D est utilisée dans le premier cas en laboratoire. Elle pourrait servir à créer des membranes sur-mesure, mieux tolérées par l'environnement buccal et plus résistantes aux forces occlusales. Grâce à une radiographie 3D de la lésion tissulaire, un échafaudage peut être créé (à l'aide d'un moule en cire imprimée) pour améliorer la venue des cellules desmodontales. Une régénération améliorée du tissu alvéolaire à l'aide d'échafaudages 3D en polycaprolactone a été mise en évidence par Li J. *et al.* en 2017. (1)

En clinique, la fabrication additive est utilisée dans le cadre de la chirurgie gingivale esthétique antérieure. Des guides chirurgicaux spécifiques au patient sont imprimés et utilisés pour les

procédures de gingivectomie et de conception du sourire. Ces modèles sont utiles de par leur précision et leur personnalisation.

7.5 Paramètres d'impression 3D du PEEK

La production additive de restaurations dentaires en PEEK se développe progressivement. La technique par extrusion (FDM) est aujourd'hui majoritairement utilisée. Un filament en PEEK solide est fondu dans une buse et déposé couche par couche sur la plate-forme d'impression selon le modèle numérique, puis se solidifie. Il faut veiller à maintenir la chaleur de la buse et de la plate-forme pour éviter la solidification du PEEK dans la buse et pour obtenir une liaison ferme entre chaque couche de matériau. (33)

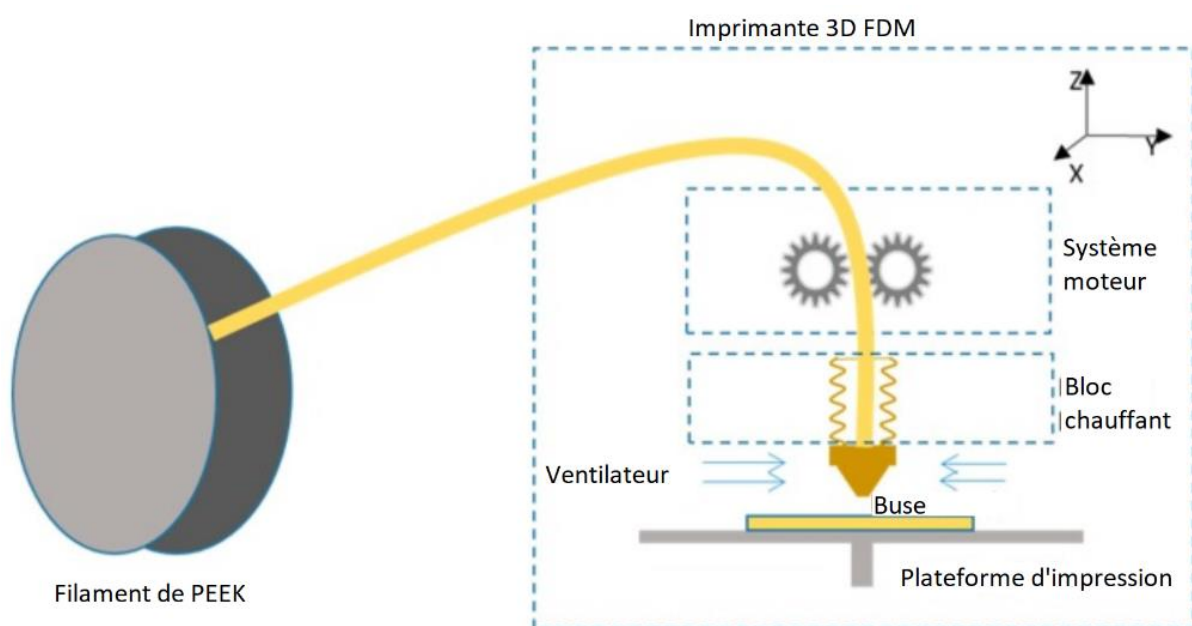


Figure 27: schéma d'une imprimante 3D de modélisation par dépôt fondu (FDM) de PEEK (34)

Selon Agarwala MK. *et al*, ainsi que Wang Y. *et al*, les paramètres les plus importants pour l'impression 3D par extrusion (FDM) de petites pièces en PEEK sont listés dans le diagramme suivant :



Figure 28: diagramme des paramètres ayant des effets sur les petites pièces PEEK en FDM (34)

La vitesse d'extrusion correspond à la vitesse de la buse pour transformer le filament de PEEK à l'état semi-solide. La vitesse d'impression correspond, elle, à la vitesse de dépôt du PEEK fondu sur la plate-forme.

Si les vitesses d'extrusion et d'impression ne correspondent pas, il risque d'y avoir une accumulation de matériau dans la buse, provoquant des dimensions instables des objets imprimés.

IV. Applications du PEEK dans le domaine de l'odontologie

Dans le domaine médical, le PEEK est devenu depuis la fin des années 1980 un biomatériau utilisé en orthopédie et traumatologie. On l'utilise dans le cadre de reconstructions crânio-faciales ou de conceptions d'implants rachidiens et orthopédiques. (8)

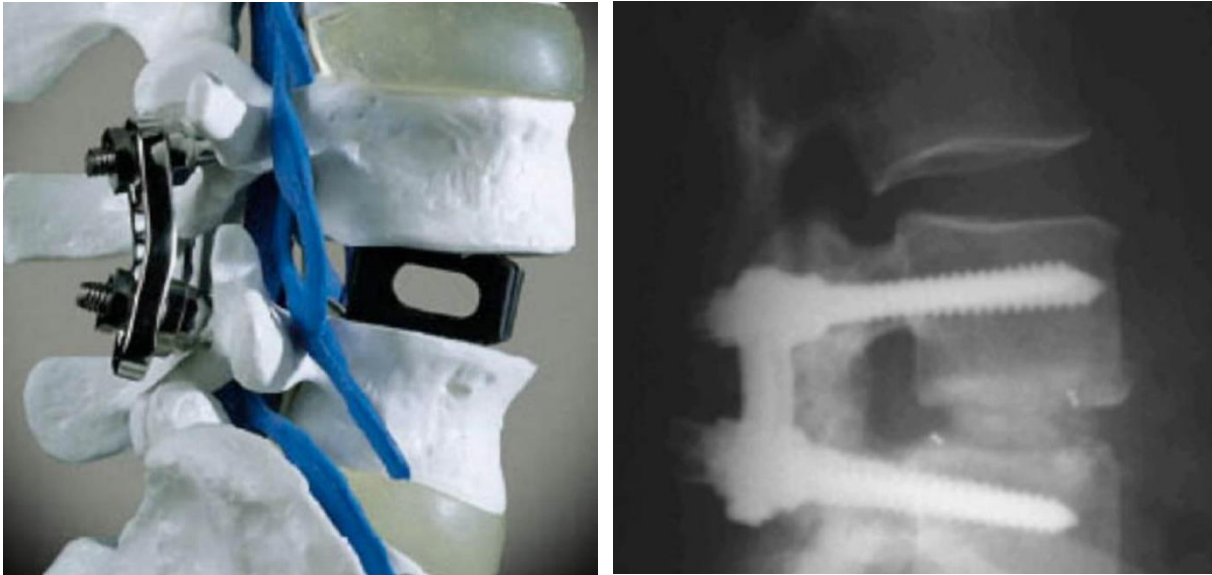


Figure 29: cage de fusion vertébrale en PEEK (à gauche) et radiographie latérale de son implantation (à droite). La cage contient des microsphères de tantale pour être visualisée sur les radiographies. (8)

Compte-tenu de sa biocompatibilité et de ses propriétés développées précédemment, on constate dans la littérature une utilisation croissante du PEEK dans la plupart des disciplines odontologiques. Nous allons détailler dans la partie suivante les applications de ce matériau en chirurgie-dentaire, ainsi que les recherches en cours publiées à ce sujet.

1. Prothèse fixe temporaire

La prothèse temporaire est une étape intermédiaire entre la préparation dentaire et la mise en place de la prothèse définitive. Utilisée à court ou moyen terme selon les situations

cliniques, elle doit répondre à un certain nombre de critères, esthétiques, mécaniques, fonctionnels, parodontaux, occlusaux.

Les prothèses provisoires sont habituellement fabriquées en polyméthacrylate de méthyle (PMMA) ou en résine bis-acrylique (35), mais l'émergence de la CFAO et de l'impression 3D ont permis l'utilisation de nouveaux matériaux comme le PEEK.

La littérature mentionne que les couronnes provisoires réalisées en technique indirecte avec la CFAO sont plus résistantes et mieux adaptées que les couronnes provisoires conventionnelles réalisées en technique directe, c'est-à-dire au fauteuil sans étape laboratoire.

- Abdullah A. *et al* (en 2016) ont donc voulu comparer *in vitro* l'ajustement marginal, interne, la résistance à la fracture ainsi que le mode de fracture de couronnes provisoires réalisées en CFAO avec des couronnes provisoires directes.

L'ajustement marginal moyen représente l'espace moyen entre la dent et la couronne au niveau du joint périphérique, tandis que l'ajustement interne moyen mesure l'espace moyen entre l'intrados de la couronne et la dent, en μm . La résistance à la fracture est la contrainte maximale qu'un matériau supporte, en N, avant de se fracturer.

Le PEEK figurait parmi les matériaux testés. 10 couronnes provisoires identiques ont été fabriquées dans chaque matériau. Les résultats sont listés dans le tableau suivant :

	PEEK	Protemp (méthode directe)
Ajustement marginal moyen	46,75 ± 8,26 μm	193,07 ± 35,96 μm
Ajustement interne moyen	113,14 ± 23,55 μm	143,48 ± 26,74 μm
Résistance moyenne à la fracture	802,23 ± 111,29 N	416,4 ± 69,14 N

Tableau 4: comparaison des paramètres testés dans l'étude entre PEEK et Protemp (36)

Les provisoires en PEEK ont démontré dans cette étude un ajustement marginal et interne supérieur par rapport aux provisoires directs, ainsi qu'une résistance à la fracture plus élevée. (36)

- Cecik-Nagas I. *et al.* (en 2018) ont comparé la capacité de charge de bridges en plusieurs matériaux.

