



HAL
open science

Intérêts du polyetheretherketone en odontologie prothétique

Marjorie Polycarpe

► **To cite this version:**

Marjorie Polycarpe. Intérêts du polyetheretherketone en odontologie prothétique. Chirurgie. 2020.
dumas-03518823

HAL Id: dumas-03518823

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03518823v1>

Submitted on 10 Jan 2022

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

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



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

THÈSE

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

Présentée et publiquement soutenue devant la

Faculté d'Odontologie de Marseille
(Doyen : Monsieur le Professeur Bruno FOTI)

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

Intérêt du polyetheretherketone en odontologie prothétique

Présentée par

POLYCARPE Marjorie

Née le 24/06/1995
à Pau

Thèse soutenue le **Vendredi 11 Décembre 2020**

Devant le jury composé de

Président : Professeur RUQUET Michel

Assesseurs : Docteur SILVESTRI Frédéric

Docteur MAILLE Gérald

Docteur TAVITIAN Patrick

Invité : Docteur JACQUOT Bruno

THESE

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

Présentée et publiquement soutenue devant la

Faculté d'Odontologie de Marseille
(Doyen : Monsieur le Professeur Bruno FOTI)

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

***Intérêt du polyetheretherketone
en odontologie prothétique***

Présentée par

POLYCARPE Marjorie

Née le 24/06/1995
à Pau

Thèse soutenue le **Vendredi 11 décembre 2020**

Devant le jury composé de

Président : Professeur RUQUET Michel

Assesseurs : Docteur SILVESTRI Frédéric

Docteur MAILLE Gérald

Docteur TAVITIAN Patrick

Invité : Docteur JACQUOT Bruno

ADMINISTRATION

Mise à jour : sept. 2020

Doyens Honoraires

Professeur	Raymond SANGIUOLO
Professeur	Henry ZATTARA
Professeur	André SALVADORI
Professeur	Jacques DEJOU

Doyen Assesseurs

Professeur	Bruno FOTI
Professeur	Michel RUQUET
Professeur	Anne RASKIN

Directeurs de Départements

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

Charges de missions

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

Responsable des Services Administratifs et Techniques

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

LISTE DES ENSEIGNANTS

PROFESSEURS DES UNIVERSITES – PRATICIENS HOSPITALIERS DES CSERD

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

PROFESSEUR DES UNIVERSITES

ABOUT Imad (65)

PROFESSEURS EMERITES

DEJOU Jacques
HUE Olivier

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES – PRATICIENS HOSPITALIERS DES CSERD

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

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES ASSOCIES

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

ASSISTANTS HOSPITALIERS ET UNIVERSITAIRES

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

ASSISTANTS DES UNIVERSITES ASSOCIES

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

Intitulés des sections CNU :

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

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

Au président de thèse,

Monsieur le Professeur Michel RUQUET

Je tiens à vous remercier pour l'honneur que vous me faites en tant que président ce jury mais également pour la qualité de vos enseignements et votre pédagogie tout au long de ces années d'études. Vous trouverez ici le témoignage de ma gratitude et mon profond respect à votre égard.

Aux assesseurs,

Monsieur le Docteur Gérard MAILLE

Merci d'avoir accepté de siéger à ce jury de thèse. Vous m'avez fait bénéficier de vos connaissances au cours de vos enseignements théoriques, et dans la pratique clinique de par votre implication, je vous en remercie. Que ce travail soit le témoignage de mon respect et de ma considération.

Monsieur le Docteur Patrick TAVITIAN

Au cours de mes études, j'ai pu apprécier vos compétences et votre rigueur. J'ai aujourd'hui l'honneur de vous compter parmi les membres de ce jury. Je tiens à vous remercier pour votre présence et votre accompagnement durant mes études.

À mon directeur de thèse,
Monsieur le Docteur Frédéric SILVESTRI

C'est avec une attention particulière que je vous remercie pour l'honneur que vous m'avez fait en dirigeant ce travail. Merci pour votre disponibilité tout au long de cette thèse mais également durant ces années cliniques. Votre sympathie, l'investissement que vous portez à la transmission de votre savoir et votre pédagogie ont été une réelle motivation dans mon apprentissage. Veuillez trouver ici le témoignage de mon profond respect et de ma grande gratitude.

À l'invité,
Monsieur le Docteur Bruno JACQUOT

Je tenais à vous remercier pour votre aide tout au long de ce travail sur ce sujet qui vous est cher. Merci pour vos conseils et vos articles qui m'ont aiguillé dans mes recherches. Vous trouverez ici le témoignage de ma profonde gratitude.

SOMMAIRE

I. Introduction.....	1
II. Propriétés du matériau.....	2
1. Propriété chimique	2
2. Propriété thermique	3
3. Résistance à l'hydrolyse et solubilité	4
4. Propriétés mécaniques	5
4.1. Densité.....	5
4.2. Module d'élasticité	5
4.3. Résistance à la traction	6
4.4. Résistance à la flexion.....	6
5. Propriétés optiques et esthétiques	7
6. Biocompatibilité	8
III. Intérêt du matériau en réhabilitation prothétique	10
1. Implantologie	10
1.1. L'implant	10
1.2. Les piliers implantaires	13
1.2.1. Les piliers de cicatrises	13
1.2.2. Les piliers préfabriqués	15
1.3. La prothèse implantaire.....	17
1.3.1. Prothèse complète transvissées	17
1.3.2. Prothèse amovible sur implant.....	19
1.3.2.1. Élément de liaison	19
1.3.2.2. Armature de prothèse totale amovible.....	20
1.3.3. Prothèse unitaire ou plurale sur implant.....	22
2. Prothèse conjointe	23
2.1. Traitement de surface du PEEK.....	23
2.2. Traitement de l'intrados en PEEK	24
3. Prothèse adjointe	27
3.1. La prothèse partielle amovible	27
3.2. La prothèse amovible complète	30
3.3. Conception et fabrication des prothèse amovibles en PEEK	31
4. Discussion.....	33
5. Conclusion	34
Table des figures.....	35
Bibliographie.....	I
Annexes	A

I. Introduction

Actuellement, en présence d'un édentement unitaire ou plural, il existe plusieurs moyens de rétablir la fonction et l'esthétique.

L'implantologie offre la possibilité de remplacer les dents manquantes sans délabrer les dents adjacentes ainsi qu'en préservant le volume osseux par le biais de vis en titane biocompatible et ostéointégrée. Le titane et ses alliages sont actuellement les matériaux de choix utilisés en implantologie. (1) Cependant dans certain cas, lorsque le biotype parodontal est fin ou encore en présence de maladie péri-implantaire, la partie métallique du pilier et/ou la vis peut devenir visible ce qui pose un problème notamment en secteur esthétique.

La prothèse conjointe permet de reconstituer la dent lorsque le substitut dentaire restant le permet. Les matériaux utilisés sont les alliages métalliques (chrome-cobalt, nickel-chrome), la zircone, ainsi que les différentes céramiques.

Lorsque que la situation clinique ou financière du patient ne permet pas de restaurer en denture fixe, la prothèse adjointe remplace les dents manquantes. Le matériau de choix notamment pour réaliser l'armature du châssis et les crochets reste actuellement l'alliage chrome-cobalt. Les dents quant à elles ainsi que la fausse gencive sont en résines. Cela pose des problèmes notamment pour les patients présentant des allergies aux métaux et/ou aux monomères. (2) D'autre part, les crochets métalliques représentent un écueil esthétique pour nombre de patients de plus en plus soucieux de leur apparence.

De nouveaux matériaux ont vu le jour et tentent de répondre aux attentes fonctionnelles, mécaniques et esthétiques des patients. C'est le cas du polyéther éther cétone dont l'acronyme est PEEK en anglais (polyether ether ketone). C'est un polymère thermoplastique à haute performance.

Ce polyaryléthercétone est apparu dans la littérature en odontologie il y a quelques années. Tout d'abord en implantologie en 1995 sous forme d'implant recouvert de titane puis sous forme de piliers transitoires en 2008. Actuellement, il a des applications en implantologie en prothèse fixée et en prothèse amovible. (3)

Au cours de cette thèse, nous tenterons de démontrer l'intérêt de ce matériau à travers ses propriétés chimiques, mécaniques, esthétiques et de biocompatibilité ainsi que son intérêt en odontologie prothétique.

II. Propriétés du matériau

Le polyéther éther cétone est un polymère synthétique appartenant à la famille des polyaryléthercétones (PAEK). Ce polymère synthétique de faible poids moléculaire commercialisé en 1978 par la société Imperial Chemical Industries (ICI) a tout d'abord été utilisé dans des secteurs comme l'aérospatiale avant d'obtenir depuis quelques années un intérêt dans le domaine médical notamment en chirurgie orthopédique.

Malgré la résistance de ce biomatériau à la corrosion, aux produits chimiques et aux températures élevées, leur utilisation en odontologie reste récente.

Le PEEK peut être utilisé sans modification ou apport d'autres substances, ce qui lui donne un intérêt médical en protégeant le site receveur d'effets indésirables. (4)

1. Propriété chimique

Les PAEK sont une famille de polymères thermoplastiques semi-cristallins qui comportent un enchaînement de cycles aromatiques très stable (Fig. 1). Ceux-ci sont composés de noyaux phénylène réunis par un atome d'oxygène (éther aromatique : Ar-O-Ar) et/ou un groupe carbonyle (cétone aromatique : Ar-CO-Ar). (3)

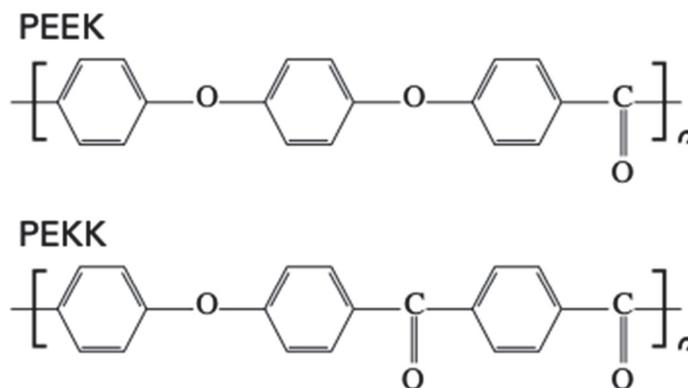


Fig 1.

Le PEEK possède donc une majorité de fonctions éthers tandis que le PEKK découvert plus récemment a lui une majorité de fonctions cétones.

Les liaisons cétones étant moins flexibles que les liaisons éthers, l'augmentation du nombre de fonctions cétones par rapport aux fonctions éthers va accroître la rigidité des chaînes polymères. On a donc des propriétés mécaniques légèrement différentes entre le PEEK et le PEKK.

C'est de par sa structure chimique, que le PEEK possède à l'heure actuelle les meilleures propriétés mécaniques de tous les polymères hautes performances. (5)

2. Propriété thermique

Le PEEK appartient à la famille des polymères thermoplastiques haute performance, ce qui signifie que sa température de fusion est supérieure ou égale à 300°C.

La température de transition vitreuse et ainsi que celle de fusion sont plus élevées pour le PEKK que le PEEK. Ces polymères résistent à des températures supérieures à 150°. (3)

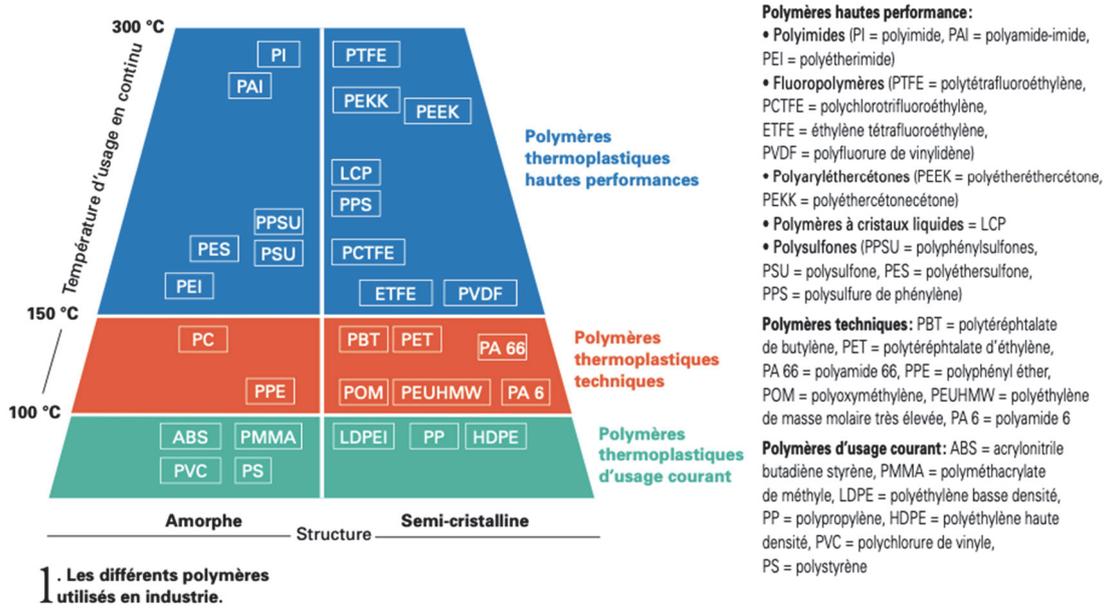


Fig. 2

Ces polymères thermoplastiques vont passer de l'état vitreux à température ambiante, donc d'une forme solide à un état dit caoutchouteux. Cette transition s'effectue entre 132°C et 187°C pour les PAEKs.

Après l'état caoutchouteux semi-cristallin apparaît l'état amorphe visqueux obtenu à la température de fusion du matériau. Au-delà de la température de fusion, le matériau n'est représenté que par une phase amorphe.

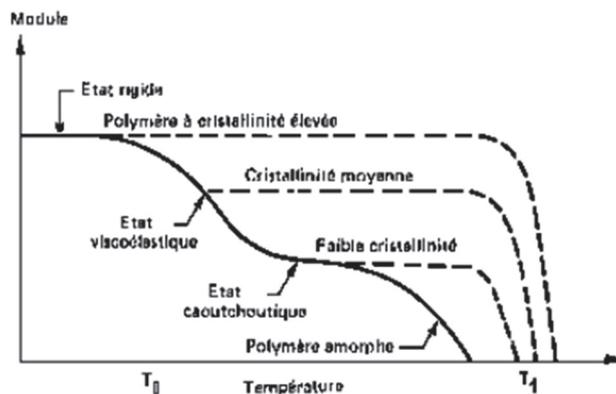


Fig. 3

La température de transition vitreuse du PEEK se produit à 143°C, tandis que sa température de transition à l'état fondu cristallin est de 343°C. (6) Sa grande stabilité thermique lui permet de résister au cycle de stérilisation à 138°C sans altérer ses propriétés mécaniques. (7) D'un point de vue clinique, ces températures de transition permettent son application en odontologie où la température buccale est de 37°C.

