

**UNIVERSITE DE LILLE**

**FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE**

Année de soutenance : 2019

N°:

THESE POUR LE

**DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE**

Présentée et soutenue publiquement le 10/09/2019

Par Jean DEPREZ

Né(e) le 15 Février 1993 à Roubaix - FRANCE

**Les polyaryléthercétone (PAEKs) en prothèse fixée**

**JURY**

Président :

Monsieur le Professeur Pascal BEHIN

Assesseurs :

Monsieur le Docteur Claude LEFEVRE

Monsieur le Docteur Jérôme VANDOMME

Monsieur le Docteur Clément ROBERT

Président de l'Université :	Pr. J-C. CAMART
Directeur Général des Services de l'Université :	P-M. ROBERT
Doyen :	Pr. E. DEVEAUX
Vice-Doyens :	Dr. E. BOCQUET, Dr. L. NAWROCKI et Pr. G. PENEL
Responsable des Services :	S. NEDELEC
Responsable de la Scolarité :	M. DROPSIT

## PERSONNEL ENSEIGNANT DE L'U.F.R.

### PROFESSEURS DES UNIVERSITES :

P. BEHIN	Prothèses
T. COLARD	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
E. DELCOURT-DEBRUYNE	Professeur Emérite Parodontologie
E. DEVEAUX	Dentisterie Restauratrice Endodontie <b>Doyen de la Faculté</b>
G. PENEL	Responsable du Département de <b>Biologie Orale</b>

## MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

K. AGOSSA	Parodontologie
T. BECAVIN	Dentisterie Restauratrice Endodontie
A. BLAIZOT	Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale.
P. BOITELLE	Prothèses
<b>F. BOSCHIN</b>	Responsable du Département de <b>Parodontologie</b>
<b>E. BOCQUET</b>	Responsable du Département d' <b>Orthopédie Dento-Faciale</b>
<b>C. CATTEAU</b>	Responsable du Département de <b>Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale.</b>
A. de BROUCKER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
M. DEHURTEVENT	Prothèses
T. DELCAMBRE	Prothèses
<b>C. DELFOSSE</b>	Responsable du Département d' <b>Odontologie Pédiatrique</b>
F. DESCAMP	Prothèses
A. GAMBIEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
F. GRAUX	Prothèses
<b>P. HILDEBERT</b>	Responsable du Département de <b>Dentisterie Restauratrice Endodontie</b>
C. LEFEVRE	Prothèses
J.L. LEGER	Orthopédie Dento-Faciale
M. LINEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
G. MAYER	Prothèses
<b>L. NAWROCKI</b>	Responsable du Département de <b>Chirurgie Orale</b> Chef du Service d'Odontologie A. Caumartin - CHRU Lille
C. OLEJNIK	Biologie Orale
P. ROCHER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
L. ROBBERECHT	Dentisterie Restauratrice Endodontie
<b>M. SAVIGNAT</b>	Responsable du Département des <b>Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux</b>
T. TRENTESAUX	Odontologie Pédiatrique
<b>J. VANDOMME</b>	Responsable du Département de <b>Prothèses</b>

### ***Réglementation de présentation du mémoire de Thèse***

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

# Remerciements

Aux membres de mon jury,

## **Monsieur le Professeur Pascal BEHIN**

**Professeur des Universités – Praticien Hospitalier des CSERD**  
*Section Réhabilitation Orale*  
*Département Prothèses*

Docteur en Chirurgie Dentaire

Certificat d'Etudes Supérieures de Biomatériaux dentaires (Paris V)

Certificat d'Etudes Supérieures de Prothèse Fixée (Paris V)

Docteur en Odontologie de l'Université Paris DESCARTES (Paris V)

Habilitation à Diriger des Recherches (Université de Lille)

Responsable Unité Fonctionnelle de Prothèses

*Je tiens à vous remercier pour l'honneur que vous me faites en présidant ce jury. Je me souviendrai longtemps de la qualité de votre enseignement, de la rigueur qu'exige ce métier que vous m'avez inculquée tout au long de mes études. Veuillez trouver ici le témoignage de ma gratitude et de mon profond respect à votre égard.*

# **Monsieur le Docteur Claude LEFEVRE**

**Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier  
des CSERD**

*Section réhabilitation orale*

*Département Prothèses*

Docteur en Chirurgie Dentaire

Doctorat en Odontologie de l'Université de Lille 2

Responsable des Relations avec l'Ordre et avec les Partenaires  
Industriels

*Au cours de me études, j'ai pu apprécier vos compétences et l'amour que vous portez à la transmission de votre savoir. 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.*

# Monsieur le Docteur Jérôme Vandomme

**Maitre de Conférences des Universités-Praticien Hospitalier  
des CSERD**

*Section Réhabilitation Orale*

*Département Prothèses*

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Biologie de l'Université de Lille 2

Master I des Sciences Biologiques et médicales

Master II de l'Université de Lille 2

Responsable du Département Prothèses

*C'est avec une intention particulière que je vous remercie. Vous m'avez suivi tout au long de mes études d'abord comme enseignant puis comme praticien. C'est avec fierté que je vous compte aujourd'hui parmi les membres de ce jury, qui plus est en tant que directeur de thèse. Vous avez su être à l'écoute tout au long de ce travail. Je tiens particulièrement à vous remercier pour votre soutien, votre disponibilité et votre pédagogie. Veuillez trouver ici le témoignage de mon profond respect et de ma grande gratitude.*



# Monsieur le Docteur Clément ROBERT

**Assistant Hospitalo-Universitaire des CSERD**

*Section Réhabilitation Orale*

*Département Prothèses*

Docteur en Chirurgie Dentaire

Certificat d'Etudes Supérieures Universitaire de Prothèses fixée –  
Marseille

*Je suis honoré de vous compter parmi les membres de ce jury. Je vous remercie pour votre disponibilité auprès des étudiants et regrette de n'avoir pu partager plus de moments avec vous au cours de mes études. Recevez par ces mots le témoignage de mon profond respect et de mon affection à votre égard.*

## Remerciements à

Monsieur le Docteur Thibault BÉCAVIN, pour son aide et sa disponibilité ;

Monsieur le Docteur Selim DADOUCH, pour sa confiance, son amitié ;

Madame le Docteur Constance POLLET, pour sa confiance et sa disponibilité ;

Monsieur le Docteur Romain DUMONT, pour sa confiance et sa disponibilité ;

Au laboratoire NabLab, Sofiane, Nabir ainsi qu'à Atifa, pour leur bonne humeur et leur disponibilité.

Je dédie cette thèse à ...



# Les polyarylethercétones (PAEKs) en prothèse fixée

## Table des matières

<b>INTRODUCTION</b> .....	<b>14</b>
<b>1. Présentation et définitions des PAEKs</b> .....	<b>15</b>
<b>2. Le PEEK et le PEKK</b> .....	<b>20</b>
<b>2.1. Historique</b> .....	<b>20</b>
<b>2.2. Nature du PEEK et du PEKK</b> .....	<b>21</b>
<b>2.3. Propriétés</b> .....	<b>22</b>
2.3.1. Propriétés thermiques .....	22
2.3.2. Propriétés mécaniques.....	26
2.3.3. Autres propriétés .....	30
<b>3. Produits commercialisés</b> .....	<b>35</b>
<b>3.1. BioHPP® de Bredent™ [39]</b> .....	<b>35</b>
<b>3.2. PEKTON® de Cendres et Métaux SA™ [40]</b> .....	<b>35</b>
<b>3.3. VESTAKEEP® de Evonik™ [41]</b> .....	<b>35</b>
<b>3.4. PEEK Optima® de Victrex™ / Invibio™ / Juvora™ [42]</b> .....	<b>36</b>
<b>4. Le PEEK/PEKK au laboratoire de prothèse</b> .....	<b>37</b>
<b>4.1. Procédés de fabrication</b> .....	<b>37</b>
<b>4.2. Adhésion entre le PEEK/PEKK et les résines cosmétiques</b> .....	<b>41</b>
4.2.1. Préparation de l'état de surface.....	41
4.2.2. Utilisation d'adhésifs adéquats .....	42
<b>5. Le PEEK/PEKK au cabinet dentaire</b> .....	<b>43</b>
<b>5.1. Collage ou scellement du PEEK/PEKK</b> .....	<b>43</b>
<b>5.2. Polissage</b> .....	<b>44</b>
<b>5.3. Prophylaxie</b> .....	<b>45</b>
<b>6. Applications en prothèse fixée</b> .....	<b>46</b>
<b>6.1. Reconstitutions corono-radicaux</b> .....	<b>46</b>
6.1.1. Reconstitution par matériau inséré en phase plastique (RMIPP) .....	47
6.1.2. Reconstitution corono-radicaux coulée.....	50
<b>6.2. Reconstitutions coronaux</b> .....	<b>51</b>
6.2.1. Unitaire.....	51
6.2.2. Plurale .....	60
<b>6.3. Prothèses supra-implantaires</b> .....	<b>67</b>
6.3.1. Pilier de cicatrisation implantaire.....	67
6.3.2. Suprastructure implantaire en PAEK.....	71
<b>CONCLUSION</b> .....	<b>75</b>
<b>TABLE DES TABLEAUX :</b> .....	<b>87</b>

## INTRODUCTION

Les Poly-Aryl-Ether-Cétones, dits PAEKs de par la dénomination anglophone (Poly-Aryl-Ether-Ketones), ont été démocratisés grâce à l'Imperial Chemical Industries. Ils ont été employés à partir de 1987 suite à un besoin de matériaux toujours plus performants, notamment dans l'industrie aéronautique où ils doivent pouvoir supporter des différences de températures importantes tout en gardant leurs propriétés physiques [1] [2].

Par la suite, dans les années 90, les PAEKs ont été employés dans le domaine de l'orthopédie où les alliages métalliques, tels que les alliages à base de titane, prédominaient jusque-là. Des études ont permis de découvrir des similarités entre les propriétés de l'os et des PAEKs, ce qui a conduit à étudier leur emploi dans le domaine de l'implantologie orale. Bien que les résultats initiaux ne furent que peu concluant de par une ostéo-intégration moindre, plusieurs modifications de structure et de surface de ces polymères ont été étudiées afin d'améliorer ce point [3]. C'est par ces modifications que sont apparus le poly-éther-éther-cétone (PEEC) et le poly-éther-cétone-cétone (PECC) plus communément appelés PEEK et PEKK, selon la dénomination anglophone. La dénomination PAEK permet de réunir ces différents polymères sous la même appellation.

Aujourd'hui, plusieurs grandes firmes de la chimie commercialisent ces polymères (Evonik™, Solvay™, Gharda™). La part d'utilisation de ceux-ci dans le domaine médical (7%) reste loin derrière celui de l'aéronautique (35%), de l'automobile (30%) ou encore de l'électronique (20%) [1] [4].

Le PEEK et le PEKK ont récemment fait leur entrée dans le domaine de la prothèse dentaire. En effet, de plus en plus de fabricants et de laboratoires (Bredent™, Evonik™, Juvora™, Victrex™) proposent des prothèses dentaires fixes et amovibles à base de PEEK et PEKK. Cependant, la méconnaissance de ces biomatériaux par les praticiens engendre le fait qu'ils ont du mal à se démocratiser.

Les avantages que peut procurer l'emploi de ces polymères dans la pratique de l'art dentaire ne sont, par conséquent, que peu exploités.

N'apparaissant pas comme la panacée aux problèmes fréquemment rencontrés dans le domaine de la prothèse fixée, il semble néanmoins que leur utilisation peut, dans certaines situations, améliorer la prise en charge des patients.

Dans un premier temps, nous nous attarderons sur l'historique, la nature et surtout les propriétés des PAEKs, en particulier celles du PEEK et du PEKK qui sont les deux polymères les plus utilisés des Poly-Aryl-Ether-Cétones. Par la suite, nous verrons leurs utilisations et leurs mises en œuvre au laboratoire de prothèse et au cabinet dentaire ainsi que les différents produits commercialisés. Enfin, nous étudierons leurs différentes applications dans le domaine de la prothèse fixée, illustrées par des cas cliniques de la littérature.

## 1. Présentation et définitions des PAEKs

Etymologiquement, le mot « polymère » est composé de « poly- » et « -mère » qui signifie « plusieurs parties » en grec.

En 1930, la définition d'un polymère se précise grâce aux travaux d'Herman Staudinger qui le définit comme un système formé de plusieurs grandes molécules [5].

Ces grandes molécules, dites monomères, se lient entre elles par le biais de la polymérisation formant donc des composés de masse moléculaire plus élevée dits macromolécules ou polymères [6]. Le polymère n'est pas une invention du vingtième siècle, de nombreux polymères sont présents dans la nature. C'est le cas de la soie, la cellulose ou encore l'ADN.

Le nombre de monomères constituant une chaîne polymère est appelé degré de polymérisation. Cela influe directement sur la masse molaire moyenne qui a elle-même une influence directe sur les propriétés du polymère notamment concernant sa rigidité ou encore sa température de fusion ( $T_f$ ).

Ces propriétés sont aussi directement affectées par la cohésion qu'ont les monomères entre eux. Cela va dépendre des différentes liaisons et interactions moléculaires. En effet, on distingue les liaisons intra-moléculaires fortes (covalentes, ioniques) des liaisons inter-moléculaires faibles (interactions de Van Der Waals, liaisons hydrogènes).

Une élévation de la température ou une contrainte appliquée sur un polymère va donc entraîner la rupture des liaisons faibles alors que les liaisons fortes seront maintenues. C'est pourquoi les PAEKs sont qualifiés de thermoplastiques. Sous l'effet de la chaleur se crée une transformation mécanique réversible et répétable. Précisons tout de même que les propriétés mécaniques peuvent être affectées par le nombre de transformations déjà effectuées sur le polymère.

Dans les polymères, la majeure partie des liaisons sont des liaisons covalentes et des interactions de Van Der Waals [7].

Concernant les PAEKs, il s'agit de copolymères composés d'enchaînements d'éthers aromatiques (E) et/ou de cétones aromatiques (K) (figure 1).

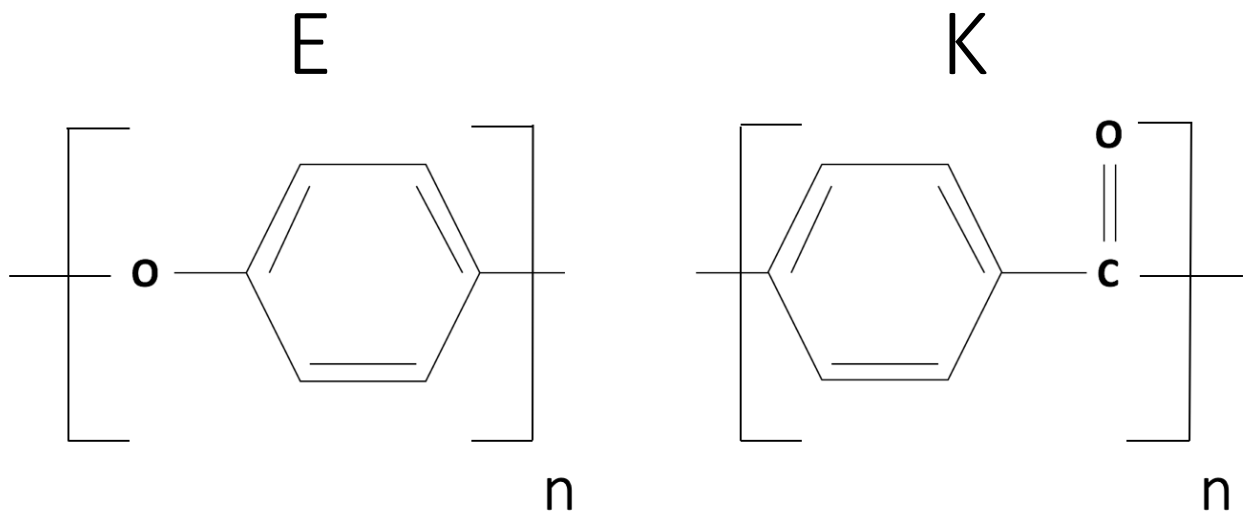


Figure 1 : éther aromatique (E) et cétone aromatique (K) composant l'unité monomère des PAEKs (schéma personnel)

Grâce à cette structure, les PAEKs affichent des propriétés chimiques et physiques stables même à température élevée.

Leurs propriétés dépendent aussi de leur taux de cristallinité ; la structure moléculaire influe sur les propriétés thermiques et mécaniques. Il existe deux phases dans un polymère : on distingue la phase **amorphe** et la phase **cristalline**.

A noter : la cristallisation n'est jamais complète pour un polymère, d'où l'appellation « semi-cristallin » (figure 2).

Ces deux phases cohabitent même si la phase amorphe prédomine. On évalue la phase cristalline entre 13 et 44% dans le PEEK. Les propriétés mécaniques optimales sont atteintes pour un taux de cristallinité compris entre 25 et 30%.

La cristallisation va dépendre de la vitesse de refroidissement du polymère, de l'état visqueux à l'état solide : plus le refroidissement est lent, plus le taux de cristallisation est important et inversement [8] [9].

Les propriétés dépendent aussi du rapport en nombre de motifs éther/cétone. Plus le nombre de motifs cétone est élevé dans la chaîne moléculaire, plus les températures de transition vitreuse ( $T_g$ ) et de fusion ( $T_f$ ) sont élevées. En effet, les liaisons entre les monomères de cétones aromatiques sont plus fortes que les liaisons d'éthers aromatiques d'où une résistance accrue du PEKK par rapport au PEEK [10].



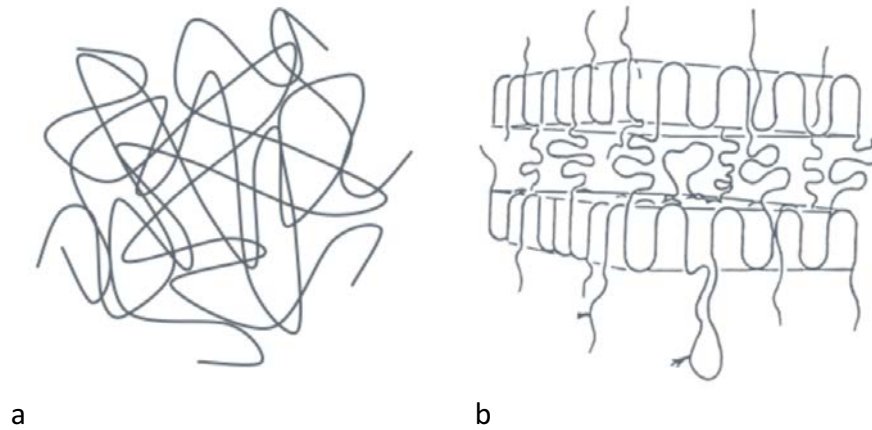


Figure 2 : les différents états des PAEKs [11]

- a) la phase amorphe
- b) la phase semi-cristalline

Le ratio phase amorphe/phase cristalline influence les différentes propriétés des polymères (tableau 1).

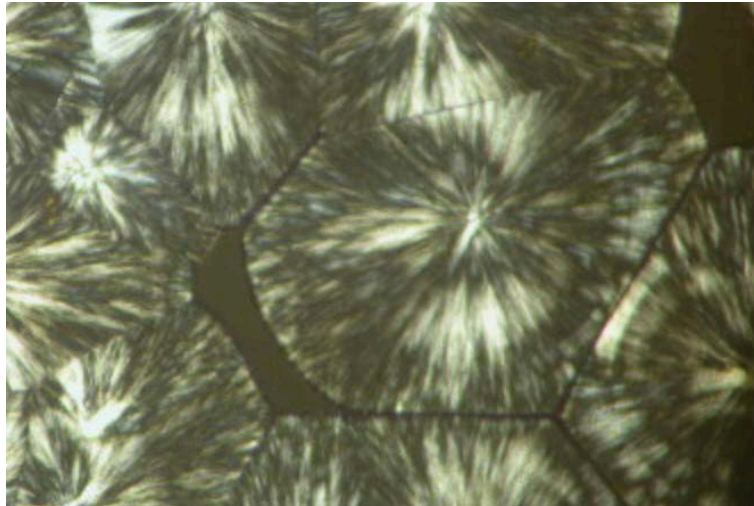
Tableau 1 : influence d'une cristallinité croissante sur les propriétés du polymère [12]

Impact de l'augmentation de la phase cristalline sur les propriétés du polymère	
Augmentation	Diminution
Module d'élasticité	Résistance aux chocs
Densité	Elongation
Limite de rendement	Expansion thermique
Stabilité dimensionnelle	Tendance au fluage

L'ajout de particules d'hydroxyapatite ou de fibres de carbone et/ou de verre permet une liaison plus importante entre la matrice amorphe et la phase cristalline, augmentant la résistance à la flexion sans augmenter la dureté du matériau et donc sa fragilité. Cependant, ces matériaux composites ne sont utilisés qu'en implantologie orale pour le moment.

En ce qui concerne la phase amorphe, il s'agit d'un ordre moléculaire ou plutôt d'un « désordre » moléculaire, sans organisation régulière des chaînes.

A l'inverse, la phase cristalline correspond à une organisation régulière des chaînes, en sphérolites (figure 3), permettant l'établissement de liaisons fortes entre les molécules.



*Figure 3 : microstructure sphérolitique du PEEK observée au microscope électronique (sphérolite d'environ 190  $\mu\text{m}$  de diamètre) [13]*

Lors d'une augmentation de la température, ces liaisons inter-moléculaires sont détruites ce qui diminue la proportion de la phase cristalline par rapport à la phase amorphe. On parle alors d'état visqueux du polymère [9].

Cette température seuil entre phase cristalline et phase amorphe est appelée Température de transition vitreuse ( $T_g$ ) et permet de distinguer trois familles de polymères (figure 4) :

- les polymères standards :  $T_g$  inférieure à 100 °C ;
- les polymères techniques :  $T_g$  comprise entre 100 et 150°C ;
- les polymères hautes performances :  $T_g$  supérieure à 150°C.

Parmi les polymères thermoplastiques hautes performances, plusieurs sont déjà utilisés dans le domaine de l'odontologie :

- les polyimides (PI, PAI, PEI) dans la fabrication des tenons canalaires ;
- les fluoropolymères (PTFE, PCTFE, ETFE, PVDF) introduits dans les vernis contre les hypersensibilités dentinaires ;
- les polymères à cristaux liquides (LCP) dans la fabrication de résines composites à faible retrait de polymérisation ;
- les polysulfones (PPSU, PSU, PES, PPS) pour les protège-dents (Grind Guard Technologies LLC™) ou encore les capuchons de cicatrisation de pilier Snappy (Nobel Biocare™).

