



République Algérienne Démocratique et populaire  
Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche  
Scientifique

Université Mouloud Mammeri Tizi Ouzou

Faculté de médecine

Département de médecine dentaire



*Mémoire de fin d'études*

Présenté et soutenu publiquement le : 29 Juin 2025

En vue d'obtention du diplôme de Docteur en Médecine dentaire.

## THEME

# Le PEEK, matériau de demain en odontologie ?

Réalisé Par :

- AIT AMARA Idira
- AMMOUR Thinhinane
- MESLEM Hadjer
- KHOUMERI Khaoula Asma
- MEDJAHED Narimane

Encadré Par :

- Dr. MEKKID. A

Composition du jury :

- Dr. BAOUALI      Maître Assistant    Faculté de Médecine UMMTO    Président
- Dr. BOUAFIA      Assistant      Faculté de Médecine UMMTO    Examineur
- Dr. BRAIK      Assistante      Faculté de Médecine UMMTO    Examinatrice

# ***REMERCIEMENT***

*Tout d'abord, nous remercions Dieu, notre créateur de nous avoir donné la force, la volonté et le courage nécessaires pour mener bien ce modeste travail.*

*Nous exprimons notre profonde gratitude à notre encadreur pour avoir proposé le thème de ce mémoire ainsi que pour ses conseils et ses orientations tout au long de sa réalisation.*

*Nous tenons également à remercier les membres du jury pour l'honneur qu'ils nous font en acceptant de siéger à notre soutenance. Nos remerciements vont particulièrement au **Docteur BAOUALI**, pour avoir présidé le jury ainsi qu'au **Docteur BOUAFIA** et **Docteur BRAÏK**, pour avoir accepté la lecture et l'évaluation de notre mémoire.*

*Nous tenons aussi à remercier chaleureusement le prothésiste dentaire **Monsieur BELMIHOUB** et toute son équipe pour leur disponibilité, leur professionnalisme et leur précieuse collaboration, qui ont grandement contribué à la réalisation de la partie pratique de ce mémoire.*

*Enfin, nous tenons à exprimer notre reconnaissance à nos familles pour leur soutien indéfectible, à toutes les personnes ayant participé, de près ou de loin, à la réalisation de ce travail, et à l'ensemble des enseignants qui ont contribué à notre formation*

## ***Dédicaces***

### ***A mes parents ;***

*Pour votre amour infini et inconditionnel, votre patience et les sacrifices silencieux qu'aucun mot ne pourra jamais assez honorer.  
C'est grâce à votre présence constante, vos encouragements discrets, vos prières et votre foi inébranlable en moi que j'ai pu aller jusqu'au bout.  
Ce mémoire est avant tout le reflet de ce que vous m'avez transmis : la persévérance, la dignité et le sens du devoir.  
Je vous en serai éternellement reconnaissante.*

### ***A mon frère, ma sœur, ma belle-sœur et mon beau-frère ;***

*Pour votre affection, votre humour, votre présence et votre soutien qui ont su adoucir les jours difficiles.  
Merci d'avoir été là, dans les moments où j'en avais le plus besoin, votre complicité a été un véritable réconfort tout au long de ce parcours.*

### ***A mon cher fiancé ;***

*Pour ta patience, ton soutien sans faille et ta présence rassurante à chaque étape de cette épreuve parfois chaotique.  
Merci d'avoir cru en moi, même quand moi je doutais, d'avoir su m'encourager sans jamais me presser, et d'avoir été une source de bonheur et de force.  
Ta bienveillance et ton amour ont illuminé les moments les plus éprouvants de cette période.*

### ***A mon neveu et ma nièce ;***

*Vos sourires et votre innocence ont été pour moi une source précieuse de douceur et de motivation, même dans les instants les plus chargés.  
Merci d'avoir su, sans le savoir, alléger le poids des journées les plus lourdes.*

### ***A ma famille et ma belle-famille ;***

*Pour votre bienveillance et vos prières tout au long de ce chemin. Merci d'avoir été présents chacun à votre façon.*

### ***A docteur Bensaïd ainsi que son assistante ;***

*Chez qui j'ai appris plus que de simples gestes techniques. Merci pour la confiance, la transmission et l'inspiration.*

*Ce mémoire est dédié à vous tous, avec tout mon respect, mon amour et ma gratitude profonde.*

***AITAMARA IDIRA***

# Dédicace

*M*a mère, tu as toujours été la lumière guidant mon chemin, tu as tjr cru en moi même lorsque moi-même je doutais. Tes prières et ta bénédiction ont été mon plus grand soutien. Je te dédie ce travail en témoignage de mon amour profond et éternel.

*M*on père qui m'a appris l'importance du travail acharné et de l'honnêteté, rien au monde ne vaut les efforts fournis pour mon éducation et mon bien être, ce travail est aussi le tien car c'est le fruit de tes sacrifices tes conseils avisés et ton soutien sans faille.

*M*es adorables sœurs, Vous m'avez offert, sans le savoir, des raisons d'avancer même dans les moments les plus difficiles.

Ce travail vous est dédié avec tout l'amour que je vous porte.

*M*a grande sœur, mon pilier, Ton écoute, ta force et ta bienveillance ont toujours été un refuge et un repère pour moi.

À toi, et à ton mari, et mon petit neveu Manis. Recevez ce travail comme le reflet de l'amour profond et inaltérable que je vous voue.

*À* la mémoire de ma grand-mère, Tu restes présente dans mon cœur, dans mes pensées, et dans chaque pas que je fais. Ce travail est un hommage à ton souvenir, à tout ce que tu as été pour moi, et à l'amour inconditionnel que tu m'as laissé en héritage.

*À* mes grands-parents, merci pour vos prières, et vos sages paroles.

*À* toute ma famille. Tantes, oncles, et à mes petits cousins si chers à mon cœur

*À* mes amies, Complices de cœur et de vie, merci pour votre présence, vos encouragements, vos fous rires partagés et vos mots réconfortants aux moments où j'en avais le plus besoin.

*Dr Maameri et Dr Atmani,*

Merci de m'avoir ouvert les portes avec bienveillance et générosité, de m'avoir transmis votre savoir et m'avoir guidé tout au long de ma formation.

Recevez l'expression de ma profonde gratitude et de mon respect sincère.

**AMMOUR Thinkinane**

# Dédicaces

Je dédie ce modeste travail

## **A mes parents**

Avant toute chose, je tiens à exprimer ma plus profonde gratitude à mes parents, dont l'amour inconditionnel, la patience et les sacrifices ont été la source de ma force et de ma persévérance. Depuis mon plus jeune âge, ils ont cru en moi, m'encourageant sans relâche à poursuivre mes études, même lorsque les chemins semblaient escarpés. Leur confiance a été le pilier sur lequel j'ai construit mon parcours.

## **Mes chers frères :**

Je remercie également, du fond du cœur, mes trois jeunes frères, qui ont su m'apporter réconfort, sourires et légèreté dans les moments de doute. Une mention toute particulière à mon jeune frère, dont l'admiration silencieuse et le soutien discret m'ont souvent redonné courage.

## **Mon oncle Djamel et ma tante Khadidja :**

Je tiens à exprimer ma profonde gratitude à mon oncle et à ma tante, qui ont toujours cru en moi depuis mon enfance. Leur soutien constant, tant moral que matériel, a été un véritable pilier tout au long de mon parcours scolaire. Grâce à leur bienveillance, leurs encouragements sincères et leur présence rassurante, j'ai pu avancer avec confiance et persévérance dans mes études, depuis mes premiers pas jusqu'à aujourd'hui.