70 bridges à 3 unités remplaçant une première molaire mandibulaire ont été fabriqués dans les matériaux suivants : résine renforcée par des fibres de verre, résine non renforcée, composite à fibres courtes, polymère haute performance renforcé de fibres, résine PMMA usinée et PEEK. Tous les échantillons ont été chargés sur un modèle en zircone avec une machine d'essai jusqu'à ce que les premiers dommages soient constatés.

Le PEEK a démontré les valeurs de capacité de charge les plus élevées ($995,52 \pm 78,1$ N). Dans cette étude il apparaît donc comme un matériau de bridge alternatif aux matériaux à base de résine de restauration. (37)

- Liebermann *et al.* (en 2016) ont quant à eux cherché à comparer les effets du vieillissement sur les propriétés physiques et mécaniques de différents matériaux.

40 échantillons ont été fabriqués dans les matériaux suivants : PEEK, résine composite, résine PMMA et matériau hybride. Ils ont été conservés dans plusieurs milieux de stockage (eau distillées, chlorure de sodium, salive etc) pendant 1, 7, 14, 28, 90 et 180 jours, puis la rugosité, l'absorption d'eau, ou encore la solubilité ont été mesurées.

Le PEEK est apparu comme le matériau le plus adapté pour les restaurations à long terme en présentant les valeurs d'absorption d'eau et de solubilité les plus faibles. (14)

1.1 Bridge provisoire collé

Un autre cas clinique intéressant est l'utilisation du PEEK en tant que bridge provisoire collé. En effet, son module d'élasticité plus faible que les matériaux utilisés habituellement limite

les contraintes exercées au niveau de l'interface de collage et donc le risque de décollement. Son faible poids et sa couleur sont également des critères en faveur de son utilisation.

- Zoidis P. *et al.* (en 2016) ont réalisé un bridge collé à 3 pontiques en tant que prothèse de temporisation après la pose de 2 implants dans le secteur antérieur mandibulaire.

Le patient de 52 ans présentait une mobilité élevée des dents 31 41 et 42, associée à une perte osseuse. Le plan de traitement comprenait l'extraction de ces 3 dents suivie de la pose immédiate de 2 implants avec vis de cicatrisation, et de la mise en place d'un bridge temporaire collé à 3 pontiques pendant la période d'ostéointégration.

L'empreinte a été réalisée 10 jours après la pose de l'implant à l'aide de polyvinylsiloxane. Le modèle en plâtre obtenu a été scanné avec une caméra optique, puis l'armature du bridge a été conçue grâce à un logiciel de CFAO, avant d'être créée par moulage par injection de PEEK.

Après conditionnement de la surface externe du PEEK par abrasion, nettoyage à l'éthanol et application d'agent adhésif, un revêtement de résine composite reproduisant la forme des dents a été photopolymérisé.

Enfin, le bridge a été fixé en bouche grâce à un ciment-résine à prise duale, c'est-à-dire à la fois photo et chémo-polymérisable (Panavia 21, Kuraray). Le patient a eu pour consignes de nettoyer sa prothèse quotidiennement avec brosse à dents et brossettes interdentaires.

Au bout de 4 mois, aucun décollement ou coloration n'ont été signalés. (38)



Figure 30: Vue occlusale de l'armature en PEEK (à gauche) et du bridge provisoire avec les dents en résine composite (à droite) (38)



Figure 31: vue vestibulaire du bridge provisoire collé (38)

2. Prothèse fixe définitive

Bien que le PEEK ait été initialement introduit par les fabricants en tant que matériau de restauration provisoire, des recherches cliniques sont en cours pour un usage à long terme.

- Niem T. *et al.* (en 2019) ont évalué la résilience et la ténacité de matériaux utilisés en prothodontie et produits par CFAO.

La résilience est l'aptitude d'un matériau à résister aux chocs, tandis que la ténacité est sa capacité à résister à la propagation d'une fissure.

10 matériaux de restauration représentatifs de 3 applications cliniques différentes (bridge à 3 unités / couronne-onlay / prothèse provisoire) ont été utilisés. La catégorie « bridge à 3 éléments » comprenait les matériaux suivants : PEEK, alliage d'or, zircone, et vitrocéramique au disilicate de lithium. Des échantillons en forme de barres ont été fabriqués identiquement dans chaque matériau, et stockés dans de l'eau distillée pendant 24 heures. Puis chaque échantillon a été chargé jusqu'à rupture dans un essai de flexion en 3 points avec une machine d'essai universelle. Puis la résistance à la flexion, le module de ténacité et le module de résilience ont été calculés.

Les résultats sont listés dans le tableau suivant :

	Résistance à la flexion (MPa)	Module de ténacité (MJ/m ³)	Module de résilience (MJ/m ³)
PEEK	202,1 ± 3,1	Sans objet	2,06
Alliage d'or	984,5 ± 35,8	58,23	2,56
Zircone	931,9 ± 99,6	3,43	3,19
Vitrocéramique	363,2 ± 19,9	0,82	0,82

Tableau 5 : résultats des propriétés mécaniques testées pour les différents matériaux de l'étude (39)

Le module de ténacité du PEEK n'est pas indiqué car les échantillons n'ont montré aucune rupture contrairement aux autres matériaux. L'alliage à haute teneur en or a démontré les meilleures capacités à dissiper l'énergie destructrice mais le PEEK a présenté également d'excellentes capacités de déformation élastique et semble cliniquement prometteur. (39)

D'après cette étude et les propriétés du PEEK, biocompatibilité, résistance à l'abrasion presque égale à celle de la dentine, effet d'amortissement, ce matériau semble trouver sa place chez les patients présentant des habitudes parafonctionnelles.

En effet, chez les patients souffrant de bruxisme, les restaurations en céramique sont contre-indiquées en raison du risque d'abrasion des dents opposées. Le PEEK, grâce à son faible module d'Young permettrait quant à lui une usure réduite de l'émail des dents antagonistes.

- Zoidis P. et al. (en 2017) ont présenté un rapport de cas décrivant la fabrication de trois couronnes unitaires à un patient bruxomane.

Les dents piliers étaient dévitalisées et affaiblies du fait de la perte de structure dentaire et des parois axiales minces. Le patient souhaitait une restauration sans métal. Le choix s'est tourné vers une armature en PEEK couplée avec une résine composite esthétique en suprastructure. Cette solution permettait une protection des dents opposées et des piliers

grâce à une meilleure absorption des chocs, ainsi qu'une facilité de réparation intra-orale en cas d'écaillage. (40) Chez les patients souffrant de parafonctions, le PEEK peut offrir des restaurations sans métal intéressantes.

2.1 Endo-couronnes

On trouve dans la littérature quelques publications concernant la réalisation d'endo-couronnes en PEEK. Une endo-couronne est une couronne à ancrage caméral, qui va remplacer en un seul bloc le volume intra et supra-coronaire d'une dent dévitalisée du secteur postérieur. Elle permet d'obtenir une plus grande surface de collage, tout en préservant les parois résiduelles de la dent.

Ici aussi le PEEK, grâce à son module d'élasticité, a l'avantage de potentiellement mieux amortir les forces occlusales et donc d'assurer une meilleure protection des dents piliers par rapport à la céramique.

- Zoidis P. *et al.* (en 2017) ont réalisé une endo-couronne avec une armature en PEEK couplée à une suprastructure en résine composite.

Le patient de 35 ans présente une deuxième molaire maxillaire droite ayant subi un retraitement endodontique 6 mois auparavant. Compte-tenu de la fragilité des racines (préparation canalaire importante, antécédant de perforation), le choix de l'endo-couronne a été privilégié à un tenon radiculaire.

La dent a été réduite de 2mm en occlusal et une limite en chanfrein a été préparée sur les parois axiales. La chambre pulpaire a été mise en dépouille.

L'empreinte a été réalisée avec du polyvinylsiloxane puis le modèle en plâtre a été coulé.

L'armature en PEEK a été réalisée par moulage par injection puis son ajustement a été contrôlé en bouche.

Dans un second temps, l'armature a été conditionnée par abrasion et application d'adhésif, puis revêtue de résine composite, et enfin fixée avec un composite de collage (Variolink, Ivoclar Vivadent).