Ces différents polymères possèdent des propriétés mécaniques élevées ainsi qu'une stabilité chimique et une résistance thermique importante. Ils apparaissent donc idéaux. Cependant leurs coûts sont élevés et leurs productions limitées.

Dans la famille des PAEKs, le PEEK et le PEKK sont les plus couramment utilisés dans le domaine médical et notamment en odontologie [1].

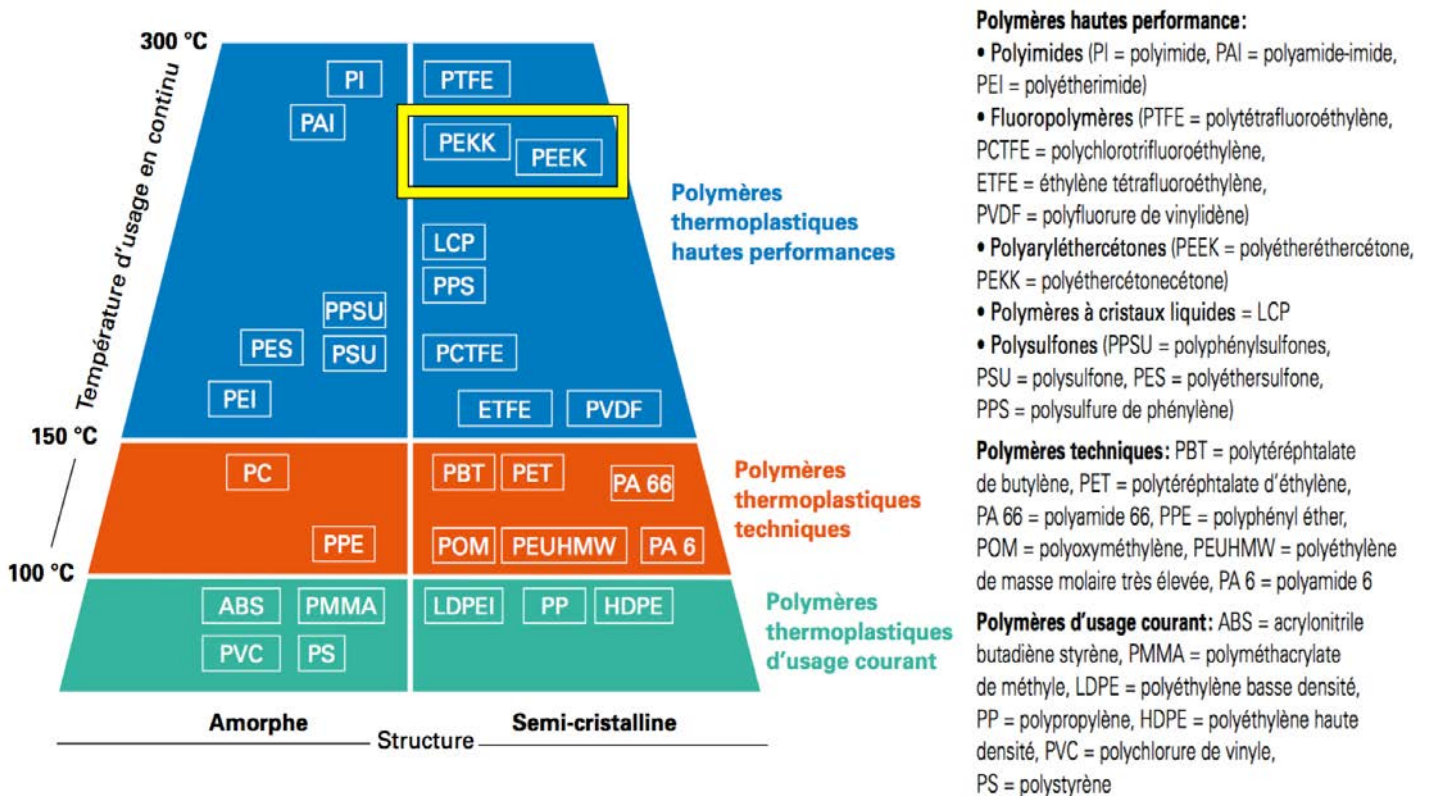


Figure 4 : schéma de représentation des différents polymères utilisés dans l'industrie (inspiré de Jacquot & al. [1])

## 2. Le PEEK et le PEKK

### 2.1. Historique

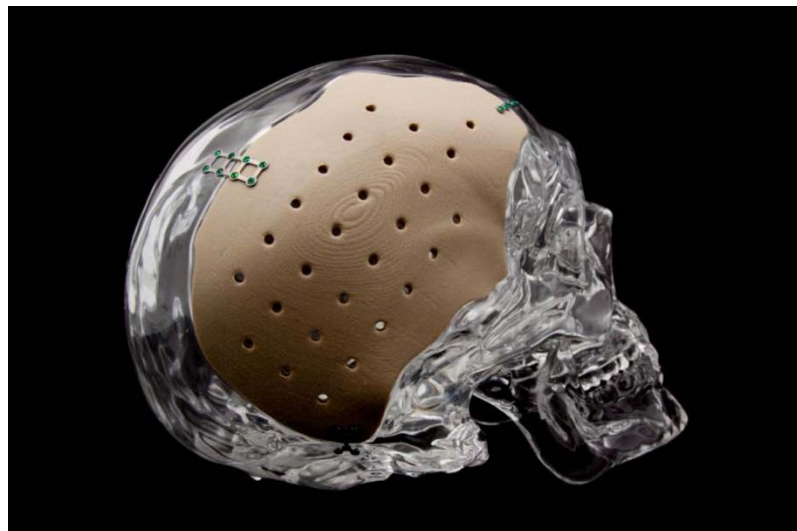
Le PEEK est breveté pour la première fois en 1963 par une multinationale Américaine, Union Carbide.

En 1978, le laboratoire Imperial Chemical Industries Limited dépose un second brevet pour un nouveau procédé de fabrication du PEEK, procédé toujours utilisé à l'heure actuelle. Le PEEK est alors proposé sous le nom de VICTREX PEEK™.

Puis, en 1981, apparaissent les déclinaisons renforcées par fibres de verre (GF) et fibres de carbone (CF) en quantités variables.

En 1987, le PEEK est introduit sur le marché de l'aérospatiale par l'industriel Dupont [1].

En 2000, la société Oxford Performance Materials (OPM) améliore les propriétés du PEEK et crée le PEKK. Ce dernier sera utilisé en 2015 dans le cadre d'implants crâniens réalisés à partir d'impression 3D (figure 5) [14] [15].



*Figure 5 : photo d'un implant cranial en PEKK réalisé par impression 3D par la société Oxford Performance Materials [16]*

## 2.2. Nature du PEEK et du PEKK

**Le Poly-Ether-Ether-Cétone (PEEK)** est un polymère thermoplastique semi-cristallin, matériau thermostable de haute performance. Il est le plus connu et le plus utilisé des PAEKs.

Le PEEK est formé de trois cycles aromatiques constitués de noyaux phénylènes, appartenant à la famille des aryles. Ces deux premiers cycles aromatiques sont chacun reliés par un atome d'oxygène formant un éther aromatique. Cette polyétherisation permet la formation d'un polymère semi-cristallin rigide.

Le troisième cycle aromatique est relié aux deux précédents par un groupe carbonyle, formant ainsi un cétone aromatique (figure 6).

Sa dénomination IUPAC (International Union of Pure and Applied Chemistry) est poly(oxy-1,4-phényleneoxy-1,4-phénylenecarbonyl-1,4-phénylene) [17].

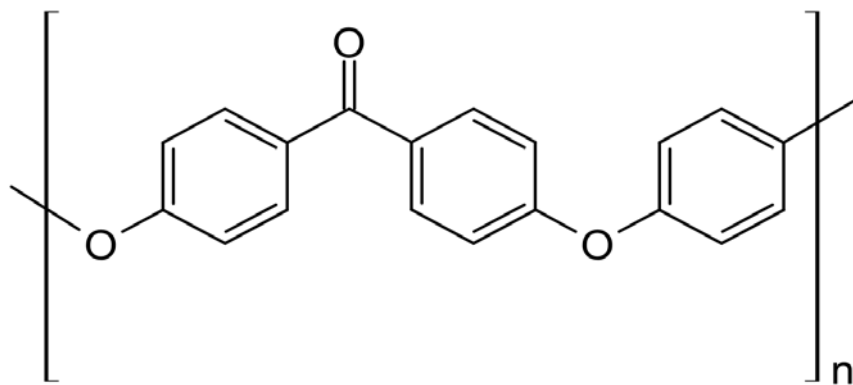


Figure 6 : représentation plane de la formule chimique du PEEK [17]

**Le Poly-Ether-Cétone-Cétone (PEKK)** est lui aussi formé de trois cycles aromatiques constitués de noyaux phénylènes. Son premier cycle aromatique est relié par un atome d'oxygène formant un éther aromatique. Cependant, contrairement au PEEK, ses deux autres cycles aromatiques sont reliés entre eux et au précédent par des groupes carbonyles formant des cétones aromatiques (figure 7).

Les liaisons éthers étant plus flexibles que les liaisons cétones, le PEKK apparaît comme plus résistant mécaniquement. De plus, ses températures de fusion et de transition vitreuse sont plus élevées comparées à celles du PEEK [10].

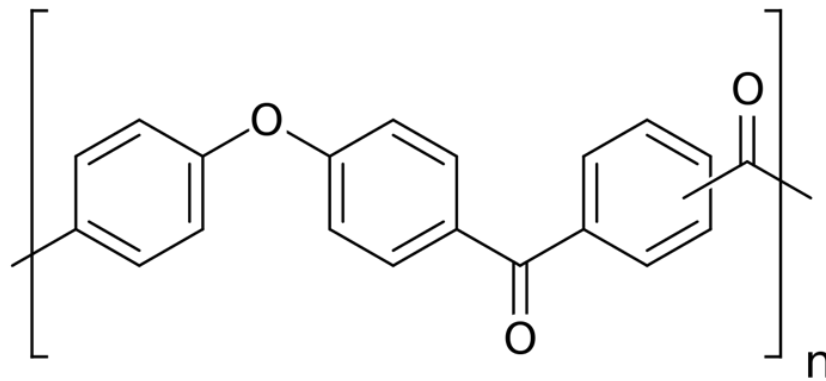


Figure 7 : représentation plane de la formule chimique du PEKK [1]

## 2.3. Propriétés

En odontologie, plusieurs types de PEEKs et PEKKs sont utilisés. La différenciation de ces différents types se traduit par l'ajout de particules de céramique, de dioxyde de titane, de sulfate de baryum, de particules d'hydroxy-apatite ou encore de fibres de carbone ou de verre.

Leurs taux varient selon les fabricants, ce qui permet de moduler certaines propriétés notamment mécaniques (cf 2.3.2.1, page 26).

Les compositions variant selon les fabricants, les valeurs indiquées permettent d'avoir un ordre de grandeur de chacun des paramètres.

### 2.3.1. Propriétés thermiques

Ces propriétés varient légèrement en fonction des différents PAEKs c'est pourquoi les températures sont indiquées par intervalles.

#### 2.3.1.1. Les différents états

Comme vu précédemment (figure 4), ces deux polymères appartiennent à la famille des polymères thermoplastiques de hautes performances, ce qui signifie que leur température de fusion ( $T_f$ ) est supérieure ou égale à 300 °C.

La température de transition vitreuse ( $T_g$ ) traduit un passage où la proportion de la phase cristalline va diminuer au profit de la phase amorphe. On passe alors d'un **état vitreux** à un **état dit caoutchouteux** (figure 8). La température de transition vitreuse est située entre 132 et 187 °C.

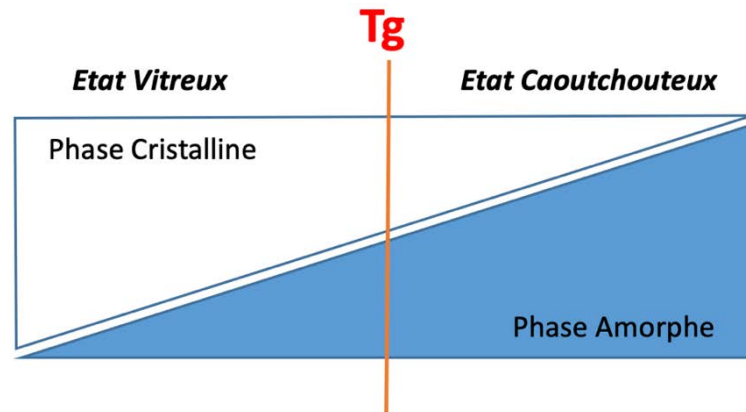


Figure 8 : schématisation de la proportion de la phase cristalline par rapport à la phase amorphe lors de la transition vitreuse (schéma personnel)

Lorsqu'une contrainte est appliquée sur le polymère à l'état caoutchouteux, il existe alors une température de fluidification ( $T_{fl}$ ) signifiant le passage de l'état caoutchouteux à l'**état de fluide visqueux**. Le polymère se comporte alors comme un liquide bien que la température reste située en dessous de la température de fusion ( $T_f$ ).

La température de fusion ( $T_f$ ) correspond au passage de l'état caoutchouteux semi-cristallin à un **état amorphe visqueux**. Au-delà de cette température, la phase cristalline n'existe plus, seule la phase amorphe est alors représentée. Celle-ci se situe entre 317 et 400 °C pour les PAEKs (tableau 2, page 25).

Ces différents états sont permis par la rupture progressive des liaisons faibles intermoléculaires (interactions de Van der Waals). Ces phénomènes sont considérés comme réversibles.

A température ambiante, les PAEKs sont à l'état vitreux et se comportent alors comme un solide.

Il existe aussi une température de désintégration ( $T_d$ ) correspondant à la rupture irréversible des liaisons covalentes (intra-caténares). Celle-ci se situe au-delà des 400 °C (figure 9) [10].



La température de désintégration ( $T_d$ ) se situant au-delà des 400 °C, il est donc impossible de revêtir de céramique les éléments en PEEK ou en PEKK. En effet, les céramiques nécessitent une cuisson au four à une température minimale de 660 °C (céramique très basse fusion) [18].

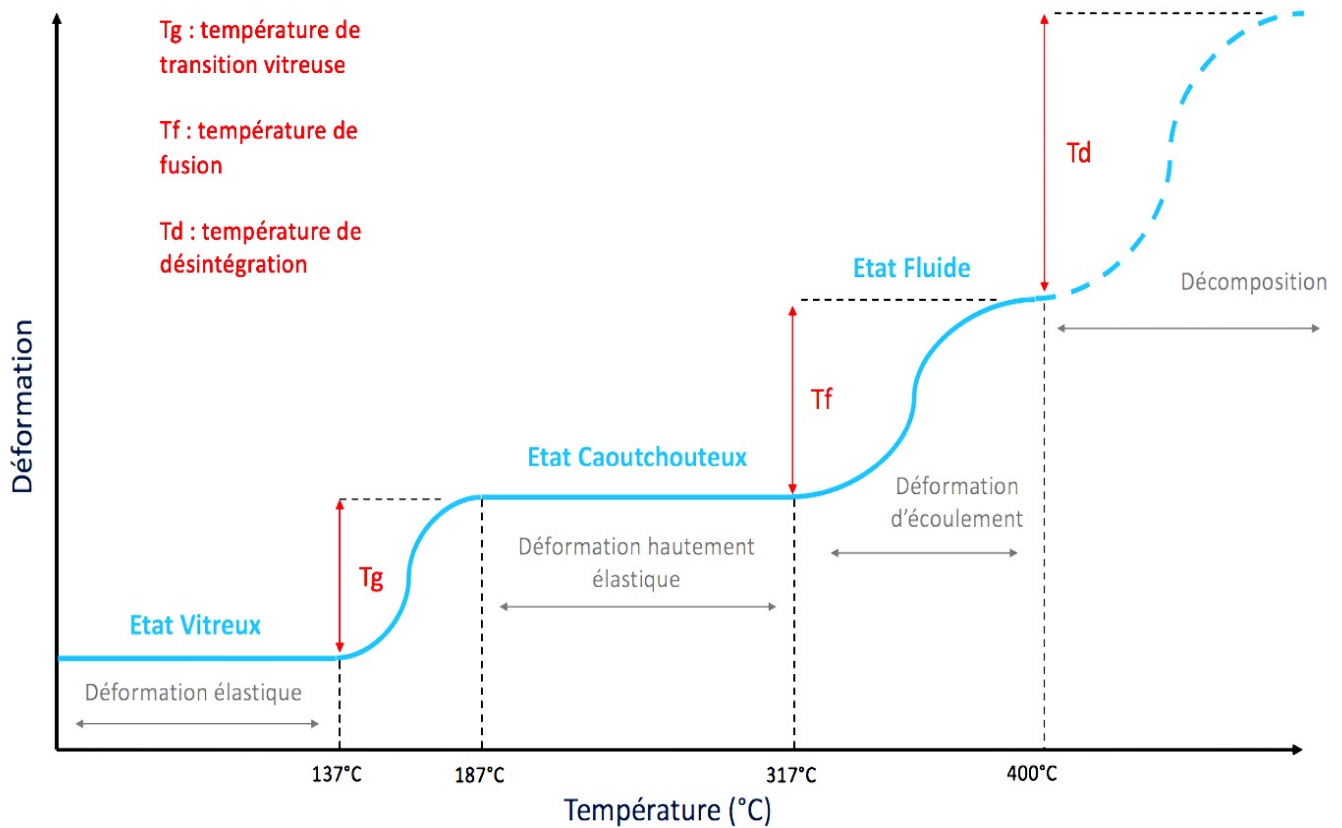


Figure 9 : schéma de l'influence de l'élévation de la température sur la déformation et les différents états du polymère sans contrainte (schéma personnel)

Il est facile de remarquer que ces différentes températures sont loin de la température d'usage en odontologie qui se situe entre 37 °C (température buccale moyenne) et 85 °C (si ingestion de boissons très chaudes) pour son application clinique [19].

### 2.3.1.2. Conductivité thermique

La conductivité thermique d'un matériau est sa capacité à transmettre la température par conduction et s'exprime en  $W.m^{-1}.K^{-1}$ .



Celle des PAEKs (0,22) est proche de celle de l'émail (0,93) et de la dentine (0,64). Ces valeurs sont bien éloignées de celles des alliages métalliques tel que le Titane (21,9) ou le Chrome-Cobalt (250) dix à cent fois supérieures (tableau 2) [7] [10].

### 2.3.1.3. Coefficient de dilatation thermique

Le coefficient de dilatation thermique correspond à l'expansion d'un matériau lorsque la température augmente à pression constante. Il s'exprime en degrés Celsius.

Il est plus élevé pour les PAEKs (entre  $20.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$  et  $41.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ ) que pour les tissus naturels de la dent (émail :  $11,2.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$  et dentine :  $8,4.10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ ) bien qu'il soit du même ordre de grandeur (tableau 2).

Il est important de préciser qu'il s'agit des valeurs pour une température située en dessous de la température de transition vitreuse ( $T_g$ ) ; au-delà, les valeurs sont bien plus importantes.

**Le coefficient reste assez faible jusqu'à environ 132 °C ce qui permet l'ingestion de boissons chaudes sans dilatation du matériau prothétique.**

Cela ne limite donc pas l'utilisation des PAEKs en odontologie [6].

Tableau 2 : propriétés thermiques des principaux matériaux et tissus [10]

Propriétés thermiques	PAEK	PAEK GF30	PAEK CF30	Titane	Co-Cr	PMMA	Dentine	Email
Température de transition vitreuse $T_g$ ( $^{\circ}\text{C}$ )	132 - 187	132 - 187	132 - 187	-	-	-	-	-
Température de fusion $T_f$ ( $^{\circ}\text{C}$ )	317 - 400	317 - 400	317 - 400	-	-	-	-	-
Conductivité thermique ( $\text{W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$ )	0,22	0,42	0,43	21,9	250	0,17 - 0,19	0,63	0,93
Coefficient de dilatation thermique ( $10^{-6} / ^{\circ}\text{C}$ )	41	20	20	8 - 9	13 - 15	7 - 8	8,4	11,2

## 2.3.2. Propriétés mécaniques

### 2.3.2.1. Résistance à la traction et module d'élasticité

La résistance à la traction peut être assimilée à la charge que peut accepter le matériau avant sa rupture, sa fracture. On parle plutôt de contrainte à la rupture en ce qui concerne les polymères.

Le module d'élasticité quant à lui caractérise la rigidité. Il est défini comme le rapport d'une contrainte à la déformation élastique provoquée par cette contrainte en fonction de sa surface [20].

**En ce qui concerne les PEEKs et les PEKKs non modifiés**, on remarque que la résistance à la traction ainsi que le module d'élasticité des PEKKs sont plus élevés par rapport aux PEEKs ce qui pourrait rendre leur usage plus intéressant dans certains cas (bridge de grande étendue par exemple).

Le PEEK et le PEKK ont un module d'élasticité et une résistance à la traction très proche de celui de l'os (respectivement 17 GPa et 120 MPa) (tableau 3). Cela fait d'eux des matériaux très appréciés dans le domaine de l'implantologie.

Les PAEKs ont aussi l'avantage de présenter un module d'élasticité et une résistance à la traction proche de la dentine (respectivement 18 GPa et 98,7 MPa) ce qui en font des polymères idéaux pour la fabrication de chape de couronne ou d'armature de bridge de petite étendue [21].

Les PAEKs permettent de s'approcher bien plus des propriétés de l'os et de la dentine que peut le permettre le PMMA, le Chrome-Cobalt ou encore l'alliage titane Ti6Al4V (tableau 3). La transmission des forces sur les dents est moins importante et donc le risque de fracture est moindre.

Aussi, lors de la conception de bridge à armature PEEK, l'élasticité plus importante permet d'exercer une contrainte moins importante sur les dents piliers ce qui peut être intéressant chez les patients présentant un état parodontal à risque (dents piliers présentant des alvéolyses et/ou une mobilité augmentée) [22].

**En ce qui concerne les PEEKs et les PEKKs modifiés**, des fibres de carbone ou de verre sont ajoutées donnant des PAEKs renforcés. Cela a pour but d'augmenter leur résistance à la traction et augmenter leur module d'élasticité. Dans l'étude de Jacquot [1], elles sont ajoutées à hauteur de 30%. Pour le moment, les PEEK renforcés aux fibres de carbone n'ont été utilisés qu'en implantologie orale ou en chirurgie orthopédique.