## **Je n'oublie pas mes grands-parents,**

Dont les prières quotidiennes m'accompagnent à chaque étape de ma vie. Leur foi en mon avenir a été un phare dans les moments d'incertitude. À travers leurs paroles simples et pleines de sagesse, j'ai puisé une motivation profonde et sincère

## **A mes collègues de travail :**

Je souhaite consacrer une part précieuse de ces remerciements à celle qui a illuminé mon chemin : **ma compagne Tina**. À chaque étape de notre parcours universitaire, elle a été à mes côtés, partageant les nuits de révision, les instants de doute, mais aussi les éclats de rire et les petites victoires du quotidien.

Mes remerciements vont également à **Narimane** et **Khaoula**, deux amies chères dont l'affection et le soutien m'ont profondément marqué. Leur présence a ajouté lumière et chaleur à mon quotidien.

Un grand merci également à **Idira**, pour sa gentillesse et sa fidélité, qui m'ont été d'un précieux réconfort.

Enfin, à tous les autres membres de ma famille, proches ou éloignés, et à toutes les personnes qui, de près ou de loin, ont cru en moi et m'ont soutenu : votre bienveillance a été un moteur essentiel dans la réalisation de ce mémoire.

À vous tous, je dédie ces lignes avec une infinie reconnaissance.

**Meslem Hadjer**

## Dédicace

Je remercie Dieu pour m'avoir accordé la force, la patience et le courage de poursuivre mon parcours académique et d'accomplir ce travail avec persévérance.

### **À mes chers parents MOHAMED et RAHIMA,**

En témoignage de ma profonde gratitude, si grande qu'aucun mot ne saurait l'exprimer, pour tous les sacrifices que vous avez consentis pour mon bien-être et pour le soutien constant que vous m'avez prodigué tout au long de mon éducation. Que Dieu, le Tout-Puissant, vous préserve, vous accorde la santé et vous comble d'une longue vie.

### **À mon cher frère Lyes et à ma petite sœur Sarah,**

Pour votre présence réconfortante, vos encouragements sincères et votre amour inconditionnel qui m'ont portée durant les moments de doute comme dans ceux de joie. Merci pour votre bonté et votre soutien constants. Je vous exprime ma profonde reconnaissance et mon grand respect. Que Dieu vous bénisse, vous protège et réalise chacun de vos rêves.

### **À ma famille,**

À tous ceux qui, de près ou de loin, ont cru en moi, m'ont soutenue, encouragée et accompagnée avec bienveillance dans ce long parcours.

### **À ma chère grand-mère,**

Merci pour tes prières constantes, ton amour inconditionnel et ta fierté devant chacun de mes progrès. Ton regard rempli de fierté et ta tendresse m'ont toujours donné la force d'aller plus loin.

### **À mes tantes Fatima et Djahida,**

Merci pour vos paroles pleines d'amour et d'espoir, pour m'avoir appelée "docteur" alors que je venais à peine de commencer mes études, et pour avoir toujours su me motiver, même dans les moments de doute.

### **À mes petites cousines,**

Votre affection, vos encouragements et vos regards admiratifs m'ont beaucoup touchée. Une pensée toute particulière à Anies, Léa et Yasmine, mes trésors, que je porte fièrement dans mon cœur.

### **À mes chères amies, Rym, Maroua, Lama, Assma et Narimane,**

Merci pour votre soutien indéfectible, vos mots réconfortants et votre présence tout au long de ces années. Votre affection, vos encouragements et votre énergie positive ont été une véritable source de force pour moi. Dans les moments de fatigue ou de doute, vous avez su m'entourer de votre bienveillance et me redonner confiance. Vous êtes des femmes admirables, fortes et lumineuses, et je suis fière de vous avoir dans ma vie.

### **À mes collègues de travail dans le cadre du mémoire,**

Je tiens à vous remercier pour le travail accompli ensemble tout au long de cette année. Je vous souhaite à toutes une belle réussite dans votre avenir profession

**Medjahed Narimane**

## *Dédicace*

### *À mes merveilleux parents,*

Maman, ton amour inconditionnel a été mon premier refuge. Tes prières chuchotées la nuit, tes sacrifices invisibles et cette façon unique de tout donner sans jamais compter... Tu es mon héroïne silencieuse.

Papa, ta sagesse, ton courage et cette détermination sans faille ont tracé la route devant moi.

### *À mes sœurs bien-aimées,*

Meriem, Lamia, Fella, Fatima Ezzahra

Vous êtes bien plus que des sœurs - vous êtes mes racines, mes confidentes et ces étoiles qui brillent pour moi même dans mes nuits les plus sombres. Chacune de vous, avec votre amour unique, a écrit une partie de mon histoire. Merci d'avoir été mes premières alliées, mes modèles de résilience et ces sourires qui rendent tout plus léger.

### *À mes frères, Mohamed et Hamza,*

Mes protecteurs, mes complices d'enfance devenus mes piliers. Vous m'avez appris la force tranquille, l'importance de la famille et cette fierté silencieuse qui nous unit. Vos conseils, parfois stricts mais toujours justes, m'ont permis de grandir.

### *À Lydia et Soumia,*

Merci d'avoir apporté tant de chaleur à notre famille. Vos rires, votre tendresse et votre soutien discret ont été une bénédiction. Vous avez élargi notre cercle d'amour bien au-delà du sang.

### *À mes adorables nièces et neveux,*

Bouchra, Takwa, Roumaissa, Mohamed, Maria, Noor, Sidra, Mohamed, Miral, Ciline, Meriem, et Abd latif. Vous êtes la joie pure qui illumine nos vies. Vos rires cristallins, vos questions innocentes et vos câlins spontanés m'ont rappelé l'essentiel dans les moments de stress. En vous regardant grandir, j'ai compris pourquoi tant d'efforts valaient la peine. Vous êtes notre avenir et notre plus belle raison d'avancer.

Ce mémoire est le fruit de votre amour à tous. Chaque ligne porte vos encouragements, chaque page est teintée de vos sacrifices. Si ces mots peuvent un jour vous rendre ne serait-ce qu'une partie de ce que vous m'avez offert, j'aurai accompli quelque chose de grand.

Je vous dédie ce travail, mais surtout je vous dédie mon cœur. Car notre famille n'est pas seulement mon histoire... Elle est mon plus grand trésor. Avec tout mon amour et une gratitude aussi immense que le ciel

***Khaoula***

# Table des matières

<b>Introduction</b> .....	<b>1</b>
Objectifs du mémoire .....	3
<b>Partie théorique</b> .....	<b>4</b>
<b>Chapitre I : Les polymères en odontologie</b> .....	<b>5</b>
1. Définition d'un polymère .....	6
2. La réaction de polymérisation .....	6
2.1. La polymérisation par étapes.....	6
2.2. La polymérisation en chaîne.....	7
3. Classification des polymères .....	7
3.1. Les polymères thermoplastiques .....	8
3.2. Les polymères thermodurcissables.....	8
3.3. Les élastomères .....	8
4. Applications des polymères en odontologies .....	9
4.1. Les résines acryliques.....	9
4.2. Les résines composites (ou composites dentaires).....	13
4.3. Les polyamides.....	16
4.4. Les matériaux élastomériques .....	19
5. Limites et inconvénients des polymères traditionnels dans les traitements dentaires.....	21
5.1. Les résines acryliques (PMMA) :.....	21
5.2. Les résines composites :.....	22
5.3. Les polyamides :.....	23
5.4. Les matériaux élastomériques :.....	25
6. Nécessité d'un nouveau matériau .....	26
<b>Chapitre II : Le PEEK comme matériau innovant en odontologie</b> .....	<b>27</b>
1. DEFINITION ET HISTORIQUES .....	28
1.1. Historique du PEEK en odontologie .....	28
1.2. Définition et caractéristiques générales du PEEK.....	30
2. Propriétés fondamentales :.....	33
2.1. Propriétés mécaniques.....	33
2.2. Propriétés physico-chimiques .....	35
2.3. Propriétés biologiques .....	39