La prothèse a été contrôlée 22 mois plus tard. Son aspect et sa rétention ont été jugés satisfaisants. (41)

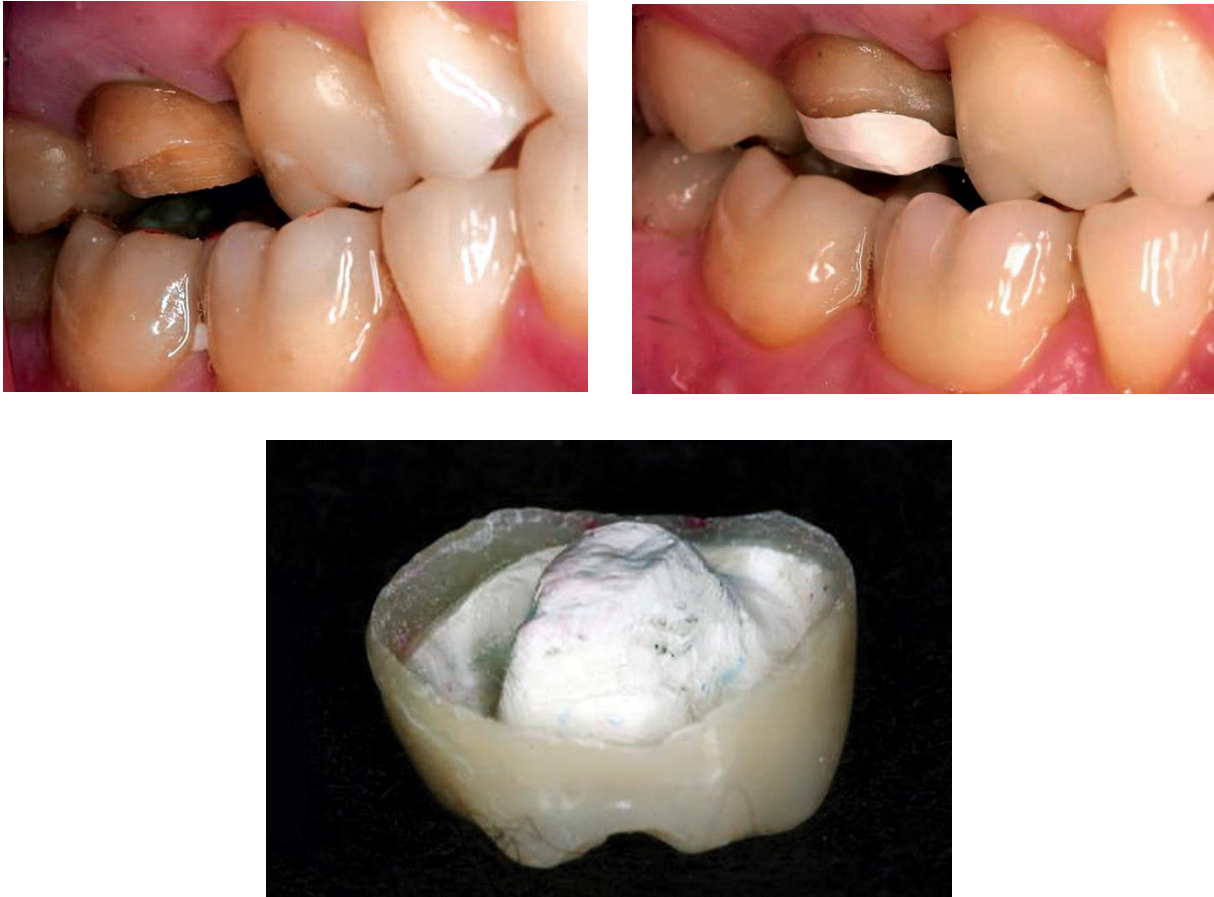


Figure 32: Mise en forme de la dent 27 (à gauche) et essayage de l'armature en PEEK (à droite). Prothèse définitive plaquée de résine composite (en bas). (41)

- Ghajghouj O. *et al.* (en 2019) ont quant à eux mesuré la résistance à la rupture d'endocouronnes selon la profondeur de la cavité, le matériau de restauration, et le ciment utilisé.

Du PEEK (CoproPeek Light[®], Whitepeaks) a été comparé avec de la céramique en disilicate de lithium (E.max[®], Ivoclar Vivadent) et de la vitrocéramique renforcée en zircone (Vita Suprinity[®], Vita).

Toutes les endo-couronnes ont été réalisées sur 48 premières molaires mandibulaires. Ces dents ont été soumises à un test de résistance à la rupture avec une machine d'essai universelle après thermocyclage. Le thermocyclage permet de simuler un vieillissement artificiel. Une charge (à l'aide d'un piston de chargement) a été appliquée sur chaque échantillon, jusqu'à l'apparition de fractures (essai de fatigue).

Les endo-couronnes en PEEK avaient une résistance à la rupture plus élevée que le disilicate de lithium et la vitrocéramique renforcée en zircon. (42)

Le PEEK pourrait ainsi, mieux que d'autres matériaux céramiques, amortir les forces occlusales protégeant alors davantage les structures dentaires.

Type de Céramique	Valeur moyenne (N)	Ecart-types
Suprinity	1784 N	± 226
Emax	1196 N	± 303
PEEK	3026 N	± 270

Tableau 6: valeurs moyennes et écarts-types de résistance à la rupture en Newton (N) pour les groupes d'essai (42)

3. Prothèse amovible

Aujourd'hui, une grande partie des prothèses amovibles partielles sont formées d'une armature en métal (généralement du chrome-cobalt), et d'un revêtement et des dents en résine acrylique. Le métal comporte plusieurs inconvénients, comme une augmentation du poids de la prothèse, un rendu inesthétique des crochets, un goût métallique, voire des allergies chez certains patients. Le PEEK, léger, plus esthétique et non allergène, s'exempte de ces inconvénients et apparaît comme un matériau alternatif pour la fabrication d'armature de prothèse amovible partielle.

- Zoidis P. *et al.* (en 2016) ont utilisé du PEEK modifié contenant des charges céramiques (BioHPP) pour réaliser une armature de prothèse amovible partielle mandibulaire à une patiente qui se plaignait de goût métallique avec son ancien appareil.

Les étapes de fabrication ont été les mêmes que pour une prothèse avec armature métallique. Après la pose, la patiente était très satisfaite du « poids négatif » de la nouvelle prothèse (le poids était inférieur de 27,5% bien qu'elle présentât un bandeau à la place d'une barre linguale), de la teinte plus claire des crochets, ainsi que de la disparition du goût métallique. La rétention des crochets a en outre été jugée plus douce qu'avec l'ancienne prothèse. (43)



Figure 33: images intra-buccales en vue occlusale (en haut) et vestibulaire (en bas) avec la prothèse en chrome-cobalt (à gauche) et en PEEK modifié (à droite). (43)

D'autre part, les prothèses amovibles partielles à extension distale (dans les cas d'édentement de Kennedy I et II) présentent un risque de rotation autour de l'axe horizontal reliant les appuis primaires situés sur les dents bordant les édentements. Cela peut conduire à la création d'un torque autour de ces dents piliers. De ce fait, l'élasticité du PEEK serait bénéfique pour diminuer la contrainte sur ces dents piliers, et pourrait donc être un matériau favorable pour les patients présentant un édentement terminal et un parodonte réduit. (43)

Enfin le PEEK présente une faible affinité pour la plaque dentaire et contribuerait ainsi à la santé du parodonte et la propreté de la prothèse.

Ainsi, en prothèse amovible partielle, le PEEK peut être choisi comme matériau alternatif au métal chez les patients se plaignant de goût métallique ou d'allergie. Toutefois, les études cliniques et le suivi des patients à long terme sont pour le moment insuffisants pour en faire un matériau de choix dans les autres cas.

- Hada T. *et al.* (en 2020) ont comparé la déformation de l'armature de prothèses amovibles par une charge occlusale suivant le matériau utilisé.

Quatre matériaux mis en forme par CFAO ont été utilisés pour réaliser les armatures: composite renforcé de fibres (FRC), nano-zircone (N – Zr), alliage cobalt-chrome-molybdène (CCM) et PEEK. Une prothèse en PMMA servait de témoin.

Une charge occlusale a été appliquée sur chaque prothèse. La déformation de la prothèse pendant la charge a été mesurée avec quatre jauges de contrainte placées sur la ligne médiane de la prothèse (LF IP MP et EP). La déformation principale maximale (MPS) de chaque jauge, sauf celle du frein labial (LF), augmentait parallèlement à l'augmentation de la charge appliquée.

Lorsqu'une charge de 200N a été appliquée, au niveau de la papille incisive (IP), il n'y avait pas de différence significative entre les MPS de PEEK, PMMA et FRC alors que les MPS de N-Zr et CCM valaient la moitié de celui du PMMA. De plus, les MPS au point d'extrémité de la prothèse (EP) en FRC, N – Zr et CCM étaient significativement plus petits que celui du PEEK.

Un matériau d'armature mis en forme par CFAO est donc selon les auteurs plus efficace que la résine PMMA pour réduire la déformation d'une prothèse amovible, mais le N-Zr et le CCM offrent dans cette étude de meilleurs résultats que le PEEK. (44)

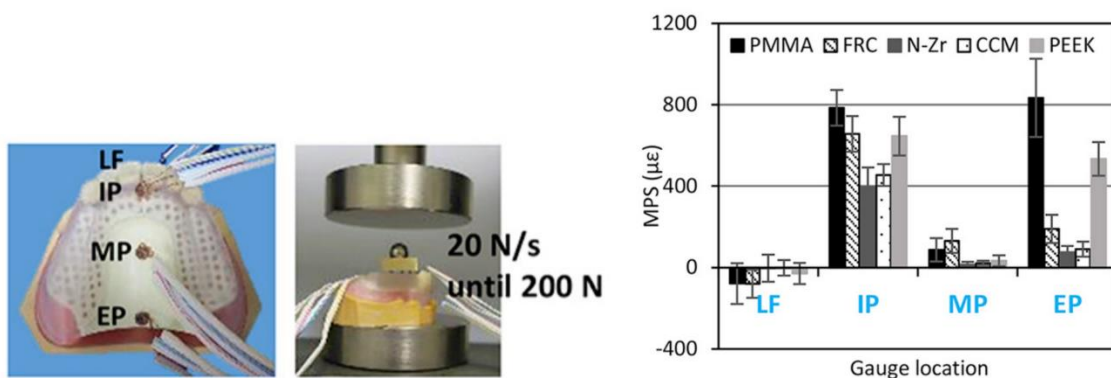


Figure 34: disposition des jauges de contrainte (à gauche), application de la charge occlusale (au milieu) et résumé graphique des résultats de l'étude (à droite) (44)

Le PEEK semble donc être un matériau d'intérêt en prothèse amovible mais ses propriétés mécaniques doivent être améliorées pour égaler d'autres matériaux tels que le métal ou la céramique.

- Li XX. *et al.* (en 2019) ont quant à eux évalué l'ajustement de prothèses amovibles partielles monobloc en PEEK mises en forme par CFAO.