Tableau 3 : propriétés mécaniques de PEEKs et PEKKs en comparaison à l'os cortical et aux différents matériaux utilisés en odontologie prothétique et implantaire (polyméthacrylate de méthyle (PMMA), Chrome-Cobalt (CoCr) et alliage titane (Ti6Al4V)) [1]

Propriétés mécaniques	PEEK	PEEK GF30	PEEK CF30	PEKK	PEKK GF30	PEKK CF30	PMMA	Os cortical	Cr-Co	Ti6Al4V
Résistance à la traction (MPa)	100	175	265	110	170	260	50	120	960	920
Module d'élasticité (GPa)	3,8	11	24	4,4	11,9	26,3	3	17	200	110

L'appellation « -GF » ou « -CF » suivant la dénomination du polymère PEEK ou PEKK désigne l'ajout de fibres de verre (GF) ou de fibres de carbone (CF). Le nombre suivant indique sa proportion en pourcentage.

A savoir : l'ajout de fibres de carbone (CF) rigidifie de manière importante le PEEK mais détériore sa couleur tandis que l'ajout de fibres de verre (GF) alourdit fortement le PEEK mais le rend plus esthétique [23].

Le tableau 3 montre une résistance à la traction augmentée de 75 % lors d'ajout de fibres de verre au PEEK à hauteur de 30 % et une résistance augmentée de 165 % lors d'ajout de fibres de carbone en même proportion.

Cela a aussi pour conséquence d'augmenter le module d'élasticité de 2,9 fois pour l'ajout de fibres de verre ; de 6,3 fois lors d'ajout de fibres de carbone.

Il est donc possible de faire varier ces paramètres selon la proportion de fibres de verre ou de carbone ou encore de particules de céramique et de titane ajoutées à ces deux biomatériaux afin de faire varier le module d'élasticité.

L'étude de Schwitalla montre aussi que, selon la répartition des fibres, le matériau peut avoir des propriétés isotropes et anisotropes. Si celles-ci sont parallèles, alors les forces ne seront pas réparties uniformément et les propriétés seront anisotropes. Si les fibres sont réparties dans les 3 sens de l'espace, alors les propriétés seront isotropes [12].

L'ajout de particules d'hydroxy-apatite (HA) a aussi été étudié pour l'implantologie. En effet, le PEEK étant un matériau inerte, l'ajout d'hydroxy-apatite permet l'ostéo-intégration de l'implant en PEEK. Il faut cependant noter qu'il s'agit ici de nanocomposites ce qui permet d'éviter la détérioration interne du polymère (désolidarisation entre les particules d'HA et la matrice du polymère) par une meilleure intégration des particules d'HA au sein de la matrice [24].

Ce phénomène de détérioration interne n'est pas observé avec les fibres de carbone car celles-ci ont une faible affinité pour la matrice. Elles sont alors le point de départ de la formation des sphérolites ce qui permet l'intégration des fibres de carbone au cœur de la phase cristalline du polymère composite (figure 10) [25] [26].

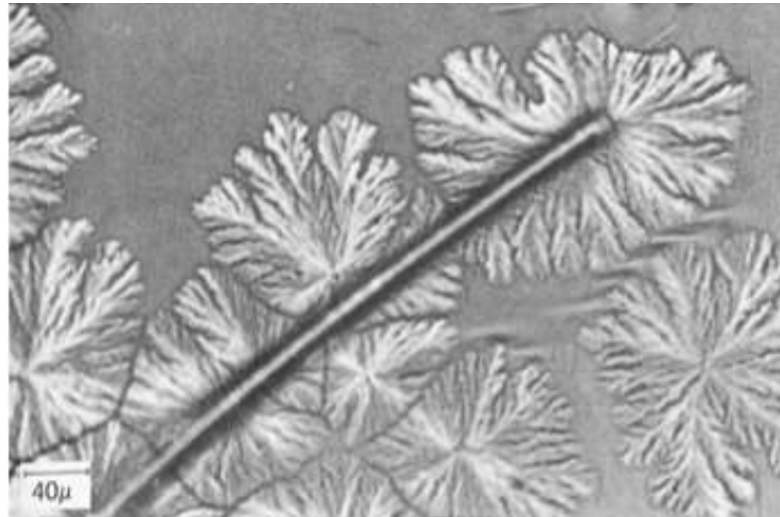


Figure 10 : photographie d'une fibre de carbone intégrée au PEEK observée au microscope électronique [26].

Il existe aussi des études concernant le PEEK renforcé par particules de céramique : le BioHPP®. Elles ont permis de mettre en évidence la forte résistance de l'emploi de ce genre de PEEK en tant que bridge 3 éléments. En effet, il apparaît que le PEEK BioHPP® a une résistance supérieure à la zircone (tableau 4) [27].

Tableau 4 : résultats des tests de résistance à la rupture des bridges 3 éléments [27]

Test de résistance à la rupture d'un bridge 3 éléments	
Matériaux	Charges de rupture
PEEK BioHPP®	1738 à 2354 Newtons
Disilicate de lithium	950 Newtons
Zircone	981 à 1331 Newtons
PMMA - Composite	268 à 457 Newtons

Il est important de souligner que la résistance à la traction et le module d'élasticité sont grandement influencés par le ratio phase cristalline/phase amorphe et donc par la méthode de fabrication, notamment la vitesse de refroidissement. Aussi, la méthode de fabrication peut influencer ces propriétés (cf. paragraphe 3.1).

Une étude a aussi démontré qu'un PEEK recuit voit sa proportion de phase cristalline augmenter ce qui accroît la rigidité du matériau mais diminue sa capacité de déformation élastique [28].

#### 2.3.2.2. Résistance à la fatigue et au fluage

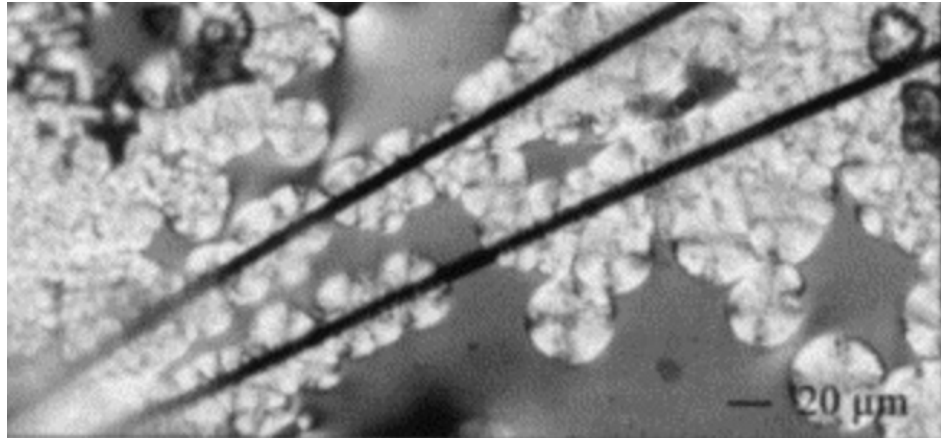
La résistance à la fatigue se traduit par la capacité d'un matériau à subir plusieurs cycles de chargement dont le niveau maximal ne dépasse pas la résistance à la traction de celui-ci.

La résistance au fluage est la déformation irréversible différée d'un matériau soumis à une contrainte constante de durée suffisante inférieure au seuil d'élasticité du matériau [20].

Le laboratoire Invibio™ commercialisant le PEEK-OPTIMA® a réalisé des études sur la résistance à la fatigue et au fluage du PEEK. La résistance à la fatigue du PEEK, renforcé ou non, est élevée ce qui permet une utilisation dans des zones de contraintes successives.

Ces résultats ont été confirmés par Schwitalla & *al.* qui ont étudié la résistance à la fatigue des différents PEEK (non-renforcés, renforcés par fibres de verre, par fibres de carbone courtes et continues, par dioxyde de titane, par poudre de sulfate de baryum). Les différents échantillons ont été soumis à 1000 cycles allant de 10 à 2000 MPa. Les résultats montrent que tous les échantillons testés avaient une limite d'élasticité supérieure à la force maximale de morsure et une stabilité au long terme suffisante. Les meilleurs résultats ont été obtenus pour le PEEK renforcé par fibres de carbone continues (figure 11) [29].

On peut cependant regretter que ces tests aient été effectués à l'air ambiant et non dans un milieu aqueux à 37°C, plus proche de la réalité clinique.



*Figure 11 : photographie obtenue par microscope optique à lumière polarisée d'un composite PEEK/fibres de carbone continues [30]*

En ce qui concerne le fluage, l'étude de Ferguson & al. montre la résistance de PEEK-OPTIMA®. Le PEEK a été testé dans deux milieux différents : à l'air ambiant et plongé dans une solution saline à 37°C (échantillons plongés 48 heures avant la réalisation du test et durant le test). Ces échantillons ont été soumis à une déformation de 0,02 millimètre par seconde jusqu'à une charge compressive de 5000 Newtons et mesurés à 6, 12, 30 minutes puis à 1, 2, 5, 20, 70, 100, 200, 500, 700, 1,000 et 2000 heures.

Le fluage total après 2000 heures à un niveau de contrainte de 10 MPa était inférieur à 0,1%. À titre de comparaison, la déformation du polymère PEEK testé dans un environnement sec à la température ambiante était d'environ 0,04%. Cela montre que le PEEK en milieu aqueux a un fluage plus élevé qu'en milieu sec. Sa résistance au fluage reste cependant très élevée [31].

L'ajout de renforts peut améliorer d'autant plus cette propriété. Cependant, il semblerait que l'absorption d'eau y serait également plus importante ce qui modifierait d'autant plus sa résistance au fluage. D'autres études seraient donc nécessaires afin d'évaluer la résistance au fluage des PEEKs renforcés en milieu aqueux.

### 2.3.3. Autres propriétés

#### 2.3.3.1. Densité

La densité est le rapport de masse volumique d'un corps à la masse volumique d'un autre corps pris comme référence. Pour les solides ou les liquides, le corps de référence est l'eau pure à une température de 4° Celsius. Pour les polymères, elle s'exprime en  $\text{g}/\text{cm}^3$ .

La densité du PEEK varie entre  $1,3 \text{ g/cm}^3$  lorsqu'il est pur et peut atteindre  $1,44 \text{ g/cm}^3$  lorsqu'il est renforcé par fibres de carbone. En comparaison, l'alliage chrome-cobalt a une densité d'environ  $8,5 \text{ g/cm}^3$  et la zircone de  $6 \text{ g/cm}^3$ .

Le PEEK présente donc l'avantage d'être plus léger ce qui améliore le confort et l'acceptation des prothèses en PEEK par le patient.

### 2.3.3.2. Absorption d'eau et résistance à l'hydrolyse

Les PAEKs absorbent une quantité d'eau qui varie selon plusieurs facteurs : l'humidité relative de l'air ambiant, la température et la durée d'exposition.

Malgré cela, les études initiales, ayant pour but de comparer la résistance à la corrosion du PEEK par rapport à l'alliage Ti6Al4V, ont montré que le PEEK possède une résistance plus élevée à l'hydrolyse que l'alliage titane [32].

Cela a aussi été prouvé par une étude où les PAEKs sont restés au contact de la vapeur d'eau à  $140 \text{ °C}$  durant 5000 heures. Suite à cela, aucune différence n'a été relevée concernant la résistance à la rupture ou encore à l'allongement à la traction. **Il est donc possible de stériliser à la vapeur d'eau les éléments prothétiques fait de PAEKs (température maximale de l'autoclave :  $140 \text{ °C}$ ). De même, il est aussi possible de dégraisser le PEEK à la vapeur d'eau avant collage [8] [10] [14].**

D'autres résultats attestent cette résistance. Fuzessery, dans son étude concernant l'impact du pH salivaire sur les PEEKs et les PEEKs renforcés par fibres de carbone, a mis en évidence que ni la rigidité, ni l'élasticité du PEEK pur n'a été influencé par l'immersion durant 30 jours à température ambiante dans de la salive artificielle à pH 3, pH 7 et pH 10. Cependant, l'étude révèle une absorption et une influence plus élevée sur le PEEK renforcé par fibres de carbone, l'absorption y étant plus importante [10] [33].

Il est important de préciser que le PEEK pur, sous sa forme de granulés, doit être séché avant moulage. En effet, sous cette forme, le PEEK a tendance à absorber l'humidité ambiante ce qui peut mener à des irrégularités de surface. Il est donc nécessaire de réduire le taux d'humidité à 0,1 % afin d'éviter cela. Les fabricants recommandent un séchage des granulés dans un four à circulation d'air à  $150 \text{ °C}$  durant environ 3 heures.

### 2.3.3.3. Couleurs

Le PEEK pur, à l'état de granules, possède une teinte grisâtre. Certains fabricants, tel que Evonik™, commercialisent dorénavant le PEEK sous plusieurs teintes (rose, blanc), par ajout d'oxyde de titane, afin de répondre aux demandes esthétiques.

En effet, la teinte rose permet de rendre les crochets de prothèse amovible quasi invisibles en se confondant avec la couleur de la gencive. De plus, la couleur blanche est aussi appréciée lors de confection de chape de couronnes ou de bridges, cela permet d'éviter de couvrir par un matériau opaque afin de masquer sa teinte naturelle. Aussi, en cas de récession gingivale, le liseré de la chape n'apparaît pas gris mais blanc ce qui le rend plus discret.

L'autre avantage des PAEKs et notamment du PEEK est qu'ils ne subissent pas de décoloration. Il a été démontré que, comparé au PEEK, le PMMA ou encore les résines composites subissent plus de décolorations face au vin et au curry, aliments considérés comme les plus chromatogènes [34].

### 2.3.3.4. Radiations

Les PAEKs sont naturellement radio-transparents ce qui les rend invisibles sur les différents types de radiographies utilisées couramment en chirurgie dentaire (panoramique dentaire, rétro-alvéolaire, ...). Pour résoudre ce problème, les fabricants, tel que Victex® ou encore Invibio®, ont ajouté de la poudre de sulfate de Baryum allant de 6% à 20%. Cela a pour but de rendre radio-opaque le biomatériau afin que le matériel prothétique puisse être visualisé sur les radios. De plus, le sulfate de baryum ne crée pas d'artefacts radiologiques comme peuvent le faire certains métaux.

L'impact de l'ajout de cette poudre dans le PEEK n'a pas eu d'incidence significative sur ses propriétés [12].

La résistance des PAEKs aux rayonnements ionisants a été fortement étudiée de par l'utilisation initiale dans le domaine aérospatial. Grâce à ses structures aromatiques, les PAEKs, notamment le PEEK, ont une forte résistance aux rayons gamma ( $\gamma$ ) et aux faisceaux d'électrons.

Des radicaux libres sont générés au cours de l'irradiation du PEEK. En raison des réactions de recombinaison, rendues possibles par la mobilité des électrons le long de la chaîne moléculaire, les radicaux libres se décomposent rapidement. Des cycles de stérilisation répétés aux rayons gamma (4 cycles de 25 à 40 kGy) n'ont pas montré de changements significatifs dans les propriétés mécaniques du PEEK et du PEEK renforcé



par fibres de carbone [14]. Cela a son importance, notamment lors de la stérilisation des pièces implantaires avant chirurgie.

De plus, l'utilisation de prothèses implantaires en PEEK trouve son intérêt notamment dans le cas de tumeurs ostéolytiques. En effet, l'utilisation du PEEK facilite la radiothérapie nécessaire à l'éradication de la tumeur et facilite le suivi par imagerie des lésions osseuses ce qui n'est pas le cas pour les pièces implantaires métalliques [35].

#### 2.3.3.5. Biocompatibilité

La biocompatibilité d'un matériau est la capacité d'un matériau à remplir une fonction, ici comme remplacement d'une partie de l'organe dentaire, sans induire de réponse spécifique de l'hôte [14].

De nombreuses études ont étudié la biocompatibilité du PEEK. C'est en partie grâce à cela que le PEEK a trouvé son indication comme biomatériau de qualité en ce qui concerne les pièces prothétiques aussi bien en chirurgie dentaire qu'en neuro-chirurgie et qu'en chirurgie orthopédique et dento-faciale [36].

De nos jours, la biocompatibilité est régie par des normes ISO qui obligent les matériaux à subir une batterie de tests afin de s'en assurer. En effet, les recommandations de la norme ISO 10-993 concernant les Dispositifs Médicaux Sur Mesure (DMSM) obligent à étudier la cytotoxicité, la sensibilisation, l'irritation, la toxicité aiguë et le pouvoir mutagène de chaque matériau employé. Le PEEK répond à ces différentes normes ISO c'est pourquoi il est qualifié de matériau inerte.

A noter, les normes ISO prennent en compte l'absence de bisphénol A dans la composition des matériaux [37].

#### 2.3.3.6. Propriétés électriques

L'électro-galvanisation est un phénomène fréquemment rencontré lorsque deux métaux, deux alliages métalliques rentrent en contact. La salive servant d'électrolyte, de conducteur, la différence de potentiel électrique entre les métaux induit un courant électrique. Cela peut être assimilable au fonctionnement d'une pile électrique.

Ce courant peut induire des névralgies faciales, des vertiges, des troubles du sommeil, des acouphènes et des troubles de l'accommodation visuelle. De plus, l'électro-

galvanisation amène le phénomène de corrosion qui induit la libération d'ions métalliques dans la cavité buccale pouvant avoir des effets mutagènes voire carcinogènes.

Les PAEKs ont l'avantage d'être de bons isolants électriques. Cela permet d'éviter le phénomène d'électro-galvanisation que l'on peut rencontrer avec le Co-Cr en présence d'amalgame.

L'absence de ce phénomène électrique permet d'éviter ces conséquences et limite aussi les risques d'allergies rencontrés chez certains patients [38].

### 3. Produits commercialisés

Les différentes propriétés de ces produits sont récapitulées dans le tableau 5 (page 36).

#### 3.1. BioHPP® de Bredent™ [39]

Bredent commercialise pour la première fois le PEEK en 2004 sous le nom de BioXs®. A partir de 2011, la formule est modifiée afin d'en améliorer le polissage ; il s'agit d'un PEEK renforcé par particules de céramique (de 0,3 à 0,5 µm) à hauteur de 20 %. Son nom commercial est le BioHPP®.

Il est disponible en granulés et en disques usinables afin de permettre une fabrication par pressée ou via la CFAO.

Etant au départ commercialisé uniquement sous sa forme naturelle (couleur blanc grisâtre), Bredent a développé toute une gamme de produits autour du BioHPP® afin de permettre le maquillage des pièces prothétiques (primer Visio.lign® ; adhésif Combo.lign® ; composites de restauration Crea.lign®).

Il est d'ailleurs le seul fabricant à proposer une gamme complète allant de l'utilisation par pressée à l'utilisation par CFAO couplée à une gamme de produits permettant la confection d'une supra-structure en résine cosmétique.

Bredent™ commercialise aussi des piliers implantaires hybrides (titane/BioHPP®) personnalisables sous le nom de BioHPP elegance®.

#### 3.2. PEKKTON® de Cendres et Métaux SA™ [40]

Le PEKKTON® ivory de Cendres et Métaux SA™ est composé d'OXPEKK® (PEKK pur de grade implantaire, produit par le laboratoire Arkema) et de dioxyde de titane, dans le but d'améliorer sa teinte (blanc cassé) et ses propriétés mécaniques.

Il est disponible sous forme de lingots de pressée, équivalents des granulés, ou de disques usinables.

Il est indiqué comme restauration définitive sur implant ou comme armature de prothèse amovible.

#### 3.3. VESTAKEEP® de Evonik™ [41]

VESTAKEEP® est composé de PEEK pur. Du sulfate de baryum, le rendant radio-opaque mais ne produisant pas d'artefacts, y a été ajouté dans une gamme spécifique.

Il est commercialisé sous forme de disques de plusieurs couleurs (neutre, blanc, ivoire et rose) le rendant intéressant dans la conception de prothèses fixes provisoires.

Il est indiqué par le fabricant dans la conception de châssis de prothèses amovibles, de couronnes, de bridges, d'attelles, de piliers de cicatrisation, ou encore comme attachement ou pour la confection de couronnes télescopiques.

### 3.4. PEEK Optima® de Victrex™ / Invibio™ / Juvora™ [42]

Imperial Chemical Industries (ICI) a commercialisé le PEEK sous l'appellation Victrex® à la fin des années 70.

En 1993, la branche Victrex devient indépendante de ICI. Le département biomédical de Victrex® se nomme Invibio Biomaterial Solutions et consacre une branche spécifique aux matériaux dentaires : Juvora™.

La gamme PEEK Optima® est très large puisqu'elle se compose de :

- PEEK Optima® « Natural » composé de PEEK pur (blanc grisâtre) ;
- PEEK Optima® « Enhanced » avec ajout de particules d'hydroxyapatite favorisant l'ostéo-intégration et donc destiné à la confection d'implants ;
- PEEK Optima® « Image Contrast » avec ajout de sulfate de baryum afin de le rendre radio-opaque ;
- PEEK Optima® « Reinforced » et « Ultra-reinforced » avec ajout de fibres de carbone ;
- PEEK Optima® « Wear performance » destiné à l'arthroplastie et autres chirurgies orthopédiques.

Juvora™ commercialise le PEEK Optima® sous forme de disques usinables permettant la conception de châssis de prothèses implanto-portées, fixes et amovibles, et comme infrastructure de couronne ou de bridge.

*Tableau 5 : propriétés mécaniques et chimiques des trois types de PEEK et de PEKK commercialisés en odontologie [1]*

Industriels	Marques	Résistance à la traction	Résistance à la flexion	Module d'élasticité	Absorption	Solubilité
Bredent™	BioHPP® (pressée) BreCAM.BioHPP® (CFAO)	-	180 MPa	4,6 GPa	6,5 µg/cm <sup>3</sup>	0,1 µg/cm <sup>3</sup>
Cendres & Métaux™	Pekkton®	115 MPa	200 MPa	5 GPa	8,7 µg/cm <sup>3</sup>	0,2 µg/cm <sup>3</sup>
Evonik™	VESTAKEEP®	110 MPa	175 MPa	4,8 GPa	0,4 %	-
Juvora™	PEEK Optima® Natural	108 MPa	170 MPa	4,2 GPa	-	-

## 4. Le PEEK/PEKK au laboratoire de prothèse

### 4.1. Procédés de fabrication

La forme initiale des PAEKs commercialisés découle des procédés de fabrication employés par le prothésiste. En effet, l'avantage est qu'il peut conserver les méthodes habituellement employées pour les autres matériaux tels que le cobalt-chrome, le disilicate de lithium, la zircone ou la céramique mais il peut aussi les employer via les nouvelles technologies avec des méthodes assistées par ordinateur.