3. Comparaison avec les polymères couramment utilisés .....	40
4. Applications de PEEK en odontologie .....	42
4.1 En prothèse dentaire .....	42
4.2. En Implantologie : .....	50
4.3. En Orthodontie : .....	51
4.4. Réhabilitation maxillo-faciale .....	54
5. Avantages .....	56
5.1. Confort et expérience patient .....	56
5.2. Esthétique et intégration naturelle .....	57
5.3. Précision et personnalisation .....	57
5.4. Protection des tissus et durabilité .....	57
5.5. Sécurité et biocompatibilité .....	57
5.6. Facilité d'utilisation pour les professionnels .....	58
6. les limites et inconvénients du PEEK : [50,52,60,75,76] .....	58
6.1. Adhérence limitée et nécessité de traitements de surface : .....	58
6.2. Esthétique et propriétés mécaniques .....	59
6.3. Radio-transparence et adaptations nécessaires .....	59
6.4. Complexité des protocoles de fabrication .....	59
6.5. Coût élevé .....	59
6.6. Sensibilité aux conditions environnementales .....	59
6.7. Impact environnemental .....	60
6.8. Collage vs. Scellement du PEEK : Quelle Approche Choisir ? .....	60

***Chapitre III : Innovations dans l'utilisation du PEEK en odontologie pour palier ses***

***limites .....*** 62

1. Amélioration des performances mécaniques et biologiques du PEEK par l'incorporation de fibres et de nanoparticules .....	63
1.1 Objectif du renforcement .....	63
1.1.1 Amélioration de la résistance mécanique .....	63
1.1.2 Amélioration de la bio activité .....	64
1.2 Renforcement par fibres .....	64
1.2.1 PEEK renforcé par fibres de carbone (CFR-PEEK) .....	64
1.2.2 PEEK renforcé par fibres de verre (GFR-PEEK) .....	66
1.2.3 Comparaison des performances mécaniques des PEEK renforcés vs. PEEK pur .....	67

1.3. Optimisation des propriétés biologiques du PEEK par incorporation de nanoparticules .....	69
1.3.1. Hydroxyapatite (HA) : Amélioration de l'ostéointégration et de la croissance cellulaire .....	69
1.3.2. Hydroxyfluorapatite (n-FHA) : Propriétés antimicrobiennes et renforcement de la bioactivité .....	70
1.3.3. Dioxyde de titane (TiO <sub>2</sub> ) : Renforcement de la biocompatibilité et de l'activité antibactérienne.....	70
1.3.4. Autres matériaux et techniques pour améliorer la bioactivité du PEEK.....	71
1.3.5. Nanocomposites à base de PEEK : Amélioration des propriétés mécaniques ....	71
2. Fabrication personnalisée du PEEK en dentisterie : apport des techniques additives et soustractives.....	72
2.1. la fabrication du PEEK en dentisterie.....	72
2.2. Techniques de fabrication additive et soustractive appliquées au PEEK.....	73
2.2.1 Les techniques de fabrication additives : .....	74
2.2.2 La fabrication soustractive du PEEK .....	79
2.3. Paramètres d'impression 3D du PEEK.....	80
2.4. Avantages de l'impression 3D pour les prothèses en PEEK : .....	83
2.5. Les inconvénients de l'impression 3D des prothèses en PEEK : .....	85
2.6. Comparaison entre la fabrication additive et soustractive du PEEK.....	87
3. Optimisation esthétique et bioactive du PEEK par des modifications de surfaces .....	87
3.1. Amélioration des propriétés esthétiques du PEEK.....	87
3.1.1 BioHPP : un PEEK modifié pour améliorer l'esthétique et les performances cliniques .....	88
3.1.2 Limites esthétiques du PEEK renforcé (GFR/CFR-PEEK) .....	89
3.2. Amélioration de la bioactivité et de l'adhésion du PEEK par modification de surface ....	89
3.2.1 Traitements mécaniques .....	90
3.2.2 Traitements physiques .....	90
3.2.3 Traitements chimiques .....	91
3.2.4 Autres modifications chimiques .....	91
3.2.5. Limites cliniques des traitements avancés.....	92
3.2.6 Agents de liaison testés .....	92
3.2.7 Facteurs déterminants et faisabilité clinique .....	93

<b>Chapitre IV : Études cliniques et perspectives d'avenir .....</b>	<b>94</b>
1. Etudes cliniques et résultats obtenus : .....	95
1.1 Analyses des essais cliniques : implants, prothèses et autres applications : .....	95
1.2. Revue des études sur la longévité des restaurations en PEEK :.....	98
2. Recommandations pour la pratique clinique : .....	98
2.1 Cas clinique appropriés : .....	98
2.2. Précautions à prendre lors de la manipulation clinique : .....	99
<b>Partie pratique .....</b>	<b>110</b>
Premier cas clinique : Réalisation d'un châssis en PEEK .....	111
Deuxième cas clinique : Réalisation d'inlay-core en PEEK .....	125
Troisième cas clinique .....	143
<b>Conclusion .....</b>	<b>154</b>
<b>Bibliographie .....</b>	<b>157</b>
Résumé .....	169

# Liste des abréviations

- **10-MDP** : 10-Methacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphate (10-méthacryloyloxydécyl dihydrogénophosphate)
- **AD** : Aerosol Deposition (dépôt par aérosol)
- **ANAB**: Accelerated Neutral Atom Beam (faisceau d'atomes neutres accélérés)
- **BHT**: Butylated Hydroxytoluene (butyl-hydroxytoluène)
- **BioHPP** : Biocompatible High-Performance Polymer (polymère haute performance biocompatible)
- **Bis-GMA**: Bisphenol A Glycidyl Methacrylate (bisphénol A glycidylméthacrylate)
- **CE** : Conformité Européenne (marquage de conformité aux normes européennes)
- **CF** : Carbon Fibers (fibres de carbone)
- **CFAO (ou CAO/FAO)** : Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur (Computer-Aided Design and Manufacturing – CAD/CAM en anglais)
- **CFR-PEEK** : Carbon Fiber Reinforced Polyether Ether Ketone (PEEK renforcé par fibres de carbone)
- **CHU** : Centre Hospitalier Universitaire
- **CNC** : Computer Numerical Control (commande numérique par ordinateur)
- **Co-Cr**: Cobalt-Chromium (alliage cobalt-chrome)
- **DEGMA** : Diethylene Glycol Methacrylate (méthacrylate de diéthylèneglycol)
- **DLC** : Diamond-Like Carbon (carbone ressemblant au diamant)
- **DLP** : Digital Light Processing (traitement numérique de la lumière)
- **DVO** : Dimension Verticale d'Occlusion
- **E-beam** : Electron Beam (faisceau d'électrons)
- **EBM** : Electron Beam Melting (fusion par faisceau d'électrons)
- **EGDMA** : éthylène glycol diméthacrylate
- **EPD** : Electrophoretic Deposition (dépôt électrophorétique)
- **EPI** : Équipements de Protection Individuelle (équipements de sécurité pour le personnel)
- **FDA** : Food and Drug Administration (Agence américaine des produits alimentaires et médicamenteux)
- **FDM** : Fused Deposition Modeling (modélisation par dépôt de filament fondu)
- **FFF** : Fused Filament Fabrication (fabrication par filament fondu)
- **FHA** : hydroxyfluorapatite
- **GF** : Glass Fibers (fibres de verre)
- **GFR-PEEK** : polyétheréthercétone renforcé par des fibres de verre
- **HA** : Hydroxyapatite
- **hBMSCs** : human Bone Marrow-derived Mesenchymal Stem Cells (Cellules souches mésenchymateuses humaines dérivées de la moelle osseuse)
- **hFOB** : Human Fetal Osteoblasts (ostéoblastes fœtaux humains)
- **HSD** : Honestly Significant Difference (différence significativement honnête – test statistique)
- **ICI** : Imperial Chemical Industries (Industries Chimiques Impériales)
- **IRM** : Imagerie par Résonance Magnétique
- **ISO** : International Organization for Standardization (Organisation internationale de normalisation)
- **MC3T3-E1** : Lignée cellulaire de pré-ostéoblastes murins
- **MMA** : Méthacrylate de méthyle