Un moulage d'une arcade édentée a été scanné, puis treize prothèses amovibles ont été conçues numériquement et usinées. L'ajustement a été évalué quantitativement en mesurant l'espace entre la prothèse et le moulage. Il est apparu que toutes les prothèses avaient des ajustements satisfaisants. (45)

4. Conditionnement des surfaces et assemblage

4.1 A la résine composite

Par rapport aux restaurations métalliques le PEEK est assurément plus esthétique. Cependant, en raison de sa couleur blanc-grisâtre et de son opacité, il convient mal aux restaurations esthétiques monolithiques des dents antérieures. Dans ce cas un matériau plus esthétique tel que de la résine composite peut être utilisé en surcouche pour permettre une mise en cosmétique.

Il existe plusieurs méthodes de conditionnement de surface du PEEK pour optimiser l'adhérence avec la résine composite : traitement à l'acide sulfurique concentré, sablage à l'alumine ou encore revêtement de silice.

- Schmidlin PR. *et al.* (en 2010) ont comparé ces différents procédés sur 150 disques en PEEK.

Après pré-traitement de surface, des cylindres en résine acrylique ont été collés sur le PEEK avec soit un ciment-résine (colle auto-adhésive) (RelyX Unicem®, 3M), soit l'association d'un adhésif (Heliobond®, Ivoclar Vivadent) et d'un composite de collage (Tetric®, Ivolar Vivadent). La force de liaison a été mesurée avec un test de résistance au cisaillement, à l'aide d'une machine d'essai universelle.

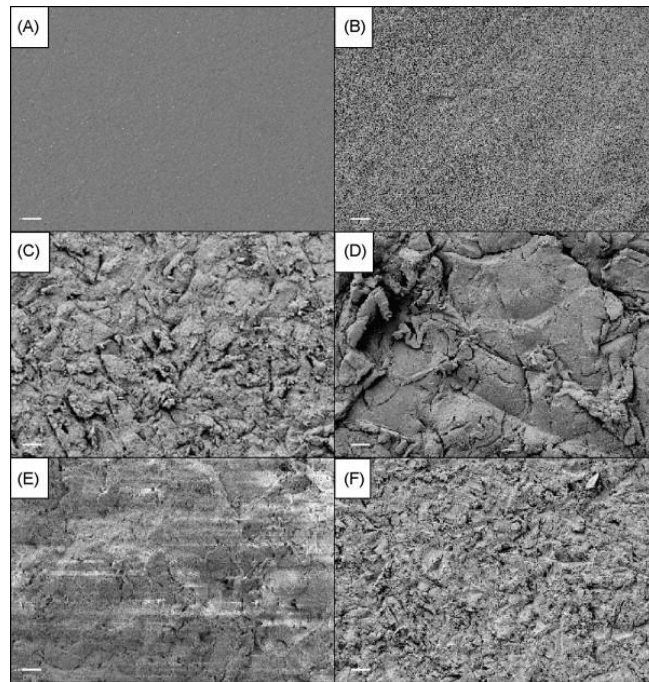


Figure 35: Etat de surfaces après pré-traitements de surface respectifs (gr x2000) (46)

- (A) Polissage : peu de modifications de surface
- (B) Traitement à l'acide sulfurique : réseau de fibres complexes et surface poreuse
- (C) Sablage de particules d'alumine de 50 μm : surface irrégulière
- (D) Sablage de particules d'alumine de 110 μm : surface irrégulière
- (E) Revêtement de silice : surface irrégulière
- (F) Titane poli et sablé à l'alumine (témoin) : surface irrégulière

Le sablage à l'alumine (50 ou 110 μm), et le revêtement de silice n'ont pas permis d'adhérence avec le ciment-résine composite universel, mais seulement avec l'association résine composite/adhésif.

Les forces de liaison les plus élevées ont été mesurées pour les deux types de résine lorsque le PEEK a été prétraité chimiquement avec de l'acide sulfurique concentré.

Cette étude souligne : d'une part, l'efficacité de ces trois conditionnements de surface, en particulier l'acide sulfurique concentré créant une surface poreuse et perméable qui peut être facilement pénétrée par le système adhésif.

D'autre part que l'adhésion au PEEK est meilleure lorsqu'un système adhésif/résine composite est utilisé au lieu d'un ciment-résine universel. (46)

4.2 A la dent

L'assemblage en bouche des restaurations en PEEK se fait avec un protocole de collage assez similaire à la céramique.

Généralement, l'intrados de la pièce commence par être sablé avec des particules d'alumine, pour augmenter sa microrugosité de surface. Puis la surface dentaire est mordancée avec de l'acide orthophosphorique 37%, avant l'application et photopolymérisation d'une couche d'adhésif. Un composite de collage est ensuite appliqué dans l'intrados de la pièce, avant mise en bouche. On veillera à retirer les excès avant photopolymérisation complète. Une résine de collage type Panavia® peut aussi être utilisée.

Les pièces provisoires pourront être assemblées avec ou sans sablage, à l'aide d'un ciment provisoire type oxyde de zinc.

5. Implantologie

Le PEEK a commencé à être commercialisé en tant que biomatériau pour implants en 1998, par la société Invibio, sous le nom de PEEK-OPTIMA®. Les implants métalliques en titane, largement utilisés, ont certains inconvénients comme l'apparition d'artefacts d'imagerie, l'obscurcissement des rayons X qui peut rendre difficile l'observation radiologique, ainsi que des réactions allergiques rares qui seraient dues aux ions titaniques issus de l'implant.

Le PEEK est quant à lui non allergène et transparent aux rayons X, aucun artefact n'est créé sur les radiographies.

De plus, son module d'élasticité similaire à l'os humain et sa biocompatibilité en ont fait un matériau d'implantologie attrayant. En effet, le titane possède un module d'élasticité compris entre 102 et 110 GPa, très supérieur à celui de l'os cortical (14 GPa). Cette différence de rigidité entre l'implant et l'os périphérique peut engendrer un phénomène de « stress-shielding », c'est-à-dire une mauvaise répartition des contraintes mécaniques, conduisant à une résorption osseuse autour de l'implant. Le PEEK qui, lui, possède un module d'élasticité similaire à l'os cortical, permet de limiter ce phénomène. (47)

Cependant, le PEEK est bio-inerte, c'est-à-dire qu'il n'induit aucun effet sur le tissu dans lequel il est implanté. Il n'a donc pas de pouvoir ostéoconducteur comme le titane qui lui est bioactif. Cette bio-inertie limite l'adhésion cellulaire de l'implant avec le tissu osseux environnant.

Des recherches sont en cours pour modifier cette inertie de surface, en incorporant dans la matrice du PEEK des matériaux ostéoconducteurs (composites PEEK), ou en traitant sa surface pour augmenter sa porosité. (13) En effet, une surface poreuse favorise la croissance tissulaire autour du matériau et peut ainsi améliorer la stabilité de l'implant.

5.1 Composites PEEK

Cette technique consiste à incorporer dans le PEEK des matériaux bioactifs tels que l'hydroxyapatite, la céramique de phosphate tricalcique (TCP), le silicate de calcium... La quantité d'hydroxyapatite incorporée dans la matrice de PEEK varie en général de 5 à 40%. (48)

Ces matériaux, utilisés comme substituts osseux dans différents domaines, permettraient d'améliorer la liaison du PEEK avec le tissu osseux sans altérer de façon importante ses propriétés mécaniques.

- Rui Ma. *et al* (en 2019) ont incorporé de l'hydroxyapatite dans une matrice de PEEK pour créer un biocomposite HA / PEEK et évaluer ses propriétés mécaniques et sa bioactivité.

Après avoir comparé le module d'élasticité et la résistance à la traction de plusieurs échantillons contenant chacun une quantité différente d'hydroxyapatite (de 0 à 40% en poids), ils ont conclu que la teneur optimale devait être de 30%. Au-delà, la résistance à la traction devenait inférieure à celle de l'os cortical. En comparant le composite HA / PEEK et du PEEK pur, ils ont observé que le premier permettait une meilleure fixation, prolifération et différenciation cellulaire à sa surface lors des tests *in vitro*, et une meilleure ostéointégration *in vivo*. (49)

5.2 Modification de surface

La surface du PEEK peut être modifiée par traitement physique, chimique, ou grâce à un revêtement.

Le traitement physique consiste à utiliser un plasma (fluide composé de particules ionisées) dans un réacteur fermé qui va rendre poreux la surface du PEEK, ou à utiliser des faisceaux d'atomes de gaz neutres dirigés vers le PEEK (*ANAB technique*).

Le traitement chimique se fait surtout par sulfonation à l'acide sulfurique, ce produit étant le seul solvant possible du PEEK. Cette technique permet de créer un réseau poreux tridimensionnel à la surface du PEEK favorisant l'adhésion cellulaire. (50)

Enfin le revêtement de surface consiste à déposer sur du PEEK des matériaux bioactifs (hydroxyapatite, or, titane, dioxyde de titane...) par diverses méthodes comme la pulvérisation à froid, le dépôt d'aérosol, ou encore la projection plasma sous vide. (13)

Si les implants en PEEK modifié semblent donc prometteurs, les données actuelles sont pour le moment insuffisantes pour juger de leur efficacité *in vivo* à long terme.