On distingue donc deux méthodes de conception :

- **la méthode traditionnelle** avec conception manuelle d'une maquette en cire ou en résine directement sur le modèle issu de la coulée de l'empreinte ;
- **la méthode assistée par ordinateur** avec conception d'une maquette virtuelle en trois dimensions (3D) via un logiciel de conception assistée par ordinateur (CAO) (figure 12) après scannage de l'empreinte (modèle négatif) ou du modèle en plâtre (modèle positif) ou encore directement après l'empreinte numérique faite au fauteuil. La conception se fait donc sur un modèle virtuel.

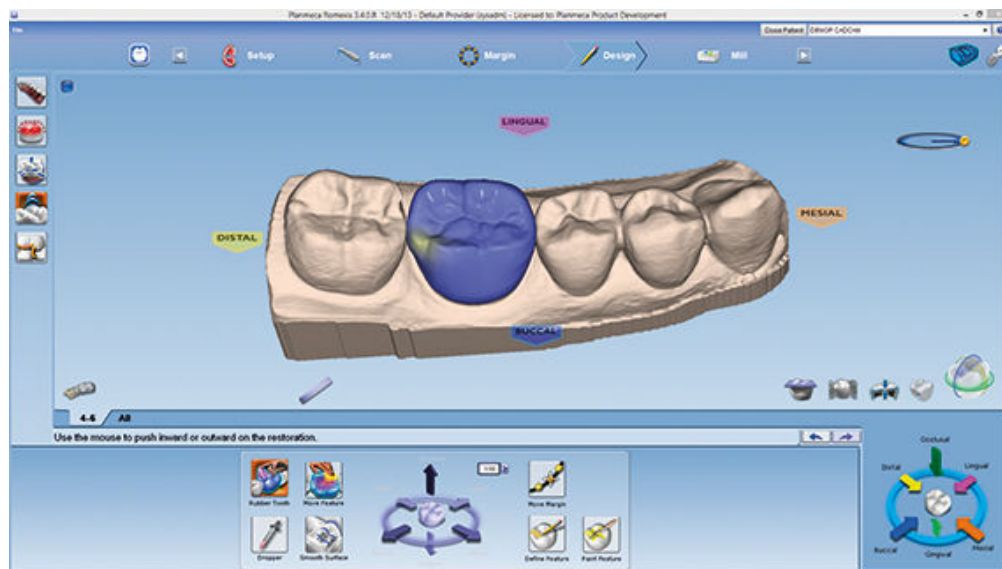


Figure 12 : image du logiciel de conception PlanCAD Easy® de Planmeca® [43]

De là découlent les trois formes sous lesquelles sont commercialisés les PAEKs (figure 13) : en granulés/galets/poudre (a), en disques/galettes usinables (b) et en fil pour imprimante 3D (c).



*Figure 13 : les trois formes du PEEK*  
*a) sous forme de granulés [44]*  
*b) sous forme de disques usinables [45]*  
*c) sous forme de fil pour imprimante 3D [46]*

Les granulés (figure 13 a) vont pouvoir être utilisés dans le cas où la pièce prothétique va être fabriquée par la méthode de **pressée par cire perdue dite traditionnelle**.

La maquette en cire, fabriquée manuellement ou par usinage (CFAO), va être introduite dans du plâtre qui va venir figer la maquette en son sein. Le tout va alors être chauffé afin de faire fondre la cire qui va pouvoir s'échapper. Une fois la température arrivée à température de fusion ( $T_f$ ) du PEEK, celui-ci est injecté sous forme de granulés qui vont alors se comporter comme un fluide et venir remplacer la cire d'où l'appellation de « cire perdue ».

Cela est effectué sous pression et sous vide afin d'éviter les bulles d'air comme peut le faire le système For 2 Press de BioHPP® (figure 14 a). Une fois le tout refroidi, la pièce prothétique en PEEK peut être démoulée.

Lors de la confection par méthode de pressée par cire perdue, la température du moule doit être comprise entre 160 et 190 °C, soit une température légèrement supérieure à la transition vitreuse du polymère, afin d'éviter la création d'une couche superficielle amorphe. En effet, comme vu précédemment, si le moule est trop froid, cela va figer rapidement le polymère injecté ce qui donnera une prédominance de la phase amorphe. Il faut donc que le moule subisse la même allure de refroidissement que le polymère injecté.

L'emploi de la méthode traditionnelle pour la confection de prothèse en PEEK est donc dépendante de l'opérateur et du matériel employé [27].

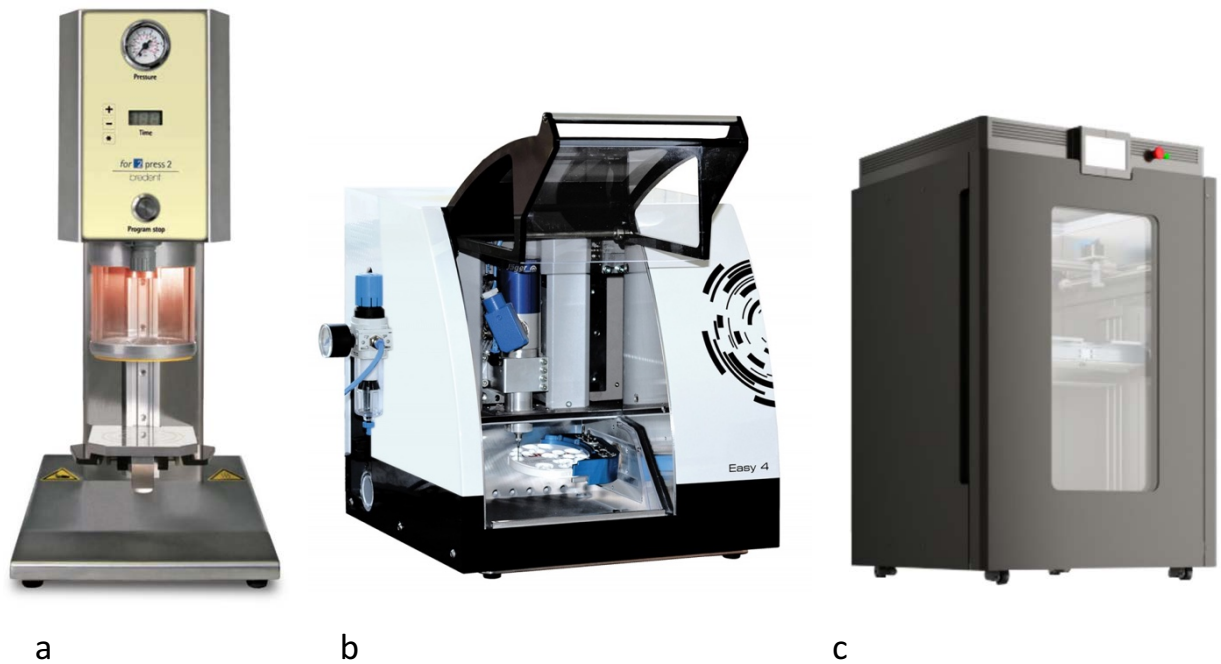


Figure 14 : les différents systèmes de mise en forme des PAEKs  
 a) système For 2 Press™ de BioHPP® [39]  
 b) usineuse de disque Opera System® Easy 4™ [47]  
 c) imprimante 3D pour impression à haute température AON-M2™ Neofab® [48]

Les galettes/disques (figure 13 b) et le fil (figure 13 c) vont servir pour la méthode de **fabrication assistée par ordinateur**.

Une fois la conception faite via le logiciel sur le modèle virtuel, la galette est introduite dans le centre d'usinage 3 ou 5 axes (figure 14 b) qui va venir usiner le disque jusqu'à obtention de la pièce prothétique. Il s'agit donc d'une méthode soustractive. L'intérêt est que la machine peut aussi usiner d'autres matériaux mis sous la même forme tels que la zircone ou le métal.

Le fil quant à lui peut être utilisé pour les impressions 3D grâce à une imprimante 3D spécialement conçue pour les matériaux haute performance (figure 14 c). A la différence des imprimantes 3D conventionnelles, ces imprimantes permettent l'impression à très haute température (jusqu'à 400 °C). Cependant, à ce jour, aucune étude concernant les prothèses dentaires conçues via impression 3D n'a été publiée.

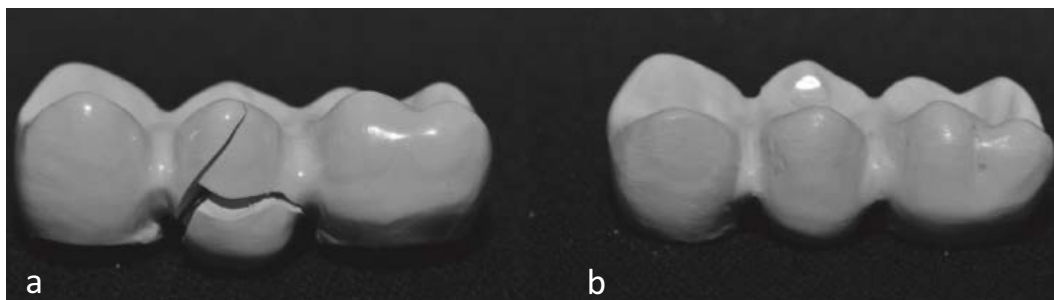
De plus, d'après les spécialistes en solutions de CFAO dentaire, il semblerait que l'impression 3D ne serait que peu avantageuse pour le PEEK car elle ne garantirait pas la solidité du matériau contrairement à l'usinage [49]. Des études sont cependant nécessaires.

Il a été prouvé que la méthode de fabrication influe sur les propriétés des prothèses. Par exemple, si on s'intéresse à la réalisation d'un bridge 3 éléments, la méthode de pressée par cire perdue a montré un bridge plus poreux avec une résistance à la déformation élastique moindre par rapport aux disques usinés. Cela se traduit par une rigidité inférieure ce qui évite le risque de fracture.

Cette différence s'explique par une méthode de fabrication plus complexe où plusieurs facteurs entrent en jeu : manière de préchauffage ou encore dispositif de mise sous pression.

Bien que l'étude ne s'intéresse pas à l'impression 3D, nous pouvons supposer qu'il s'agit des mêmes problématiques matérielles.

Les disques quant à eux subissent un pré-pressage fait de manière industrielle qui réduit les bulles d'air. Il a été constaté qu'un même bridge obtenu par usinage a une résistance à la flexion supérieure mais une résistance à la déformation élastique inférieure par rapport au bridge pressé. Le bridge usiné a alors une rigidité supérieure ce qui favorise la fracture à la déformation élastique [27] (figure 15).



*Figure 15 : photographie de bridges en PEEK BioHPP® ayant subi un test de résistance à la fracture [27]*

*a) bridge usiné*

*b) bridge pressé*



## 4.2. Adhésion entre le PEEK/PEKK et les résines cosmétiques

Les PAEKs sont rarement utilisés seuls. En effet, n'étant pas très esthétique, ils sont souvent associés à des résines cosmétiques ayant un meilleur rendu. Pour cela, il a fallu trouver la manière d'obtenir une adhésion maximale entre les deux matériaux et assurer la longévité de la prothèse.

### 4.2.1. Préparation de l'état de surface

Le PEEK est un polymère apolaire et inerte présentant une résistance chimique élevée et une faible énergie de surface. Il est donc nécessaire de traiter en surface le PEEK afin d'obtenir une cohésion de celui-ci aux résines cosmétiques [50].

Il est important de souligner ici qu'aucun solvant organique, hormis l'acide sulfurique, n'est capable de dissoudre le PEEK même à température élevée (jusqu'à 200 °C) [51] [52].

Le pré-traitement de la surface du PEEK au laser n'a donné aucun résultat satisfaisant [53].

Les fabricants ainsi que les différentes études recommandent une augmentation de la surface de collage via l'air-abrasion à l'alumine 110 µm (sous pression de 200 à 300 kPa soit 0,2 à 0,3 bar à une distance de 3 millimètres) ce qui permet une meilleure résistance aux forces de cisaillement.

Une rugosité encore plus importante peut être obtenue par l'acide sulfurique. Cependant celui-ci n'est utilisable qu'au laboratoire de prothèse et non au cabinet [54] [55].

Remarque : les résultats des nombreuses études réalisées sur les traitements de surface du PEEK afin d'obtenir des forces de cohésion maximales avec les résines adhésives apparaissent bien différents en fonction des résines utilisées, des tests réalisés pour mesurer les forces de cohésion et des protocoles mis en œuvre.

#### 4.2.2. Utilisation d'adhésifs adéquats

Une résistance à la traction plus importante entre le PEEK et les résines cosmétiques de revêtement (Sinfony, GC Gradia et VITA VM LC) a été observée lorsque l'adhésif contient du méthacrylate de méthyle tel que le Visio.link I + II (69 MPa) ou le Signum PEEK Bond (48,1 MPa). Sa résistance à la traction observée dépasse le minimum requis pour une utilisation en clinique, à savoir 10 MPa.

L'étude a aussi testé la cohésion après un stockage dans l'eau à 37 °C durant 24 heures afin de reproduire la salive ainsi que plusieurs cycles de variation de la température (10 000 cycles allant de 5 à 55 °C). Aucune différence significative n'a été observée sur la résistance à la traction [56] [57].

Kern & *al.* ont obtenu, après air-abrasion à l'alumine (110µm à 0,28 bar), des valeurs de résistance au cisaillement situées entre 12,9 et 15 MPa avec le Glaze and Bond® (DMG, Hambourg, Allemagne) contenant des particules de MMA et le Luxatemp Fluorescence® (DMG, Hambourg, Allemagne), résine utilisée pour la conception de prothèses conjointes provisoires [57].

Fuhrmann & *al.* ont étudié les forces de liaison entre la résine composite de revêtement et du PEEK renforcé par fibres de carbone ainsi que du PEKK non renforcé. Une adhérence élevée (23,6 MPa) a été mise en évidence avec l'association de Rocatec soft®, Monobond Plus® et Luxatemp Glaze & Bond®. Lors de cette étude, les échantillons ont été soumis à des conditions de stockage censées reproduire les conditions *in vivo* (eau à 37°C durant 150 jours ainsi que dans l'eau avec 10 000 cycles de variation de la température de l'eau de 5 à 55°C durant 150 jours) [58].

## 5. Le PEEK/PEKK au cabinet dentaire

### 5.1. Collage ou scellement du PEEK/PEKK

L'étude de Rocha & *al.* a permis d'étudier la résistance au cisaillement entre le PEEK et la résine de scellement en fonction des différents traitements de surface. Aucune liaison n'a été observée entre le PEEK et la résine de scellement (RelyX™ ARC, 3M™ ESPE) lorsque la surface du PEEK n'est pas traitée.

Il a été démontré qu'un traitement du PEEK à l'acide sulfurique (H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>) à 98% durant 60 secondes permet d'obtenir le meilleur compromis entre porosité du PEEK et dégradation de celui-ci (pouvant mener à une détérioration des forces de cohésion entre le PEEK et les résines adhésives traditionnelles (RelyX™ ARC)) [52]. Cependant, ce résultat a été remis en question par l'étude de Rocha & *al.* qui recommande plutôt un traitement abrasif à l'oxyde d'aluminium projeté, l'acide sulfurique étant trop délicat à manipuler pour des résultats de forces de liaisons inférieures.

Il semblerait qu'une application de solution piranha (acide sulfurique + peroxyde d'hydrogène) après le sablage optimiserait les forces cohésives de PEEK avec les résines adhésives [59]. En effet, l'attaque mécanique à l'air-abrasion ainsi que chimiquement via la solution piranha permet une augmentation de la rugosité de surface et de l'énergie libre de surface, conditions nécessaires à l'obtention d'une cohésion entre les différents matériaux [60].

Au cours des différentes études, aucune fracture cohésive n'a été observée, seules des fractures entre l'adhésif et la restauration ont pu être constatées (fractures adhésives) [52] [53] [56] [57].

**L'association de l'air-abrasion à l'alumine 110 µm ainsi que l'usage de Visio.link I + II ou Signum PEEK Bond® semble être la meilleure solution pour l'adhésion des couronnes en PEEK à la dentine [50].**

D'après les brochures commerciales (BioHPP®), le PEEK peut aussi être scellé temporairement ou définitivement à l'aide d'un CVI, d'un ciment oxyphosphate de zinc ou encore d'un ciment de scellement composite auto-adhésif.

Il faut toutefois rester vigilant quant aux brochures commerciales qui ne sont pas toujours très précises. En effet, le tableau 6 issu de la brochure du BioHPP® en est un exemple. Il y est mentionné la notion de « généralement possible » sans indications ou contre-indications claires ; seul un astérisque souligne la nécessité d'un angle de

préparation de maximum 5° dans certains cas, sans explications logiques. De plus, on y parle de « sabler le ciment de scellement auto-adhésif », ce qui en pratique ne correspond à rien. Enfin, notons l'incohérence de la dernière colonne sur l'utilisation du Visio.link®.

Il s'agit donc de ne se fier qu'aux études scientifiques parues malgré leur nombre restreint.

Tableau 6 : critères de choix de scellement du BioHPP® en fonction du matériau support [39]

Type de fixation	Systèmes de fixation	Couronnes et bridges en BioHPP sur ...				
		Piliers en métal / alliages	Piliers en dioxyde de zirconium	Piliers en BioHPP	Substance dentaire dure (dentine / émail)	utiliser visio.link sur BioHPP
définitive	Adhésif – en utilisant le conditionnement / primaire à l'aide d'un ciment de scellement composite, par ex. Panavia F 2.0 (Kuraray), VarioLink II (Ivoclar), NX-3 (Kerr)	✓	✓	✓	✓	✓
	Sabler le ciment de scellement composite auto-adhésif à 110 µm, par ex. Rely X Unicem (Sté. 3M Espe)	✓	✓	✓	●	●
	Ciment au verre ionomère, par ex. Ketac Cem (Sté. 3M Espe)	●*	●*	●	●*	X
	Ciment au phosphate de zinc (par ex. Harvard)	●	●	●	●*	X
temporaire	Oxyde de zinc, ciment exempt d'eugénol (Tempbond, Sté.Kerr)	✓	✓	✓	●*	X
	Ciment de scellement à base de silicone A (Tempsil 2, Sté.Coltène Whaledent)	✓	✓	✓	✓	X

\*Uniquement utilisable pour un angle de préparation jusqu'à 5°

✓ = optimal      ● = généralement possible      X = déconseillé

A noter qu'aucune publication ne décrit le protocole de préparation dentinaire avant le collage ou le scellement de pièce prothétique en PEEK.

## 5.2. Polissage

Dans certains cas, les PAEKs peuvent être utilisés sans revêtement notamment dans les cas de restaurations provisoires en prothèse fixée ou comme châssis de prothèse amovible.

L'état de surface a alors un rôle important dans l'adhésion de la plaque dentaire, celle-ci étant à l'origine de lésions carieuses de la dent pilier ou des dents voisines. En effet, la rugosité et l'énergie libre de surface ont une influence sur la formation de la plaque

supra gingivale et le matériau de restauration est un lieu privilégié pour cette adhésion bactérienne.

Des études montrent que la rugosité permet et encourage la formation et la croissance du biofilm. L'énergie de surface quant à elle permet une adhésion forte et dense de la plaque dentaire [61] [62] [63]. Afin de réduire au maximum l'adhésion de la plaque dentaire et donc la formation et la croissance d'un biofilm cariogène, il est nécessaire de réduire au maximum ces deux paramètres via un polissage efficace. Celui-ci peut être effectué au préalable au laboratoire de prothèse mais peut aussi s'appliquer au cabinet dentaire en cas de retouches.

Heimer & al. ont testé différents protocoles de polissage du PEEK en laboratoire. La pâte de polissage OPAL L (Renfert GmbH®) (figure 16) a obtenu les meilleurs résultats concernant la réduction de la rugosité ainsi que de l'énergie libre de surface. Cependant, aucune corrélation n'a été obtenue entre ces deux paramètres [64]. Il n'est donc pas possible d'effectuer un classement des différents produits testés par rapport à l'adhésion de la plaque dentaire. D'autres études sont donc nécessaires.



Figure 16 : pâte à polir OPAL L de Renfert GmbH® [65]

### 5.3. Prophylaxie

Concernant l'entretien des prothèses en PAEKs, il peut affecter l'état de surface avec le temps en diminuant l'efficacité du polissage préalablement effectué.

Heimer & al. ont ainsi effectué des tests et conclu qu'un brossage bi-quotidien n'affecte pas l'état de surface, quelle que soit la brosse à dents utilisée. **Cependant, il est important de spécifier qu'un nettoyage par air-flow, pouvant être pratiqué habituellement en cabinet dentaire après le détartrage par exemple, doit être évité [66].**

## 6. Applications en prothèse fixée

Si l'on se fie aux données des fabricants, les PAEKs trouvent leurs indications en prothèse fixée au même titre que les matériaux traditionnels : bridge collé, infrastructure de prothèse unitaire ou plurale, transitoire ou d'usage. Cependant, le manque de recul clinique ne nous permet pas, à ce jour, d'avoir des indications précises de l'utilisation de ces matériaux.

Pour l'heure, les PAEKs peuvent être recommandés dans la confection de prothèses transitoires à long terme en secteur esthétique, pour leur aspect économique mais aussi dans le cas de bridge collé sur dent mobile pour leur plus grand module d'élasticité, réduisant ainsi les forces exercées sur les dents supports. La confection de chape de prothèses peut aussi être intéressante dans le cas de dents fragilisées, les PAEKs jouant le rôle d'amortisseurs des forces occlusales.

En ce qui concerne les contre-indications, nous faisons face à la même problématique : le manque de recul clinique. La seule contre-indication précise à la réalisation de prothèses en PAEKs est l'espace inter-occlusal disponible. Les fabricants contre-indiquent leur emploi si cet espace est insuffisant, soit inférieur à 1,3 mm selon Cendres et Métaux SA™.

Des études sont encore nécessaires quant à l'emploi de ce genre de prothèses dans le cas de patients bruxomanes. Aussi, il serait nécessaire que les études prennent en compte le vieillissement des prothèses, ce qui n'apparaît pas pour le moment dans les différentes études.