- **PAEK:** Polyaryletherketone (poly-aryléthercétone)
- **PEEK:** Polyetheretherketone (polyétheréthercétone)
- **PEEK–GABA :** PEEK fonctionnalisé avec l'acide gamma-aminobutyrique (GABA)
- **PEEK–Lysine :** PEEK fonctionnalisé avec de la lysine
- **PEEK–NCO PEEK :** fonctionnalisé avec un groupe isocyanate
- **PEEK–NH<sub>2</sub> PEEK :** fonctionnalisé avec un groupe amine
- **PEEK–OH :** PEEK fonctionnalisé avec un groupe hydroxyle
- **PEI :** Porte-Empreinte Individuel
- **PES :** Polyether Sulfone (polyéther sulfone)
- **PETIA :** Pentaerythritol Triacrylate (triacrylate de pentaérythritol)
- **PIII&D :** Plasma Immersion Ion Implantation and Deposition (implantation et dépôt par immersion plasma)
- **PMMA :** Poly-méthacrylate de méthyle
- **PPA :** Prothèse Partielle Amovible
- **PVDF :** Polyvinylidene Fluoride (polyfluorure de vinylidène)
- **Ra :** Arithmetic Average Roughness (rugosité moyenne arithmétique)
- **RCR :** Reconstitution Corono-Radiculaire
- **SAM :** Système auto-mordant
- **SBF:** Simulated Body Fluid (fluide simulé corporel)
- **SBS:** Shear Bond Strength (résistance d'adhésion au cisaillement)
- **SED :** Strain Energy Density (Densité d'énergie de déformation)
- **SLA:** Stereolithography Apparatus (stéréolithographie)
- **SLM:** Selective Laser Melting (fusion laser sélective)
- **SLS:** Selective Laser Sintering (fusion laser sélective)
- **SPEEK-W:** PEEK sulfoné immergé dans l'eau (Sulfonated PEEK – Water)
- **SPEEK-WA PEEK :** sulfoné immergé dans l'eau puis rincé avec acétone (Water-Acetone)
- **STL :** Standard Tessellation Language
- **TBS :** Tensile Bond Strength (résistance d'adhésion à la traction)
- **TEGDMA :** Triethylene Glycol Dimethacrylate (diméthacrylate de triéthylèneglycol)
- **Tg :** Glass Transition Temperature (température de transition vitreuse)
- **UDMA :** Urethane Dimethacrylate (diméthacrylate d'uréthane)
- **UV :** Ultraviolet

# Liste des figures

Figure 1 : représentation schématique d'un monomère, d'une macromolécule et d'un polymère .....	6
Figure 2 : Application des résines thermo-polymérisables en odontologie (volet prothèse) ...	10
Figure 3 : confection de couronne provisoire et de PEI avec de la résine auto-polymérisable. ....	10
Figure 4 : plaques de resine photo-polymrisable Elite LC Tray (Zhermack) utilisées pour confection de PEI .....	11
Figure 5: Commercialisation des résines acryliques sous forme d'un système liquide-poudre : résine thermo-polymérisable (à gauche) et résine auto (à droite) .....	12
Figure 6: plaques amovibles personnalisées en résine acrylique]. .....	12
Figure 7: réalisation de gouttière de contention en utilisant un film en PMMA type Biocryl.....	13
Figure 8 : exemples de restaurations antérieure et postérieure en résine composite.....	15
Figure 9: présentation du composite fluide et exemple d'application clinique (scellement de sillons). .....	15
Figure 10: Exemples de réalisations en composite de restaurations indirectes (inlays/onlays)	16
Figure 11: Intégration esthétique de la prothèse en polyamide avec adaptation à la teinte gingivale, et crochets translucides.....	17
Figure 12: Prothèse maxillaire, prothèse sectorielle mandibulaire et prothèse unitaire flexibles. ....	18
Figure 13: prothèse en polyamide combiné à un châssis métallique. ....	18
Figure 14: ligatures élastomériques.....	20
Figure 15: chaînettes élastomériques .....	20
Figure 16: Extrados d'une prothèse en résine acrylique montrant une fissure importante et des signes de dégradation de l'état de surface .....	21
Figure 17: Exemple de carie secondaire sous une obturation en composite .....	22
Figure 18: dégradation de joint adhésif des restaurations directes (35 et 37) et d'un onlay(36) réalisés en résine composite .....	22
Figure 19: Dégradation de l'état de surface d'une prothèse flexible avec le temps (vieillessement accéléré).....	24
Figure 20: granulés, tiges extrudées et film de PEEK pur (source : Kurtz, 2012) .....	28
Figure 21: structure chimique du PEEK : deux fonctions éther et une fonction cétone, noyaux aromatiques (source : Moby et al., 2022) .....	30

Figure 22: schéma des phases de transition thermique d'un polymère thermoplastique (d'après Baudouin, 2018).....	31
Figure 23: schéma de la structure d'un polymère semi-cristallin (source : Moby et al., 2022)	32
Figure 24: cliché MEB (microscopie électronique à balayage) de sphérulites (source : Fayolle et Tcharkhtchi, 2015).....	32
Figure 255 : Détermination expérimentale du module de Young] .....	33
Figure 26: implant en titane en position 47 et implant en PEEK en position 46 invisible radiographiquement (Marya et al., 2011).....	37
Figure 27 : piliers implantaires de cicatrisation en titane (à gauche), et en PEEK (à droite) [2]. .....	38
Figure 28 : Armature de bridge en PEEK [64]. .....	38
Figure 29: réalisation d'un bridge collé transitoire en PEEK (Zoidis et Papathanasiou, 2016) .....	43
Figure 30: cas clinique d'endo couronne en PEEK sur molaire dévitalisée (source : Zoidis et al., 2017).....	44
Figure 311 : vues occlusales maxillaire et mandibulaire du patient.....	45
Figure 32 : essai de l'armature .....	45
Figure 33 : vues latérales et occlusale du bridge avec stratification composite.....	46
Figure 34: Photos intra-buccales de la prothèse amovible partielle à infrastructure PEEK (source : Zoidis et al., 2016).....	47
Figure 35: Choix de la forme de la tête du tenon afin de répartir au mieux les contraintes, la tête sphérique est la plus appropriée pour le PEEK. (Source : Ibrahim et al., 2021).....	47
Figure 36: Vue en coupe coronale du profil de distribution des contraintes au niveau de l'interface dentine/ciment (Lee et al, 2017). .....	48
Figure 37 : Cliché rétro-alvéolaire d'un incisive latérale maxillaire droite traitée endodontiquement et restaurée avec un ancrage corono-radulaire en PEEK et une couronne en disilicate de lithium (Zoidis, 2021) .....	49
Figure 38: Pilier provisoire droit AlphaBio □ France .....	51
Figure 39: fils orthodontiques en PEEK (source : Vasavi et al., 2021).....	52
Figure 40: Contention usinée et polie dans un seul bloc de PEEK .....	53
Figure 41: conception et vues intra-buccales des différents mainteneurs d'espace en PEEK (source : Ierardo et al., 2017) .....	54
Figure 42 : prothèse maxillo-faciale en PEEK (Costa-Paulau et al, 2014).....	55
Figure 43 Étapes de production par impression 3D .....	73