C'est la rupture progressive des liaisons faibles intermoléculaires qui va permettre l'obtention de ces différents états. Ces phénomènes sont réversibles. Il existe néanmoins une température de désintégration rompant de manière irréversible les liaisons covalentes. Elle se situe au-delà de 400°C. Les céramiques nécessitant une température de cuisson de 950°C il sera donc impossible de revêtir de la céramique sur PEEK ou PEKK. (8)

3. Résistance à l'hydrolyse et solubilité

D'après les recherches *in vitro* de Lieberman *et al.*, le PEEK est insoluble dans l'eau et possède de faible valeur d'absorption contrairement aux résines composites. (9)

Dans la quasi-totalité des solvants et à température ambiante, le PEEK est un matériau chimique inerte et insoluble sauf dans l'acide sulfurique à haute concentration. (7)

Des études initiales ont étudié la résistance à la corrosion du PEEK en comparaison avec l'alliage titane Ti6Al4V et ont démontré que ce polymère est plus résistant à l'hydrolyse que l'alliage titane. (10)

D'autres études attestent de ces résultats : Gao *et al.* ont observé les propriétés nanomécaniques du PEEK et PEEK renforcé en fibre de carbone (CFR-PEEK) pendant 30 jours immergé dans une solution de salive artificielle à des pH différents. Les modules d'élasticité, la nanodureté, la viscoélasticité ainsi que la friction n'ont pas été affectés par l'absorption de la solution. L'environnement liquide oral artificiel n'a provoqué aucun changement significatif du PEEK. Cependant les propriétés du CFR-PEEK se sont détériorées avec une absorption plus importante. (11)

Les fabricants recommandent tout de même pour le PEEK sous forme de granulés un séchage au four avant utilisation au laboratoire afin de réduire le taux d'humidité pouvant conduire à des irrégularités de surface.

En plus de sa résistance à l'hydrolyse, le PEEK possède également une grande résistance à l'usure. (12) En effet les températures habituelles de stérilisation n'affectent pas les propriétés du PEEK. (13)

4. Propriétés mécaniques

4.1. Densité

Le PEEK possède une densité faible de l'ordre de $1,3 \text{ g.cm}^{-3}$. En comparaison, le titane utilisé pour la réalisation des châssis métalliques, des piliers supra-implantaires et des armatures est environ 3,5 fois plus lourd avec une densité de $4,5 \text{ g.cm}^{-3}$. Les alliages non précieux tels que le Chrome-Cobalt ont une densité environ 6 fois plus élevée que le PEEK. (14)

Cette densité très faible offre des caractéristiques très intéressantes pour un usage en odontologie prothétique notamment dans la réalisation des châssis métallique permettant la confection de prothèse amovible légère pour un meilleur confort du patient.

4.2. Module d'élasticité

Le module de Young, module d'élasticité (longitudinale) ou module de traction est la constante qui relie la contrainte de traction (ou de compression) et le début de la déformation d'un matériau élastique isotrope. Plus le module d'élasticité est élevé, plus le matériau est rigide.

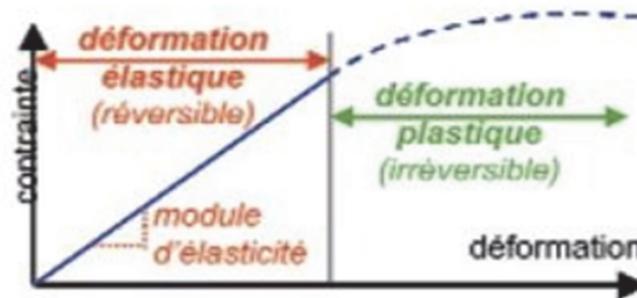


Fig. 4

Le module d'élasticité est le paramètre le plus important à connaître pour mesurer le degré de déformation élastique d'un matériau. (15)

Chez l'homme, le module d'élasticité de l'os cortical est de 17 GPa, on observe pour le PEEK un module d'élasticité de 3 à 4 GPa ce qui est nettement inférieur à celui du titane (110 GPa) ou encore celui de la zircone (210 GPa). (16) Le module d'élasticité du titane est donc 7 à 10 fois plus élevé que celui de l'os cortical. (15)

Tableau 1 - Propriétés mécaniques des PEEKs et des PEKKs (purs et chargés) en comparaison avec l'os et les matériaux utilisés en prothèse et en implantologie										
	PEEK	PEEK GF30	PEEK CF30	PEKK	PEKK GF30	PEKK CF30	PMMA	OS CORTICAL	CoCr	Ti6Al4V
Résistance traction	100 MPa	175 MPa	265 MPa	110 MPa	170 MPa	260 MPa	50 MPa	120 MPa	960 MPa	920 MPa
Module élasticité	3,8 GPa	11 GPa	24 GPa	4,4 GPa	11,9 GPa	26,3 GPa	3 GPa	17 GPa	200 GPa	110 GPa

Fig. 5

Cette différence de module d'élasticité, ainsi que sa proximité avec celui de l'os amène théoriquement le PEEK à un « stress-shielding » (résorption osseuse péri implantaire suite à une mauvaise répartition des contraintes occlusales) plus bas que pour la zircone ou le titane. De par ses propriétés analogues à celle de l'os, le PEEK aurait une meilleure intégration.

Les propriétés mécaniques du PEEK peuvent être améliorées en intégrant des fibres de carbone ou des fibres de verre pour le renforcer. Grâce à un alignement optimal des fibres de renforcement, des propriétés mécaniques anisotropes peuvent être obtenues, ce qui peut être avantageux pour une bonne répartition des forces dans l'os. (4)

L'incorporation de fibre de carbone augmente son module d'élasticité à 18 GPa tandis que l'incorporation de fibre de verre augmente le module d'élasticité à 12 GPa, le rapprochant encore davantage du module de l'os cortical. (16)

4.3. Résistance à la traction

La résistance à la traction se mesure en appliquant une force de traction sur le côté d'un échantillon standardisé jusqu'à la rupture. (17)

La résistance à la traction de l'os cortical est de 120 MPa. Celle du PEEK s'en rapproche étant de l'ordre de 80 à 100 MPa. (18,19) Tandis que celle du titane ou de l'alliage chrome cobalt avoisine les 900 MPa. (20)

Le PEEK possède donc une résistance à la traction et donc un comportement mécanique plus proche de l'os cortical que les métaux présents sur le marché.

Tableau 2 - Propriétés mécaniques et chimiques des trois types de PEEK et du PEKK commercialisés en odontologie							
Industriels	Marques	Teintes	Résistance traction	Résistance flexion	Module élasticité	Absorption	Solubilité
Bredent	BioHPP® (pressée) BreCAM.BioHPP® (CFAO)	B	-	180 MPa	4,6 GPa	6,5 µg/cm³	0,1 µg/cm³
Cendres+Métaux	Pekkton® (pressée) Pekkton® (CFAO)	I	115 MPa	200 MPa	5 GPa	8,7 µg/cm³	0,2 µg/cm³
Evonik	VESTAKEEP® PEEK (CFAO)	N B D G	110 MPa	175 MPa	4,8 GPa	0,4 %	-
Juvora	PEEK-OPTIMA™ (CFAO)	D	108 MPa	170 MPa	4,2 GPa	-	-

Fig. 6

4.4. Résistance à la flexion

Le test de flexion 3 points permet de mesurer la résistance à la flexion d'un matériau ainsi que sa résistance à la rupture. Une barrette de matériaux est placée sur 2 appuis à ses extrémités et une force croissante est appliquée au centre de la barrette jusqu'à la rupture. (17)

Selon le commercial Bredent®, la résistance à la flexion du PEEK se situe aux alentours de 180 MPa. D'après le *PEEK Biomaterials Handbooks*, publié par Kurtz en 2019, le PEEK possède donc une résistance à la flexion proche de l'os cortical (150MPa) en comparaison la résistance à la flexion du titane avoisinant les 950MPa. (21)

5. Propriétés optiques et esthétiques

Le PEEK possède des propriétés optiques intéressantes. Sa teinte blanche naturelle offre une alternative pour les patients possédant des alliages métalliques en bouche. Cependant la teinte étant terne le PEEK ne peut être utilisé comme matériau de restauration esthétique. Le manque de translucidité et de luminosité du matériau ne permet pas de réaliser des restaurations antérieures monolithiques. (7)



Fig. 7

De plus le PEEK possède des propriétés radiologiques intéressantes. En effet celui-ci est radio-transparent et n'engendrent donc pas d'artéfacts sur les radiographies, seul un discret halo est visible sur le pourtour. Cette propriété optique permettrait ainsi de visualiser les excès de ciment présent sous les couronnes entraînant une inflammation gingivale ainsi que les infiltrations carieuses.

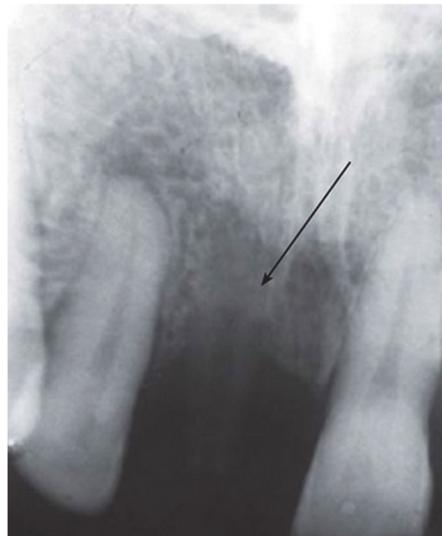


Fig. 8

L'absence d'artéfacts semble également intéressante dans l'analyse des radiographies en 3D, ou la présence de métaux peut empêcher l'interprétation. Néanmoins cette radio-translucidité constitue également un inconvénient pouvant rendre difficile la localisation d'implant en PEEK et donc l'analyse radiographique.

6. Biocompatibilité

La biocompatibilité est la capacité d'un matériau résorbable ou non, implanté dans l'organisme humain pour remodeler, réparer ou remplacer des fonctions ou des organes défectueux ou même susciter leur autoréparation.

Ses propriétés chimiques intéressantes et ses propriétés mécaniques similaires à celle de l'os humain permettent au PEEK de se présenter comme une alternative intéressante aux matériaux déjà existants. Par ailleurs, le PEEK présente une bonne biocompatibilité *in vitro* et *in vivo*, ne provoquant ni effets toxiques ou mutagènes ni inflammation cliniquement significative. (12)

La biocompatibilité du PEEK est donc comparable à celle du titane, mais ses propriétés d'ostéo-intégration sont limitées. (22) En effet, l'inertie chimique et biologique du PEEK a tendance à limiter la fixation osseuse. Un problème essentiel avec la plupart des polymères, y compris le PEEK, est leur faible énergie de surface. En effet, cette propriété hydrophobe de la surface peut réduire l'adhésion cellulaire. (23) Et, par conséquent, des efforts ont été faits pour y incorporer l'hydroxyapatite (HA) ou déposer un revêtement HA sur le PEEK afin d'améliorer l'intégration des implants osseux. (24) En effet, il a été prouvé que le PEEK non traité possède une surface hydrophobe qui empêche l'absorption de protéine ou encore l'adhésion cellulaire. (15)

Actuellement, deux stratégies majeures ont été utilisées pour améliorer la bio activité du PEEK, incluant la modification de l'état de surface et l'intégration de matériaux composites.

La première consiste en un traitement de surface afin d'améliorer la porosité et la mouillabilité du matériau. Différents procédés existent comme la sulfonation du PEEK à l'acide sulfurique H₂SO₄ ou encore par spray de plasma. (25)

La seconde stratégie consiste en une intégration de matériaux ostéo-conducteurs comme des fibres de carbones, fibres de verre ou de l'hydroxyapatite. En effet ces matériaux bioactifs se lient spontanément à l'os et sont déjà utilisés comme substitut osseux avec de nombreuses applications cliniques. (12)

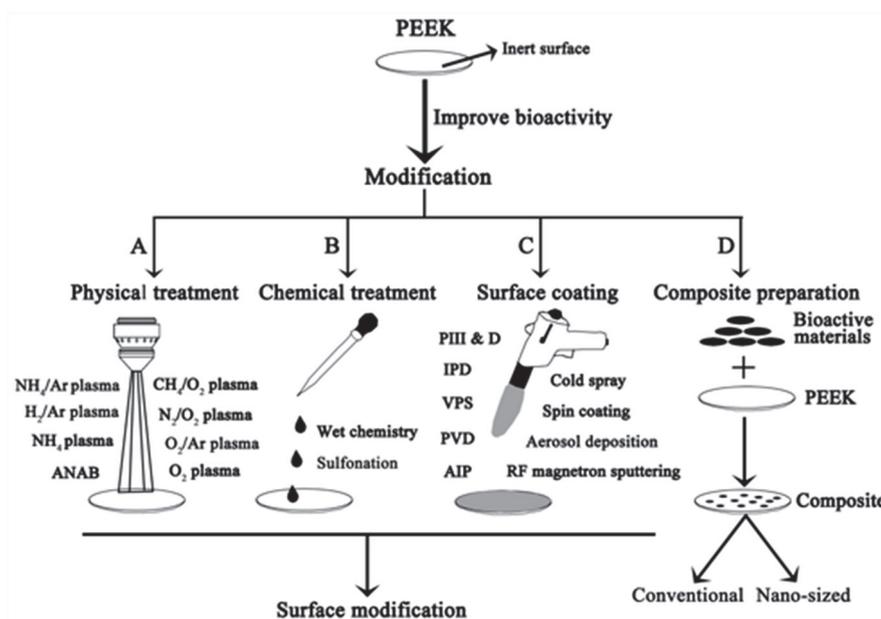


Fig. 9

Ce qu'il faut retenir :

- Le PEEK est un biomatériau présentant des propriétés chimiques intéressantes avec une grande stabilité du polymère, une thermorésistance allant jusqu'à 150°C, une résistance à l'hydrolyse et insolubilité dans les milieux aqueux.
- Sa faible densité, son module d'élasticité, sa résistance à la traction et à la flexion comparable à ceux de l'os cortical en font un matériau de choix en odontologie prothétique.
- Sa radio-transparence peut être un avantage pour l'analyse des éléments entourant les prothèses en PEEK mais également un inconvénient dans la reconnaissance de ce biomatériau en bouche.
- Sa couleur naturelle ne permet pas d'obtenir un niveau d'exigence esthétique comparable au céramique ou résine composite stratifiée.
- Sa biocompatibilité reste un de ses atouts principaux avec une absence d'effets toxiques, mutagènes ou d'inflammation.