### 6.1. Reconstitutions corono-radicaire

Selon l'Académie Nationale de Chirurgie Dentaire (ANCD), une reconstitution corono-radicaire est une reconstitution qui intéresse à la fois les portions coronaire et radicaire de la dent. Il s'agit d'une reconstitution complexe de la dent qui, pour en assurer la rétention, s'appuie sur un ou des ancrages radiculaires et/ou dentinaires.

Un ancrage radicaire par l'intermédiaire d'un tenon permet une extension de l'obturation coronaire dans la racine lorsque les parois résiduelles de la dent sont insuffisantes pour assurer une stabilité et une rétention suffisantes. Il peut être un facteur de fragilisation de la dent [67].

Le matériau de reconstitution doit pouvoir remplacer la perte de substance tout en assurant un comportement physico-mécanique proche de l'organe auquel il est associé [68].

### 6.1.1. Reconstitution par matériau inséré en phase plastique (RMIPP)

Comme expliqué ci-dessus, le tenon assure une stabilité et une rétention à la reconstitution coronaire tout en augmentant la surface de collage [69]. Il permet également une distribution des contraintes exercées sur la couronne au niveau de la dentine radriculaire. Selon la nature du matériau employé, la distribution sera différente tant sur le mode de distribution que sur l'intensité des forces transmises [70] [71].

Comme vu précédemment, le module d'élasticité des tenons en PEEK (4 à 5 GPa), relativement proche de celui de la dentine (18,6 GPa), semble en faire un matériau de choix dans l'utilisation en tant que tenon. En effet, le module d'élasticité du matériau employé va influencer l'accommodation et la répartition des contraintes coronaires au niveau de la racine dans laquelle réside le tenon.

Si celui-ci est trop faible, les contraintes vont entraîner une flexion du tenon dépassant les capacités de déformation élastique de la dentine, ce qui risque de provoquer des fissures voire une fracture radriculaire.

*A contrario*, si celui-ci est trop élevé, toutes les contraintes seront exercées sur la racine où loge le tenon et en particulier à son extrémité apicale comme ça peut être le cas avec un inlay-core métallique (figure 17). Là aussi, cela risque de provoquer la fracture de celle-ci [72] [73] [74].

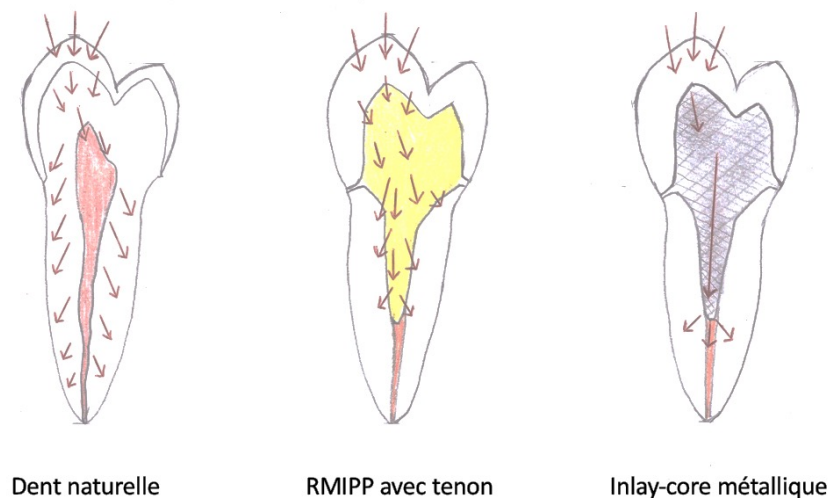


Figure 17 : comparaison de la répartition des contraintes entre une dent naturelle, une RMIPP avec tenon et un inlay-core métallique (schéma personnel inspiré de Koubi [69]).

Il est important de souligner que le tenon en fibres de verre, ayant un module d'élasticité bien inférieur à celui de l'inlay-core métallique (45,7 à 53,8 GPa contre 100 à 200 GPa), a cependant une plus forte rigidité axiale par rapport au tenon en PEEK, son module d'élasticité étant plus élevé. Il y a donc une transmission des contraintes au niveau apical plus importante pour un tenon fibré que pour un tenon en PEEK [69] [71] [75].

Le tenon en PEEK a donc l'avantage d'être celui se rapprochant le plus du module d'élasticité de la dentine [71].

Il peut être alors judicieux de considérer le tenon en PEEK Optima® comme une alternative de choix au tenon fibré lors de reconstitution corono-radulaire foulée sur une dent fragilisée (racine frêle, perforation ou encore résorption radulaire).

De plus, comme le tenon fibré, le tenon en PEEK est biocompatible et présente une résistance à la corrosion indispensable lors de l'utilisation d'un matériau comme tenon.

Pour l'heure, il n'existe qu'un seul fabricant commercialisant des tenons en PEEK, il s'agit de Stabyl® commercialisant des tenons en PEEK Optima® dans sa couleur naturelle c'est à dire ivoire. Ils ont l'avantage d'être radio-opaque, contrairement au PEEK dans sa forme naturelle. Ces tenons sont fabriqués par usinage et non par moulage par injection ce qui leur confère de meilleures propriétés mécaniques.

L'inconvénient est qu'ils ne laissent pas passer la lumière ce qui empêche l'utilisation d'adhésifs photopolymérisables. Cependant, ils peuvent être assemblés par collage, via une résine dual ou chémo-polymérisable, mais aussi par scellement avec un ciment verre ionomère (CVI), un ciment de scellement traditionnel oxyphosphate ou polycarboxilate si l'on se fie aux données du fabricant [56] [74].

Les tenons et forêts Stabyl® en PEEK sont de formes cylindro-coniques et existent en deux diamètres référencés par code couleur :

- blanc (Ref. : 1PEEK) de 1,85 mm de diamètre au niveau du cylindre et 0,6 mm de diamètre à la pointe du cône ;
- vert (Ref. : 2PEEK) de 2,05 mm de diamètre au niveau du cylindre et 0,8 mm de diamètre à la pointe du cône.

Cette forme cylindro-conique permet une adaptation la plus homothétique possible à la racine. De plus, utilisés avec les forêts radiculaires Stabyl®, les tenons bénéficient d'une rétention primaire optimale et immédiate.



Les tenons en PEEK Optima® possèdent un méplat longitudinal dit d'échappement au niveau de la partie cylindrique. Cela permet un échappement du matériau d'assemblage quelle que soit la viscosité de celui-ci et permet d'éviter les mouvements de rotation (figure 18).

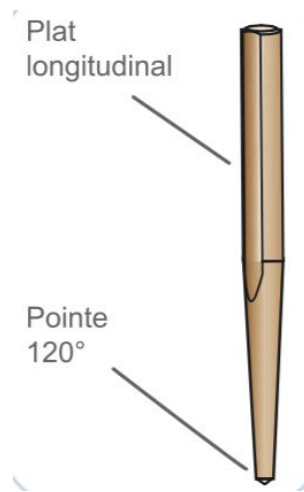


Figure 18 : illustration d'un tenon Stabyl® [74]

Enfin, le tenon en PEEK Optima® ne possède pas de bisphénol A à la différence de la plupart des tenons fibrés composés à partir de résine époxy.

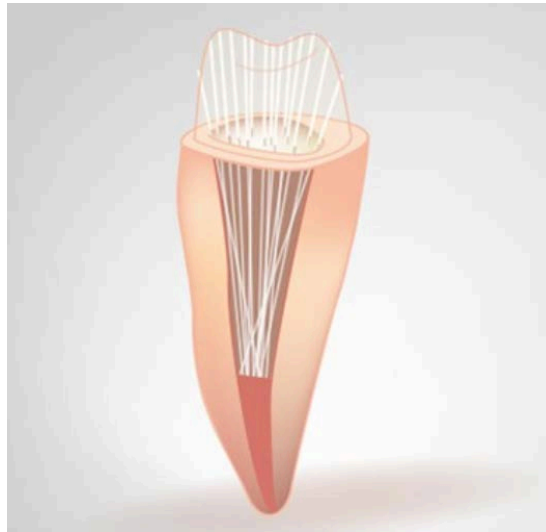
Remarquons cependant que le diamètre des tenons Stabyl® s'éloigne des recommandations. En effet, un tenon pour RMIPP doit idéalement avoir un diamètre de 55/100 de millimètre à sa pointe, qui se situe généralement à la longueur de travail à laquelle on soustrait 5 millimètres (LT-5).

De plus, la partie cylindrique du tenon ne doit pas excéder le millimètre [76].

Ici, les tenons semblent donc délabrants en ce qui concerne la dentine interne péricanalaire (60/100 à 80/100 de millimètre à sa pointe et 1,85 à 2,05 millimètre dans sa portion cylindrique), ce qui va à l'encontre du principe de préservation des tissus dentaires.

Le tenon en PEEK Optima® de chez Stabyl™ possède un module d'élasticité de 4 GPa [74]. Au vu des différentes déclinaisons du PEEK, il serait préférable d'augmenter ce module à l'aide de PEEK ou de PEKK renforcé afin de se rapprocher au mieux de celui de la dentine mais aussi de réduire le diamètre des tenons afin de se rapprocher au mieux des recommandations.

Contrairement aux tenons en PEEK développés par les fabricants, la tendance actuelle va vers les tenons fasciculés peu invasifs, très résistants, faciles à mettre en place et utilisables même dans des racines courbes ou de section ovale (figure 19).



*Figure 19 : représentation schématique d'une reconstitution corono-radicaire par tenon fasciculé [77]*

#### 6.1.2. Reconstitution corono-radicaire coulée

L'étude de Lee & *al.* a comparé, par la méthode des éléments finis, un inlay-core en PEKK, un inlay-core en métal (en or) et une reconstitution corono-radicaire foulée par tenon fibré (fibres de verre).

Comme le montre la figure 20, la comparaison a permis de mettre en évidence une meilleure répartition des contraintes et donc une transmission des contraintes moins importante au niveau de la racine pour l'inlay-core en PEKK. Le risque de fracture radicaire est donc moins important avec un inlay-core en PEKK plutôt qu'avec un inlay-core métallique ou encore avec une reconstitution par tenon en fibres de verre.

Un inlay-core en PEKK a aussi l'avantage d'apporter une solution prothétique exempte de métal avec une couleur se rapprochant de la dent ce qui en fait une bonne alternative à l'inlay-core céramisé.

**Cependant, le module d'élasticité du PEKK, étant moins important que celui de la dentine, favoriserait les contraintes exercées sur le ciment entre l'inlay-core et la dentine radicaire et donc favoriserait le risque de décollement de l'ensemble sur le long terme.**

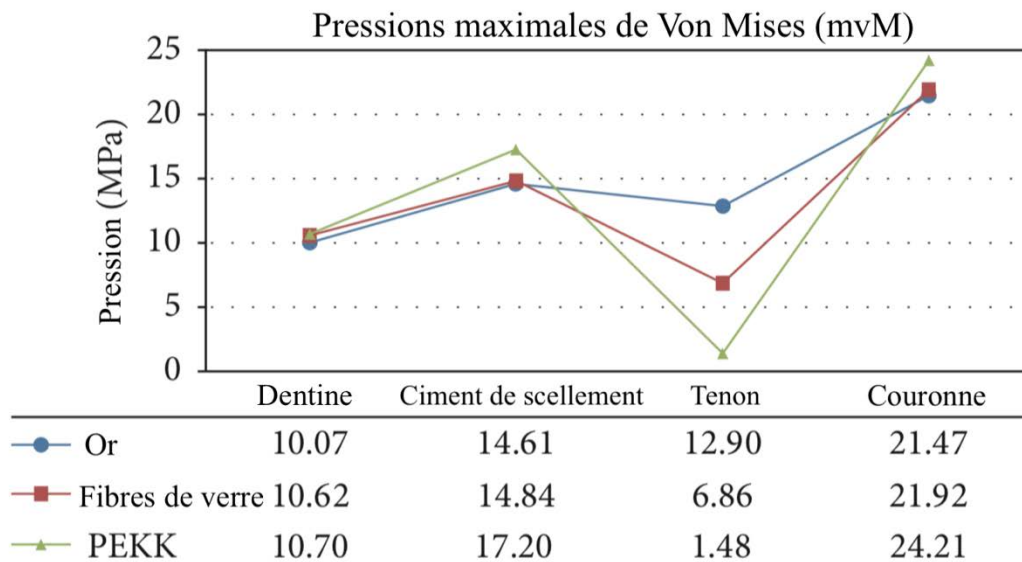


Figure 20 : graphique de représentation des forces exercées sur chacun des composants du modèle d'étude [71]

L'étude reposant uniquement sur la technique des élément finis, ces résultats sont à prendre avec prudence car les facteurs environnementaux, tels que la contamination par la salive, n'ont pas été pris en compte [71].

## 6.2. Reconstitutions coronaires

### 6.2.1. Unitaire

#### 6.2.1.1. La couronne unitaire à ancrage périphérique total

La couronne unitaire est une pièce prothétique venant se fixer sur pilier implantaire, sur une reconstitution corono-radulaire coulée ou foulée ou sur dent naturelle vivante ou traitée endodontiquement.

Elle peut être monolithique, c'est à dire constituée d'un seul matériau ou stratifiée. Dans ce cas, un matériau cosmétique recouvrira l'armature en PAEK. La couronne est principalement utilisée sur dents postérieures en raison d'un rendu esthétique moins satisfaisant ou comme couronne provisoire.

Elle présente l'avantage d'être moins onéreuse qu'une couronne en céramique. De plus, de par son module d'élasticité, elle permet d'amortir les forces occlusales sur les dents fragilisées.

L'aspect esthétique des PAEKs ne permet pas l'emploi d'une couronne monolithique en secteur antérieur. Cependant, comme vu précédemment, ils peuvent être recouverts d'une résine cosmétique. La couronne monolithique en PAEKs peut être intéressante sur dent postérieure chez le patient bruxomane car elle est moins abrasive que ses équivalentes en céramique ou métallique ce qui peut permettre une meilleure préservation des dents antagonistes [2].

Zoidis & al. ont publié un rapport de cas d'une patiente nécessitant trois couronnes prothétiques simples. La patiente, présentant un bruxisme, voulait des restaurations exemptes de métal. De plus, les trois dents piliers présentaient une forte perte de tissus dentaires au niveau coronaire et des parois axiales minces.

Les restaurations en tout céramique ont été écartées, de par le risque d'abrasion des dents antagonistes ainsi que par la forte transmission des contraintes occlusales sur des dents piliers affaiblies.

Ils ont alors opté pour des couronnes à armature en PEEK modifié recouvertes de résine composite photopolymérisable, dans le but :

- d'offrir à la patiente des restaurations biocompatibles exemptes de métal ;
- de limiter l'abrasion des dents antagonistes ;
- de profiter de l'élasticité du PEEK pour jouer un rôle d'amortisseur des contraintes sur les dents piliers ;
- de permettre des retouches aisées en intra-orale.

Selon ce rapport de cas, l'utilisation de couronne à armature en PEEK serait une alternative viable pour le traitement des dents affaiblies chez les patients bruxomanes [78]. Il semblerait que le PEEK permette une dissipation des contraintes occlusales bien supérieure aux céramiques [79].

---

Izquierdo & al. ont publié en 2014 un cas clinique disponible sur le site de Cendres et Métaux SA™ [80]. Les auteurs ont précisé n'avoir aucun conflit d'intérêt avec cette société.

Il s'agit d'une patiente de 50 ans n'étant plus satisfaite de l'aspect esthétique de la couronne transitoire en résine sur son incisive latérale maxillaire droite (12) et voulant

combler le diastème existant entre celle-ci et son incisive centrale maxillaire droite (11) à un moindre coût (figure 21).



*Figure 21 : photographie de la situation initiale [80]*

Le praticien a donc opté, en accord avec la patiente, pour une couronne à chape PEKK recouverte de résine cosmétique, solution prothétique moins onéreuse qu'une couronne céramo-céramique mais garantissant un aspect esthétique satisfaisant.

Une clé en silicone a été réalisée sur le wax-up préalablement réalisé par le prothésiste afin de permettre l'élaboration de la chape en PEKK (Pekkton<sup>®</sup> ivory, Cendres et Métaux SA<sup>™</sup>) (figure 22).

Une fois la chape réalisée, celle-ci a été recouverte d'une résine esthétique SR Nexco<sup>®</sup> (Ivoclar Vivadent).



*Figure 22 : photographie de l'élaboration de la chape en PEKK en fonction de la clé en silicone [80]*

La dent a par la suite été nettoyée à l'ultrason et la couronne a été scellée de manière définitive à l'aide d'une colle adhésive Multilink Automix<sup>®</sup> (Ivoclar Vivadent) (figure 23).

La pose d'une facette sur l'incisive centrale maxillaire droite (11) a été reportée ultérieurement pour raison financière. Le comblement du diastème restant est prévu lors de la confection de celle-ci, conformément au wax-up.



*Figure 23 : photographie de la situation finale [80]*

#### 6.2.1.2. L'endocouronne en PEEK

L'endocouronne, appelée aussi coiffe monobloc, est une couronne ne nécessitant pas d'ancrage radiculaire. En effet, l'endocouronne possède une extension dans la chambre camérale lui assurant une rétention et une stabilité suffisante en plus du collage. Cette extension s'étend parfois aux entrées canalaires. Elle prend le plus souvent place sur les molaires fortement délabrées ayant subi un ou plusieurs traitements endodontiques.

Contrairement à la couronne unitaire « classique », celle-ci ne peut être mise en place que sur les dents naturelles respectant certains critères.

##### 6.2.1.2.1. Rappels sur l'endocouronne

**Elle est indiquée** dans certains cas :

- couronne trop courte ;
- racine(s) calcifiée(s) ;
- racine(s) trop courte(s) et/ou trop incurvée(s) et/ou trop mince(s) ;
- espace inter-occlusal limité.

Une profondeur de la chambre pulpaire de 4 à 5 millimètres est requise ainsi qu'une hauteur résiduelle de 1 à 1,5 millimètre de la couronne dentaire afin d'assurer une rétention suffisante [81] [82].

Ce genre de couronne est donc indiqué sur les dents postérieures où ces caractéristiques sont le plus fréquemment rencontrées. De plus, les endocouronnes nécessitent une surface de collage suffisante rarement rencontrée sur les autres dents.

La rétention de la couronne étant assurée par le collage, les limites périphériques supra voire juxta-gingivales sont nécessaires afin de pouvoir poser un champ opératoire essentiel lors du protocole de collage.

L'endocouronne présente des avantages :

- faible coût (absence d'inlay-core) ;
- réduction du nombre de séances au fauteuil ;
- moins d'étapes de laboratoire ;
- résistance à la fracture accrue en comparaison aux couronnes classiques ;
- préparation non traumatisante pour les racines ;
- retraitement endodontique plus facile si nécessaire (absence de dépôt d'ancrage(s) radiculaire(s)) .

Cela nécessite un matériau adapté ayant de bonnes propriétés mécaniques, une faible épaisseur relative et des propriétés d'adhérence aux surfaces dentaires naturelles suffisantes.

Le PEEK semble répondre à ces différents critères. De plus, il présente l'avantage d'être plus élastique (module d'élasticité : 4 GPa) que le Chrome-Cobalt (200 GPa) ou encore la céramique (2110 GPa) traditionnellement utilisés dans la confection des endocouronnes. Son élasticité permet au PEEK de mieux absorber mais aussi de mieux répartir les forces occlusales en jouant un rôle d'amortisseur et en réduisant ainsi les contraintes exercées sur la dent naturelle sous-jacente. Cela peut être un avantage sur les dents dont les racines sont trop faibles, ce qui entre dans les indications d'une endocouronne.

L'autre avantage de la chape en PEEK est qu'elle permet de réduire le module d'élasticité de la résine de revêtement passant de 8-10 GPa à 4 GPa. Cela permet notamment l'essayage et l'ajustement occlusal de l'endocouronne avant sa cémentation sans risque de fracture du revêtement [83] [82].

Aussi, le PEEK est un matériau radio-transparent ce qui permet la détection de récurrence carieuse lors de contrôle radiographique.

#### 6.2.1.2.2. Etapes de réalisation de l'endocouronne

En ce qui concerne la préparation de la dent recevant l'endocouronne, il est nécessaire d'effectuer une réduction occlusale de 2 millimètres afin de pouvoir laisser de l'espace aux différents matériaux (1 millimètre de chape et 1 millimètre de résine cosmétique). Cette réduction occlusale va être complétée par la préparation d'un congé périphérique.

Les parois résiduelles doivent être d'une épaisseur minimum de 1,5 millimètre et d'une hauteur minimum de 3 millimètres [84]. En cas de parois résiduelles trop petites, une remontée de marge est possible lors de l'étape du scellement dentinaire immédiat (dit IDS selon l'appellation anglophone : Immediat Dentin Scellement) réalisée durant la séance de préparation de la dent.

Le fond de cavité (plancher de la chambre camérale) peut être préparé de deux manières.

Si la profondeur de la chambre camérale est légèrement insuffisante, il est préférable d'utiliser les entrées canalaires en éliminant la gutta percha sur 2 millimètres. Cela aura pour but d'augmenter la rétention de la pièce prothétique. Toutefois, cela est déconseillé en cas d'empreinte optique numérique [18].

*A contrario*, si la hauteur des parois résiduelles est suffisante et qu'une empreinte est réalisée, il est nécessaire de combler les entrées canalaires (composite fluide ou ciment verre ionomère) afin d'obtenir un fond de cavité plat favorisant la lecture de l'empreinte [85].

L'empreinte est réalisée soit de façon numérique soit de manière physique avec un porte-empreinte par la technique du double mélange.

#### 6.2.1.2.3. Cas clinique d'une endocouronne en PEEK [83]

Il s'agit du seul cas clinique publié à ce jour concernant l'emploi du PEEK pour la réalisation d'une endocouronne.

Le patient est un homme de 35 ans se présentant pour une restauration de la deuxième molaire maxillaire droite (17). La dent a subi plusieurs traitements endodontiques avec une perforation du tiers médian de la racine vestibulaire mésiale et des signes de résorptions apicales dues à une extrusion du ciment d'obturation canalair et une sur-obturation endodontique. Les racines étant fortement endommagées, un ancrage radiculaire est contre-indiqué.