Figure 44: PEEK sous forme de granulés ou de disques usinables par CFAO (Stawarczyk et al, 2015).....	74
Figure 45: Fabrication additive par stéréolithographie .....	75
Figure 46: schéma d'une imprimante SLS (source : formlabs) .....	75
Figure 47: fabrication additive par extrusion .....	76
Figure 48 : Photo de la buse (a.) d'une imprimante 3D en cours d'impression d'une pièce en PEEK (b.) (Source : Wang et al. 2020) .....	77
Figure 49: schéma d'une imprimante FDM .....	77
Figure 50: Pièce fabriquée par FDM (à gauche) comparée à une pièce fabriquée par SLA (droite). .....	77
Figure 51: schéma de l'impression FDM du PEEK. ....	81
Figure 52 : diagramme des paramètres ayant des effets sur les petites pièces PEEK en FDM	82
Figure 53: An x-ray showing the primary destruction of the maxilla .....	97
Figure 54: Clinical photographs showing the severity of the defect and its effect on facial aesthetics resulting in a concave contour .....	97
Figure 55: X-ray showing the fusion prosthesis Of PEEK implants with natural bone.....	98
Figure 56:6 months after final installation (13months after PEEK implant Installation). .....	98
Figure 57: état de surface du PEEK au microscope après mordantage à l'acide sulfurique 98%, formation de microporosités, la surface a un aspect de réseau en « fibres d'éponge »	102
Figure 58 : digitations de résine composite de collage qui s'infiltré dans la surface du PEEK après mordantage à l'acide sulfurique 98% .....	102

## Liste des illustrations

Figure. 1 : Vues cliniques intra-orales pré-prothétiques. ....	111
Figure. 2: Radiographie panoramique pré-prothétique. ....	112
Figure. 3 : Empreintes primaires des deux arcades dentaires.....	113
Figure. 4 : Etude sur paralléliseur du modèle inférieur et réalisation d'une clé en silicone C. ....	113
Figure. 5 : préparation des appuis occlusaux sur les dents porteuses de crochets selon l'axe d'insertion défini avant.....	114
Figure. 6 : Empreinte secondaire de l'arcade mandibulaire. ....	114
Figure. 7 : coulée et scanner du modèle secondaire. ....	115
Figure. 8 : choix d'un axe d'insertion. ....	115
Figure. 9: suppression des contre-dépouilles. ....	116
Figure. 10: dessin des différents éléments du châssis. ....	116
Figure. 11: insertion du châssis final sur le modèle numérique initial (avant suppression de contre-dépouilles).....	116
Figure. 12 : présentation d'un bloc de PEEK neuf et d'un autre déjà utilisé pour la confection des inlay-cores.....	117
Figure. 13 : Fabrication du châssis en PEEK par fraisage en CFAO. ....	117
Figure. 14 : résultat final du châssis après finitions. ....	118
Figure. 15 : Essayage du châssis en PEEK en bouche. ....	119
Figure. 16 : Enregistrement de l'occlusion. ....	119
Figure. 17 : essai fonctionnel du montage en cire.....	120
Figure. 18 : présentation du montage en cire après correction des défauts d'occlusion lors de l'essai fonctionnel. ....	120
Figure. 19 : Finitions, ajouts de crochets de rétention à la prothèse maxillaire.....	120
Figure. 20: mise en moufle de la PPA supérieure en quelques images (technique classique).....	121
Figure. 21 : confection de la PPA inférieure en technique mini major. ....	122
Figure. 22: Finition et polissage de la PPA mandibulaire.....	122
Figure. 23 : résultats prothétiques en bouche. ....	123
Figure. 24: Images avant et après illustrant les résultats du traitement prothétique. ....	124
Figure. 25: Vues cliniques intra-orales pré-prothétiques. ....	125
Figure. 26 : Radiographie retro-alvéolaire pré-prothétique.....	126
Figure. 27: plateau technique pour la préparation coronaire et radiculaire ....	128
Figure. 28 : prise de la LT pour préparation. ....	128
Figure. 29: radiographie de contrôle.....	129
Figure. 30 :état initial des parois ....	129
Figure. 31: insertion du fil de rétraction gingivale ....	130
Figure. 32 : suppression des contre-dépouilles ....	130
Figure. 33 : finition et polissage . ....	131
Figure. 34: résultats final de préparation . ....	131
Figure. 35 : plateau pour empreinte secondaire. ....	132
Figure. 36 : ajustage du tenon calcinable.....	132
Figure. 37 : injection de silicone light. ....	132
Figure. 38 : prise d'empreinte inférieure. ....	133

Figure. 39 : résultats d'empreintes superieur et inférieure.....	133
Figure. 40 : scanner intra-orale.....	134
Figure. 41: Numérisation de l'empreinte.....	134
Figure. 42: Suppression des contre-dépouilles, artefacts, bavures.....	134
Figure. 43: Délimitation des limites cervicales et du canal.....	135
Figure. 44 : Conception de la partie radulaire adaptée au canal (longueur, conicité, friction contrôlée). .....	135
Figure. 45 :confection du moignon.....	135
Figure. 46 :résultat final inlay-core et moignon.....	136
Figure. 47: confection de la couronne et contrôle occlusale. ....	136
Figure. 48 :usinage de l'inlay core a partir d'un bloc industriel du PEEK.....	137
Figure. 49: essai clinique du l'inlay-core.....	137
Figure. 50 : plateau technique pour collage d'inlay-core.....	138
Figure. 51 :désinfection et séchage du canal avec du l'alcool chirurgical. ....	138
Figure. 52: conditionnement de la dentine avec un adhesife dentinaire.....	139
Figure. 53 :sablage a l'aluminuim. ....	139
Figure. 54: conditionnement chimique de l'inlay-core.....	139
Figure. 55: application du colle. ....	140
Figure. 56 :polymérisation après mise en place de la pièce.....	140
Figure. 57 :élimination du colle et finition du moignon. ....	141
Figure. 58 : essai clinique de la couronne.....	141
Figure. 59 : scellement de la couronne en zircone. ....	142
Figure. 60: images avant et après illustrant le résultat de traitement prophétique.....	142
Figure. 61 : Vues cliniques intra-orales pré-prothétiques. ....	143
Figure. 62: Radiographie retro-alvéolaire pré-prothétique.....	144
Figure. 63: aspect post-opératoire après élongation coronaire. ....	145
Figure. 64: prise de la LT pour préparation. ....	145
Figure. 65: préparation et élargissement du 2/3 du canal.....	146
Figure. 66: radiographie de contrôle.....	146
Figure. 67: état initial des parois .....	146
Figure. 68: insertion du fil de rétraction gingivale.....	147
Figure. 69 : suppression des contre-dépouilles.....	147
Figure. 70: finition et polissage. ....	147
Figure. 71: empreinte numérique des deux maxillaires. ....	148
Figure. 72 : l'enregistrement de la teinte des dents naturelles du patient.....	148
Figure. 73: essai clinique du l'inlay-core.....	148
Figure. 74 : désinfection et séchage du canal avec du l'alcool chirurgical. ....	149
Figure. 75: conditionnement de la dentine avec un adhésif dentinaire .....	149
Figure. 76: sablage a l'aluminium. ....	149
Figure. 77: conditionnement chimique de l'inlay-core. ....	150
Figure. 78: application de la colle (variolink esthétique).....	150
Figure. 79: Insérer l'inlay-core en position correcte. ....	150
Figure. 80: polymérisation après mise en place de la pièce. ....	151
Figure. 81: élimination du colle et finition du moignon. ....	151
Figure. 82: essai clinique de la couronne.....	152
Figure. 83: scellement de la couronne en zircone. ....	152
Figure. 84: Images avant et après illustrant les résultats du traitement prothétique. ....	152

# Liste des tableaux

Tableau 1: comparaison de PEEK avec les autres polymères couramment utilisés. ....	40
Tableau 2: Collage / Scellement du PEEK – Méthodes et Efficacité [74,60].....	60
Tableau 3: comparaison des propriétés des 2 techniques d'impression 3D [2]. ....	79
Tableau 4: Comparaison entre la fabrication additive et soustractive du PEEK.....	87

---

# ***INTRODUCTION***

---

En dentisterie, l'évolution des matériaux répond à une triple exigence : offrir des performances mécaniques optimales, garantir une sécurité biologique irréprochable et satisfaire aux attentes esthétiques.