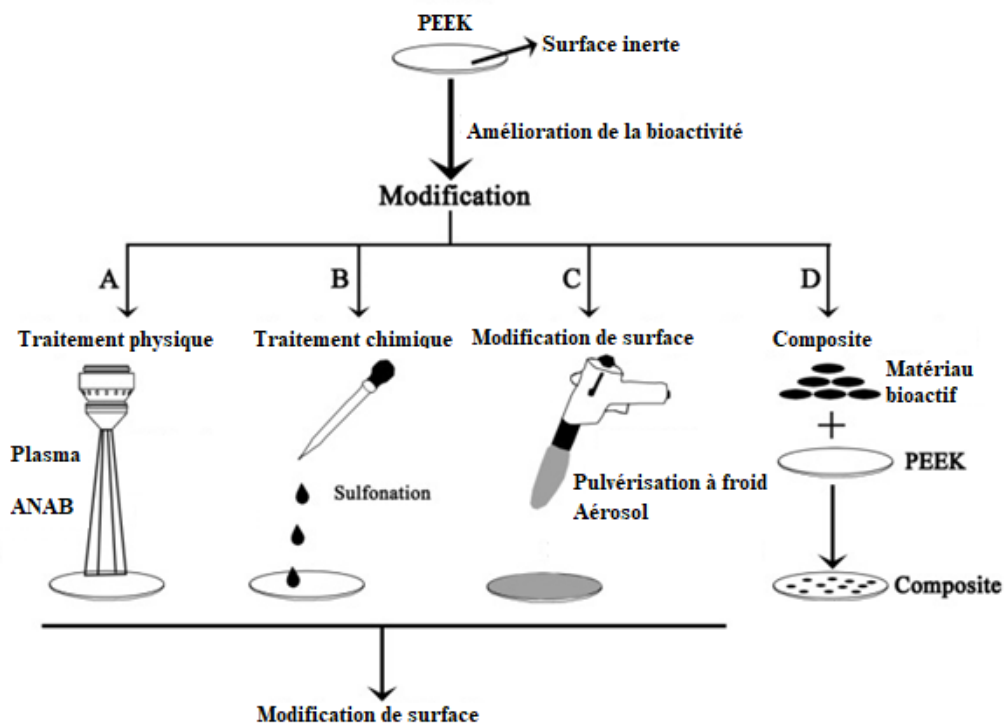


Figure 36: Schéma des différentes techniques pour améliorer la bioactivité du PEEK (13)

5.3 Piliers de cicatrisation

On trouve également sur le marché de nombreux piliers de cicatrisation en PEEK, qui possèdent l'avantage de pouvoir être retouchés plus aisément que ceux en titane.

- Koutouzis T. *et al* (en 2011) ont réalisé une étude clinique de 3 mois sur 16 patients, visant à comparer la réponse tissulaire autour de piliers implantaires transgingivaux en titane et en PEEK.

Les paramètres suivants ont été examinés à 2 semaines et 3 mois post-opératoire : présence de plaque visible au niveau des sites d'implantation, saignement au sondage, profondeur de sondage, et hauteur de la muqueuse péri-implantaire. Un examen radiologique a également été réalisé à J0 et J+3 mois pour comparer le niveau osseux.

Les résultats de cette étude ont montré qu'au bout de 3 mois suivant la pose de l'implant, il n'y avait pas de différence statistiquement significative entre les piliers en PEEK et ceux en titane, en terme de résorption osseuse, de récession des tissus mous et de réaction inflammatoire. (16)



Figure 37: vue occlusale d'implants avec piliers en PEEK (à gauche) et en titane (à droite) issus de l'étude clinique à 3 mois post-opératoire (16)

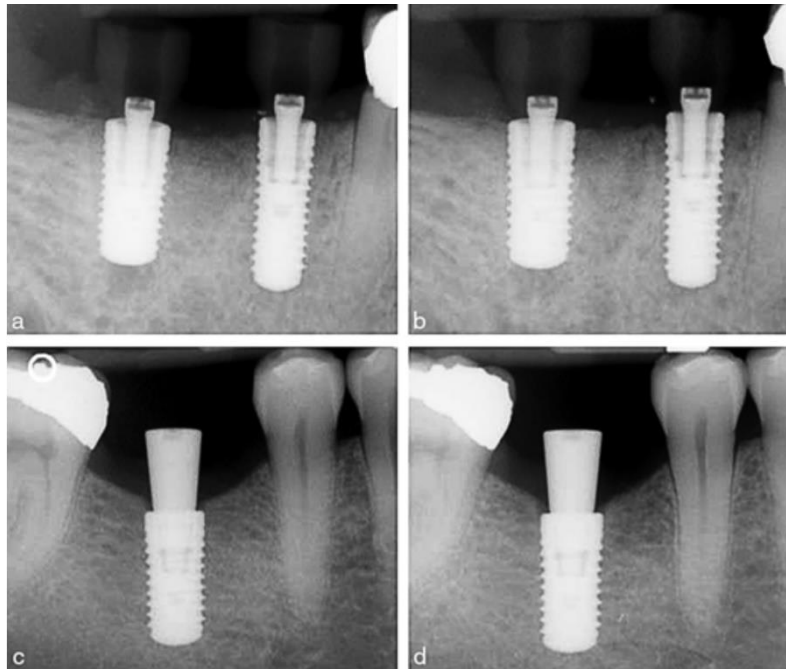


Figure 38: radiographies issues de l'étude clinique d'implants avec piliers en PEEK à J0 (a) et J+3 mois (b), et d'un implant avec pilier en titane à J0 (c) et J+3 mois (d). (16)

6. Orthodontie

6.1 Fil orthodontique

La plupart des fils orthodontiques sont fabriqués à partir d'alliages tels que le chrome-cobalt, le nickel-titane ou l'acier inoxydable. Toutefois, la demande esthétique croissante ou l'allergie aux métaux justifie l'utilisation croissante de matériaux non métalliques, comme le PEEK.

- Maekawa M. *et al* (en 2015), ont comparé trois types de polymères (PEEK - polyéther-sulfone PES - polyvinylidène difluorure PVDF) en tant que fils orthodontiques.

Le PEEK avait les valeurs de résistance à la flexion et au fluage (déformation irréversible d'un matériau soumis à une contrainte prolongée) les plus élevées, tout en conservant des valeurs d'absorption hydrique faibles et des qualités esthétiques.

Toutefois, pour égaler les résistances mécaniques des fils métalliques, le fil en PEEK devait avoir une épaisseur proche du double. En effet, à force orthodontique égale, le fil en PEEK avait une section transversale de 1,0 x 1,0mm, contre 0,4 x 0,55mm pour le fil en nickel-titane.

(51) Le PEEK aurait donc une meilleure résistance mécanique que d'autres polymères, mais nécessite d'être plus épais que les fils métalliques pour être efficace.

6.2 Mainteneur d'espace

La littérature scientifique fait également mention du PEEK en tant que biomatériau pour mainteneur d'espace orthodontique. Un mainteneur d'espace est un appareil intra-buccal fait sur mesure, fixe ou amovible, servant à conserver un espace sur l'arcade dentaire pour permettre l'éruption correcte des dents définitives.

- Lerardo G. *et al* (en 2017) a réalisé une étude sur des enfants, pour évaluer le fonctionnement de mainteneurs d'espace orthodontiques en PEEK conçus en CFAO.

3 prototypes d'appareils orthodontiques ont été conçus avec un logiciel numérique puis usinés : arc lingual, bande avec boucle et plaque amovible.

Les appareils ont été posés sur 3 patients âgés de 8 à 10 ans en denture mixte, puis un suivi de 9 mois a été réalisé. Les 3 patients ont jugé les appareils confortables, discrets, et faciles à nettoyer. Les espaces ont été conservés, et les appareils sont restés intacts. La surface étant lisse et polie, aucune accumulation de plaque dentaire n'a été constatée. (52)

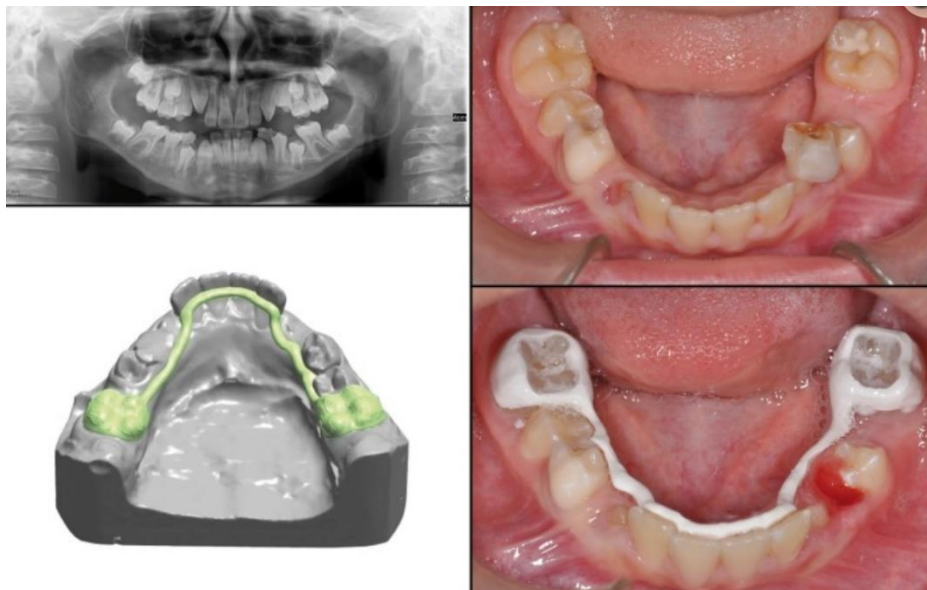


Figure 39: réalisation d'un mainteneur d'espace en PEEK sous forme d'arc lingual mandibulaire à un patient de 8 ans grâce à un prototype numérique (52)

V. Discussion

Nous avons vu dans la partie précédente que le PEEK présente de nombreuses propriétés intéressantes, qui justifient son utilisation croissante dans les différents domaines de la dentisterie.

A l'heure actuelle, les matériaux couramment utilisés en implantologie et en prothodontie sont le titane, les alliages semi-précieux ou non-précieux, (nickel-chrome, chrome-cobalt...) et les céramiques.

En implantologie, les arguments avancés en faveur de l'utilisation du PEEK sont d'éviter :

- le phénomène de « stress shielding », soit une mauvaise répartition des contraintes mécaniques pouvant engendrer une résorption osseuse autour de l'implant.
- dans une moindre mesure :
 - l'apparition d'artefacts d'imagerie
 - l'apparition de réactions allergiques rares dues au titane

De plus, le PEEK aurait un meilleur rendu esthétique que le métal en cas de biotype parodontal fin. Sa biocompatibilité et son module d'élasticité similaire à l'os humain sont des qualités indéniables, sans oublier la possibilité de le rendre bioactif. Toutefois, des cas d'échecs à moyen ou long terme ont été rapportés.