	PEKK	PEEK
Module d'élasticité (GPa)	4.5	4.1
Résistance à la tension (MPa)	138	100
Résistance à la flexion (MPa)	193	165
Résistance à la pression (MPa)	207	135
Allongement à la rupture (%)	> 30	40
Température de fusion (C)	360	340
Absorption de l'eau au bout de 24 h (%)	< 0.2	0.5
Densité (g/cm ³)	1.3	1.3

Fig. 10

Actuellement, le PEEK peut être commercialisé sous différentes formes. Les plus utilisées en odontologie sont :

- BIOHPP® de Bredent en système pressé ou CFAO
- DENTOKEEP PEEK Disc de NT Trading en CFAO
- JUVORA™ Dental Disc de Juvora en CFAO

III. Intérêt du matériau en réhabilitation prothétique

1. Implantologie

De par ses propriétés biologiques et mécaniques, le PEEK et ses dérivés ont intéressé de nombreux praticiens notamment pour ses applications en implantologie.

Son module d'élasticité étant proche de celui de l'os humain, l'intégration de PEEK au niveau des implants permettrait de réduire le « stress-shielding » et donc les phénomènes de résorption osseuse causés par la pression mécanique exercée sur les implants en titane. (16)

D'autre part, les propriétés optiques du matériau et notamment sa couleur blanche permet d'apporter une alternative plus esthétique notamment pour les patients présentant un biotype parodontal fin.

Le PEEK semble donc avoir un intérêt en implantologie. Son domaine d'application s'est limité aux implants pendant plusieurs années mais plus récemment on trouve de nouveaux usages notamment dans la réalisation des piliers mais également des prothèses transvissées provisoires et définitives.

1.1. L'implant

Selon la loi de Wolf, l'os se remodèle en fonction de la charge qui lui est appliquée. Le stress-shielding est la réduction du volume autour d'un implant consécutif au différentiel de rigidité entre un implant métallique et l'os périphérique, entraînant donc une plus faible densité osseuse autour de l'implant trop rigide pouvant conduire à la perte de l'implant. (3)

De nombreuses analyses ont suggéré que les implants en PEEK modifié par fibre de carbone pouvaient diminuer le stress-shielding comparativement aux implants en titane. (16)

Une étude plus récente de Sarot *et al.* suggère qu'il n'y a pas de différence sur la distribution du stress à l'os entre les implants en PEEK et en titane. De plus l'implant en titane répartit les contraintes de manière plus homogène par rapport à l'implant CFR-PEEK en raison de la moindre déformation de ce matériau. (26)

Le PEEK non modifié est de nature intrinsèquement hydrophobe, avec un angle de contact avec l'eau de 80 à 90° et bio-inerte. (27) Des études ont démontré que le PEEK non modifié n'avait pas d'effet significatif sur le taux de prolifération des cellules *in vitro*. (28) En effet, comme tous les polymères, sa faible énergie de surface limite l'adhésion cellulaire. (29)

Et au contraire, d'autres études ont observé une augmentation du renouvellement des protéines dans les cellules en contact avec les PEEK conventionnels et CFR-PEEK. (30)

Des études animales ont suggéré que le PEEK peut survivre jusqu'à 3 ans tout en induisant une inflammation localisée non remarquable. (27)

De plus, un certain nombre d'études suggèrent qu'il n'y a pas de différence significative entre l'ostéo-intégration des implants en PEEK et celle des implants conventionnels tels que le titane ou encore la zircone. (22,31)

Bien que le PEEK non modifié soit considéré comme un matériau bio-inerte, il n'y a cependant aucune preuve concluante d'effets ostéo-conducteurs du PEEK in vivo et in vitro. Par conséquent, sous sa forme non modifiée, le taux de survie à long terme des implants en PEEK est discutable. (18)

Afin d'améliorer les propriétés mécaniques et biologiques du PEEK, un certain nombre de modifications ont été apportées à ce matériau. Différents additifs bioactifs tels que l'hydroxyapatite, Ti, TiO₂, le phosphate β -tricalcique et le verre bioactif améliorent la bioactivité du PEEK. (23)

Actuellement, l'application ionique d'azote par immersion plasma sur la surface de l'implant semble être la technique la plus prometteuse, en modifiant la chimie de surface du PEEK, son activité biologique et ses propriétés antibactériennes sont améliorées. (32)

Les propriétés mécaniques du composite PEEK restent néanmoins sa faiblesse la plus importante pour un usage clinique en odontologie.

Malgré les réserves émises par les études quant à l'usage du PEEK en implantologie, des applications cliniques ont été réalisées. On trouve dans la littérature des cas d'ostéo-intégration des implants mais avec un faible recul clinique, ainsi que des cas d'échecs.

En 2010, Cougoulic *et al.* présente 3 cas cliniques ayant eu recours à des implants en PEEK modifié. Cependant, l'auteur n'a apporté aucune précision sur la longévité des réhabilitations ainsi que sur leur suivi. (33)

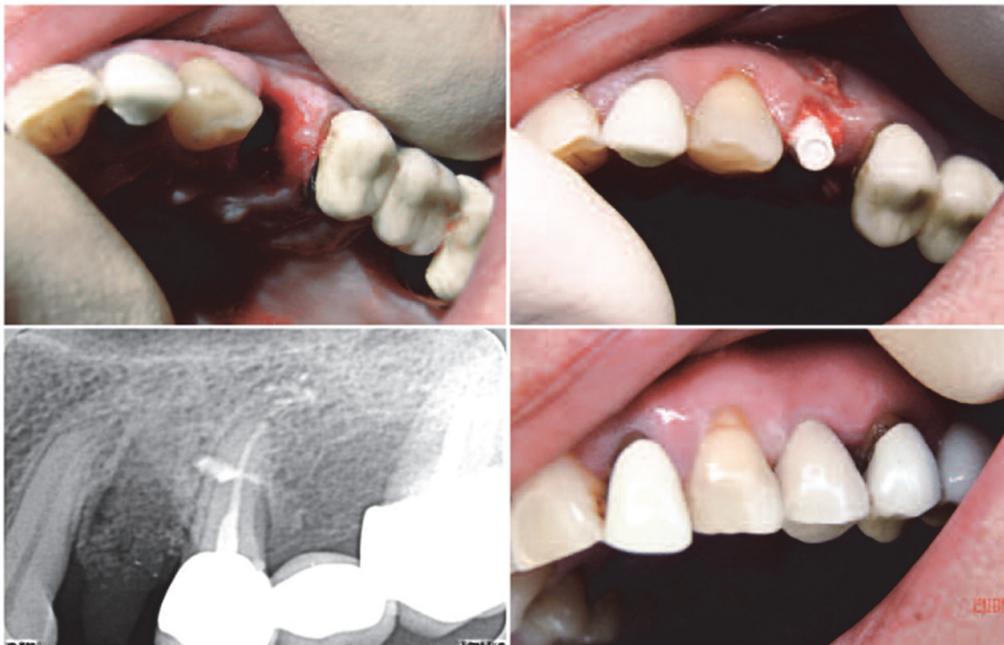


Fig. 11

Des cas d'échecs sont également référencés dans la littérature, c'est le cas notamment de Leskiner *et al.* qui en 2016 présente le cas d'une patiente de 58 ans atteinte de péri-implantite sur des implants en PEEK posé 1 an auparavant. La patiente n'est atteinte d'aucune pathologie systémique et est non fumeuse. (34)

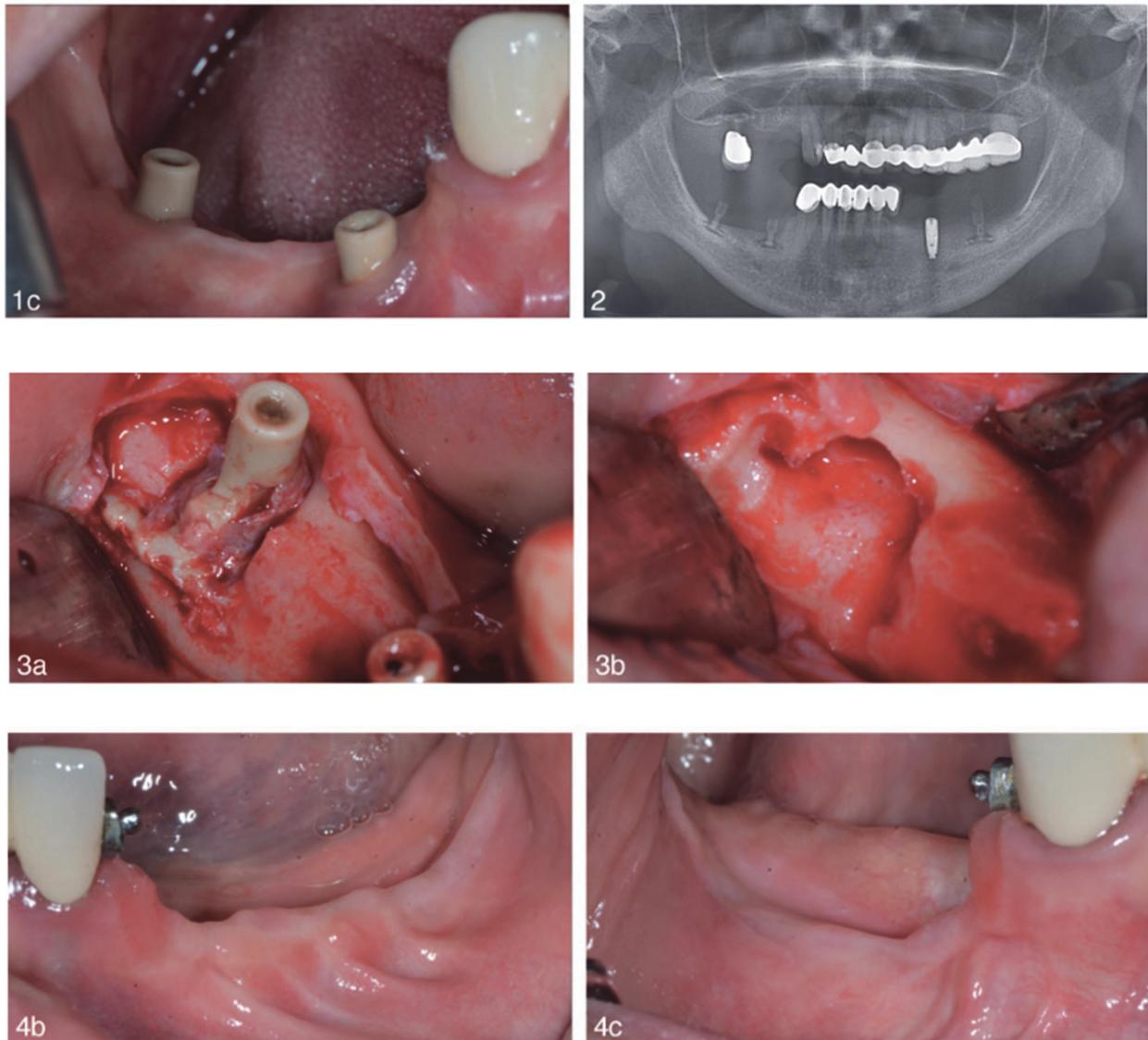


Fig. 12

Suite à la dépose des implants, une résorption osseuse importante s'est produite nécessitant des greffes osseuses avant une nouvelle phase chirurgicale implantaire que la patiente a refusée suite à son expérience.

La forme de l'implant doit être étudiée lors de la planification en prenant en compte également la possibilité de le déposer. Dans ce cas-ci la forme des implants en PEEK difficile à retirer à participer à augmenter le phénomène de résorption osseuse consécutifs à la dépose des implants. (34)

1.2. Les piliers implantaires

Compte tenu de sa biocompatibilité intéressante, le champ d'application du PEEK s'étend aux capuchons de cicatrisation, aux piliers de cicatrisation ainsi qu'aux piliers temporaires en implantologie. (18)

1.2.1. *Les piliers de cicatrisations*

En 2011, Koutouzis *et al.* mène un essai clinique randomisé. Le but de cette étude était d'évaluer les réponses des tissus mous et durs aux piliers de cicatrisation en titane et en polymère sur une période de 3 mois. (35)

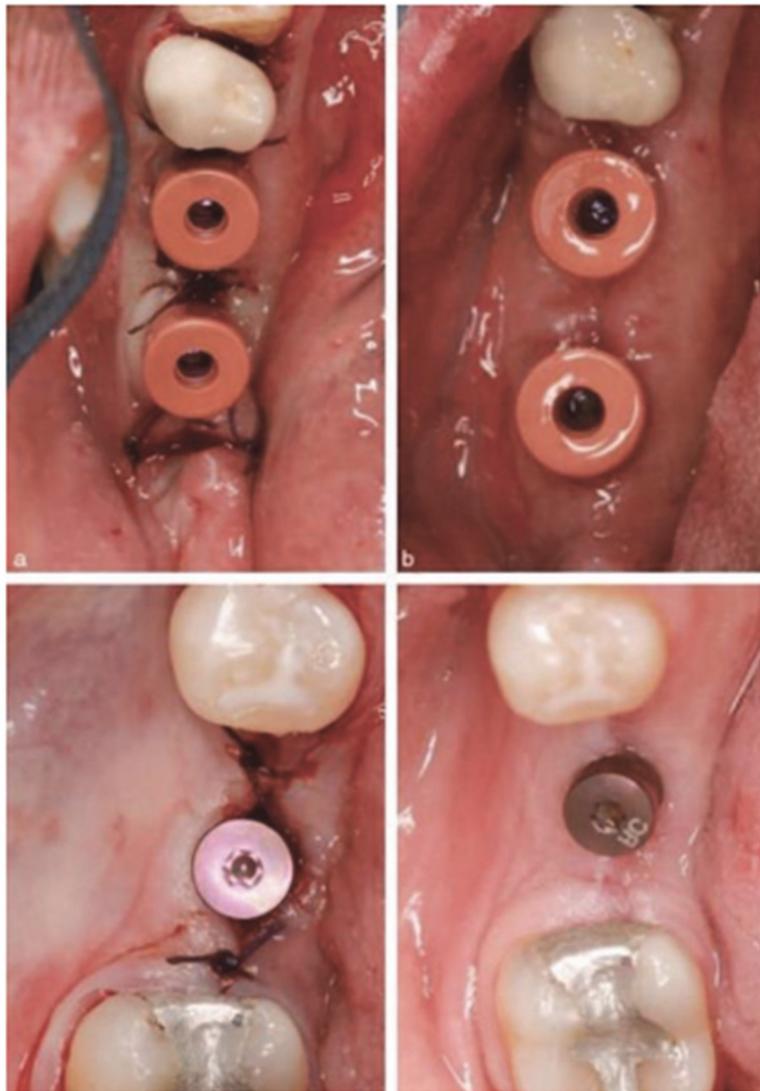


Fig. 13

L'étude montre qu'il n'y a pas de différence significative au niveau la résorption osseuse et l'inflammation des tissus mous autour des piliers en PEEK et en titane.