Initialement, les restaurations dentaires ont d'abord reposé sur l'utilisation de métaux, en particulier les alliages précieux tels que l'or ou le platine, appréciés pour leur excellente biocompatibilité, leur stabilité chimique et leur longévité en bouche. Parallèlement, des alliages non précieux, comme le cobalt-chrome, se sont imposés grâce à leur robustesse mécanique et leur coût plus abordable. Toutefois, ces matériaux présentent plusieurs limites : leur aspect esthétique peu satisfaisant, leur potentiel allergène (notamment en présence de nickel dans certains alliages), ainsi qu'une sensibilité à la corrosion pouvant compromettre la durabilité clinique et la sécurité biologique à long terme.

En réponse à l'exigence croissante d'esthétique, l'odontologie moderne s'est orientée vers des matériaux plus visuellement satisfaisants et biocompatibles.

La zircone s'est imposée comme un matériau de choix en raison de son excellente esthétique, de sa grande résistance mécanique et de son inertie chimique. Néanmoins, son coût de fabrication élevé et sa technicité de mise en œuvre peuvent constituer des freins à son utilisation généralisée.

Les céramiques vitreuses, quant à elles, offrent un rendu esthétique supérieur grâce à leur translucidité, mais restent fragiles face aux chocs masticatoires et sensibles aux défauts internes, cela peut entraîner des fractures ce qui limiter leurs indications cliniques. Les composites résineux, largement utilisés dans les restaurations adhésives, permettent des traitements conservateurs. Toutefois, ils présentent une durabilité limitée, liée à une usure prématurée, à des défauts de polymérisation et à une sensibilité à l'humidité orale. Enfin, les polymères acryliques, utilisés principalement en prothèse amovible, souffrent d'une faible résistance mécanique et ont tendance à favoriser l'accumulation de plaque bactérienne, ce qui réduit leur efficacité à long terme.

Dans ce contexte, la recherche de nouveaux matériaux s'intensifie. Parmi eux, le PEEK (polyétheréthercétone) émerge comme une alternative innovante et prometteuse. D'abord

développé pour l'industrie aérospatiale et le secteur médical, il est déjà utilisé en implantologie orthopédique depuis les années 1990. Ce polymère haute performance est particulièrement adapté aux applications dentaires en raison de ses caractéristiques favorables tant sur le plan mécanique, biologique aussi esthétique, offrant confort, sécurité et durabilité en bouche.

Il a progressivement trouvé sa place en odontologie, en implantologie, en orthodontie et en prothèse fixée et en prothèse amovible, et suscite aujourd'hui un intérêt croissant, notamment avec l'essor des techniques numériques de conception et de fabrication assistées par ordinateur (CAO/FAO) en dentisterie moderne.

Malgré ses nombreuses qualités, l'adoption généralisée du PEEK en odontologie demeure limitée par plusieurs obstacles, notamment un coût de production encore élevé, un manque de recul clinique à long terme et des protocoles techniques qui nécessitent des améliorations. Dans ce contexte, une interrogation majeure s'impose : quels sont les atouts spécifiques du PEEK pouvant en faire le matériau de référence de demain ? et quels défis doivent encore être surmontés pour favoriser son intégration à grande échelle ? Et enfin, face aux défis d'adhésion que pose sa surface chimiquement inerte, quel protocole d'assemblage – collage ou scellement – peut garantir une fixation fiable et durable en milieu buccal, en l'absence de consensus clairement établi ?

Afin d'y répondre on a abordé ce thème qui se divise en deux volets. Le premier comprend quatre chapitres, Le premier chapitre présente les différents polymères employés en odontologie, en mettant en lumière leurs applications, leurs limites ainsi que la nécessité d'un nouveau matériau capable de répondre aux exigences cliniques et biologiques actuelles.

Le deuxième chapitre est consacré au PEEK. Nous y retracerons son historique, ses propriétés chimiques, mécaniques et physiques, ses avantages comparatifs par rapport aux matériaux traditionnels, ainsi que ses multiples applications

Le troisième chapitre explore les innovations récentes destinées à surmonter les limites du PEEK, notamment par le renforcement par fibres, l'intégration de l'impression 3D et l'amélioration de ses propriétés esthétiques et biologiques.

Enfin, le quatrième chapitre analyse les études cliniques consacrées au PEEK, discute de ses résultats en pratique, et propose des recommandations pour son utilisation future en odontologie, en ouvrant des perspectives pour de nouvelles applications.

Dans le deuxième volet, nous exposant la partie pratique par la description des cas cliniques pris en charge au sein de notre service de prothèse du Centre Hospitalo-Universitaire (CHU) de Tizi-Ouzou en collaboration avec un laboratoire hautement qualifié.

## **Objectifs du mémoire**

Ce mémoire a pour ambition d'explorer de manière rigoureuse et documentée le **PEEK (polyétheréthércétone)**, un matériau innovant qui suscite un intérêt croissant en odontologie. L'étude s'articulera autour de trois axes principaux :

### **1. Compréhension des propriétés fondamentales du PEEK**

Il s'agira dans un premier temps d'examiner en détail les caractéristiques physico-chimiques et biomécaniques de ce polymère haute performance. L'analyse portera notamment sur sa biocompatibilité, sa résistance mécanique, sa stabilité en milieu buccal et sa réaction face aux tissus biologiques. Cette phase vise à établir les bases scientifiques permettant d'évaluer la pertinence clinique du PEEK.

### **2. Évaluation de ses applications en pratique dentaire**

Le deuxième volet du mémoire consistera à identifier les utilisations actuelles et émergentes du PEEK dans le domaine dentaire : prothèses fixes et amovibles, piliers implantaires, composants en dentisterie numérique, etc. L'objectif sera d'apprécier l'efficacité et les avantages de ces applications, tout en déterminant les conditions cliniques favorables à leur mise en œuvre.

### **3. Analyse critique des limites et perspectives d'évolution**

Enfin, le mémoire proposera une réflexion sur les obstacles à l'intégration généralisée du PEEK en odontologie, tels que les coûts de production, les défis techniques ou le manque de données à long terme. Cette analyse permettra d'ouvrir des pistes d'amélioration et de suggérer des stratégies concrètes pour favoriser une adoption plus large du matériau dans le futur.

L'ensemble du travail sera conduit selon une méthodologie structurée, afin d'apporter une contribution pertinente à la recherche et à la pratique clinique en odontologie contemporaine.

---

## *Partie théorique*

---

---

***Chapitre I :***  
***Les polymères en odontologie***

---

## 1. Définition d'un polymère

Polymère est un mot qui vient du grec *pollus* (plusieurs) et *meros* (partie) donc qui veut dire plusieurs parties [1]. Il s'agit d'un système constitué d'un réseau de macromolécules, de masse molaire très élevée, formé de l'enchaînement long et covalent d'un grand nombre de petites molécules appelées monomères [2, 3].