Hossein Konsari R. *et al* (en 2014) ont publié un rapport de trois cas de complications infectieuses graves après la pose d'implants dentaires dérivés du PEEK. Les trois patients ne souffraient pas de maladie systémique et ne fumaient pas. Un seul présentait une hygiène bucco-dentaire insatisfaisante.

Dans les 3 cas, tous les implants dérivés du PEEK présentaient une absence d'ostéointégration et une mobilité, respectivement 3 ans, 1 an et 5 ans suivant leur pose. Certains patients présentaient par ailleurs des épisodes douloureux, une hypoesthésie, une inflammation des gencives péri-implantaires, de la fièvre, et une sinusite chronique.

Les épisodes infectieux ont été résolus avec l'extraction des implants ainsi qu'un traitement antibiotique adapté. Dans le premier cas, l'implant analysé montrait une absence de filetage et une mauvaise adaptation à la prothèse provisoire. (53)

On observe donc des différences de résultats entre le PEEK *in vitro* et le PEEK implanté *in vivo*. La péri-implantite est une maladie bien connue en implantologie. Cependant, elle a toujours été étudiée avec des implants en titane et nous en savons encore très peu quant à sa survenue avec des implants dérivés du PEEK. Par ailleurs, une étude réalisée *in vivo* sur des rats a montré que le PEEK génère un risque d'infection supérieur au titane. (54)

Nous avons vu qu'il existe plusieurs techniques pour améliorer la bioactivité du PEEK, en modifiant son état de surface ou en adjoignant dans sa matrice des matériaux ostéoconducteurs. Toutefois des études suggèrent que son potentiel bioactif reste encore limité par rapport au titane. En effet, les ostéoblastes présenteraient un phénotype plus différencié et une production accrue de protéines morphogénétiques osseuses sur les surfaces en titane que sur le PEEK. (55) (56) Il reste un matériau prometteur, mais d'autres études sont donc nécessaires avant de développer son utilisation au quotidien.

Le PEEK est également utilisé en prothodontie, et notamment en prothèse amovible. La pérennité d'une prothèse amovible partielle impose le respect de la triade de Housset (stabilisation, sustentation et rétention), qui est l'ensemble des forces s'opposant aux mouvements de la prothèse. La rétention, un des trois paramètres, s'oppose à l'élévation de la prothèse et est assurée par les crochets.

Aujourd'hui, les armatures amovibles en PEEK commencent à remplacer celles en alliage chrome-cobalt, avec comme intérêt une diminution du poids de la prothèse et un rendu plus esthétique que le métal.

Toutefois, une étude a montré que la force de rétention et la résistance à la fatigue *in vitro* des crochets en PEEK était inférieure aux crochets en métal. 16 crochets métalliques (1mm d'épaisseur) et 32 crochets en PEEK (1mm ou 1,5mm) ont été soumis à un test d'insertion/retrait sur une couronne en métal pendant 15000 cycles. Les crochets métalliques avaient une force de rétention significativement plus élevée que ceux en PEEK, quelle que soit leur dimension. (57) Cela pourrait compromettre l'équilibre de la triade de Housset à long terme. L'étude ayant été menée sur des couronnes métalliques *in vitro*, d'autres études *in vivo* sont nécessaires pour déterminer si la résistance des crochets en PEEK est suffisante ou non en clinique.

En prothèse fixée, nous avons vu qu'un des arguments en faveur de l'utilisation du PEEK est sa protection des dents antagonistes à l'attrition. L'attrition est le phénomène d'usure des surfaces dentaires, dû au frottement des dents antagonistes. Elle peut entraîner une perte de fonction et d'esthétisme, ainsi qu'une sensibilité lorsque la dentine est exposée. Si l'un des antagonistes a un module d'élasticité très supérieur à la dent naturelle, elle accentue ce phénomène d'usure. C'est le cas des matériaux dentaires très rigides tels que les alliages non-précieux (module de Young du chrome-cobalt ≈ 170 GPa selon les ouvrages), ou la céramique à base d'oxyde de zirconium (module de Young = 210 GPa). (58) (59) (60)

Le PEEK, beaucoup plus élastique, permet de mieux amortir les contraintes occlusales et ainsi éviter ce phénomène. Ce matériau semble donc être une alternative viable chez les patients ayant des habitudes parafunctionnelles, mais peu d'études cliniques sont disponibles aujourd'hui à ce sujet.

De manière générale, la revue de littérature a montré qu'il existe un grand nombre d'études du PEEK réalisées *in vitro* ou sur des animaux, mais que les données sur le comportement du PEEK à long terme sont encore rares. Cela est dû d'une part au manque actuel d'études cliniques sur des patients, mais sans doute aussi à la méconnaissance de ce matériau par les praticiens.

Ainsi, il pourrait être intéressant de faire davantage découvrir aux étudiants en Chirurgie-Dentaire, ainsi qu'aux praticiens, les intérêts et les indications de ce matériau, *via* des travaux pratiques, des modèles pédagogiques, la diffusion d'articles scientifiques... Si de plus en plus de praticiens s'intéressent à ce matériau, un nombre croissant d'études cliniques pourraient voir le jour. Si les données issues de ces études certifient de l'efficacité et de l'innocuité du PEEK à long terme, il pourrait devenir un matériau de choix, fréquemment utilisé dans des indications précises.

A l'heure de l'essor des biomatériaux, le PEEK a fait ses preuves en médecine orthopédique et traumatologique, et semble avoir un futur prometteur en Chirurgie-Dentaire, en venant compléter les outils thérapeutiques à notre disposition.

VI. Présentation d'un cas clinique

Pour illustrer cette thèse, nous avons réalisé un cas clinique au CHU de Nice avec les Docteurs Leforestier et Laplanche, au cours de l'année 2020.

Le patient, de sexe masculin et âgé de 45 ans souffrait de bruxisme associé à des contractions quotidiennes des muscles masticateurs. A l'arcade maxillaire, il présentait des couronnes unitaires céramo-métalliques sur l'ensemble des dents (sauf les dents n°18, 17, 27 et 28 absentes), toutes vitales. A la mandibule, l'ensemble des dents présentaient une usure occlusale due au phénomène d'attrition.



Figure 40 : vue frontale de la situation clinique initiale



Figures 41 et 42 : vues latérales droite et gauche de la situation clinique initiale (bridge provisoire 14-15-16 en résine PMMA)



Figures 43 et 44 : vues occlusales maxillaire et mandibulaire du patient

En 2019, sa dent n°15 a dû être extraite suite à une lésion endo-parodontale associée à une mobilité transversale. En raison de son bruxisme et de ses moyens financiers limités, la solution implantaire n'a pas été retenue pour remplacer sa dent absente.

En accord avec le patient et les professeurs, nous avons décidé de réaliser un bridge dento-porté à 3 éléments (14-15-16) en PEEK.

En effet, le patient ayant pris conscience de ses habitudes parafunctionnelles, a débuté une prise en charge cognitivo-comportementale: réduction des excitants, gestion du stress, et exercices d'auto-rééducation. Nous souhaitons donc utiliser un matériau prothétique élastique amortissant les contraintes occlusales pendant la durée de sa rééducation.

Le traitement prothétique a débuté après vérification de la cicatrisation muqueuse et osseuse du site d'extraction. Après dépose des couronnes céramo-métalliques sur les dents n°14 et 16, et contrôle de la vitalité pulpaire, les préparations corono-périphériques (PCP) des deux dents ont été retouchées et polies.

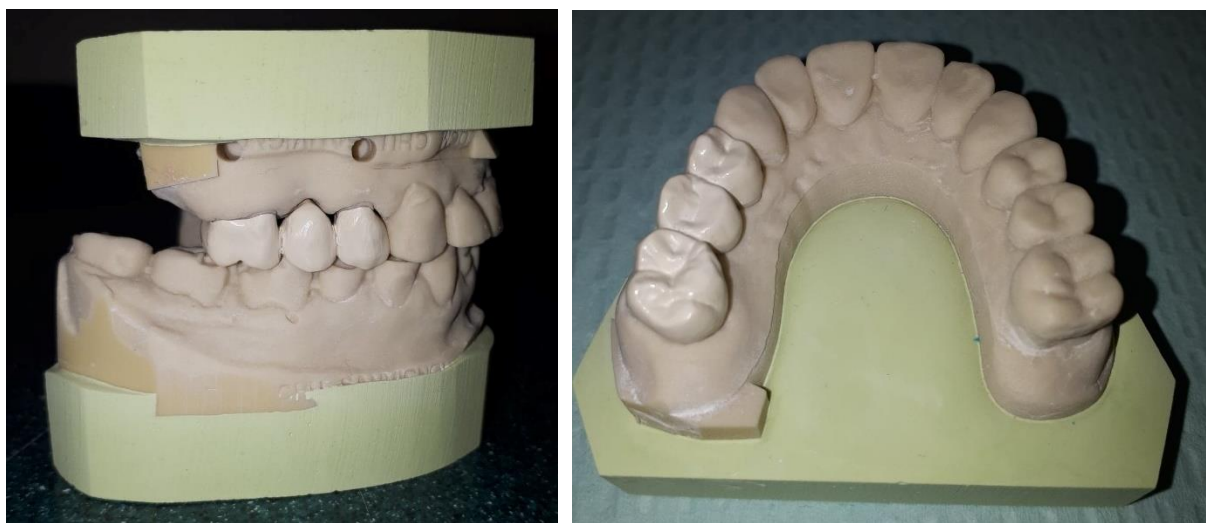


Figure 45 : retouche des PCP et polissage

L'empreinte a ensuite été réalisée à l'aide d'une caméra optique (Trios, 3Shape), puis un bridge provisoire en résine PMMA a été mis en forme et scellé en bouche avec un ciment provisoire.