Les piliers de cicatrisation en PEEK n'entraînent pas de risque accru de perte osseuse marginale et de récession des tissus mous pendant la période de cicatrisation initiale. (Fig. 13 et 14)

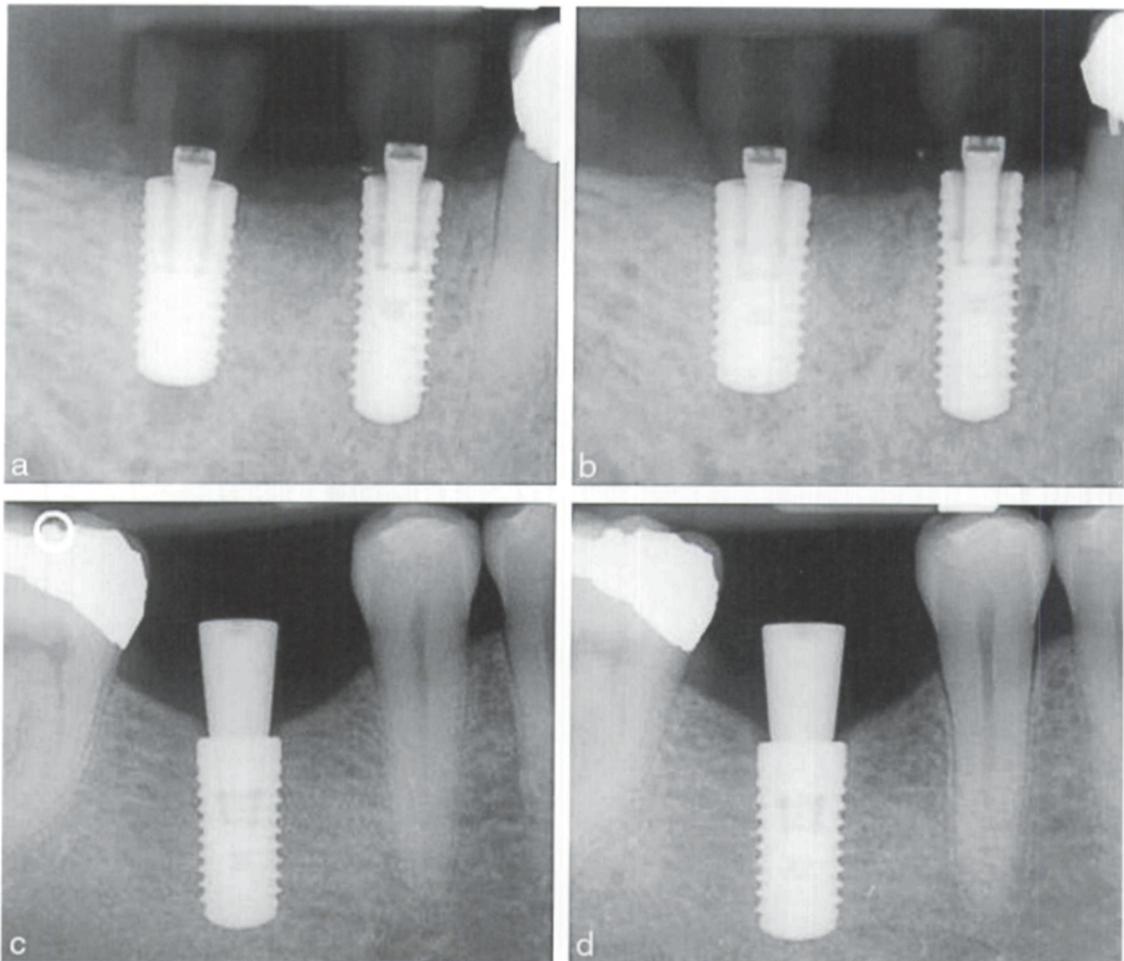


Fig. 14

La Figure 14 présente des radiographies rétro-alvéolaires d'implants avec piliers en PEEK après la pose (a) et à 3 mois (b), et d'un implant avec pilier en titane après la pose (c) et à 3 mois (d)

De plus, l'attachement de la flore microbienne buccale aux piliers PEEK est comparable voir inférieur à ceux en titane, zircone et polyméthacrylate de méthyle (PMMA). (36)

En effet, en 2015, Hahnel *et al.* publie une étude comparative s'intéressant à la formation de biofilm sur les piliers de cicatrisation.

La plus faible viabilité cellulaire indiquant la plus faible quantité de biomasse adhérente viable a été identifiée à la surface de PEEK, qui était significativement inférieure à celle de la zircone ($P < 0,001$), du titane ($P = 0,004$) et du PMMA ($P < 0,001$). (36)

Actuellement, de plus en plus de fabricants proposent des piliers provisoires en PEEK notamment Nobel® et Straumann®.

1.2.2. Les piliers préfabriqués

Le PEEK peut également être utilisé comme pilier définitif dans la réalisation de prothèse scellée sur implant. En 2019, Al-Rabab'ah *et al.* publie un cas :



Fig. 15



Fig. 16

Dans ce cas clinique, le remplacement d'une seule dent a été réalisé à l'aide d'un pilier Bio-HPP® sur mesure et d'une couronne en disilicate de lithium. (37)

L'un des intérêts supplémentaires qu'apporte ce polymère en comparaison aux piliers habituels est la possibilité d'effectuer facilement et directement en bouche des retouches sur le pilier par soustraction. En effet il permet de concevoir une prothèse provisoire adaptée à la technique de compression dynamique pour préformer le profil d'émergence et obtenir une prothèse définitive esthétique parfaitement adaptée à la situation clinique. (38)

De plus en plus de fabricants d'implants ajoutent à leur catalogue des piliers et des capuchons en PEEK. (3)



Fig. 17

AlphaBio® France propose un pilier implantaire provisoire droit en PEEK. Il peut être utilisé pour les restaurations provisoires transvissées ou scellées et ainsi que pour la mise en charge immédiate des implants unitaires ou multiples. (39)

Actuellement sur le marché, on trouve des piliers implantaires droits et angulés avec des connections à hexagone externe et interne en PEEK.

En 2014, Augustin-Panadero *et al.* publie une étude comparative sur le comportement mécanique des piliers implantaires provisoires dans laquelle les piliers provisoires en résine PEEK et méthacrylate ont montré une moindre résistance à la fracture que les groupes de piliers en titane. Suite à cette étude, l'utilisation de piliers provisoires en résine PEEK ou en méthacrylate est recommandée lorsque la prothèse provisoire reste en bouche sur une période de un à trois mois. (40)

1.3. La prothèse implantaire

Grâce à ses propriétés mécaniques très proche de l'os ainsi que sa biocompatibilité, le PEEK trouve un domaine d'application dans la fabrication des prothèses supra-implantaire.

En effet la fabrication assistée par ordinateur ainsi que la démocratisation de la CFAO dans les cabinets de ville ont rendu l'usage du PEEK plus facile.

La CFAO a permis une mise en œuvre plus rapide et à un moindre coup de ce biomatériau.

1.3.1. Prothèse complète transvissées

Actuellement les armatures des prothèses complètes transvissées sur implant sont réalisées en titane. Le coût de ce matériau ainsi que la difficulté d'usinage du titane ont conduit les laboratoires à se tourner vers de nouveaux matériaux comme le PEEK.

Les armatures rigides des prothèses complètes transvissées associées à des matériaux de revêtement occlusal permettent l'absorption et une répartition équilibrée des contraintes assurant la longévité de la prothèse et des implants. (41)

D'autre part, l'utilisation de résine acrylique comme matériau de recouvrement des prothèses complètes sur implant permet une meilleure absorption des forces d'impact sur la prothèse. (42)

Une armature en PEEK avec un module d'élasticité faible proche de celui de l'os cortical associé à un matériau de recouvrement avec un module d'élasticité similaire permettrait d'amortir davantage les forces occlusales et aurait un effet bénéfique en particulier pour les restaurations sur implant où la proprioception est inexistante du fait de l'absence de ligament parodontal. (43)

Le PEEK peut être associé au PMMA et autres matériaux tel que les résines composites. L'association du PEEK (4 GPa de module d'élasticité) et du PMMA ayant un module d'élasticité de 5 GPa garantirait un faible module d'élasticité à la restauration sur implant mais préserverait également la denture opposée de force occlusale importante. (44) Néanmoins la liaison entre le PEEK et le PMMA est complexe et nécessite des traitements de surface qui ne sont pas standardisés.

En 2018, Zoidis *et al.*, publie un cas de restauration all-on-4 maxillaire avec une prothèse complète sur implant dont l'armature est réalisée en PEEK et la résine de recouvrement en PMMA. (45)

La patiente de 65ans, ne présentait aucun antécédent médical et ne prenait aucun traitement.

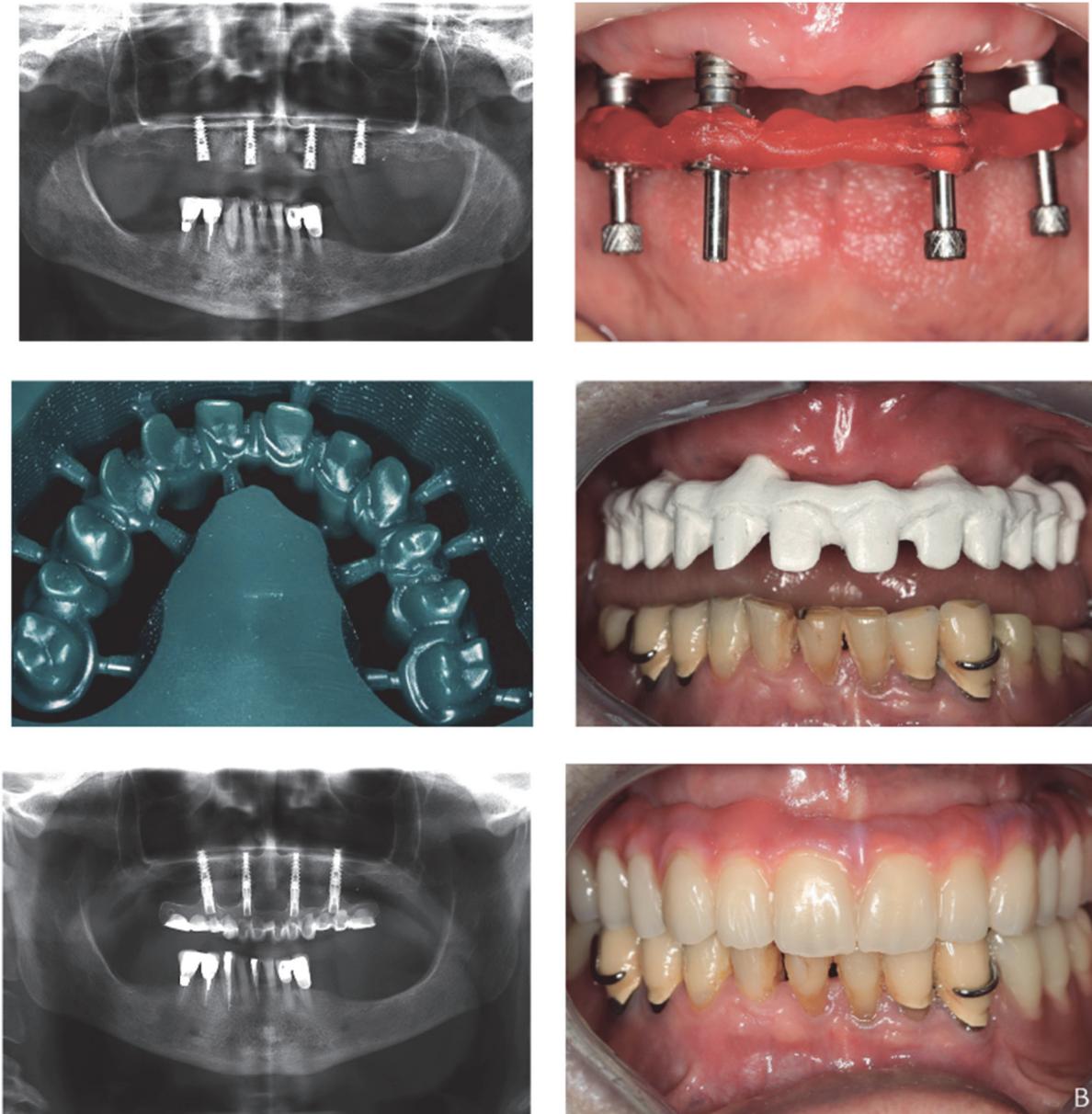


Fig. 18

A la réévaluation 2 ans après la pose, la prothèse n'a montré aucun signe de desserrage des vis, pas d'écaillage du matériau de recouvrement, de coloration ou d'usure particulière. Aucune perte osseuse péri-implantaire n'a également été observée.

De plus la radioclarité du PEEK permet d'évaluer radiographiquement le desserrage des vis.

1.3.2. Prothèse amovible sur implant

La prothèse amovible sur implant reste à ce jour la meilleure option thérapeutique en prothèse adjointe lorsqu'une réhabilitation en prothèse fixée est impossible pour des raisons médicales ou financières.

Elle nécessite la pose de minimum 2 implants à la mandibule et minimum 4 implants au maxillaire. Elle améliore considérablement la rétention et la stabilisation de la prothèse amovible et donc le confort du patient.

De nos jours, le PEEK trouve un usage en prothèse amovible sur implant. Il est utilisé comme constituant pour les éléments de liaisons des PACSI ainsi que dans l'armature et la structure des PACSI.

1.3.2.1. Élément de liaison

Les éléments de liaison permettent la connexion entre la prothèse amovible et les implants. Depuis quelques années, les fabricants proposent dans leur élément de connexion du PEEK, sa biocompatibilité diminuant l'inflammation présente autour des implants.