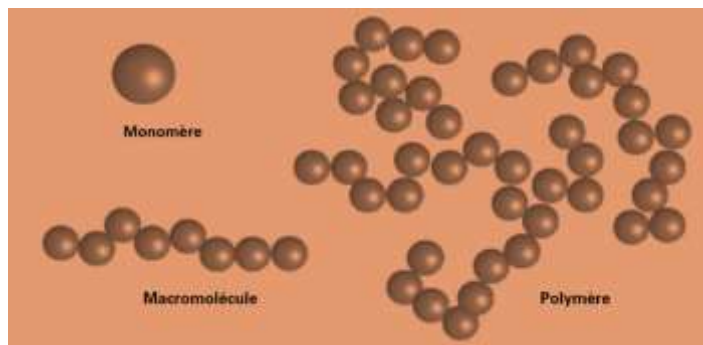
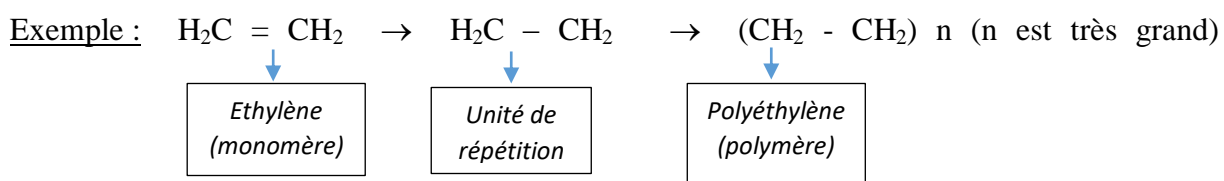


Figure 1: représentation schématique d'un monomère, d'une macromolécule et d'un polymère [2].

Un monomère est principalement composé d'atomes d'hydrogène et de carbone parfois combinés à d'autres éléments comme l'oxygène, l'azote, le chlore, le fluor, le silicium ou autres [2, 3].

L'image couramment donnée pour illustrer cette réalité chimique est celle de collier de perles où chaque perle représente un monomère et l'ensemble de collier symbolise le polymère formé par leur assemblage [4].



$\text{H}_2\text{C}-\text{CH}_2$  est l'unité du polymère [3].

## 2. La réaction de polymérisation

La polymérisation est la réaction chimique permettant la formation d'un polymère à partir de monomères et peut suivre deux mécanismes ou méthodes distinctes pour leur synthèse [3, 5].

### 2.1. La polymérisation par étapes

Également appelée polycondensation, elle se caractérise par la formation progressive de macromolécules par liaison successives entre des molécules polyfonctionnelles (portant plusieurs groupes chimiques tels qu'acide, alcool, amine, etc.) avec l'élimination d'un sous-

produit, le plus souvent de l'eau. C'est le cas des matériaux à empreinte à base de silicone ainsi que la synthèse des polyamides [1-3, 6].

Exemple : polyamide = diamines + diacides et avec élimination de molécules d'eau [3].



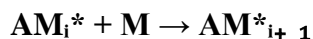
## 2.2. La polymérisation en chaîne

Dans ce processus, le polymère se forme par l'ajout successif de groupes fonctionnels à l'intérieur de structures moléculaires à doubles liaisons [6]. Ce mécanisme qui concerne un large éventail de monomères se déroule en trois (3) étapes essentielles : l'amorçage, la propagation et la terminaison [5].

**2.2.1. L'amorçage** : il s'agit de la réaction d'un centre actif sur une première unité monomère par l'action d'un amorceur **A** donnant ainsi la forme  $\text{A} + \text{M} = \text{AM}^*$

(M : monomère) [2, 5].

**2.2.2. La propagation** : les autres monomères se fixent sur ce centre actif entraînant ainsi la croissance de la chaîne macromoléculaire [2, 5] :



**2.2.3. La terminaison** : la réaction se termine par la désactivation ou le transfert du centre actif, ce qui arrête la croissance de la chaîne :  $\text{AM}^* + \text{AM}^* \rightarrow \text{AM}_{i+j} \text{A}$  (espèce macromoléculaire) [2, 5].

La polymérisation en chaîne est une réaction de polyaddition qui se déroule sans libération des sous-produits [7]. Elle nécessite une activation qui peut être thermique (thermo-polymérisation), chimique (chémo-polymérisation) ou photochimique (photo-polymérisation). C'est le cas du PMMA et des composites dentaires à base d'acrylates [2].

**Remarque** : Le degré de polymérisation définit le nombre de monomères constitutif d'une chaîne polymère [2].

## 3. Classification des polymères

Les polymères peuvent être classés en fonction de plusieurs paramètres et chaque paramètre donne lieu à différentes catégories de polymères, comme par exemple : leur origine (naturelle, artificielle ou synthétique), le nombre de monomères qui les composent donnant ainsi un homopolymère lorsqu'il n'est composé que d'un seul type de monomères et un copolymère quand il en est formé par plusieurs, ou encore en fonction de leur mode de synthèse (polycondensation et polyaddition) [2, 3, 8].

La classification la plus communément utilisée et qui nous intéresse encore plus en odontologie regroupe les polymères en trois familles selon leurs comportement thermomécanique [2].

### **3.1. Les polymères thermoplastiques**

Ce sont les plus courants et les plus faciles à mettre en œuvre [9]. Sous l'effet de la chaleur, ils se ramollissent et deviennent visqueux sans subir de modification chimique, ce qui permet leur injection et leur mise en forme [1, 8]. Une fois refroidis, ils retrouvent leur état solide [2]. Cette transformation étant réversible, ils peuvent théoriquement être fondus et réutilisés plusieurs fois (recyclage) [2, 9]. De plus, ils peuvent être dissous dans certains solvants [1].

Exemple : PMMA, PAEK [2]

### **3.2. Les polymères thermodurcissables**

Plus difficile à mettre en œuvre, ils ne se ramollissent pas par élévation de température mais au contraire, ils se solidifient et durcissent de façon irréversible devenant infusibles et insolubles [2, 3, 9]. Cette irréversibilité est due à la réticulation de leurs chaînes macromoléculaires [8]. En cas de chauffage ultérieur, ils ne fondent pas mais subissent une dégradation thermique, ce qui les empêche d'être recyclés [3, 8].

Exemple : Les esters diméthacrylates qui font partie des composites dentaires [2].

### **3.3. Les élastomères**

Ils forment une famille particulière de polymères, qui se différencient des plastiques par leurs aptitudes à subir une déformation élastique, c'est-à-dire la capacité à retrouver leur forme initiale après déformation. Ils sont principalement des polymères organiques à l'exception des silicones [1, 2].

Exemple : Les polysulfures, les polyéthers [2].

## **4. Applications des polymères en odontologies**

### **4.1. Les résines acryliques**

Historiquement, les résines acryliques furent les premières utilisées pour restaurer les pertes de substances dentaires, faisant d'elles les ancêtres des résines composites [1]. Elles sont classées au sein des matières thermoplastiques et peuvent se diviser en trois groupes : les acrylates, les méthacrylates et les cyanoacrylates. Les résines utilisées en dentisterie sont des matériaux synthétiques majoritairement issus du groupe des méthacrylates. Elles sont principalement composées de poly-méthacrylates de méthyle (PMMA) [10, 11].

#### **4.1.1. Le PMMA, base de résines acryliques utilisé en odontologie**

Le poly-méthacrylate de méthyle (PMMA) a été découvert en 1927 en Allemagne, fruit des travaux de Röhm et Hass en collaboration avec Farben Industrie, commercialisé sous le nom de PLEXIGLAS, et introduit dans le domaine dentaire en 1937 [10, 12, 13]. Il est obtenu par une polymérisation radicalaire, un type de polymérisation en chaîne, au cours de laquelle les monomères de méthacrylate de méthyle, possédant une double liaison acrylique (C=C) s'assemblent pour former le polymère PMMA [1].

Voici quelques propriétés de ce matériau [1]:

- Indice optique de 1,49.
- Matériau léger : densité de 1,19 g/cm<sup>3</sup>.
- contraction volumique de polymérisation pouvant atteindre 21 %.
- dureté Knoop comprise entre 18 et 20.
- résistance à la traction de 60 MPA.
- module d'Young de 2,4 GPa.