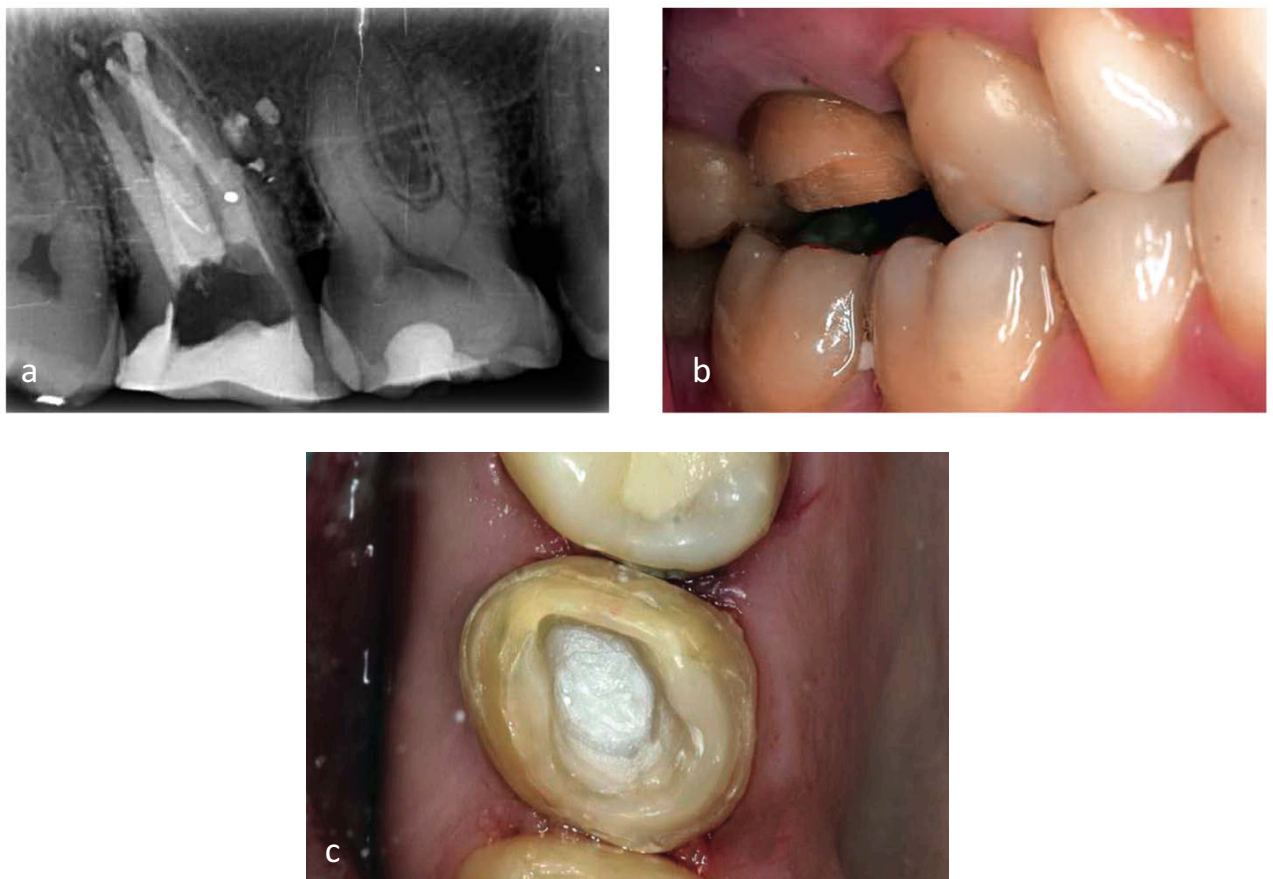


La radiographie pré-opératoire (figure 24 a) montre une résine acrylique sur la face occlusale ayant servi de restauration provisoire. La face occlusale a été aplanie afin de réduire au maximum les forces occlusales latérales exercées sur la dent.

La dent a été préparée avec des limites supra-gingivales. La réduction occlusale est d'environ 2 millimètres et les parois axiales (internes de la dent) ont été mises de dépouille et chanfreinées contrairement au joint périphérique supra-gingivale (figure 24 b). La base de la chambre pulpaire a été aplanie (figure 24 c).

Une empreinte au polyvynil siloxane (Elite HD® ; Zhermack GmbH®) a été réalisée et la coulée du modèle a été réalisée en plâtre de type IV (Prima-rock® ; Whip Mix Corp®). La reconstitution provisoire a été réalisée en résine acrylique (Jet®; Lang Dental Manufacturing Co®).

La chape de l'endocouronne a été réalisée en PEEK modifié (BioHPP®) via la technique de la cire perdue.



*Figure 24 : préparation de la dent en vue de l'endocouronne [83]  
a) radiographie rétro-alvéolaire pré-opératoire de la 16 et de la 17  
b) photographie du secteur 1 et 4 montrant la 17 après préparation  
c) photographie de la 17 après préparation, en vue occlusale*

Suite à l'ajustement en bouche de la chape (figure 25), celle-ci a été revêtue d'un apprêt à base de résine composite (Visio.link® ; Bredent GmbH™) et un matériau de stratification en résine composite (Gradia® ; GC Europe NV™) a été appliqué en couches successives (figure 26).

Enfin, l'endocouronne a été ajustée en intra-orale (points de contact, limite cervicale, occlusion) et les zones de retouches ont été polies.



*Figure 25 : photographie de l'ajustage intra-orale de la chape en PEEK [83]*



*Figure 26 : photographie de l'intrados de l'endocouronne recouverte de résine composite [83]*

Pour finir, l'intrados de la pièce prothétique a été aéropolie à l'oxyde d'alumine 110 µm et scellée définitivement avec une résine à prise dual (Variolink Esthetic DC® ; Ivoclar Vivadent AG®).

La radiographie post-opératoire (figure 27) laisse apparaître une couronne radio-transparente permettant une meilleure visualisation de la dent sous-jacente et donc une meilleure visualisation en cas de récurrence carieuse.



*Figure 27 : radiographie post-opératoire [83]*

On peut observer que la couleur initiale est loin d'être mimétique (figure 28). A 22 mois (figure 29), l'aspect esthétique de l'endocouronne reste inchangé.



*Figure 28 : photographie de l'endocouronne après la cémentation [83]*



*Figure 29 : photographie de l'endocouronne à 22 mois [83]*

## 6.2.2. Plurale

### 6.2.2.1. Le bridge collé à armature PAEK

#### 6.2.2.1.1. Principe

Le bridge collé est une pièce prothétique à 1 voire 2 pontiques (incisives mandibulaires) reliés à 2 ailettes visant la plupart du temps à combler un édentement de très faible étendue.

A l'inverse du bridge conventionnel, le bridge collé repose sur la préparation à minima des dents piliers adjacentes sur leur face buccale sur laquelle vont être collées les ailettes du bridge. Il s'agit donc de dents saines, à mobilité physiologique et en normoposition. La forme de la dent a alors son importance car elle conditionne la surface de collage. Aussi, il est important d'évaluer le contexte occlusal afin d'éviter des contraintes excessives qui pourraient être délétères sur le long terme [86].

Le bridge collé peut être utilisé comme solution prothétique provisoire, le temps de l'ostéo-intégration d'implants, ou de manière transitoire, pour le remplacement d'une dent antérieure chez l'adolescent en attendant la pose d'un implant (cf cas cliniques).

Les PAEKs peuvent être employés comme infrastructure de bridge collé. Le PEKK apparaît comme plus intéressant que le PEEK dans le cas du bridge, qu'il soit collé ou conventionnel, grâce à son module d'élasticité et sa résistance à la flexion légèrement plus importants.

Il présente l'avantage d'être plus esthétique que les armatures métalliques et moins rigide ce qui permet de réduire les contraintes exercées sur les dents piliers et à l'interface de collage, ce qui limite le risque de décollement [55] [87].

De plus, comme précédemment décrit, il possède une bonne résistance à l'usure, de bonnes propriétés de polissage et une faible affinité pour la plaque dentaire.

Son grand module d'élasticité permet de réduire le stress occlusal exercé sur les dents piliers, ce qui peut être intéressant dans un contexte parodontal défavorable.

Enfin, différentes études ont démontré les excellentes capacités au collage du PEEK [57] [58] [88] [89].

Certains fabricants tel que Bredent™ indiquent qu'il est possible de concevoir des bridges à deux éléments intermédiaires aux vues des propriétés mécaniques des PAEKs tandis que d'autres tels que Cendres et Métaux SA™ préfèrent se limiter aux mêmes indications que pour les matériaux conventionnels.

#### 6.2.2.1.2. Cas cliniques de bridges collés en PAEKs

Deux cas cliniques ont jusqu'à présent été publiés. De par la capacité à absorber les chocs, le bridge collé en PAEKs va sortir des indications conventionnelles des bridges collés à armature métallique ou tout céramique.

Le premier cas clinique concerne un homme de 52 ans qui présente une gêne due à la mobilité des incisives mandibulaires 32, 31 et 41 (mobilité de classe II) (figure 30).



*Figure 30 : photographie des dents antérieures mandibulaires avant extraction [55]*

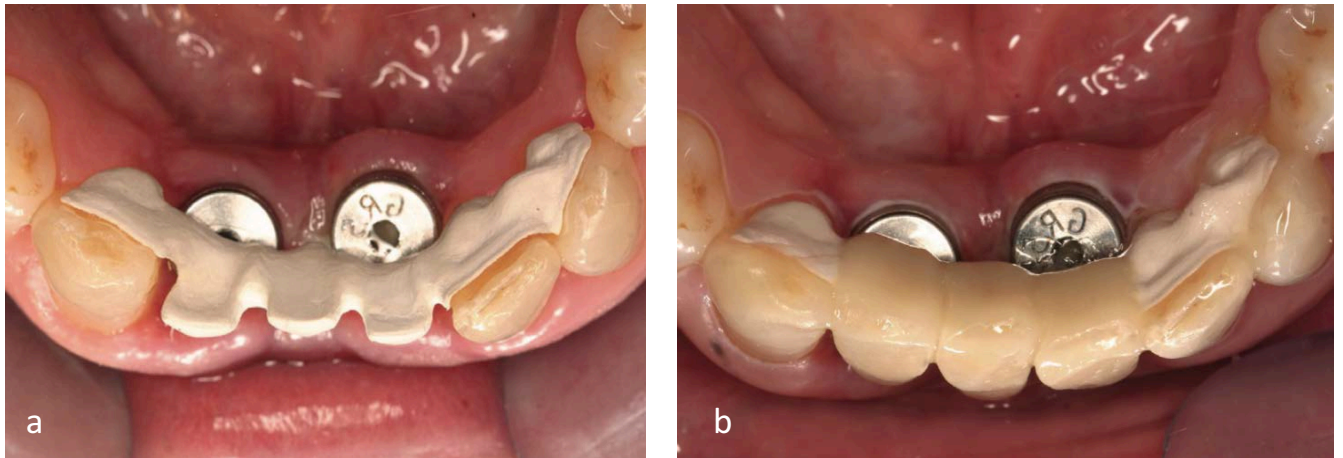
Le plan de traitement consistait à extraire les incisives centrales et l'incisive latérale gauche pour la mise en place immédiate de deux implants.

La mise en place d'un bridge collé à armature en PEEK modifié BioHPP® recouvert de résine composite photopolymérisée (Gradia®; GC Europe NV™) prenant appui sur la canine mandibulaire droite ainsi que sur l'incisive latérale et la canine mandibulaire gauche sert de restauration provisoire en attendant l'ostéo-intégration des implants (figure 31).

L'armature en PEEK a été soumise à l'air-abrasion aux particules d'oxyde d'alumine 110 µm. Un nettoyage à l'éthanol a ensuite été réalisé avant de revêtir les ailettes en PEEK d'un apprêt à base de résine composite (Visio.link® ; Bredent GmbH™). Le bridge a ensuite été collé via une résine dual (Panavia 21®; Kuraray America Inc™).

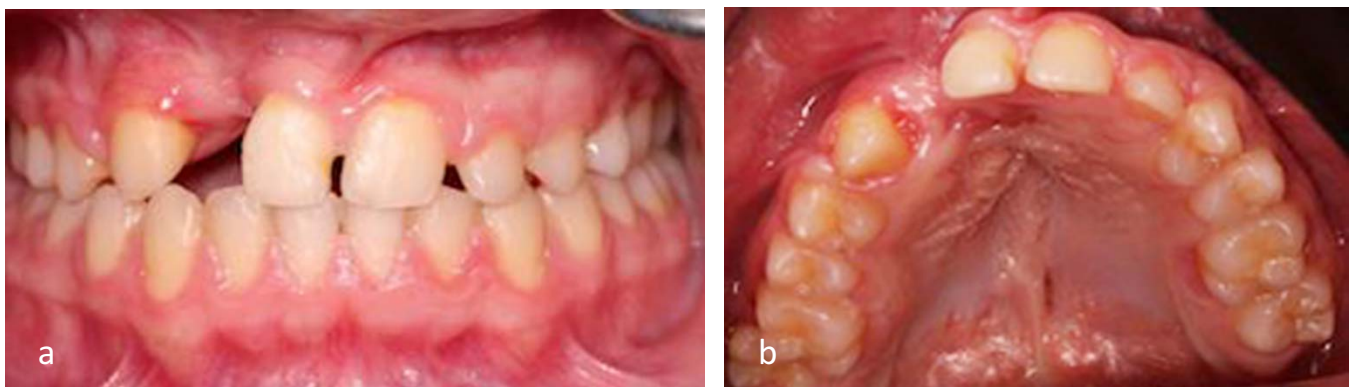


Durant la période d'ostéo-intégration de 4 mois, aucun décollement et aucune coloration n'ont été constatés [55]. Cependant, le cas clinique ne présente aucune photographie de l'arcade antagoniste et ne fait pas lieu du rapport inter-arcade en occlusion.



*Figure 31 : réalisation d'un bridge collé en PEEK [55]  
a) essayage de l'armature en PEKK  
b) mise en place du bridge collé après revêtement de l'armature par une résine composite photopolymérisée*

Le second cas concerne un garçon de 14 ans qui s'est présenté au cabinet pour la réhabilitation prothétique de son incisive latérale droite maxillaire manquante (figure 32). Le patient n'ayant pas fini sa croissance, la pose d'un implant ne peut se faire dans l'immédiat.



*Figure 32 : situation initiale [90]  
a) photographie en vue vestibulaire  
b) photographie en vue occlusale*

Un bridge collé est alors envisagé afin de maintenir l'espace en attendant la pose d'un implant une fois la croissance terminée. De plus, le garçon devant subir une chirurgie visant à traiter le défaut de fente palatine, il a été décidé que le bridge s'étendrait de la canine maxillaire droite (13) à la première prémolaire maxillaire gauche (24) (la canine maxillaire gauche (23) étant absente), afin d'assurer la stabilité des dents après l'opération.

Une maquette en résine acrylique a alors été conçue afin de vérifier l'espace disponible (figure 33).



*Figure 33 : photographie en vue occlusale de la maquette en résine acrylique [90]*

Le cadre en PEEK BioHPP® a été réalisé par la technique de pressée par cire perdue. Un essai en bouche a été réalisé afin de vérifier l'ajustement du cadre.

Un sablage du cadre à l'oxyde d'aluminium à 50 µm et un nettoyage dans un bac ultrasonique ont été réalisés. Une résine photopolymérisable (Gradia®, GC™) a été utilisée pour confectionner la dent prothétique solidarisée au PEEK via un apprêt à base de résine composite (Visio.link® ; Bredent GmbH™). L'épaisseur du cadre était de 0,5 - 0,6 mm au niveau des ailes et de 0,8 mm au niveau des connecteurs, tandis que la hauteur des connecteurs était d'au moins 3 mm (figure 34).



*Figure 34 : photographie en vue occlusale lors de l'essayage du bridge [90]*

Les ailes du bridge ont ensuite été sablées à l'oxyde d'aluminium à 110  $\mu\text{m}$  et du Visio.link<sup>®</sup> a été appliqué comme agent de liaison. Un mordantage à l'acide phosphorique 37 % durant 20 secondes a été réalisé sur les faces palatines des dents piliers. Le tout a été solidarisé via une résine duale (Panavia<sup>®</sup> ; Kuraray<sup>™</sup>) sous digue.

Ici le choix s'est porté sur le BioHPP<sup>®</sup> en raison d'une approche plus esthétique qu'un bridge céramo-métallique, l'armature du bridge apparaissant au niveau des diastèmes (figure 35).



*Figure 35 : photographie en vue vestibulaire de la situation finale [90]*

Aucun décollement et aucune fracture n'ont été constatés lors du suivi clinique s'étalant sur 12 mois [90].



### 6.2.2.2. Le bridge conventionnel à ancrage périphérique total

Le bridge dentaire conventionnel, à l'inverse du bridge collé, prend appui sur des préparations périphériques de part et d'autre de l'édentement. Il s'agit d'une pièce prothétique à 1, 2 voire 3 pontiques reliés à 2, 3 ou davantage de dents piliers, selon l'étendue du bridge. Il peut également être réalisé sur implants.

Les bridges en PAEKs permettent de réduire le stress occlusal sur les dents piliers. De plus, ils permettent la visualisation de récurrences carieuses des dents piliers lors d'un contrôle radiographique. **Afin d'éviter toute fracture, les fabricants recommandent une liaison au pontique d'au moins 10 à 12 mm<sup>2</sup> [40] [42].**

Une étude en groupes parallèles a été réalisée concernant le bridge dentoporté postérieur temporaire à 3 éléments à armature PEKK recouvert de résine cosmétique en comparaison au bridge dentoporté temporaire en CoCr durant une période de 10 mois chez 22 patients.

Il s'agit ici de restaurations temporaires utilisées dans le but de permettre un retrait aisé de la restauration durant la période de traitement des poches parodontales.

Au bout des 5 premiers mois, les patients ayant reçu le bridge à armature en PEKK ont alors reçu le bridge en CoCr et les patients ayant reçu le bridge en CoCr ont reçu le bridge à armature PEKK.

L'étude a pour but d'analyser la biocompatibilité, la stabilité et le confort. Pour cela, l'indice de plaque, la profondeur au sondage et l'écaillage/la fracture des deux armatures différentes ont été analysés. Il est regrettable que l'esthétique n'ait pas été évaluée.

Aucune différence significative n'a été observée entre les deux matériaux tant au niveau de l'indice de plaque, de la profondeur au sondage ou des fractures. Les patients n'ont rapporté aucune différence concernant le confort entre les deux armatures. Cependant, les restaurations en PEKK ont un grand avantage esthétique par rapport à leurs homologues en CoCr [91].

La présente étude ne s'étendant que sur une durée limitée (10 mois) et sur un nombre restreint de patients (22 au total), d'autres études sont nécessaires concernant le bridge à armature PEKK afin de mieux objectiver la comparaison avec les matériaux traditionnellement utilisés.

---

Un autre cas de bridge à armature PEKK a été publié par le docteur Martin Fuhrer dans la brochure Cendres+Métaux SA™. L'auteur certifie n'avoir aucun conflit d'intérêt avec le fabricant [80].

Il a été réalisé chez un patient de 68 ans, présentant une mobilité réduite empêchant une hygiène bucco-dentaire correcte. La première molaire maxillaire gauche (26) a dû être extraite suite à une carie secondaire. Les dents adjacentes (25 et 27) ont été reconstituées par résine composite suite à des atteintes carieuses (figure 36). En raison de l'impossibilité d'une hygiène correcte, il a été décidé d'une réhabilitation transitoire à long terme.



*Figure 36 : photographie de la situation initiale [80]*

Suite à la fracture à deux reprises du bridge confectionné en résine acrylique Unifast® (GC™), le praticien, en accord avec le patient, devait trouver une alternative à un coût abordable. Ils ont alors opté pour un bridge à armature PEKK (PEKKton® ivory) recouvert de résine cosmétique SR Nexco® (Ivoclar Vivadent™) (figure 37).



*Figure 37 : essai du bridge sur le modèle en plâtre [80]*

Suite à l'essayage sur le modèle puis en bouche, le bridge a été scellée au TempBond® (Kerr™) afin de faciliter la dépose du bridge lors des séances de prophylaxie (figure 38).



Figure 38 : photographie du bridge après scellement [80]

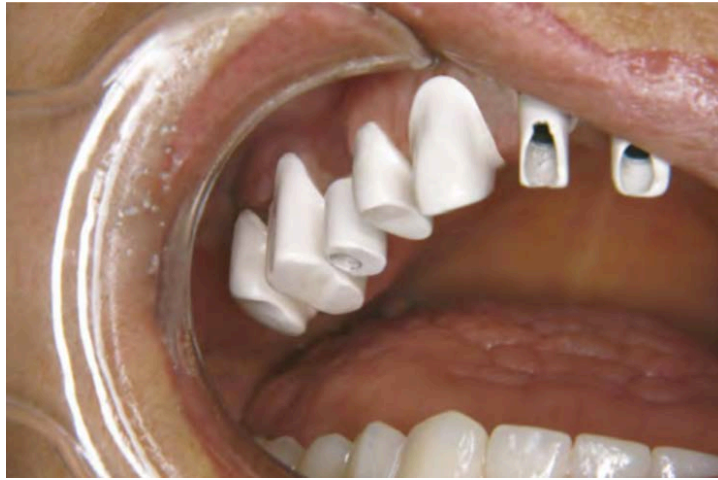
### 6.3. Prothèses supra-implantaires

#### 6.3.1. Pilier de cicatrisation implantaire

Le pilier de cicatrisation implantaire est un pilier venant se fixer sur l'implant afin de mettre en forme les tissus mous péri-implantaires durant la phase de cicatrisation. Ils sont la plupart du temps employés lors de mise en charge immédiate de l'implant. De cette manière, leur biocompatibilité ainsi que leurs fortes propriétés mécaniques sont les deux caractéristiques indispensables concernant les matériaux employés.

Des piliers de cicatrisation implantaires en PEEK et en PEKK sont commercialisés par les différents fabricants d'implants (Zimmer™, Nobel™, Straumann™) (figure 39). Ils peuvent être utilisés comme pilier provisoire ou non. Il s'agit de piliers possédant une base en titane recouverte de PEEK ou de PEKK, de sorte que seul le PEEK soit en contact avec les tissus environnants.

Ces piliers, différents des piliers de cicatrisation en titane ou en zircone traditionnellement utilisés, ont été étudiés afin de comparer leurs avantages.



*Figure 39 : photo de piliers de cicatrisation BioHPP® elegance abutments [39]*

A l'aide d'un essai clinique randomisé, Koutouzis & al. ont comparé la réponse des tissus durs et mous autour de l'implant en fonction du matériau utilisé comme pilier. Dans cet essai clinique, des piliers provisoires en PEEK et en titane ont été placés sur des implants durant une période de 3 mois.