Le système Novaloc[®] développé par le fabricant Straumann est une connexion rétentive utilisée pour stabiliser la prothèse amovible sur implant. Il s'utilise en exerçant un effet « bouton de pression » sur des piliers Locator[®]. (46)



Le système Novaloc[®] est composé d'un boîtier qui peut être en titane ou en PEEK qui se fixe dans l'intrados de la prothèse ainsi que d'une unité de rétention en PEEK

Concernant les PACSI sur barre, une étude de Bayer *et al.*, a démontré qu'il n'y avait pas de différence significative entre les cavaliers en POM et ceux en PEEK. Le PEEK répond aux exigences de rétentions des cavaliers sur barre ronde bien qu'au bout de 3 mois, la rétention diminue un peu avant de se stabiliser. (47)

Dans cette étude, les cavaliers en PEEK sur barre ronde n'ont démontré aucun entretien particulier et ont fourni de meilleurs résultats que les anciens cavaliers en or qui se fracturaient souvent lors des manipulations de réajustement.

Le cavalier en PEEK semble être utile pour l'adaptation initiale de la prothèse amovible compétente sur implant mais à long terme la rétention doit être fournie par un cavalier avec des propriétés de rétention plus élevées pour une pleine satisfaction des patients ainsi que des praticiens.

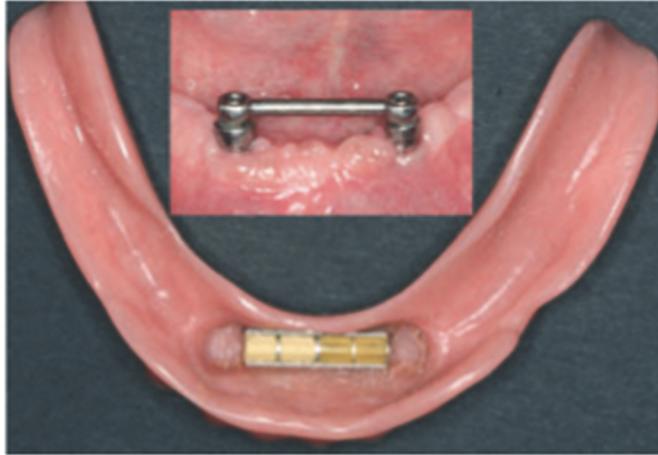


Fig. 19

1.3.2.2. Armature de prothèse totale amovible

L'armature en PEEK pour les prothèses totales amovibles sur implants semble être une alternative intéressante aux infrastructures en titane.

Son module d'élasticité proche de l'os rend ce matériau utile dans les restaurations implanto-portées où l'absence de ligament desmondontal empêche la proprioception.

En effet une armature en PEEK associée à un matériau de recouvrement en résine (PMMA) augmenterait la pérennité des restaurations en amortissant les forces occlusales. (48)

En 2019, Mangano *et al.*, s'est intéressé à la réalisation d'un cas clinique de PACSI sur 4 implants au maxillaire. La prothèse amovible sur implant a été conçue entièrement par CFAO, et l'infrastructure prothétique a été réalisée en PEEK. (49)



Fig. 20

D'après cet auteur, les procédures numériques ont eu l'intérêt de diminuer l'inconfort du patient ainsi que de réduire les travaux de laboratoire associés à la fabrication de la prothèse implantoportée. L'utilisation du PEEK a permis d'éliminer l'utilisation de métaux ce qui a réduit le coût et la durée de fabrication de la barre. D'autre part la fabrication par CFAO a démontré une adaptation et une passivité supérieure dans 80% des cas, permettant de passer au fraisage de la barre définitive. (49)

Néanmoins, cette étude a des limites : le faible nombre de patients inclus dans l'étude, le suivi limité ainsi que le fait que seules les barres (et non les prothèses) ont été fabriquées en CFAO. Une enquête plus approfondie est nécessaire pour confirmer les résultats émergeant de cette recherche.

1.3.3. Prothèse unitaire ou plurale sur implant

Lors de la réalisation de bridges implanto-portées, les épaisseurs minimales de réductions indiquées par les fabricants doivent être respectées pour éviter la fracture des différents éléments.

Les règles qui s'appliquent à la prothèse scellée dento ou implanto-portée s'applique également à la prothèse transvissée.

Épaisseur de réduction minimale de la paroi circonférentielle	Épaisseur de réduction minimale de la paroi occlusale	Dimension minimale de l'attachement
1 mm	1,5 mm	16 mm²

Fig. 21



Fig. 22

Jusqu'à ce jour, aucun fabricant ne commercialise des vis de piliers implantaire en PEEK.

2. Prothèse conjointe

Le PEEK possède également des applications en prothèse fixée. En effet des chapes pour couronnes ainsi que des armatures pour bridge peuvent être réalisées en PEEK. Ces armatures seront ensuite recouvertes par une résine composite de laboratoire pour un rendu plus esthétique. (3)

Comparativement au métal, régulièrement utilisé pour la réalisation des armatures en prothèse conjointe, le PEEK est plus esthétique de par sa teinte claire, plus stable, et biocompatible avec les tissus environnants. Néanmoins, de par sa couleur brun-grisâtre, le PEEK ne convient pas pour les restaurations esthétiques monolithiques des dents antérieures. Un matériau plus esthétique comme du composite doit être utilisé en revêtement afin d'obtenir un résultat esthétique. (7)

De nombreuses études se sont concentrées sur la capacité de la surface en PEEK non réactive à se lier avec de la résine composite esthétique de recouvrement. La qualité de la liaison des deux matériaux est un paramètre essentiel pour la pérennité et l'esthétique du traitement prothétique.

Le traitement de l'intrados reste également un paramètre important pour obtenir une bonne rétention au ciment adhésif. (50)

2.1. Traitement de surface du PEEK

Dans la littérature, de nombreuses méthodes de conditionnement de surface du PEEK sont proposées pour améliorer la liaison avec le revêtement en résine composite. L'abrasion à l'air avec et sans revêtement de silice crée une surface humide, tandis que le mordantage à l'acide sulfurique rend la surface rugueuse et traitée chimiquement. (7)

D'après Furmann *et al.*, on obtient des valeurs d'adhérence élevées en associant Rocatec® soft pour le sablage, le silane de la marque Monobond® Plus et la résine de collage de chez Luxatemp® Glaze & Bond. (51)

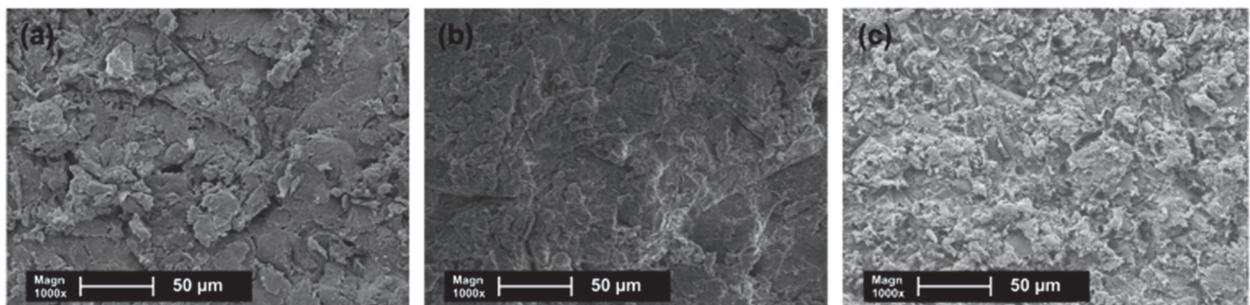


Fig. 23

La figure 23 illustre l'état de surface de PEKK amorphe (a), du PEKK cristallin (b) et (c) du PEEK renforcé de fibres (grossissement 1000 ×).

2.2. Traitement de l'intrados en PEEK

Deux aspects doivent être pris en compte dans le prétraitement de la surface PEEK pour gagner une meilleure adhésion au ciment adhésif : la modification de la surface PEEK (prétraitement) et l'application d'un système adhésif (conditionnement) pour permettre des interactions chimiques avec le ciment. (50)

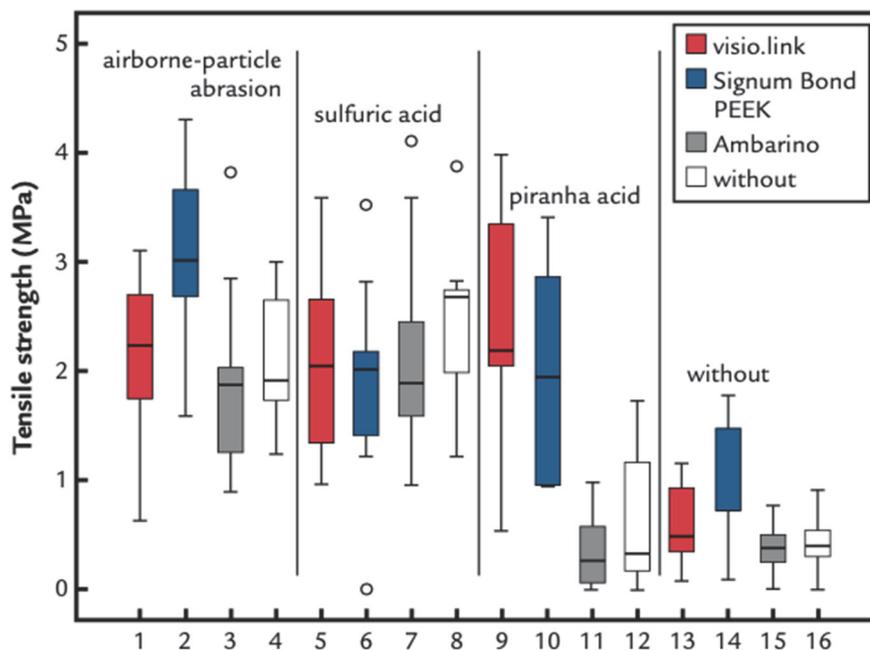


Fig. 24

La figure 24 compare les différentes forces de rétention des couronnes en polyétheréthercétone cimentées sur pilier pour chaque prétraitement et système adhésif, appliqués séparément.

D'après Uhrenbacher *et al.* pour les couronnes en PEEK dont l'intrados n'est pas traité préalablement, les forces de rétentions sont considérablement plus faibles.

On obtient une adhérence maximale après traitement par sablage ou mordantage à l'acide sulfurique et/ou l'utilisation d'un adhésif spécifique comme visio.link® et Signum® PEEK Bond. Le mordantage à l'acide piranha n'a pas d'intérêt (l'acide piranha ou acide de Caro est un mélange d'acide sulfurique et de peroxyde d'hydrogène qui permet de nettoyer les résidus organiques sur les substrats). (50)

Plusieurs auteurs ont depuis ces études, utilisés cliniquement le PEEK. C'est le cas notamment de Zoidis et Papatthaniou qui en 2016 ont utilisés ce matériau pour la réalisation de l'armature d'un bridge collé provisoire en temporisation après la pose de 2 implants mandibulaires. (52)

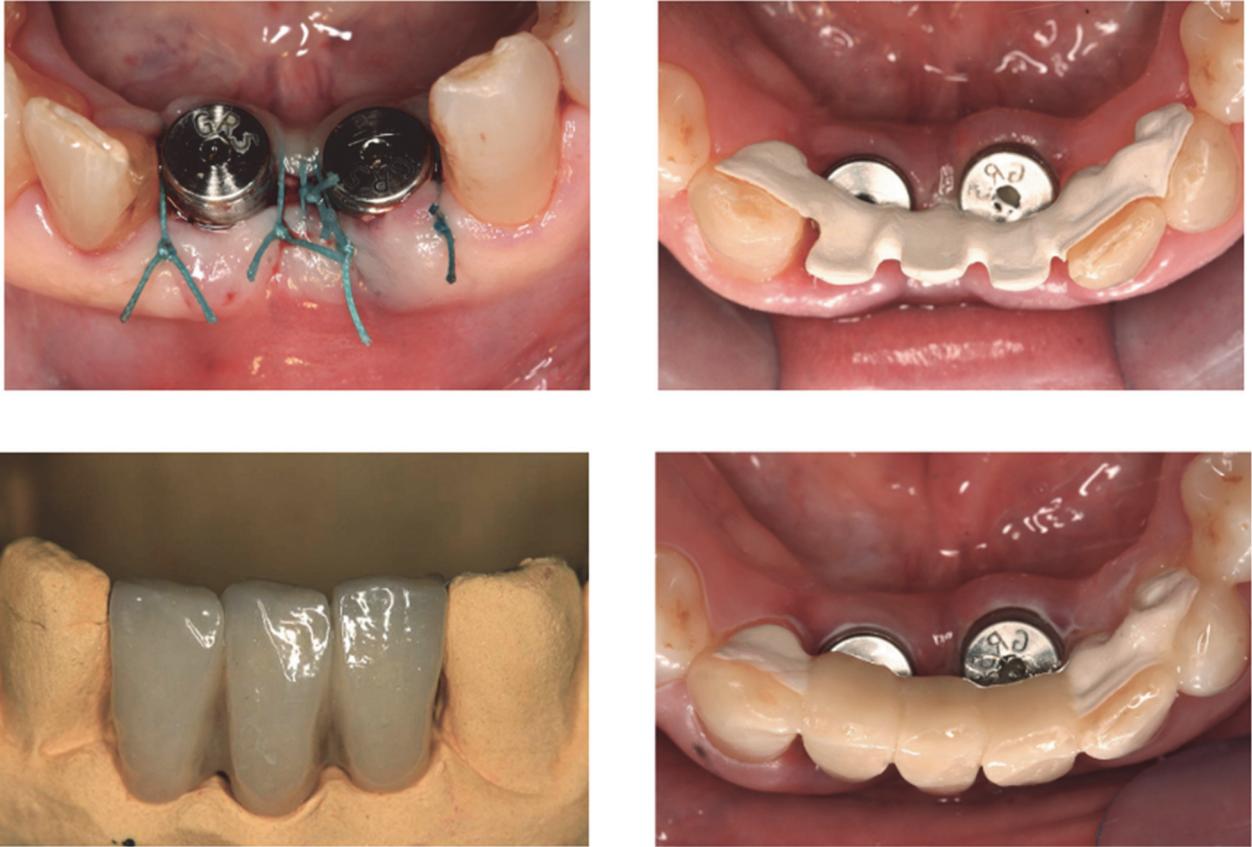


Fig. 25

Les praticiens ont justifié le choix de ce matériau car ses propriétés biomécaniques permettent de limiter les risques de décollement prothétique. Son module d'élasticité étant plus faible que les matériaux d'usages, le stress exercé sur l'interface de collage en est donc réduit. (52)

Ainsi, des études in vitro ont démontrés qu'en utilisant des matériaux moins rigides ont obtenait une plus grande pérennité des bridges collés. (53)



Fig. 25

De par ses propriétés optiques, le PEEK permet une bonne intégration esthétique de la restauration provisoire collée. De plus il peut être modifié en intra-buccal pour une adaptation parfaite aux profils d'émergences et donc une esthétique optimale.