L'empreinte a été envoyée au laboratoire Dental Concept Méditerranée (DCM), qui a usiné le bridge dans un disque en PEEK. Nous avons tenté de trouver un laboratoire dans le département qui aurait pu l'imprimer en 3D pour être en total accord avec ce sujet de thèse mais nos recherches sont restées vaines.

Nous avons fait réaliser un premier bridge entièrement en PEEK, sans revêtement composite. Le bridge a été essayé en bouche, avec contrôle des limites et de l'occlusion. Si l'esthétisme n'était pas optimal dû à la teinte très blanche du matériau, il a en revanche été bien toléré par le patient.



Figures 46 et 47 : vues latérale et occlusale du premier bridge en PEEK sur le modèle du patient



Figure 48 : vue latérale du premier bridge en PEEK scellé en bouche et en occlusion

Suite à ce premier essayage, nous avons décidé, en accord avec le laboratoire, de réaliser un second bridge, cette fois-ci avec un revêtement composite esthétique.

Dans un premier temps, le laboratoire a réalisé l'infrastructure en PEEK du bridge, en ménageant un espace suffisant pour la résine composite, puis cette armature a été essayée en bouche.

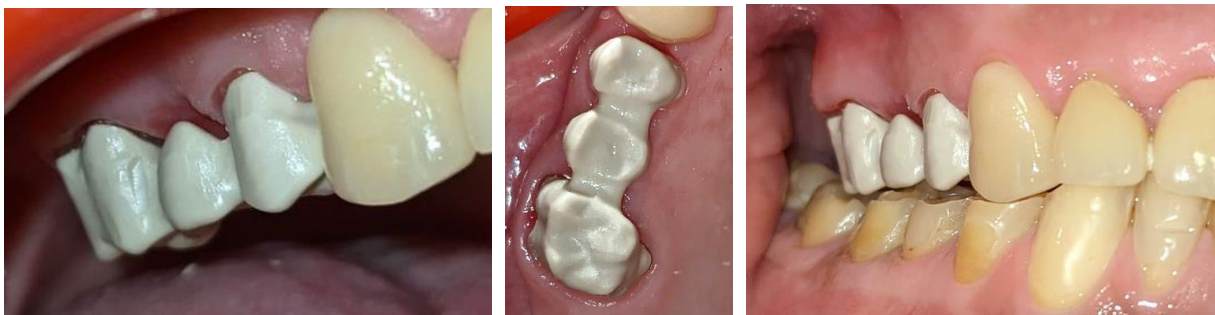


Figure 49 : essai de l'armature



Figure 50 : choix de la teinte

Dans un second temps, le laboratoire a stratifié la résine composite sur l'armature, avec les teintes choisies lors de la séance d'essayage, de façon à obtenir des points de contact harmonieusement répartis sur l'ensemble des surfaces occlusales.

Pour optimiser la liaison entre le PEEK et la résine composite, le laboratoire a réalisé un sablage à l'alumine 110 μm , permettant d'augmenter la surface de collage.

Le bridge a été essayé en bouche, avec contrôle des points de contacts et d'occlusion, avant d'être scellé à l'aide d'un ciment de scellement provisoire.



Figure 51 : vues latérales et occlusale du bridge avec stratification composite

VII. Conclusion

Durant les dernières décennies, le PEEK, ou PolyEtherEtherKetone s'est imposé comme un matériau de choix en chirurgie orthopédique, rachidienne, et en traumatologie. Qu'en est-il en dentisterie ?

Apparu en 1978, le PEEK est un polymère thermoplastique semi-cristallin aux propriétés étonnantes. D'un point de vue chimique, il est formé de groupes cétone et éther, liés par des cycles aromatiques. Cette structure lui confère une stabilité physique et chimique, y compris à hautes températures. Biocompatible, ce matériau est également non allergène et possède une faible affinité pour la plaque dentaire.

Le PEEK possède un module d'élasticité variant de 3 à 4 GPa, proche de celui de l'os cortical humain, de l'émail et de la dentine. Ses propriétés mécaniques peuvent par ailleurs être renforcées avec l'adjonction d'autres matériaux, comme les fibres de Carbone, ce qui rapproche encore davantage son module d'Young de celui des tissus dentaires.

Nous avons choisi de développer dans ce travail la mise en forme du PEEK par CFAO, et notamment par impression 3D, par rapport aux techniques conventionnelles. La CFAO est capable de réaliser des prothèses dentaires plus rapidement et au cabinet, avec un coût financier moindre sur le long terme, une fois l'équipement amorti. Elle permet aux modèles numériques d'être « stockés » virtuellement et indéfiniment.

L'impression 3D, ou fabrication additive, est une technique récente et prometteuse, capable de produire une multitude d'objets, en utilisant différents matériaux, avec des processus de fabrication rapides et économes en matière première. Trois méthodes sont couramment utilisées: l'impression par lithographie, par extrusion, et le frittage ou fusion laser. Utilisée dans de grands secteurs comme l'aéronautique, le prototypage, ou la santé, elle devient un outil d'intérêt en Chirurgie-Dentaire pour mettre en forme de nouveaux matériaux tels que le PEEK.

Les applications du PEEK ne se limitent pas qu'à l'implantologie mais commencent à englober toutes les disciplines de la dentisterie. Il est prometteur en tant qu'alternative aux matériaux usuels tels que le titane ou les céramiques, et pourrait pallier certains problèmes fréquemment rencontrés dans notre profession tels que le « stress shielding » ou l'attrition dentaire.

Dans tous les cas, ce matériau récent fait l'objet de recherches croissantes, toutefois des études cliniques à long terme sont nécessaires avant que son utilisation ne se répande dans notre pratique.

VIII. Bibliographie

1. Oberoi G, Nitsch S, Edelmayer M, Janjić K. 3D Printing - Encompassing the Facets of Dentistry. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. 2018;6.
2. Fontanille M, Gnanou Y. *Chimie et Physico-Chimie des Polymères*. 3^e éd. Dunod; 2014.
3. Rohman G. *Les Matériaux Polymères - Synopsis 1. BioMatériaux dentaires Cliniques*. 2017;2(1):46-9.
4. Rohman G. *Les Matériaux Polymères - Partie 2 : Structure Moléculaire et Synthèse. BioMatériaux dentaires Cliniques*. 2018;3(1):58-62.
5. Rohman G. *Les Matériaux Polymères - Partie 3 : Organisation de l'Etat Solide et Propriétés. BioMatériaux dentaires Cliniques*. 2019;4(1):58-62.
6. Skirbutis G, Dzingutė A, Masiliūnaitė V. A Review of PEEK Polymer's Properties and its Use in Prosthodontics. *Stomatologija*. 2017;19(1):19-23.
7. Grasmeyer J. *Polymer Crystallinity - HPP Explained - Part 3. Victrex*. 2017.
8. Kurtz SM, Devine JN. PEEK Biomaterials in Trauma, Orthopedic, and Spinal Implants. *Biomaterials*. 2007;28(32):4845-69.
9. Díez-Pascual AM, Naffakh M, Marco C, Ellis G, Gómez-Fatou MA. High-Performance Nanocomposites based on Polyetherketones. *Progress in Materials Science*. 2012;57(7):1106-90.
10. Dufour M, Pillu M. *Partie I : Bases Fondamentales. In: Biomécanique Fonctionnelle : Membres Tête Tronc. Elsevier Masson; 2006. p. 23.*
11. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of Polyetheretherketone in Oral Implantology and Prosthodontics. *Journal of Prosthodontic Research*. 2016;60(1):12-9.
12. Gautam C, Joyner J, Gautam A, Rao J. Zirconia Based Dental Ceramics: Structure, Mechanical Properties, Biocompatibility and Applications. *Dalton Transactions*. 2016;45(48):19194-215.
13. Ma R, Tang T. Current Strategies to Improve the Bioactivity of PEEK. *International Journal of Molecular Sciences*. 2014;15(4):5426-45.
14. Liebermann A, Wimmer T, Schmidlin PR, Scherer H, Löffler P, Roos M. Physicomechanical Characterization of Polyetheretherketone and Current Esthetic Dental CAD/CAM Polymers After Aging in Different Storage Media. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016;115(3):321-8.
15. Heimer S, Schmidlin PR, Stawarczyk B. Discoloration of PMMA, Composite, and PEEK. *Clinical Oral Investigations*. 2017;21(4):1191-200.
16. Koutouzis T, Richardson J, Lundgren T. Comparative Soft and Hard Tissue Responses to Titanium and Polymer Healing Abutments. *Journal of Oral Implantology*. 2011;37:174-82.
17. Villoutreix J, Acetarin J-D. *Polyéthéréthercétone (PEEK). Techniques de l'ingénieur Matières Thermoplastiques : Monographies*. 1998;