L'étude n'a montré aucune différence significative entre les piliers en PEEK pur et les piliers en titane concernant la résorption osseuse et l'inflammation des tissus mous périphériques au pilier (figure 40). Il en est de même pour ce qui est de la fixation de la flore microbienne orale [37] [62].

Malgré le manque d'étude concernant l'avantage d'un module d'élasticité proche de celui de l'os, il semblerait que cela permette de réduire le « stress-shielding\* » autour de l'implant et encouragerait le remodelage osseux [2].

Le PEEK est actuellement le seul matériau biocompatible ayant ce module d'élasticité.

---

\* : le « stress-shielding » est un terme anglais décrivant le phénomène de protection d'un implant contre les contraintes exercées dessus.

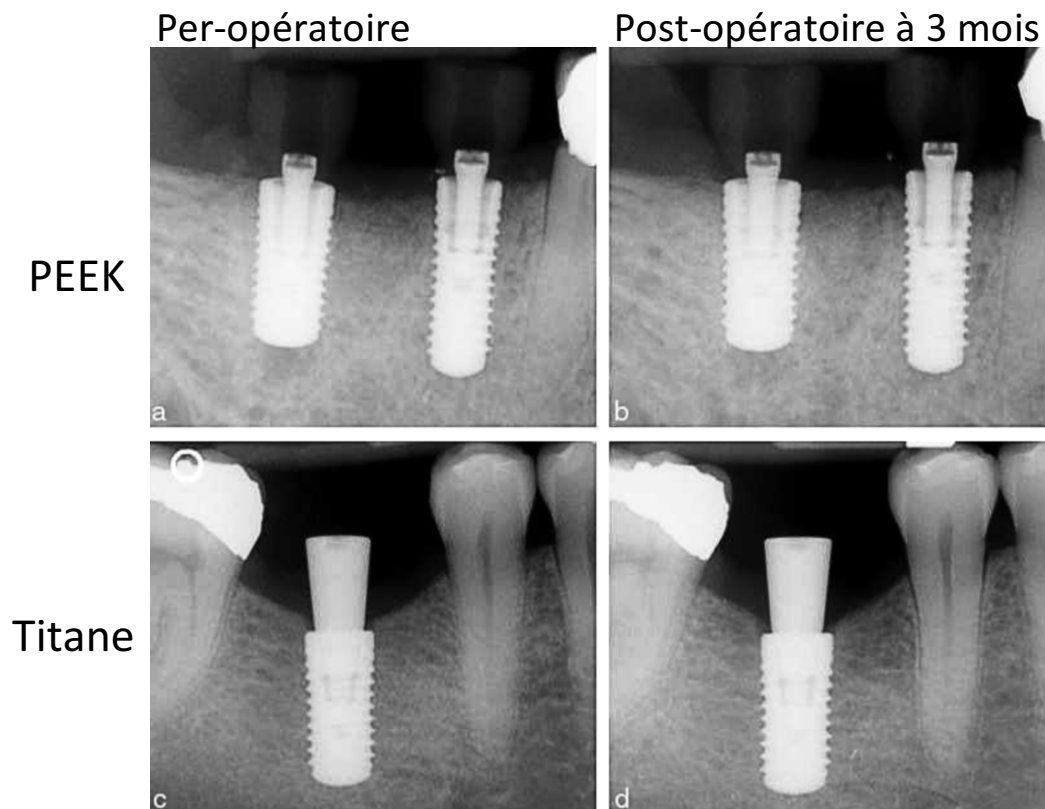


Figure 40 : radiographies de contrôle des piliers de cicatrisation per- et post-opératoires à 3 mois des implants avec piliers de cicatrisation en PEEK et en titane [37]

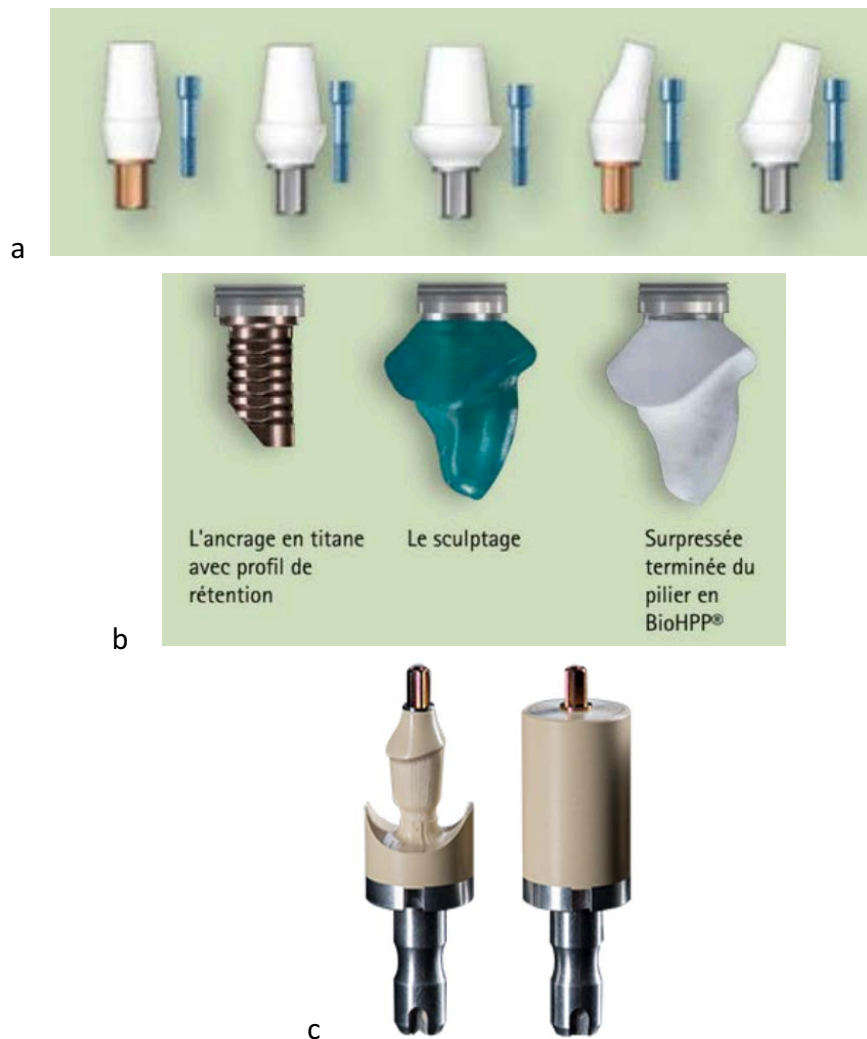
*A contrario*, d'autres études faites sur le chien montrent une meilleure préservation de l'os et une meilleure stabilité des tissus mous péri-implantaires avec l'utilisation d'un pilier de cicatrisation implantaire en PEEK renforcé par fibres de titane [92] [93].

L'avantage du PEEK par rapport au titane est sa couleur. En effet, sa teinte blanchâtre permet d'améliorer l'esthétique car les couronnes provisoires apparaissent peu opaques, ce qui permet leur emploi en zone esthétique.

Cependant, Santing & al. ont étudié la résistance à la fracture des couronnes provisoires en résine composite sur des piliers implantaires en PEEK et en titane sur les dents du secteur esthétique maxillaire *In Vitro*. Ils ont mis en évidence une plus faible résistance à la fracture des couronnes provisoires en résine composite sur des piliers implantaires provisoires en PEEK (95 N contre 1009 N sur les piliers en titane) en ce qui concerne l'incisive centrale maxillaire (fracture cohésive des couronnes). Pour les autres dents, aucune différence n'a été observée [94].

De plus, les piliers sont disponibles sous plusieurs formes et tailles : préfabriqués avec différentes inclinaisons, pressés ou usinables par CFAO (figure 41).

Ils sont donc adaptables à toutes les situations cliniques et restent facilement modifiables au fauteuil.



*Figure 41 : les différents piliers implantaires [39]*  
 a) piliers implantaires préfabriqués en PEEK BioHPP®  
 b) pilier implantaire pressé en BioHPP®  
 c) piliers implantaires usinables BioHPP® elegance

Au vu des résultats de ces différentes études, des études complémentaires semblent nécessaires afin de prouver la réelle plus-value qu'apportent les piliers de cicatrisation à base de PEEK. Nous pouvons cependant affirmer **qu'aucune étude ne désapprouve l'emploi du PEEK que ce soit en tant que pilier de cicatrisation, pilier implantaire provisoire ou d'usage.**

Les piliers peuvent être scellés ou vissés. Cependant, il n'existe à ce jour aucun fabricant commercialisant de vis de pilier implantaire en PEEK.

Une étude s'est tout de même penchée sur la composition idéale d'une vis de pilier à base de PEEK. Il semblerait que le matériau de choix serait le PEEK renforcé à plus de 50% de fibres continues de carbone [95].

### 6.3.2. Suprastructure implantaire en PAEK

Le nombre d'implants nécessaire à la restauration complète du maxillaire n'a pas été établi. Il semblerait que l'utilisation de 4 implants permettrait un taux de survie de minimum 94,5 % sur 10 ans [96].

La méthode conventionnelle utilisant un bridge à armature métallique recouvert de céramique présente l'avantage de permettre le brasage en cas de mauvais ajustement du bridge. Cependant, dans le cas de restauration complète, il semblerait que le métal soit trop élastique pour la céramique ce qui entraînerait la fracture de celle-ci. Aussi, cette élasticité augmenterait le risque de dévissage des vis de piliers. De plus, la cuisson de la céramique sur le métal causerait la déformation de la structure métallique ce qui augmenterait le recours aux procédures de brasage.

La zircone pourrait être une solution alternative efficace cependant le brasage y est impossible. De plus, un taux d'écaillage élevé de la céramique a été rapporté. Un revêtement en résine acrylique permettrait une plus grande absorption des chocs occlusaux et une abrasion réduite des dents antagonistes. Il semble donc qu'une armature à l'élasticité inférieure à celui du métal ou de la zircone, associée à un revêtement en résine acrylique serait la meilleure des solutions pour la restauration sur implant. En effet, les implants ne possédant pas de ligament alvéolo-dentaire, la proprioception y est fortement réduite.

Le PEEK BioHPP® ayant un module d'élasticité très proche de l'os et possédant une forte adhésion aux résines acryliques, est donc un matériau de choix comme suprastructure implantaire. De plus, le PEEK étant radio-transparent, il permet le contrôle radiographique du serrage de la vis [97].



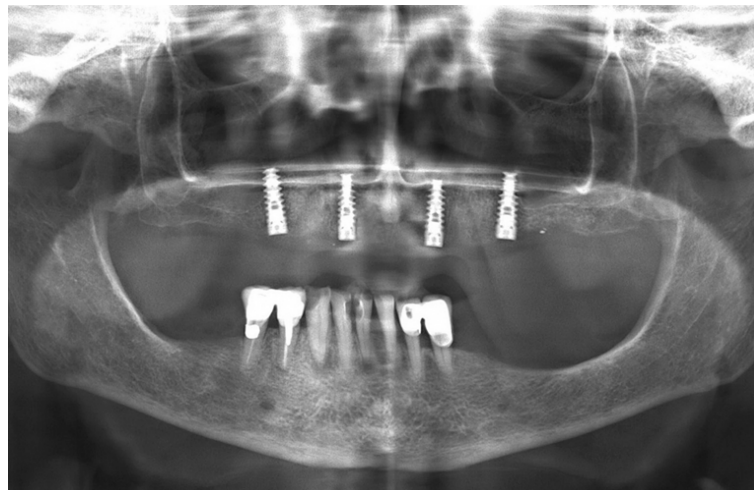
Le cas clinique suivant illustre la réalisation d'un bridge implanto-porté à armature PEEK.

Il s'agit d'une patiente de 65 ans se présentant au cabinet pour l'inconfort causé par le port de sa prothèse amovible (figure 42).



*Figure 42 : photographie de la situation initiale [97]*

Le rapport couronne/racine des dents restantes n'étant pas favorable à une restauration fixée sur denture naturelle, il a été convenu de les extraire et de poser 4 implants en places des incisives latérales et des deuxième prémolaires (figure 43).



*Figure 43 : radiographie panoramique post-opératoire [97]*

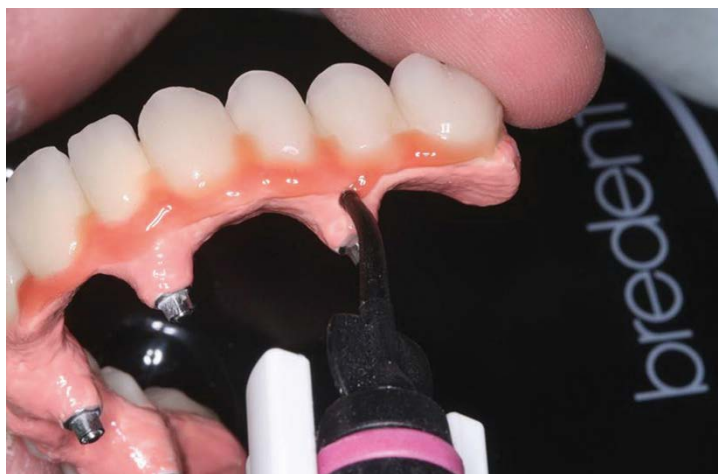
La suprastructure implantaire en PEEK BioHPP® a été conçue via un logiciel de conception (Exocad®) (figure 44). Des facettes en résine acrylique PMMA ont été fixées par une résine composite à prise duale (Combo.lign®) après un traitement à l'air-abrasion aux particules d'oxyde d'aluminium 110 µm à une pression de 300 kPa des facettes et de la suprastructure.



Un apprêt à base de résine composite (Visio.link®) a ensuite été appliqué sur les facettes et la suprastructure après avoir vérifié l'ajustement de la prothèse cliniquement (ajustement, position des dents, esthétique et phonétique). Une résine composite de teinte rose (Crea.lign®) a été utilisée afin de modéliser les tissus mous (figure 45).



*Figure 44 : photographie de l'infrastructure en PEEK BioHPP® lors de l'essayage [97]*



*Figure 45 : photographie lors de l'application de la résine Crea.lign® [97]*

Après la validation esthétique par la patiente, la prothèse a été transvissée sur les 4 implants en place (figure 46).



*Figure 46 : photographie de la situation finale [97]*

Au bout de 2 ans, la prothèse ne présentait aucun signe de desserrement des vis, d'écaillage du matériau de revêtement, d'usure ou de coloration, malgré le cantilever de deux dents postérieures bilatérales (16 et 17, 26 et 27). La présence d'une prothèse amovible partielle en antagoniste a probablement joué pour beaucoup dans la survie de ce bridge.

## CONCLUSION

Le domaine de la prothèse dentaire requiert la recherche permanente de nouveaux biomatériaux plus performants, plus durables ou encore plus esthétiques. Ces dernières années, cette recherche a permis de faire évoluer notre pratique pour une prise en charge plus optimale, répondant aux exigences toujours plus importantes des patients.

L'instauration de nouveaux biomatériaux dans la pratique courante doit reposer sur des données acquises de la science et sur l'expérience. Pour cela, un recul clinique est nécessaire afin d'accepter ces nouveautés sans craintes. Il semble irraisonnable de ne se fier qu'aux données des fabricants vantant les avantages d'utilisation des nouveaux biomatériaux dentaires qu'ils commercialisent. L'apparition d'un nouveau biomatériau est par conséquent difficile et passe nécessairement par une phase de manque de recul clinique.

Avec le temps, les PAEKs ont su s'instaurer dans le domaine de l'orthopédie. Cela n'est pas encore le cas pour le domaine de l'odontologie où leur apparition est récente, notamment en prothèse fixée. Il est d'ailleurs facile de constater la présence d'articles issus du domaine de l'ingénierie, de l'orthopédie ou de l'implantologie dans la bibliographie de ce travail.

Il semble néanmoins évident que les propriétés mécaniques des PAEKs, en particulier celles du PEEK et du PEKK, proches des propriétés des tissus naturels de la dent, peuvent être exploitées en prothèse fixée dans le but d'apporter une réelle amélioration. Cependant, le manque d'expérience apparaît comme un frein indiscutable dans la démocratisation de l'emploi de ces polymères.

Le but premier du dentiste étant la conservation tissulaire, la prothèse fixée exige d'être le moins iatrogène possible pour les structures dentaires naturelles restantes, tout en restant facile d'utilisation et esthétique.

Les PAEKs, de par leur élasticité, leur biocompatibilité et leur pauvre affinité pour la plaque dentaire, permettent leur utilisation sur des dentures naturelles fragilisées par des soins conservateurs ou par des pathologies parodontales mais aussi sur des implants. De plus, leur facilité de conception et d'utilisation, leur stabilité esthétique et leur radio-transparence facilite leur emploi et le contrôle d'éventuelles récurrences carieuses ainsi que leur acceptation par les patients voulant des restaurations exemptes de métal.

Comme l'a dit Aristote : « C'est par l'expérience que la science et l'art font leur progrès chez les hommes ». Le manque d'expérience quant à l'emploi des PAEKs ne nous permet pas, à ce jour, d'affirmer avec certitude le progrès apporté par ces polymères. Il est cependant nécessaire de poursuivre la recherche sur leur utilisation car les avantages que l'on peut en tirer semble indéniables.

## BIBLIOGRAPHIE :

1. Jacquot B. Le PEEK et le PEKK, Polymères thermoplastiques hautes performances en odontologie. *Bio Matériaux Cliniques* 2017 ; 2 : 6-10.
2. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of Prosthodontic Research* 2016 ; 60 : 12-19.
3. Yuan B, Cheng Q, Zhao R, Zhu X, Yang X, Yang X, et al. Comparison of osteointegration property between PEKK and PEEK : Effects of surface structure and chemistry. *Biomaterials* 2018 ; 170 : 116-126.
4. Pardos F. Polyaryléthercétone PAEK, Aspects économiques. *Edition Techniques de l'ingénieur* (Saint-Denis) : 2012.
5. Mühlaupt R. Hermann Staudinger and the origin of macromolecular chemistry. *Angewandte Chemie* 2004 ; 43 : 1054-1063.
6. Oudet C. Polymères : structure et propriétés, introduction. *Masson* (Paris) : 1994.
7. Serge E, Laurent D. Introduction à la physique des polymères. 2ème édition. *Dunod* (Malakoff (France)) ; 2012.
8. Fontanille M, Gnanou Y. Chimie et physico-chimie des polymères. 3<sup>e</sup> édition ; *Dunod* (Malakoff (France)) ; 2014.
9. Liu W, Chen S, Liu Y, Ma Y, Wang N, Zhang Z, et al. Synthesis of a liquid-crystalline resin monomer with the property of low shrinkage polymerization. *Dental Materials Journal* 2013 ; 32 : 550-556.
10. Fuzessery S. Polyaryléthercétone PAEK ; *Edition Techniques de l'ingénieur* (Saint-Denis) ; 1995.
11. Ecole des Mines. Structure des Polymères [Au Cœur des Matériaux Cristallins] [Internet]. [cité 2018 sept 7]; Available from : [http://nte.mines-albi.fr/SciMat/co/SM\\_uc1-5-4.html](http://nte.mines-albi.fr/SciMat/co/SM_uc1-5-4.html)
12. Schwitalla AD, Spintig T, Kallage I, Müller W-D. Flexural behavior of PEEK materials for dental application. *Dental Materials* 2015 ; 31 : 1377-1384.
13. Kuo MC, Kuo JS, Yang MH, Huang JC. On the crystallization behavior of the nano-silica filled PEEK composites. *Materials Chemistry and Physics* 2010 ; 123 : 471-480.
14. Kurtz SM, Devine JN. PEEK Biomaterials in Trauma, Orthopedic, and Spinal Implants. 1<sup>re</sup> édition ; *Elsevier* (Londres) ; 2007.

15. Klein GT, Lu Y, Wang MY. 3D printing and neurosurgery ; *World Neurosurgery* 2013 ; 80 ; 233-235.
16. Molitch-Hou M. Putting PEKK in the 3D Printing Spotlight with OPM [Internet]. OPM2017 [cité 2019 janv 21] ; Available from : <http://oxfordpm.com/news-events/opm-in-the-news?id=339634/putting-pekkin-the-3d-printing-spotlight-with-opm>
17. Wypych G. PEEK polyetheretherketone. Handbook of Polymers (Second Edition) ; *ChemTec Publishing* (Toronto) 2016 ; page 366-370.
18. Fages M, Bennasar. L'endocouronne : un type différent de reconstruction tout-céramique pour les molaires | jcda [Internet]. jcda.ca2013 [cité 2019 mars 5] ; Available from : <http://jcda.ca/fr/article/d140>
19. Brown F, Diller KR. Calculating the optimum temperature for serving hot beverages. *Burns* 2008 ; 34 ; 648-654.
20. Bensaada S. Résistance des matériaux ; *Editions Universitaires Européennes*. 2018.
21. Colon P, Bolla M, Leforestier E. Cahier des charges des matériaux de restauration utilisés en technique directe [Internet]. 2009 ; Available from : <http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap8/site/html/cours.pdf>
22. Belser C. Changement de paradigmes en prothèse conjointe. *Réalités Cliniques* 2010 ; 21 ; 79-85.
23. Villoutreix J, Acetarin J-D. Polyétheréthercétone (PEEK) ; *Edition Techniques de l'ingénieur* (Saint-Denis) 1998.
24. Hanafi I, Cabrera FM, Jabbouri A, Bezzazi M, Khamlichi A. Chariotage du PEEK CF30 avec contrôle de la rugosité [Internet]. Marrakech 2009 ; page 292-294. [cité 2018 décembre 5] Available from : <http://smsm.fsac.ac.ma/congres/9congres/Proceedings-PDF/VOLUME-I/T-03/0309.pdf>
25. Sarasua J, Pouyet J. Recycling effects on microstructure and mechanical behaviour of PEEK short carbon-fibre composites. *Journal of Materials Science* 1997 ; 32 ; 533-536.
26. Wu G-M, Schultz JM. Fracture behavior of oriented poly(ether-ether-ketone) (PEEK). *Polymer Engineering & Science* 1989 ; 29 ; 405-414.
27. 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. *Dental Materials Journal* 2015 ; 34 ; 7-12.