La même année, le Dr. Andrikopoulou *et al.* a également publié un cas clinique. Un jeune garçon de 14 ans présentant une agénésie de la 12 ainsi que de la 23, réhabilité par un bridge collé au BioHPP®. (54)



Fig. 26

L'intérêt principal du PEEK dans cette situation clinique est esthétique et permet d'éviter un bandeau métallique disgracieux visible notamment au niveau des diastèmes.

Plus récemment, en 2018 Bechir *et al.* démontre un intérêt supplémentaire du PEEK. En effet les dents présentant des couronnes en PEEK permettraient une meilleure distribution du stress masticatoire à la dent support de couronne. De plus, les reconstitutions corono-radiculaire avec un module d'élasticité similaire à celui de la dentine sont connues pour réduire les concentrations de stress. Une armature en PEEK recouverte de composite offre donc une meilleure répartition des forces à la dent et au péri-apex comparé aux couronnes céramo-métalliques. (55)

D'autre part, les métaux relarguent dans la cavité buccale des ions métalliques et entraîne une corrosion. L'armature en PEEK offre au patient une inertie chimique et est une solution de remplacement pour les patients présentant des allergies aux métaux ou des goûts métalliques en bouche. (56)

Toutefois cette étude a démontré qu'un changement de couronne en passant d'une infrastructure en métal à une infrastructure en PEEK réduit le stress mais que le changement de reconstitution corono-radiculaire n'a pas d'impact. (57)

Pour finir les couronnes en PEEK ont montré une résistance à la traction significativement plus faible que les couronnes en zircone. Pour obtenir cliniquement une adhérence adéquate et durable sur le long terme la liaison au PEEK doit être améliorée. (50)

3. Prothèse adjointe

3.1. La prothèse partielle amovible

Actuellement les prothèses partielles amovibles avec châssis et crochet métallique en chrome-cobalt sont l'alternative principale pour les patients édentés partiels ne pouvant avoir recours à des moyens de restauration fixe.

Néanmoins, l'inesthétique des crochets métalliques, les sensations de goût métallique en bouche ainsi que les allergies ont conduit à l'introduction de matériaux thermoplastiques comme le nylon, le PEEK et la résine acétate. (58)

De nombreux auteurs se sont intéressés à l'application du PEEK en prothèse adjointe. En effet, de par sa biocompatibilité et son inertie chimique, ce matériau peut être utilisé pour remplacer l'alliage chrome-cobalt majoritairement présent dans la réalisation de l'armature et des crochets des châssis métalliques. (59)

Il peut être utilisé pour la réalisation du châssis uniquement, comme matériaux de structure ou dans la conception totale de la prothèse partielle amovible.

Bio HPP[®], une forme de PEEK modifiée avec 20% de fibre de céramique (58), est la plus avantageuse pour la réalisation des châssis. Elle possède une faible affinité pour la plaque dentaire ainsi que des propriétés de polissage excellentes. Aucune réaction allergique, ni aucun goût métallique en bouche n'ont été rapportés, ce qui semble être une alternative pour les patients présentant des allergies aux métaux. (60)

De par son module d'élasticité 4 GPa proche de celui de l'os humain, ce PEEK modifié permet de réduire le stress transmis aux dents supports de crochets bordant l'édentement et ainsi que le torque distal dans les cas de classe I de Kennedy, ce qui est donc bénéfique pour la santé parodontale de ces dents. (58)

La flexibilité du matériau entraînerait moins d'effet scoliodontique des dents supports de crochet. (5)

D'autre part, la couleur blanche du PEEK permet de répondre aux critères esthétiques de nombreux patients. Bien que la couleur soit blanchâtre et terne elle reste acceptable.

Zoidis *et al.* décrit en 2015 l'utilisation du BioHPP[®] de Bredent pour la réalisation d'une prothèse amovible partielle chez une patiente de 70 ans présentant un édentement de classe I de Kennedy et ne souhaitant plus de restauration métallique. (58)



Fig. 27



Fig. 28

La Figure 27 correspond à la situation clinique initiale avec une prothèse amovible partielle en Chrome cobalt. La Figure 28 correspond à la situation clinique finale avec la prothèse amovible partielle en PEEK reconnaissable à ses crochets de couleur blanche.

De par son faible poids moléculaire, le PEEK permet la conception de prothèse partielle bien plus légères que les prothèses d'usage en alliage chrome-cobalt ce qui augmente le confort et la satisfaction des patients.

En effet dans le cas ci-dessus, les auteurs ont décrit une diminution du poids de la prothèse de 27,5% comparativement à la prothèse en chrome-cobalt.

Concernant la résistance et la rétention des crochets en PEEK, une étude *in vitro* réalisée en 2012 par Tannous *et al.* montre une rétention des crochets en polymère nettement inférieure à celle des crochets en CrCo. (19) Une seconde étude menée par Nesreen El Mekawy et El Sayed Gad vient confirmer l'étude de Tannous *et al.* L'analyse statistique des résultats cliniques a montré une différence significative de rétention entre les crochets en CrCo et ceux en PEEK. Cette différence de rétention s'explique par la flexibilité du polymère. Néanmoins en augmentant la contre dépouille de 0,5 mm au lieu de 0,25 mm (mesure conventionnelle dans la réalisation des crochets en CrCo) on obtient des valeurs de rétention satisfaisantes pour une application clinique. (61)

D'autre part l'état de surface du BioHPP® présente une rugosité supérieure à celle des alliages CrCo. Ceci s'explique par la présence de fibre de céramique dans le polymère. Mais en utilisant du BioHPP pressé avec la technique de la cire perdu plutôt que par le système CAD/CAM et en respectant le strict protocole de polissage selon l'Université de Jena on obtient un état de surface poli à 0,0018 µm. (62)

Pour finir, le PEEK modifié ne présente aucune abrasivité sur les dents antagonistes et protège donc les dents naturelles de l'usure. (61)

Fages *et coll.* ont comparé la qualité d'adaption de deux châssis sur un même maître modèle. L'un des châssis réalisés en chrome-cobalt, l'autre en PEEK. (5)

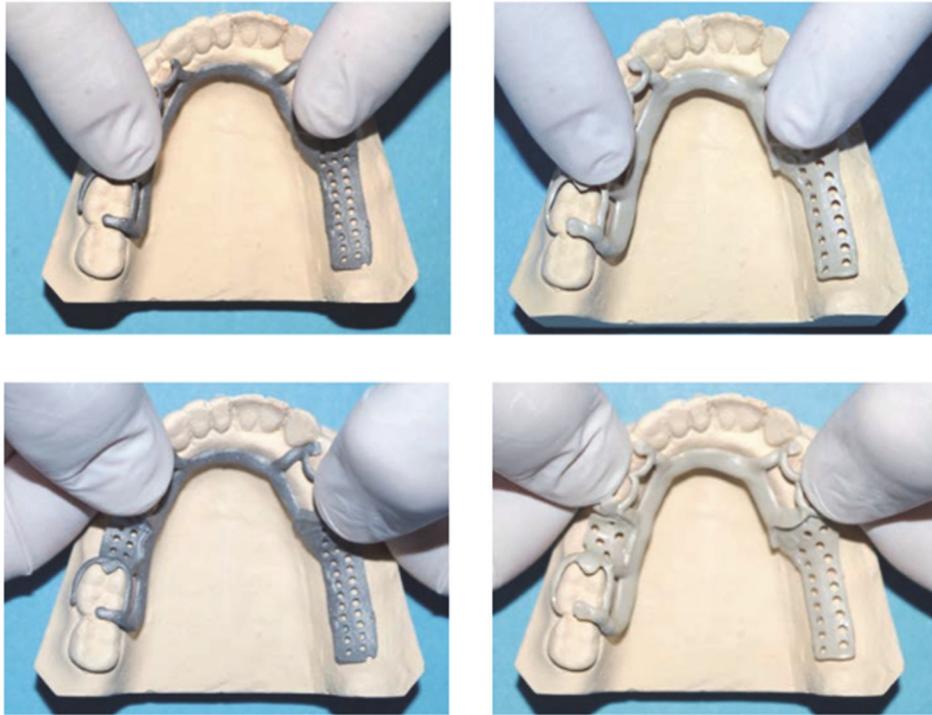


Fig. 29

La figure 29 présente à gauche un châssis dont l'armature est réalisée en chrome-cobalt, et à droite un châssis en PEEK.

Il apparaît au vu de cette étude comparative que du fait de la flexibilité du matériau en PEEK l'insertion se fait plus facilement pour le châssis en polymère.

D'après les données des fabricants, la flexibilité du PEEK entraînant une fragilité accrue, la réalisation de barre linguale pour les châssis mandibulaire est exclue au bénéfice d'un bandeau lingual.

Il est également recommandé de conserver une épaisseur minimale de 2 mm et une largeur minimale de 8 mm pour la conception d'un châssis. (63) Le tracé d'un châssis en PEEK doit être légèrement surdimensionné par rapport à un châssis métallique pour éviter les risques de fracture.

D'autre part, les bras de rétention des crochets en PEEK doivent également être épaissis participant ainsi à l'amélioration de la stabilisation et de la rétention du châssis. Ce surdimensionnement crée un encombrement supérieur au crochet métallique pouvant entraîner une gêne pour le patient. (58,64)

Le PEEK pourrait donc être intéressant comme matériaux d'usage pour la confection des châssis de par son faible poids, sa flexibilité facilitant l'insertion et diminuant l'effet scoliodontique, ainsi que sa couleur. Néanmoins les règles de conception doivent être modifiées en sur dimensionnant les épaisseurs pour éviter le risque de fracture.

3.2. La prothèse amovible complète

Les prothèses amovibles actuelles peuvent être source de réaction allergique pour de nombreux patients entraînant inconfort, sensation de picotement et de goût métallique en bouche. Les principaux matériaux responsables de ces désagréments sont à ce jour les résines acryliques ainsi que les alliages métalliques chrome-cobalt ou nickel-chrome présents dans l'armature de certaines prothèses totales.

L'utilisation d'une armature en PEEK dans l'intrados d'une prothèse totale amovible présente des avantages par rapport au titane. En effet, les couts sont réduits et les procédures de laboratoires sont plus simples. (48)

Néanmoins peu d'études se sont intéressées à la pérennité de ses prothèses. La flexibilité du PEEK entraîne un risque de fracture accrue, les épaisseurs recommandées par les fabricant sont surdimensionnées par rapport aux prothèses d'usage.

Cependant le faible module d'élasticité et la faible résistance à la fracture du PEEK conduisent le plus souvent à l'utilisation de PEKK pour la réalisation de l'armature de prothèse totale.

Dawon *et al.*, publie en 2018 un cas de prothèse amovible totale en PEKK. (65)

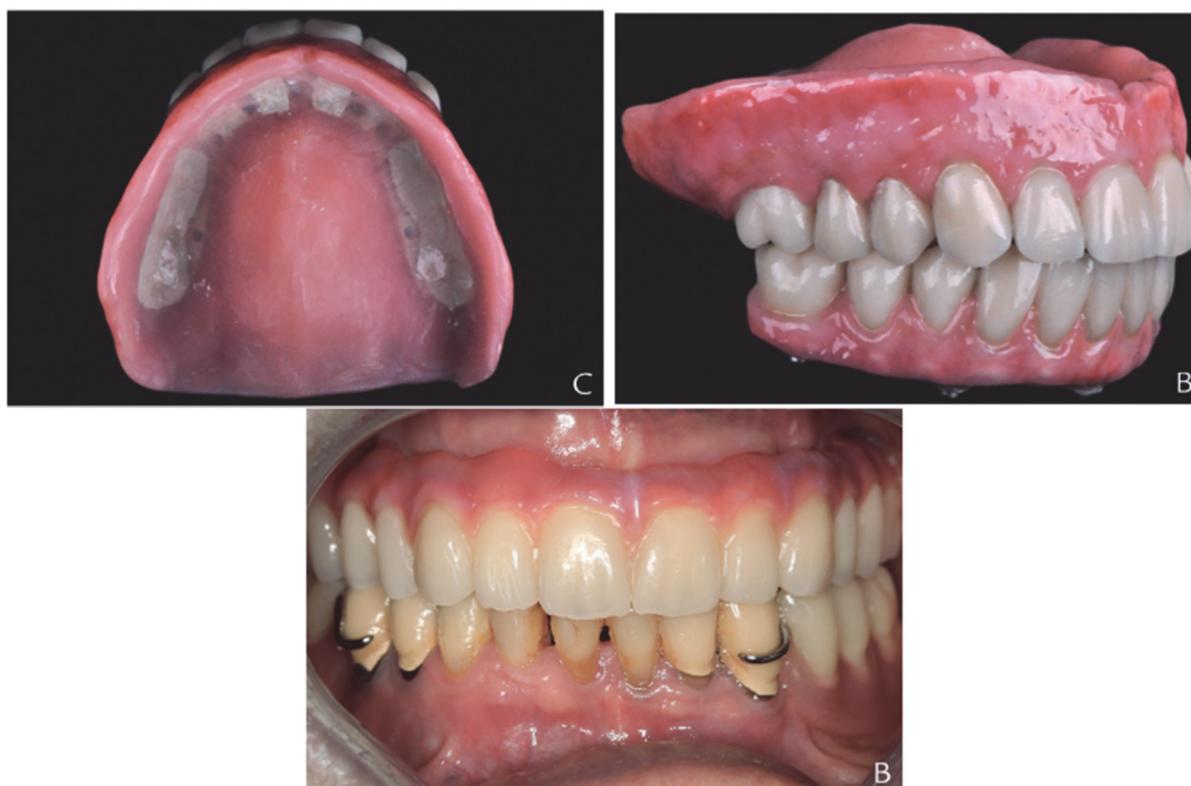


Fig. 30

3.3. Conception et fabrication des prothèses amovibles en PEEK

La fabrication des châssis reste également un critère de choix. En effet dans les laboratoires la conception et fabrication assistée par ordinateur (CFAO) s'impose de plus en plus. La CFAO permet de raccourcir les délais de fabrication, entraînant un confort et une précision supplémentaire pour les prothésistes. (66)

On distingue deux méthodes de conception :

- La **méthode traditionnelle** de la cire perdue
- La **méthode assistée par ordinateur** avec une conception virtuelle de la maquette soit après une empreinte optique intrabuccal, après scannage d'une empreinte ou encore après scannage du modèle en plâtre.

Cette modernisation fait évoluer les chaînes de production ainsi que la qualité et la nature des matériaux utilisés.

La fabrication assistée par ordinateur se déroule en deux méthodes, la méthode soustractive (consommatrice de matériaux) et la méthode additive.