18. Kurtz SM. Chapter 2 - Synthesis and Processing of PEEK for Surgical Implants. In: PEEK Biomaterials Handbook. William Andrew; 2011. p. 11-25.
19. Institut National de Recherche et de Sécurité. Atelier de Plasturgie - Guide Pratique de Ventilation. 2013.
20. Songmene V. Mise en Forme des Polymères. Ecole de Technologie Supérieure;
21. Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in Computer-Aided Manufacturing in Prosthodontics: A Review of the Available Streams. International Journal of Dentistry. 2014;
22. Tack P, Victor J, Gemmel P, Annemans L. 3D-Printing Techniques in a Medical Setting: a Systematic Literature Review. BioMedical Engineering OnLine. 2016;15.
23. Salmi M. Possibilities of Preoperative Medical Models Made by 3D Printing or Additive Manufacturing. Journal of Medical Engineering. 2016;
24. Tuomi J, Paloheimo K-S, Vehviläinen J, Björkstrand R, Kontio R, Rouse S, et al. A Novel Classification and Online Platform for Planning and Documentation of Medical Applications of Additive Manufacturing. Surgical Innovation. 2014;21(6):553-9.
25. Garcia J, Yang Z, Mongrain R, Leask RL, Lachapelle K. 3D Printing Materials and their Use in Medical Education: a Review of Current Technology and Trends for the Future. BMJ Simulation & Technology Enhanced Learning. 2018;4(1):27-40.
26. Dawood A, Marti BM, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D Printing in Dentistry. British Dental Journal. 2015;219(11):521-9.
27. Hull CW. Apparatus for Making Three-Dimensional Objects by Stereolithography. US5344298A, 1994.
28. Agence Nationale d'Accréditation et d'Evaluation en Santé (ANAES). Acta Endoscopica. 1998;28(2):151-5.
29. Marlière DAA, Demétrio MS, Picinini LS, De Oliveira RG. Accuracy of Computer-Guided Surgery for Dental Implant Placement in Fully Edentulous Patients: A Systematic Review. European Journal of Dentistry. 2018;12(1):153-60.
30. Farley NE, Kennedy K, McGlumphy EA, Clelland NL. Split-mouth Comparison of the Accuracy of Computer-generated and Conventional Surgical Guides. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. 2013;28(2):563-72.
31. Tahayeri A, Morgan M, Fugolin AP, Bompolaki D, Athirasala A, Pfeifer CS, et al. 3D Printed versus Conventionally Cured Provisional Crown and Bridge Dental Materials. Dental Materials. 2018;34(2):192-200.
32. Anderson J, Wealleans J, Ray J. Endodontic Applications of 3D Printing. International Endodontic Journal. 2018;51(9):1005-18.
33. Prechtel A, Stawarczyk B, Hickel R, Edelhoff D, Reymus M. Fracture Load of 3D Printed PEEK Inlays Compared with Milled Ones, Direct Resin Composite Fillings, and Sound Teeth. Clinical Oral Investigations. 2020;

34. Wang Y, Müller W-D, Rumjahn A, Schwitalla A. Parameters Influencing the Outcome of Additive Manufacturing of Tiny Medical Devices Based on PEEK. *Materials*. 2020;13(2).
35. Bulidon M, Derbanne M. Les Résines Bis-Acryl. *Biomatériaux Cliniques*. 2016;(1):46-7.
36. Abdullah AO, Tsitrou EA, Pollington S. Comparative in Vitro Evaluation of CAD/CAM vs Conventional Provisional Crowns. *Journal of Applied Oral Science*. 2016;24(3):258-63.
37. Cekic-Nagas I, Egilmez F, Ergun G, Vallittu PK. Load-Bearing Capacity of Novel Resin-Based Fixed Dental Prosthesis Materials. *Dental Materials Journal*. 2018;37(1):49-58.
38. Zoidis P, Papathanasiou I. Modified PEEK Resin-Bonded Fixed Dental Prosthesis as an Interim Restoration After Implant Placement. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016;116(5):637-41.
39. Niem T, Youssef N, Wöstmann B. Energy Dissipation Capacities of CAD-CAM Restorative Materials: A Comparative Evaluation of Resilience and Toughness. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2019;121(1):101-9.
40. Zoidis P, Bakiri E, Papathanasiou I, Zappi A. Modified PEEK as an Alternative Crown Framework Material for Weak Abutment Teeth: a Case Report. *General Dentistry*. 2017;65(5):37-40.
41. Zoidis P, Bakiri E, Polyzois G. Using Modified Polyetheretherketone (PEEK) as an Alternative Material for Endocrown Restorations: A Short-Term Clinical Report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017;117(3):335-9.
42. Ghajghouj O, Taşar-Faruk S. Evaluation of Fracture Resistance and Microleakage of Endocrowns with Different Intracoronal Depths and Restorative Materials Luted with Various Resin Cements. *Materials*. 2019;12(16).
43. Zoidis P, Papathanasiou I, Polyzois G. The Use of a Modified Poly-Ether-Ether-Ketone (PEEK) as an Alternative Framework Material for Removable Dental Prosthesis. A Clinical Report. *Journal of Prosthodontics*. 2016;25(7):580-4.
44. 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. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2020;103.
45. Li XX, Liu YS, Sun YC, Chen H, Ye HQ, Zhou YS. Evaluation of One-Piece Polyetheretherketone Removable Partial Denture Fabricated by Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing. *Journal of Peking University Health Sciences*. 2019;51(2):335-9.
46. Schmidlin PR, Stawarczyk B, Wieland M, Attin T, Hämmerle CHF, Fischer J. Effect of Different Surface Pre-Treatments and Luting Materials on Shear Bond Strength to PEEK. *Dental Materials*. 2010;26(6):553-9.
47. Jacquot B. Des Polymères Thermoplastiques Hautes Performances en Odontologie. *Biomatériaux Dentaires Cliniques*. 2017;2(1):5.
48. Abu Bakar MS, Cheng MHW, Tang SM, Yu SC, Liao K, Tan CT, et al. Tensile Properties, Tension Fatigue and Biological Response of Polyetheretherketone–Hydroxyapatite Composites for Load-Bearing Orthopedic Implants. *Biomaterials*. 2003;24(13):2245-50.

49. Ma R, Guo D. Evaluating the Bioactivity of a Hydroxyapatite-Incorporated Polyetheretherketone Biocomposite. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*. 2019;14.
50. Zhao Y, Wong HM, Wang W, Li P, Yan CH. Cytocompatibility, Osseointegration, and Bioactivity of Three-Dimensional Porous and Nanostructured Network on Polyetheretherketone. *Biomaterials*. 2013;34(37):9264-77.
51. Maekawa M, Kanno Z, Wada T, Hongo T, Doi H, Hanawa T, et al. Mechanical Properties of Orthodontic Wires Made of Super Engineering Plastic. *Dental Materials Journal*. 2015;34(1):114-9.
52. Ierardo G, Luzzi V, Lesti M, Voza I, Brugnoletti O, Polimeni A, et al. Peek Polymer in Orthodontics: A Pilot Study on Children. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*. 2017;9(10):1271-5.
53. Khonsari RH, Berthier P, Rouillon T, Perrin J-P. Severe Infectious Complications after PEEK-derived Implant Placement: Report of Three Cases. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, Medicine, and Pathology*. 2014;26(4):477-82.
54. Webster TJ, Patel AA, Rahaman MN, Sonny Bal B. Anti-Infective and Osteointegration Properties of Silicon Nitride, Poly(ether ether ketone), and Titanium Implants. *Acta Biomaterialia*. 2012;8(12):4447-54.
55. Olivares-Navarrete R, Gittens RA, Schneider JM, Hyzy SL. Osteoblasts Exhibit a More Differentiated Phenotype and Increased Bone Morphogenetic Protein Production on Titanium Alloy Substrates than on Poly-ether-ether-ketone. *Official Journal of the North American Spine Society*. 2012;12(3):265-72.
56. Olivares-Navarrete R, Hyzy SL, Gittens RA, Schneider JM, Haithcock DA, Ullrich PF, et al. Rough Titanium Alloys Regulate Osteoblast Production of Angiogenic Factors. *Official Journal of the North American Spine Society*. 2013;13(11):1563-70.
57. Tannous F, Steiner M, Shahin R, Kern M. Retentive Forces and Fatigue Resistance of Thermoplastic Resin Clasps. *Dental Materials*. 2012;28(3):273-8.
58. Solá-Ruiz MF, Baima-Moscardó A, Selva-Otaolaurruchi E, Montiel-Company JM, Agustín-Panadero R, Fons-Badal C, et al. Wear in Antagonist Teeth Produced by Monolithic Zirconia Crowns: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Clinical Medicine*. 2020;9(4).
59. Mundhe K, Jain V, Pruthi G, Shah N. Clinical Study to Evaluate the Wear of Natural Enamel Antagonist to Zirconia and Metal Ceramic Crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015;114(3):358-63.
60. Stober T, Bermejo JL, Rammelsberg P, Schmitter M. Enamel Wear Caused by Monolithic Zirconia Crowns After 6 Months of Clinical Use. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2014;41(4):314-22.

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'Être 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.



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.

Clara PETIT

**LE POLYÉTHÉRÉTHERCÉTONE (PEEK) : PRÉSENTATION, MISE
EN FORME PAR IMPRESSION 3D ET APPLICATIONS EN
CHIRURGIE-DENTAIRE**

Thèse : Chirurgie Dentaire, Nice, 2021, n° 42-57-20-45

Directeur de thèse : **Dr. Éric LEFORESTIER**

Mots-clés : Polyéthéthercétone (PEEK), Polyaryléthercétone (PAEK), Polymère, Impression 3D, Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO), Biomatériaux

Résumé:

Appartenant à la famille des polymères de hautes performances (PAEK), le polyéthéthercétone (PEEK) est un biomatériau qui ne cesse de faire parler de lui depuis la fin du XXème siècle.

Couramment utilisé en médecine orthopédique et en traumatologie, ce polymère thermoplastique semi-cristallin fait l'objet de recherches croissantes en Chirurgie-Dentaire en raison de ses nombreux atouts, tels que sa biocompatibilité, sa stabilité physique et chimique à hautes températures, ou encore son module d'élasticité proche de celui de l'os cortical humain, de l'émail et de la dentine.

Il peut être mis en forme par des techniques conventionnelles ou par Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO), notamment par impression 3D. Ce procédé de fabrication relativement récent permet de créer une multitude d'objets en utilisant divers matériaux, avec des processus rapides et économes en matière première.

En Chirurgie-Dentaire, les applications du PEEK ne se limitent pas qu'à l'implantologie mais commencent à englober toutes les spécialités. Il est prometteur en tant qu'alternative aux matériaux usuels tels que le titane ou les céramiques, et pourrait pallier certains problèmes fréquemment rencontrés dans notre profession tels que le « stress shielding » ou l'attrition dentaire.