28. Berer M, Pinter G, Tscharnuter D. Dynamic mechanical response of polyetheretherketone (PEEK) exposed to cyclic loads in the high stress tensile regime. *International Journal of Fatigue* 2015 ; 80 ; 397-405.
29. Schwitalla AD, Zimmermann T, Spintig T, Kallage I, Müller W-D. Fatigue limits of different PEEK materials for dental implants. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2017 ; 69 ; 163-168.
30. Gao S-L, Kim J-K. Cooling rate influences in carbon fibre/PEEK composites. Part 1. Crystallinity and interface adhesion. *Applied Science and Manufacturing* 2000 ; 31 ; 517-530.
31. Ferguson SJ, Visser JMA, Polikeit A. The long-term mechanical integrity of non-reinforced PEEK-OPTIMA polymer for demanding spinal applications : experimental and finite-element analysis. *European Spine Journal* 2006 ; 15 ; 149-156.
32. Sampaio M, Buciumeanu M, Henriques B, Silva FS, Souza JCM, Gomes JR. Tribocorrosion behavior of veneering biomedical PEEK to Ti6Al4V structures. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2016 ; 54 ; 123-130.
33. Gao S, Gao S, Xu B, Yu H, Gao S, Gao S, et al. Effects of Different pH-Values on the Nanomechanical Surface Properties of PEEK and CFR-PEEK Compared to Dental Resin-Based Materials. *Materials* 2015 ; 8 ; 4751-4767.
34. Heimer S, Schmidlin PR, Stawarczyk B. Discoloration of PMMA, composite, and PEEK. *Clinical Oral Investigations* 2017 ; 21 ; 1191-1200.
35. Laux CJ, Hodel SM, Farshad M, Müller DA. Carbon fibre/polyether ether ketone (CF/PEEK) implants in orthopaedic oncology. *World Journal of Surgical Oncology* 2018 ; 16 ; 241.
36. Wenz LM, Merritt K, Brown SA, Moet A, Steffee AD. In vitro biocompatibility of polyetheretherketone and polysulfone composites. *Journal of Biomedical Materials Research* 1990 ; 24 ; 207-215.
37. Koutouzis T, Richardson J, Lundgren T. Comparative Soft and Hard Tissue Responses to Titanium and Polymer Healing Abutments. *Journal of Oral Implantology* 2011 ; 37 ; 174-182.
38. Danze J-M. *Le monde dentaire, European Dental Magazine* 114 ; 2002.
39. Bredent GmbH & Co. BioHPP - Polymères High Performance [Internet]. Bredent.com2011 [cité 2018 déc 3] ; Available from : <http://www.bredent.com/fr/bredent/product-information-v2/300/>
40. Cendres + Métaux. Pekkton® ivory [Internet]. Cendres+Métaux SA2018 [cité 2018 déc 3] ; Available from : <https://www.cmsa.ch/fr/medtech/estheticline/polymeres-de-haute-performance/pekktonr-ivory/>

41. VESTAKEEP® PEEK—an extraordinary high-performance polyetheretherketone polymer for the technologies of the future - [Internet]. [cité 2018 déc 3]; Available from : <https://industrial.vestakeep.com/product/peek-industrial/en/>
42. Invibio. PEEK OPTIMA Natural [Internet]. Invibio [cité 2018 déc 3] ; Available from : <https://invibio.com/materials/peek-optima-natural>
43. Dental design software | Planmeca PlanCAD Easy [Internet]. [cité 2019 mai 12]; Available from : <https://www.planmeca.com/fr/logiciel/modules-du-logiciel/logiciel-cad-easy/>
44. Polymères VICTREX PEEK hautes performances [Internet]. Victrex [cité 2019 mai 12] ; Available from : <https://www.victrex.com/fr/products/victrex-peek-polymers>
45. Juvora Dental PEEK Nature, Ø 98.5 mm [Internet]. 3D Dental Store [cité 2019 mai 14] ; Available from : <https://3ddentalstore.fr/boutique/dentaire/disques-usinage/disques-peek/juvora-dental-peek-nature/>
46. 3D Natives. Les thermoplastiques hautes performances : PEEK, ULTEM et autres polymères [Internet]. 3Dnatives2019 [cité 2019 mai 14] ; Available from : <https://www.3dnatives.com/thermoplastiques-hautes-performances-170120193/>
47. Opera System. Machine à usiner les disques OPERA SYSTEM Easy 4 CAD-CAM CFAO dentaire usinage dentaire [Internet]. [cité 2018 déc 11] ; Available from : <http://opera-systems.com/fr/usiner/8-easy-4.html>
48. Neofab. AON-M2 - Imprimante 3D industrielle haute température [Internet]. Neofab [cité 2019 mai 12] ; Available from : <https://www.neofab.fr/aon3d/imprimante-aon-m2/>
49. Kreos Dental. Dentaire : Faut-il favoriser l'usinage ou l'impression 3D ? [Internet]. [cité 2019 mai 19] ; Available from : <https://www.kreos-dental.fr/dentaire-usinage-impression-3d/>
50. Rocha RFV, Anami LC, Campos TMB, Melo RM de, Souza RO de, Bottino MA. Bonding of the Polymer Polyetheretherketone (PEEK) to Human Dentin : Effect of Surface Treatments. *Brazilian Dental Journal* 2016 ; 27 : 693-699.
51. Zhou L, Qian Y, Zhu Y, Liu H, Gan K, Guo J. The effect of different surface treatments on the bond strength of PEEK composite materials. *Dental Materials* 2014 ; 30 : 209-215.
52. Sproesser O, Schmidlin PR, Uhrenbacher J, Eichberger M, Roos M, Stawarczyk B. Work of adhesion between resin composite cements and PEEK as a function of etching duration with sulfuric acid and its correlation with bond strength values. *International Journal of Adhesion and Adhesives* 2014 ; 54 : 184-190.

53. Caglar I, Ates SM, Yesil Duymus Z. An In Vitro Evaluation of the Effect of Various Adhesives and Surface Treatments on Bond Strength of Resin Cement to Polyetheretherketone. *Journal of Prosthodontics : Official Journal of the American College of Prosthodontists* 2018 ; 28 : 342-349.
54. Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Roos M, et al. Polyetheretherketone—A suitable material for fixed dental prostheses? *Journal of Biomedical Materials Research* 2013 ; 101 : 1209-1216.
55. 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 : 637-641.
56. Stawarczyk B, Keul C, Beuer F, Roos M, Schmidlin PR. Tensile bond strength of veneering resins to PEEK : Impact of different adhesives. *Dental Materials Journal* 2013 ; 32 : 441-448.
57. Kern M, Lehmann F. Influence of surface conditioning on bonding to polyetheretherketon (PEEK). *Dental Materials* 2012 ; 28 : 1280-1283.
58. Fuhrmann G, Steiner M, Freitag-Wolf S, Kern M. Resin bonding to three types of polyaryletherketones (PAEKs)—Durability and influence of surface conditioning. *Dental Materials* 2014 ; 30 : 357-363.
59. Hallmann L, Mehl A, Sereno N, Hämmerle CHF. The improvement of adhesive properties of PEEK through different pre-treatments. *Applied Surface Science* 2012 ; 258 : 7213-7218.
60. Keul C, Liebermann A, Schmidlin PR, Roos M. Influence of PEEK Surface Modification on Surface Properties and Bond Strength to Veneering Resin Composites. *The Journal of Adhesive Dentistry* 2014 ; 4 : 383–392.
61. Katsikogianni M, Missirlis YF. Concise review of mechanisms of bacterial adhesion to biomaterials and of techniques used in estimating bacteria-material interactions. *European Cells & Materials* 2004 ; 8 : 37-57.
62. Hahnel S, Wieser A, Lang R, Rosentritt M. Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clin Oral Implants Res* 2015 ; 26 : 1297-1301.
63. Quirynen M, Bollen CM. The influence of surface roughness and surface-free energy on supra- and subgingival plaque formation in man. *Journal of Clinical Periodontology* 1995 ; 22 : 1-14.
64. Heimer S, Schmidlin PR, Roos M, Stawarczyk B. Surface properties of polyetheretherketone after different laboratory and chairside polishing protocols. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2017 ; 117 : 419-425.
65. Renfert - Opal L [Internet]. Renfert [cité 2019 mai 12]; Available from: <https://www.renfert.com/fra-fr/PM/Produits/Consommables/Produits-a-polir/Opal-L>



66. Heimer S, Schmidlin PR, Stawarczyk B. Effect of different cleaning methods of polyetheretherketone on surface roughness and surface free energy properties. *Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials* 2016 ; 14 : 248-255.
67. Unger F, Tirlet G, Petitjean Y, Médioni É, Colon P, Maquin M, et al. Rapport sur l'utilisation des reconstitutions coronaires préprothétiques à ancrage radiculaire [Internet]. Académie Nationale de chirurgie Dentaire ; 2005 [cité 2018 déc 17]. Available from : [https://s3-eu-west-1.amazonaws.com/anecd/attachments/1046/original/Rapport\\_Ancrage.pdf?1486979892](https://s3-eu-west-1.amazonaws.com/anecd/attachments/1046/original/Rapport_Ancrage.pdf?1486979892)
68. Barcellos RR, Correia DPD, Farina AP, Mesquita MF, Ferraz CCR, Cecchin D. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with intra-radicular post: the effects of post system and dentine thickness. *Journal of Biomechanics* 2013 ; 46 : 2572-2577.
69. Koubi S, Weissrock G, Tassery H, Brouillet JL. Reconstitutions collées fibrées. *L'information Dentaire* 2008 ; 25 : 1382-1392.
70. Naumann M, Metzdorf G, Fokkinga W, Watzke R, Sterzenbach G, Bayne S, et al. Influence of test parameters on in vitro fracture resistance of post-endodontic restorations : a structured review. *Journal of Oral Rehabilitation* 2009 ; 36 : 299-312.
71. Lee K-S, Shin J-H, Kim J-E, Kim J-H, Lee W-C, Shin S-W, et al. Biomechanical Evaluation of a Tooth Restored with High Performance Polymer PEKK Post-Core System : A 3D Finite Element Analysis [Internet]. *BioMed Research International* 2017 [cité 2019 avr 6]; Available from: <https://www.hindawi.com/journals/bmri/2017/1373127/>
72. Giovani AR, Vansan LP, de Sousa Neto MD, Paulino SM. In vitro fracture resistance of glass-fiber and cast metal posts with different lengths. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2009 ; 101 : 183-188.
73. Sterzenbach G, Franke A, Naumann M. Rigid versus flexible dentine-like endodontic posts-clinical testing of a biomechanical concept : seven-year results of a randomized controlled clinical pilot trial on endodontically treated abutment teeth with severe hard tissue loss. *Journal of Endodontics* 2012 ; 38 : 1557-1563.
74. Stabyl. Tenons en PEEK-Optima [Internet]. [cité 2019 avr 6]; Available from : <http://www.stabyl.net/wp-content/uploads/2014/11/RV-PEEK-BD.pdf>
75. Idrissi Janati A, El Yamani A, El Bernoussi J. Tenons en fibres de quartz et RCR esthétiques. *Actualités Odonto-Stomatologiques* 2008 ; 241 : 7-21.
76. Bataillon-Linez P, Linez M, Deveaux E. Les RMIPP à tenon fibré : quand, pourquoi, comment ? *Revue d'odonto-stomatologie* 2010 ; 39 : 187-209.
77. Pulito OD. Les micro-tenons fasciculés: une nouvelle alternative dans la reconstitution d'une dent dépulpée [Internet]. 2018 ; Available from : <https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01677768/document>

78. 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 : 37-40.
79. 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 : 101-109.
80. Izquierdo A, Pasquali A, Fuhrer M. PEKKton Clinical cases collection - Cendres + Métaux SA [Internet]. 2014 [cité 2018 déc 3]; Available from: <http://www.cmdental.fr/medias/files/pekkton-clinical-cases-collection-fr-low.pdf>
81. Lin C-L, Chang Y-H, Chang C-Y, Pai C-A, Huang S-F. Finite element and Weibull analyses to estimate failure risks in the ceramic endocrown and classical crown for endodontically treated maxillary premolar. *European Journal of Oral Sciences* 2010 ; 118 : 87-93.
82. D'incau E, Bartala M. Traitement de la dent dépulpée postérieure. La stratégie de la préservation. *Réalités Cliniques* 2011 ; 1 : 43-56.
83. Zoidis P, Bakiri E, Polyzois G. Using modified polyetheretherketone (PEEK) as an alternative material for endocrown restorations : A short-term clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2017 ; 117 : 335-339.
84. Biacchi GR, Mello B, Basting RT. The endocrown: an alternative approach for restoring extensively damaged molars. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2013 ; 25 : 383-390.
85. Carlos RB, Thomas Nainan M, Pradhan S, Roshni Sharmanull, Benjamin S, Rose R. Restoration of endodontically treated molars using all ceramic endocrowns. *Case Reports in Dentistry* 13 ; 2013.
86. Soualhi H, Yamani AE, El bernoussi J. Édentement unitaire : réhabilitation par bridge collé. *Actualités Odonto-Stomatologiques* 2010 ; 250 : 163-173.
87. Ibrahim AA, Byrne D, Hussey DL, Claffey N. Bond strengths of maxillary anterior base metal resin-bonded retainers with different thicknesses. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1997 ; 78 : 281-285.
88. Zhou L, Qian Y, Zhu Y, Liu H, Gan K, Guo J. The effect of different surface treatments on the bond strength of PEEK composite materials. *Dental Materials* 2014 ; 30 : 209-215.
89. 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 : 553-559.

90. Andrikopoulou E, Zoidis P, Artopoulou I-I, Doukoudakis A. Modified PEEK Resin Bonded Fixed Dental Prosthesis for a Young Cleft Lip and Palate Patient. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2016 ; 28 : 201-207.
91. Klur T, Hasan I, Ottersbach K, Stark H, Fichte M, Dirk C, et al. PEKK-made indirect temporary crowns and bridges : a clinical pilot study. *Clinical Oral Investigations* 2018 ; 23 : 771-777.
92. Rea M, Ricci S, Ghensi P, Lang NP, Botticelli D, Soldini C. Marginal healing using Polyetheretherketone as healing abutments: an experimental study in dogs. *Clinical Oral Implants Research* 2017 ; 28 : 46-50.
93. Maté Sánchez de Val JE, Gómez-Moreno G, Pérez-Albacete Martínez C, Ramírez-Fernández MP, Granero-Marín JM, Gehrke SA, et al. Peri-implant tissue behavior around non-titanium material : Experimental study in dogs. *Annals of Anatomy - Anatomischer Anzeiger* 2016 ; 206 : 104-109.
94. Santing HJ, Meijer HJA, Raghoobar GM, Özcan M. Fracture Strength and Failure Mode of Maxillary Implant-Supported Provisional Single Crowns : A Comparison of Composite Resin Crowns Fabricated Directly Over PEEK Abutments and Solid Titanium Abutments. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 2012 ; 14 : 882-889.
95. Schwitalla AD, Abou-Emara M, Zimmermann T, Spintig T, Beuer F, Lackmann J, et al. The applicability of PEEK-based abutment screws. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2016 ; 63 : 244-251.
96. Soto-Penaloza D, Zaragoza-Alonso R, Penarrocha-Diago M, Penarrocha-Diago M. The all-on-four treatment concept : Systematic review. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry* 2017 ; 9 : 474-488.
97. Zoidis P. The all-on-4 modified polyetheretherketone treatment approach : A clinical report. *J Prosthet Dent* 2018 ; 119 : 516-521.

## TABLE DES FIGURES :

Figure 1 : éther aromatique (E) et cétone aromatique (K) composant l'unité monomère des PAEKs (schéma personnel) .....	16
Figure 2 : les différents états des PAEKs [11] .....	17
Figure 3 : microstructure sphérolitique du PEEK observée au microscope électronique (sphérolite d'environ 190 µm de diamètre) [13] .....	18
Figure 4 : schéma de représentation des différents polymères utilisés dans l'industrie (inspiré de Jacquot & al. [1]) .....	19
Figure 5 : photo d'un implant cranial en PEKK réalisé par impression 3D par la société Oxford Performance Materials [16] .....	20
Figure 6 : représentation plane de la formule chimique du PEEK [17] .....	21
Figure 7 : représentation plane de la formule chimique du PEKK [1] .....	22
Figure 8 : schématisation de la proportion de la phase cristalline par rapport à la phase amorphe lors de la transition vitreuse (schéma personnel) .....	23
Figure 9 : schéma de l'influence de l'élévation de la température sur la déformation et les différents états du polymère sans contrainte (schéma personnel) .....	24
Figure 10 : photographie d'une fibre de carbone intégrée au PEEK observée au microscope électronique [26]. .....	28
Figure 11 : photographie obtenue par microscope optique à lumière polarisée d'un composite PEEK/fibres de carbone continues [30] .....	30
Figure 12 : image du logiciel de conception PlanCAD Easy® de Planmeca® [43] .....	37
Figure 13 : les trois formes du PEEK .....	38
Figure 14 : les différents systèmes de mise en forme des PAEKs.....	39
Figure 15 : photographie de bridges en PEEK BioHPP® ayant subi un test de résistance à la fracture [27] a) bridge usiné b) bridge pressé .....	40
Figure 16 : pâte à polir OPAL L de Renfert GmbH® [65] .....	45
Figure 17 : comparaison de la répartition des contraintes entre une dent naturelle, une RMIPP avec tenon et un inlay-core métallique (schéma personnel inspiré de Koubi [69]). .....	47
Figure 18 : illustration d'un tenon Stabyl® [74] .....	49
Figure 19 : représentation schématique d'une reconstitution corono-radicaire par tenon fasciculé [77] .....	50

Figure 20 : graphique de représentation des forces exercées sur chacun des composants du modèle d'étude [71] .....	51
Figure 21 : photographie de la situation initiale [80] .....	53
Figure 22 : photographie de l'élaboration de la chape en PEKK en fonction de la clé en silicone [80] .....	53
Figure 23 : photographie de la situation finale [80] .....	54
Figure 24 : préparation de la dent en vue de l'endocouronne [83] .....	57
Figure 25 : photographie de l'ajustage intra-orale de la chape en PEEK [83] .....	58
Figure 26 : photographie de l'intrados de l'endocouronne recouverte de résine composite [83] .....	58
Figure 27 : radiographie post-opératoire [83].....	59
Figure 28 : photographie de l'endocouronne après la cémentation [83] .....	59
Figure 29 : photographie de l'endocouronne à 22 mois [83].....	59
Figure 30 : photographie des dents antérieures mandibulaires avant extraction [55]..	61
Figure 31 : réalisation d'un bridge collé en PEEK [55] .....	62
Figure 32 : situation initiale [90] .....	62
Figure 33 : photographie en vue occlusale de la maquette en résine acrylique [90].....	63
Figure 34 : photographie en vue occlusale lors de l'essayage du bridge [90] .....	64
Figure 35 : photographie en vue vestibulaire de la situation finale [90].....	64
Figure 36 : photographie de la situation initiale [80] .....	66
Figure 37 : essayage du bridge sur le modèle en plâtre [80] .....	66
Figure 38 : photographie du bridge après scellement [80] .....	67
Figure 39 : photo de piliers de cicatrisation BioHPP® elegance abutments [39] .....	68
Figure 40 : radiographies de contrôle des piliers de cicatrisation per- et post-opératoires à 3 mois des implants avec piliers de cicatrisation en PEEK et en titane [37].....	69
Figure 41 : les différents piliers implantaires [39].....	70
Figure 42 : photographie de la situation initiale [97] .....	72
Figure 43 : radiographie panoramique post-opératoire [97] .....	72

Figure 44 : photographie de l'infrastructure en PEEK BioHPP® lors de l'essayage [97]...73	73
Figure 45 : photographie lors de l'application de la résine Crea.lign® [97].....73	73
Figure 46 : photographie de la situation finale [97] .....74	74

## TABLE DES TABLEAUX :

Tableau 1 : influence d'une cristallinité croissante sur les propriétés du polymère [12] .....	17
Tableau 2 : propriétés thermiques des principaux matériaux et tissus [10] .....	25
Tableau 3 : propriétés mécaniques de PEEKs et PEKKs en comparaison à l'os cortical et aux différents matériaux utilisés en odontologie prothétique et implantaire (polyméthacrylate de méthyle (PMMA), Chrome-Cobalt (CoCr) et alliage titane (Ti4Al6V)) [1] .....	27
Tableau 4 : résultats des tests de résistance à la rupture des bridges 3 éléments [27].	28
Tableau 5 : propriétés mécaniques et chimiques des trois types de PEEK et de PEKK commercialisés en odontologie [1] .....	36
Tableau 6 : critères de choix de scellement du BioHPP® en fonction du matériau support [39].....	44

**Thèse d'exercice : Chir. Dent. : Lille : Année 2019 – N°:**

Les polyaryléthercétone (PAEKs) en prothèse fixée / **DEPREZ Jean.-** p. (88) : ill. (46) ; réf. (97).

**Domaines** : Prothèse - Matériau et métallurgie - Technologie

**Mots clés Rameau** : Biomatériaux ; Fibres de carbone ; Prothèses dentaires – Technologie ; Prothèses dentaires partielles fixes ; Tenons dentaires ; Polymères en odontostomatologie ; Thermoplastiques ; Matériaux nanostructurés.

**Mots clés FMeSH** : Biomimétique ; Prothèse implanto-porté ; Prothèse dentaire partielle fixe à liaison résine ; Polymères ; Matériaux dentaires.

**Mots clés libres** : PAEK ; PEEK ; PEKK.

Résumé de la thèse :

Les polyaryléthercétone, dits PAEKs, sont une famille de polymères thermoplastiques semi-cristallins de hautes performances. Le PEEK et le PEKK sont les deux polymères les plus représentés et les plus utilisés de cette famille de par leurs propriétés se rapprochant de près de celles de l'os. D'abord utilisés dans le domaine de l'orthopédie, les PAEKs se démocratisent en odontologie notamment en prothèse fixée. N'étant que très récemment utilisés dans ce domaine, le manque de connaissances des praticiens sur ces matériaux peut freiner quant à leur utilisation. Le but de ce travail est de présenter ces matériaux et leur emploi au laboratoire de prothèse et au cabinet dentaire. Il s'agit donc de faire le point sur leurs applications dans le domaine de la prothèse fixée, leurs avantages et leurs inconvénients, le tout illustré par des cas cliniques de la littérature.

**JURY :**

**Président : Monsieur le Professeur Pascal BEHIN**

**Assesseurs : Monsieur le Docteur Claude LEFEVRE**

**Monsieur le Docteur Jérôme VANDOMME**

**Monsieur le Docteur Clément ROBERT**