La méthode additive est le prototypage rapide, qui par addition de matériaux crée des éléments calcinables ou des éléments métalliques. La méthode soustractive est l'usinage. (67)

Les différentes méthodes de production de châssis pour prothèse amovible partielle en CFAO (5) :

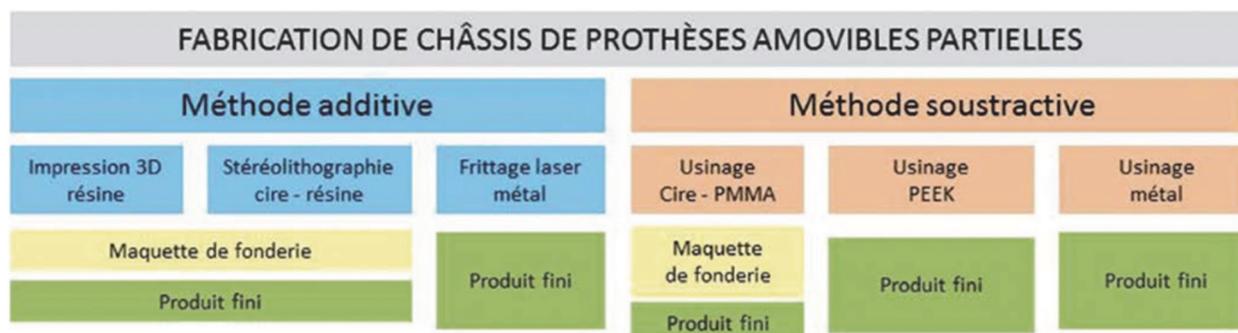


Fig. 31

L'utilisation de l'usinage pour les châssis métallique en prothèse amovible reste peu courante. La perte de matériaux est conséquente, et la dureté du métal demande des machines spécifiques.

Le frittage laser donne de bon résultat mais demande l'utilisation d'un alliage spécifique et une expertise particulière qui explique qu'il ne soit pas plus démocratisé. (68)

Le PEEK est un matériau facilement usinable qui ne nécessite aucun traitement post-usinage. (5)

La résistance à la fracture des prothèses en PEEK fabriquées par CFAO est de l'ordre de 2354 N. Il possède donc une résistance plus élevée que la céramique de disilicate de lithium (950 N), l'aluminium (851 N) ou encore la zircone (981-1331 N). (69)

Les fabricants distribuent le PEEK sous forme de disque usinable (a), sous forme de granulés (b) ou encore sous forme de fil pour imprimante 3D (c).



Fig. 32

Les granulés sont à utiliser dans la méthode de pressée par cire perdue. La maquette en cire est confectionnée soit manuellement soit par CFAO puis va être introduite dans du plâtre. Une fois chauffée et la température de fusion du PEEK atteinte, les granulés sont introduits et vont remplacer la cire.

Cette opération s'effectue sous pression et sous vide afin d'éviter les bulles. La pièce est démoulée une fois le tout refroidie.

Lors de l'utilisation de la méthode de cire perdue, la température du moule doit être comprise entre 160 et 190°. Il faut légèrement dépasser la température de transition vitreuse pour éviter la formation d'une couche superficielle amorphe.

La méthode de la cire perdue est donc opérateur dépendante. (69)

4. Discussion

Le PEEK semble être un matériau prometteur dans l'avenir des réhabilitations prothétiques en odontologie.

Son faible module d'élasticité, sa légèreté ainsi que sa biocompatibilité semble répondre à toutes les doléances actuellement connues et provoquées par les matériaux d'usage.

Différents auteurs se sont intéressés à ses propriétés, mais malgré les quelques cas cliniques d'application du PEEK référencés, son utilisation reste une part minime des matériaux employés dans le cadre de l'odontologie de réhabilitation.

De fait, de nombreux domaines d'application existent, en implantologie, avec les implants en PEEK modifié pour renforcer le matériau mais également augmenter l'adhésion cellulaire et l'ostéointégration de ses implants. Le PEEK est présent dans la conception des piliers implantaires de cicatrisation ainsi que des piliers définitifs : au vu des différentes études citées précédemment, c'est dans ce domaine que ses propriétés paraissent les plus prometteuses. Cependant, des études complémentaires semblent nécessaires afin d'accorder un réel intérêt au pilier de cicatrisation en PEEK.

Plus récent, quelques laboratoires se sont lancés dans la réalisation de couronnes implantaires portées en PEEK mais peu d'articles sont référencés et suggèrent réellement un intérêt pour ce domaine d'application.

Concernant les couronnes dento-portées en PEEK, leur module d'élasticité proche de celui de la dentine semble être une alternative aux matériaux présents dans le commerce. Leur comportement élastique protégerait la dent support de couronne mais également les dents opposées. Cependant, il est difficile d'établir un protocole de collage concernant ce polymère, les recommandations variant d'une étude à l'autre.

En ce qui concerne la prothèse amovible, le PEEK semble une alternative intéressante pour les patients allergiques aux métaux. Le poids du stellite en PEEK est également un avantage indéniable de ce biomatériau. Un surdimensionnement du châssis est toutefois nécessaire pour éviter le risque de fracture.

Malgré les nombreuses possibilités présentées au cours de ce travail, le manque de recul clinique est un frein à considérer avant de déterminer des domaines d'application préférentiels. Il semble nécessaire que des études prospectives soient menées afin d'évaluer *in vivo*, les modifications que ce matériau peut subir, leurs conséquences et les différentes possibilités pour y remédier, particulièrement dans le cadre des prothèses d'usage.

5. Conclusion

La volonté croissante de reproduire la nature a poussé les chercheurs à s'intéresser à de nouveaux biomatériaux.

Bien que le PEEK soit un matériau ayant fait ses preuves depuis quelques années dans des domaines comme l'orthopédie, l'ingénierie ou encore l'aérospatiale, ses domaines d'application en odontologie restent restreints du fait du peu de recul clinique.

Néanmoins, le PEEK semble être un matériau prometteur de par ses propriétés chimiques, mécaniques ainsi que sa biocompatibilité. En effet, son inertie chimique ainsi que son absence de solubilité permettraient une longévité des restaurations intrabuccales. D'autre part, son module d'élasticité proche de celui de l'os cortical associé à son faible poids pourrait remplacer le titane, dans certaines situations, afin de limiter les contraintes mécaniques sur les implants et pour un plus grand confort des patients.

Actuellement, l'exigence des patients de plus en plus importante ainsi que la nécessaire traçabilité des matériaux, contribuent à développer l'utilisation de ce polymère, dont la biocompatibilité est excellente, qui semble être prometteur pour les patients, d'autant plus pour ceux présentant des intolérances aux alliages métalliques ou résines acryliques en bouche.

L'un des intérêts qu'apporte le PEEK par rapport aux matériaux déjà existants dans le commerce est son faible module d'élasticité. En plus de sa biocompatibilité et de sa faible affinité pour la plaque dentaire, il garantirait des restaurations peu iatrogènes sur des dents déjà fragilisées par des soins conservateurs, un support parodontal affaibli mais également pour des réhabilitations implantaires.

D'autre part, les propriétés radiologiques du PEEK facilite son usage pour le contrôle d'éventuelle infiltrations carieuses ou le vissage de restauration sur implant.

Ses propriétés esthétiques, bien que stable dans le temps, ne permettent pas l'emploi du PEEK sous forme monolithique pour les restaurations antérieures esthétiques. En effet sa couleur terne et blanchâtre nécessite l'usage d'un matériau de recouvrement pour un rendu plus naturel.

Le développement de la CFAO et sa démocratisation dans les cabinets de ville peut faciliter le recours à l'utilisation du PEEK, mais bien que ce polymère semble être très prometteur pour un usage en odontologie, le manque de recul clinique reste un frein important. Il semble donc nécessaire de poursuivre les investigations sur ce biomatériau afin de confirmer les indications qui pourraient être les siennes à l'avenir.

TABLE DES FIGURES

- Fig. 1 :* Structures des PEEKs et des PEKKS (3)
- Fig. 2 :* Les différents polymères utilisés dans l'industrie (3)
- Fig. 3 :* Illustration de l'effet de la température sur les propriétés des polymères. (70)
- Fig. 4 :* Détermination expérimentale du module de Young (71)
- Fig. 5 :* Propriétés mécaniques des PEEKs et PEKKS en comparaison avec l'os cortical et les matériaux utilisés en odontologie prothétiques (3)
- Fig. 6 :* Propriétés mécaniques et chimiques de 3 types de PEEK et du PEKK commercialisés en odontologie (3)
- Fig. 7 :* Armature de bridge en PEEK (63)
- Fig. 8 :* Rétro-alvéolaire post opératoire après la pose d'un implant en PEEK (72)
- Fig. 9 :* Schéma des différents traitements de modification de l'état de surface des implants en PEEK (12)
- Fig. 10 :* Tableau récapitulatif des propriétés du PEEK et du PEKK (73)
- Fig. 11 :* Photographie d'une extraction/implantation immédiate de 24 avec un implant en PEEK modifié. (33)
- Fig. 12 :* Cas clinique du Docteur Leskiner (34)
- Fig. 13 :* Photographie comparant la cicatrisation entre en haut les piliers en PEEK et en bas des piliers en titane (35)
- Fig. 14 :* Radiographie retro-alvéolaire présentant la cicatrisation osseuse d'un implant avec pilier en PEEK en comparaison a un implant avec pilier en titane (35)
- Fig. 15 :* Cas clinique du Docteur Al-Rabab'ah Situation pré-opératoire (37)
- Fig. 16 :* Cas clinique du Docteur Al-Rabab'ah situation post opératoire (37)
- Fig. 17 :* Pilier provisoire droit AlphaBio® France (39)
- Fig. 18 :* Illustration d'un cas Clinique de restauration All-on-4 maxillaire avec armature en PEEK (45)
- Fig. 19 :* Photographie d'une PACSI mandibulaire avec cavaliers en PEEK (47)

- Fig. 20* : Illustration d'un cas clinique d'une PACSI maxillaire sur 4 implants (49)
- Fig. 21* : Tableau récapitulatif des épaisseurs à respecter pour le PEEK (63)
- Fig. 22* : Photographie d'un bridge implant porté en PEEK réalisé par Laboratoire Davis Raffenaud à Paris
- Fig. 23* : Photographie réalisée au microscope de l'état de surface du PEKK amorphe (a), du PEKK cristallin (b) et PEEK renforcé de fibres (c) (grossissement 1000 ×) (51)
- Fig. 24* : Graphique comparant les forces de rétention des couronnes en polyétheréthère cémentées sur pilier pour chaque prétraitement et système adhésif, appliqués séparément (50)
- Fig. 25* : Illustration d'un cas clinique d'un bridge provisoire à ailettes en PEEK (52)
- Fig. 26* : Illustration d'un bridge collé en PEEK chez un patient présentant une agénésie de 12 (54)
- Fig. 27* : Situation clinique initiale avec PAP en Cr-Co (58)
- Fig. 28* : Situation Clinique finale avec PAP en PEEK (58)
- Fig. 29* : A gauche un châssis dont l'armature est réalisée en chrome-cobalt, et à droite un châssis en PEEK. (5)
- Fig. 30* : Photographie de prothèse totale en PEKK (65)
- Fig. 31* : Tableau présentant les différentes méthodes de production de châssis pour prothèse amovible partielle en CFAO (5)
- Fig. 32* : Le PEEK sous forme de disque usinable (a), sous forme de granulés (b) ou encore sous forme de fil pour imprimante 3D (c)

BIBLIOGRAPHIE

1. Ravald N, Dahlgren S, Teiwik A, Gröndahl K. Long-term evaluation of Astra Tech and Brånemark implants in patients treated with full-arch bridges. Results after 12-15 years. *Clin Oral Implants Res.* oct 2013;24(10):1144-51.
2. Rashid H, Sheikh Z, Vohra F. Allergic effects of the residual monomer used in denture base acrylic resins. *Eur J Dent.* 2015;9(4):614-9.
3. Jacquot B. Des polymères thermoplastiques hautes performances en odontologie. 2017;2:5.
4. Surface activation of polyetheretherketone (PEEK) and formation of calcium phosphate coatings by precipitation. :8.
5. Picart B, Margerit J, Fages M, Lambert E, Chansavang EM, Souvairan R, et al. PEEK vs Cr-Co : comparaison de deux types de châssis de prothèse amovible partielle. 2016;16:10.
6. Monich PR, Berti FV, Porto LM, Henriques B, Novaes de Oliveira AP, Fredel MC, et al. Physicochemical and biological assessment of PEEK composites embedding natural amorphous silica fibers for biomedical applications. *Mater Sci Eng C.* oct 2017;79:354-62.
7. Skirbutis G. PEEK polymer's properties and its use in prosthodontics. A review. 2018;20(2):5.
9. Liebermann A, Wimmer T, Schmidlin PR, Scherer H, Löffler P, Roos M, et al. Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *J Prosthet Dent.* mars 2016;115(3):321-328.e2.
10. Sampaio M, Buciumeanu M, Henriques B, Silva FS, Souza JCM, Gomes JR. Tribocorrosion behavior of veneering biomedical PEEK to Ti6Al4V structures. *J Mech Behav Biomed Mater.* févr 2016;54:123-30.
11. Gao S, Gao S, Xu B, Yu H. Effects of Different pH-Values on the Nanomechanical Surface Properties of PEEK and CFR-PEEK Compared to Dental Resin-Based Materials. *Materials.* août 2015;8(8):4751-67.
12. Ma R, Tang T. Current Strategies to Improve the Bioactivity of PEEK. *Int J Mol Sci.* avr 2014;15(4):5426-45.
13. Eschbach L. Nonresorbable polymers in bone surgery. *Injury.* déc 2000;31:D22-7.
14. Millet P, Weiss P. Propriétés physiques des matériaux dentaires. :22.
15. Wang L, Huang L, Li X, Zhong D, Li D, Cao T, et al. Three-Dimensional Printing PEEK Implant: A Novel Choice for the Reconstruction of Chest Wall Defect. *Ann Thorac Surg.* mars 2019;107(3):921-8.

16. Lee W-T, Koak J-Y, Lim Y-J, Kim S-K, Kwon H-B, Kim M-J. Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2012;100B(4):1044-52.
17. Jacquot B. Propriétés mécaniques des Biomatériaux utilisés en Odontologie. :26.
18. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res.* 1 janv 2016;60(1):12-9.
19. Tannous F, Steiner M, Shahin R, Kern M. Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dent Mater.* mars 2012;28(3):273-8.
20. Jacquot B. Le PEEK et le PEKK Des polymères thermoplastiques hautes performances en odontologie.
21. Kurtz SM. PEEK Biomaterials Handbook. William Andrew; 2019. 468 p.
22. Schwitalla A, Müller W-D. PEEK Dental Implants: A Review of the Literature. *J Oral Implantol.* déc 2013;39(6):743-9.
23. Almasi D, Iqbal N, Sadeghi M, Sudin I, Abdul Kadir MR, Kamarul T. Preparation Methods for Improving PEEK's Bioactivity for Orthopedic and Dental Application: A Review. *Int J Biomater [Internet].* 2016 [cité 3 avr 2020];2016.
24. Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials.* nov 2007;28(32):4845-69.
25. Zhao Y, Wong HM, Wang W, Li P, Xu Z, Chong EYW, et al. Cytocompatibility, osseointegration, and bioactivity of three-dimensional porous and nanostructured network on polyetheretherketone. *Biomaterials.* 1 déc 2013;34(37):9264-77.
26. Sarot JR, Contar CMM, Cruz ACC da, de Souza Magini R. Evaluation of the stress distribution in CFR-PEEK dental implants by the three-dimensional finite element method. *J Mater Sci Mater Med.* juill 2010;21(7):2079-85.
27. Nieminen T, Kallela I, Wuolijoki E, Kainulainen H, Hiidenheimo I, Rantala I. Amorphous and crystalline polyetheretherketone: Mechanical properties and tissue reactions during a 3-year follow-up. *J Biomed Mater Res A.* 2008;84A(2):377-83.
28. Wenz LM, Merritt K, Brown SA, Moet A, Steffee AD. In vitro biocompatibility of polyetheretherketone and polysulfone composites. *J Biomed Mater Res.* 1990;24(2):207-15.
29. Sola A, Bellucci D, Cannillo V. Functionally graded materials for orthopedic applications – an update on design and manufacturing. *Biotechnol Adv.* sept 2016;34(5):504-31.
30. Morrison C, Macnair R, MacDonald C, Wykman A, Goldie I, Grant MH. In vitro biocompatibility testing of polymers for orthopaedic implants using cultured fibroblasts and osteoblasts. *Biomaterials.* sept 1995;16(13):987-92.

31. Koch FP, Weng D, Krämer S, Biesterfeld S, Jahn-Eimermacher A, Wagner W. Osseointegration of one-piece zirconia implants compared with a titanium implant of identical design: a histomorphometric study in the dog. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21(3):350-6.
32. Gan K, Liu H, Jiang L, Liu X, Song X, Niu D, et al. Bioactivity and antibacterial effect of nitrogen plasma immersion ion implantation on polyetheretherketone. *Dent Mater.* nov 2016;32(11):e263-74.
33. Cougoulic J-P. Un nouveau matériaux « metal-free » en implantologie: le Biopik.pdf. [cité 3 avr 2020]
34. Leskiner I, Aydogdu A, Ozturan S. Surgical Removal of Poly-Ether-Ether-Ketone-Derived Basal Type Implants: A Case Report. *J Oral Implantol.* oct 2016;42(5):432-5.
35. Koutouzis T, Richardson J, Lundgren T. Comparative Soft and Hard Tissue Responses to Titanium and Polymer Healing Abutments. *J Oral Implantol.* 2011;37:174-82.
36. Hahnel S, Wieser A, Lang R, Rosentritt M. Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clin Oral Implants Res.* nov 2015;26(11):1297-301.
37. AL-Rabab'ah M, Hamadneh W, Alsalem I, Khraisat A, Abu Karaky A. Use of High Performance Polymers as Dental Implant Abutments and Frameworks: A Case Series Report. *J Prosthodont.* avr 2019;28(4):365-72.
38. Wittneben J-G, Buser D, Belser UC, Brägger U. Peri-implant Soft Tissue Conditioning with Provisional Restorations in the Esthetic Zone: The Dynamic Compression Technique. *Int J Periodontics Restorative Dent.* juill 2013;33(4):446-55.
40. Agustín-Panadero R, Serra-Pastor B, Roig-Vanaclocha A, Román-Rodríguez J-L, Fons-Font A. Mechanical behavior of provisional implant prosthetic abutments. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* janv 2015;20(1):e94-102.
41. Rubo JH, Souza EAC. Finite-Element Analysis of Stress on Dental Implant Prosthesis. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010;12(2):105-13.
42. Gracis SE, Nicholls JI, Chalupnik JD, Yuodelis RA. Shock-Absorbing Behavior of Five Restorative Materials Used on Implants. *Int J Prosthodont.* 5 juin 1991;4(3):282-91.
43. Seemann R, Marincola M, Seay D, Perisanidis C, Barger N, Ewers R. Preliminary Results of Fixed, Fiber-Reinforced Resin Bridges on Four 4- × 5-mm Ultrashort Implants in Compromised Bony Sites: A Pilot Study. *J Oral Maxillofac Surg.* avr 2015;73(4):630-40.
44. Suwannaroop P, Chaijareenont P, Koottathape N, Takahashi H, Arksornnukit M. In vitro wear resistance, hardness and elastic modulus of artificial denture teeth. *Dent Mater J.* 2011;30(4):461-8.
45. Zoidis P. The all-on-4 modified polyetheretherketone treatment approach: A clinical report. *J Prosthet Dent.* avr 2018;119(4):516-21.

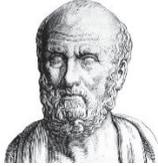
47. Bayer S, Komor N, Kramer A, Albrecht D, Mericske-Stern R, Enkling N. Retention force of plastic clips on implant bars: a randomized controlled trial. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(12):1377-84.
48. Zoidis P. Polyetheretherketone Overlay Prosthesis over High Noble Ball Attachments to Overcome Base Metal Sensitivity: A Clinical Report. *J Prosthodont.* 2018;27(8):688-93.
49. Mangano F, Mangano C, Margiani B, Admakin O. Combining Intraoral and Face Scans for the Design and Fabrication of Computer-Assisted Design/Computer-Assisted Manufacturing (CAD/CAM) Polyether-Ether-Ketone (PEEK) Implant-Supported Bars for Maxillary Overdentures. *Scanning.* 22 août 2019;2019:1-14.
50. Uhrenbacher J, Schmidlin PR, Keul C, Eichberger M, Roos M, Gernet W, et al. The effect of surface modification on the retention strength of polyetheretherketone crowns adhesively bonded to dentin abutments. *J Prosthet Dent.* 1 déc 2014;112(6):1489-97.
51. Fuhrmann G, Steiner M, Freitag-Wolf S, Kern M. Resin bonding to three types of polyaryletherketones (PAEKs)—Durability and influence of surface conditioning. *Dent Mater.* mars 2014;30(3):357-63.
52. Zoidis P, Papathanasiou I. Modified PEEK resin-bonded fixed dental prosthesis as an interim restoration after implant placement. *J Prosthet Dent.* nov 2016;116(5):637-41.
53. Ibrahim AA, Byrne b D, Hussey DL, Claffey N. Bond strengths of maxillary anterior base metal resin-bonded retainers with different thicknesses. *J Prosthet Dent.* sept 1997;78(3):281-5.
54. Andrikopoulou E, Zoidis P, Artopoulou I, Doukoudakis A. Modified PEEK Resin Bonded Fixed Dental Prosthesis for a Young Cleft Lip and Palate Patient. *J Esthet Restor Dent.* 7 août 2016;28(4):201-7.
55. Bechir E, Bechir A, Cherana G, Manu R, Burcea A, Dascalu I. The Advantages of BioHPP Polymer as Superstructure Material in Oral Implantology. *Mater Plast.* 15 févr 2016;53.
56. Effets galvanique Le monde dentaire, European Dental Magazine 114 ; 2002, Danze J-M.pdf.
57. Tekin S, Adıgüzel Ö, Cangül S. An evaluation using micro-CT data of the stress formed in the crown and periodontal tissues from the use of PEEK post and PEEK crown: A 3D finite element analysis study. *Int Dent Res.* déc 2018;8(3):144-50.
58. Zoidis P, Papathanasiou I, Polyzois G. The Use of a Modified Poly-Ether-Ether-Ketone (PEEK) as an Alternative Framework Material for Removable Dental Prostheses. A Clinical Report. *J Prosthodont.* oct 2016;25(7):580-4.
59. Pacurar M, Bechir ES, Suciuc M, Bechir A, Biris CI, Mola FC, et al. The Benefits of Polyether-Ether-Ketone Polymers in Partial Edentulous Patients. *Mater Plast.* :4.

60. Bathala L, Department of Prosthodontics, Lenora Institute of Dental Sciences, Rajahmundry, India, Lakshmana Bathala Professor & HOD, Department of Prosthodontics, Lenora Institute of Dental Sciences, Rajahmundry, Department of Oral & Maxillofacial Surgery, Lenora Institute of Dental Sciences, Rajahmundry, India, Rachuri N, et al. The Role of Polyether Ether Ketone (Peek) in Dentistry – A Review. *J Med Life*. janv 2019;12(1):5-9.
61. El Mekawy N, Gad E. Retentive Force And Surface Roughness Of Partial Removable Frameworks Fabricated From Conventional Chrome-Cobalt And CAD / CAM Modified Poly-Ether-Etherketone Materials (Within-Subject Evaluation). 1 oct 2016;62:5055:5062.
64. Knezović Zlatarić D, Čelebić A, Valentić-Peruzović M. The Effect of Removable Partial Dentures on Periodontal Health of Abutment and Non-Abutment Teeth. *J Periodontol*. févr 2002;73(2):137-44.
65. Dawson JH, Hyde B, Hurst M, Harris BT, Lin W-S. Polyetherketoneketone (PEKK), a framework material for complete fixed and removable dental prostheses: A clinical report. *J Prosthet Dent*. juin 2018;119(6):867-72.
66. Etienne DO. CFAO et Prothèse Amovible Partielle métallique. :4.
67. Williams RJ, Bibb R, Eggbeer D, Collis J. Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *J Prosthet Dent*. août 2006;96(2):96-9.
68. Papadiochou S, Pissiotis AL. Marginal adaptation and CAD-CAM technology: A systematic review of restorative material and fabrication techniques. *J Prosthet Dent*. avr 2018;119(4):545-51.
69. Stawarczyk B, Eichberger M, Uhrenbacher J, Wimmer T, Edelhoff D, Schmidlin PR. Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: Influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types. *Dent Mater J*. 2015;34(1):7-12.
70. Rolin JF. Utilisation Marine De Pièces En Thermoplastique Guide De Conception. :34.
71. Evaluation du module d'élasticité de l'os cortical: adaptation de protocoles expérimentaux à de petits échantillons. :42.
72. Ambrosini P. Doit-on considérer le PEEK comme une alternative en implantologie orale ? *L'Information Dentaire*. [cité 8 juin 2020].

ANNEXES

Sitographie

8. Procédé de cuisson des céramiques dentaires.pdf [Internet]. [cité 8 août 2020]. Disponible sur: <https://patentimages.storage.googleapis.com/f6/2b/6e/0b47b155d396af/EP0337897A1.pdf>
39. Piliers provisoires droits PEEK [Internet]. [cité 9 août 2020]. Disponible sur: <https://alphabiofrance.com/fr/piliers-provisoires/50-straight-temporary-peek-abutments.html>
46. Straumann Novaloc [Internet]. [cité 9 juin 2020]. Disponible sur: https://www.straumann.com/content/dam/media-center/straumann/fr-ch/documents/brochure/technical-information/ch_490.115_fr_straumann_novaloc.pdf
62. BioHPP_clinical_research_data.pdf | Dental Implant | Prosthesis [Internet]. Scribd. [cité 1 avr 2020]. Disponible sur: <https://www.scribd.com/document/306059425/BioHPP-clinical-research-data-pdf>
63. Disque dentaire JUVORA TM Guide de Transformation - PDF Free Download [Internet]. [cité 8 juin 2020]. Disponible sur: <https://docplayer.fr/74910536-Disque-dentaire-juvora-tm-guide-de-transformation.html>
73. MATÉRIAU [Internet]. [cité 9 août 2020]. Disponible sur: <https://www.camlog.fr/fr/les-systemes-dimplants/ceralog/la-prothese/materiau/>



SERMENT MEDICAL

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

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

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

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

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

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

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

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

Je préserverai l'indépendance nécessaire à l'accomplissement de ma mission. Je n'entreprendrai rien qui dépasse mes compétences. Je les entretiendrai et les perfectionnerai pour assurer au mieux les services qui me seront demandés.

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

Que les hommes m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses. Que je sois déshonoré et méprisé de mes confrères si j'y manque.

POLYCARPE Marjorie – Intérêt du polyetheretherketone en Odontologie Prothétique

Th. : Chir. dent. : Marseille : Aix-Marseille Université : 2020

Rubrique de classement : odontologie prothétique

Résumé :

Actuellement, de nouveaux biomatériaux font leur apparition en odontologie. Le polyetheretherketone (PEEK) tout d'abord utilisé dans l'industrie aérospatiale puis largement répandue dans le domaine médical notamment dans les chirurgies orthopédiques, tente de se faire une place en odontologie prothétique.

Ce travail présente, dans une première partie, les différentes propriétés chimiques, thermiques, mécaniques et de biocompatibilité qui rendent ce matériau intéressant pour une application clinique en odontologie.

La deuxième partie présente l'utilisation du PEEK dans les différents domaines de l'odontologie prothétique que sont l'implantologie (implant, pilier, vis de cicatrisation...), prothèse conjointe et prothèse adjointe (partielle et complète). Les protocoles de mise en œuvre ainsi que l'apport de la conception-fabrication assistée par ordinateur y sont évoqués.

La troisième partie propose une discussion autour de ce matériau et ses perspectives de développement dans le domaine de l'odontologie.

Mots clés :

PEEK

Implantologie

Odontologie prothétique

Matériaux

POLYCARPE Marjorie – Interest of polyetheretherketone in Prosthodontics

Abstract:

Currently, new biomaterials are appearing in dentistry. Polyetheretherketone (PEEK), first used in the aerospace industry and then widely used in the medical field, particularly in orthopedic surgery, is trying to make a place in prosthetic dentistry.

This work presents, in a first part, the different chemical, thermal, mechanical and biocompatibility properties that make this material interesting for a clinical application in dentistry.

The second part presents the use of PEEK in the different fields of prosthetic dentistry which are implantology (implant, abutment, healing screw...), joint prosthesis and removable prosthesis (partial and complete). The application protocols and the contribution of computer-aided design and manufacture are discussed.

The third part proposes a discussion of this material and its possibility of development in the field of dentistry.

Keywords :

PEEK

Implantology

Prosthodontics

Biomaterials

Adresse de l'auteur : 158A rue du Rouet - 13008 Marseille