#### **4.1.2. Types de résines acryliques utilisés, leurs indications et leurs propriétés**

En odontologie, il en existe trois (3) types principaux, classés selon leur mode de polymérisation :

**4.1.2.1. Les acryliques thermo-polymérisables :** indiqués pour la confection des prothèses adjointes, la réalisation de facettes de couronnes et la fabrication industrielle des dents artificielles [11].



Figure 2 : Application des résines thermo-polymérisables en odontologie (volet prothèse) [11].

**Propriétés :** elles présentent une dureté inférieure à celle de la dentine et leur résistance à la traction et à la compression dépend du degré de polymérisation, plus il est important plus les qualités physiques et mécaniques augmentent. Elles sont peu résistantes à l'abrasion mais offrent une bonne isolation thermique. Leur évolution dans le temps est défavorable [11].

**4.1.2.2. Les acryliques auto-polymérisables :** sont utilisés en clinique et au laboratoire pour des préparations immédiates, en raison de leur simplicité d'emploi. Ils sont notamment indiqués pour la confection de couronnes provisoires, la réparation immédiate des prothèses et la réalisation de porte-empreintes individuels (PEI) [11].



Figure 3 : confection de couronne provisoire et de PEI avec de la résine auto-polymérisable [11].

**Propriétés :** elles ont une dureté inférieure à celle des résines thermo-polymérisables et une résistance faible à l'abrasion. Leur adhérence est nulle une fois durcies, nécessitant une rétention mécanique ; en raison de la toxicité du monomère, l'utilisation de la digue est indispensable lors de leur emploi en bouche [11].

**4.1.2.3. Les acryliques photo-polymérisables :** initialement utilisées pour des réparations cliniques ou des rajouts de résine sur bases prothétiques sous-étendues, les résines photo-polymérisables peuvent être exploitées en CFAO dans les techniques additives, telles que l'impression par jet ou la lithographie au laser 3D (Dentca®). Elles sont surtout utilisées pour la fabrication de modèles dentaires, de guides chirurgicaux pour implants ou d'alignement [13]. Elite LC Tray (Zhermack), quant à elle, est une ligne de résine photo-polymérisable conçue pour la fabrication de porte-empreintes individuels, de bases de montage et de plaques occlusales en prothèse amovible, offrant une solution adaptable à divers besoins cliniques [14].



*Figure 4 : plaques de résine photo-polymérisable Elite LC Tray (Zhermack) utilisées pour confection de PEI [14].*

**Propriétés :** elles présentent une bonne compatibilité, une stabilité de couleur, une faible porosité limitant l'adhérence bactérienne. Leur résistance à la flexion est attribuée à un degré élevé de polymérisation et à une structure cristalline. Le procédé de fabrication au laboratoire sans cire, flacons, réservoirs bouillants, presse ni traitement thermique, simplifie considérablement la production. Cependant, leur utilisation clinique conventionnelle reste très limitée [13].

#### **4.1.3. Composition des résines acryliques**

La plupart de ces polymères se présentent sous forme de poudre et liquide :

- La poudre : est composée de particules sphériques de polymères (PMMA), de quelques centièmes ou dixièmes de millimètres, auxquelles sont ajoutés 1% d'initiateur (peroxyde de benzoyle), un plastifiant (dibutyl-phtalate), des pigments, des opacifiants et dans certains cas, des fils de nylon rouges simulant les capillaires gingivaux [11, 13].
- Le liquide : contient le monomère de méthacrylate de méthyle, additionné de 0,003 à 0,1% d'inhibiteur (hydroquinone) pour éviter sa polymérisation prématurée et

faciliter son stockage, et un agent de réticulation (di-méthacrylate d'éthylène) pour améliorer la résistance du polymère. Les résines auto-polymérisables contiennent en plus un activateur chimique (di méthyle para-toluidine), qui remplace l'effet de la chaleur dans le processus de polymérisation [1, 11, 13].



Figure 5: Commercialisation des résines acryliques sous forme d'un système liquide-poudre : résine thermo-polymérisable (à gauche) et résine auto (à droite) [11].

Lors du mélange de la poudre et du liquide selon un rapport de  $\frac{1}{3}$ , on observe quatre (4) stades successifs : le stade sableux ou granuleux, le stade mousseux ou filamenteux, le stade pâteux et le stade élastique. C'est au troisième stade que la pâte devient plastique et peut être moulée dans la forme désirée, ou mise en moufle [11].

#### 4.1.4. Autres applications

En orthopédie dentofaciale, les résines acryliques sont très répandues pour la fabrication de plaques amovibles, elles peuvent se présenter sous différentes formes offrant aux patients notamment aux plus jeunes, un large choix de personnalisation. On les retrouve sous des versions translucides, colorées ou encore avec des motifs et images incluses rendant les appareils orthodontiques plus attractifs [10].

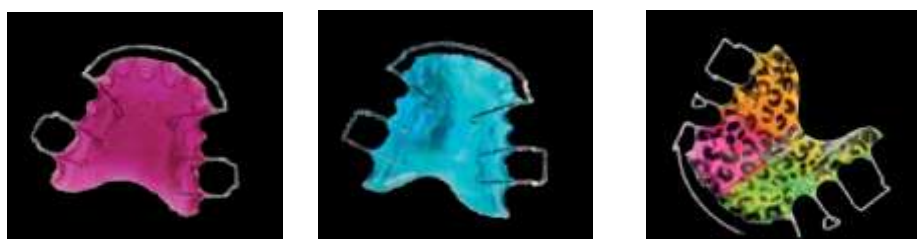


Figure 6: plaques amovibles personnalisées en résine acrylique [15].

Par ailleurs, Mc Namara utilise des films en PMMA de type Biocryl, d'une épaisseur de 1mm (avant thermoformage) pour la réalisation de ses gouttières de contention, en raison de leur excellente transparence et rigidité [12].



Figure 7: réalisation de gouttière de contention en utilisant un film en PMMA type Biocryl [12].

#### 4.2. Les résines composites (ou composites dentaires)

Les composites dentaires sont des biomatériaux organo-minéraux utilisés pour l'obturation des pertes de substances dentaires, permettant une restauration directe et durable. Ils ont été développés en 1962 grâce aux travaux de Rafael Bowen, notamment pour surmonter les limites esthétiques des anciens matériaux d'obturation (amalgames) tout en préservant les tissus sains auxquels ils sont liés via un adhésif [16-18]. Un composite est par définition, un système hétérogène associant au moins deux matériaux aux propriétés chimiques et physiques distinctes, qui ne sont pas solubles l'un dans l'autre. Cette association vise à combiner les avantages de chaque composant tout en réduisant leurs défauts, afin d'obtenir des propriétés globales supérieures à celle de chacun des éléments pris séparément [19, 20].

##### 4.2.1. Composition des résines composites

La résine composite est constituée de trois (3) phases :

**4.2.1.1. La phase organique :** également appelée matrice résineuse, cette phase représente entre 25 et 50% du volume totale du composite et comprend plusieurs constituants :

**a) La résine matricielle :** élément chimiquement actif du composite, elle repose sur la chimie des diméthacrylates, initialement des monomères fluides qui se transforment en polymères rigides par une réaction d'addition, ces composés présentent une toxicité moindre par rapport aux résines acryliques et favorisent la réticulation du réseau polymérique. Le Bis-GMA est la résine la plus utilisée, mais d'autres alternatives, comme les d'uréthanes (UDMA), existent également [18].

**b) Les diluants :** leur ajout permet de réduire la viscosité du mélange afin de pouvoir incorporer une plus grande quantité de charges [19]. Cependant, ils augmentent la rétraction de prise, rendent la résine plus flexible, moins cassante, mais aussi moins résistance à l'abrasion. Plus le matériau doit être fluide plus la quantité de diluants sera importante. les

monomères utilisés en tant que diluants sont : le TEGDMA, le MMA, le DEGMA et l'EGDMA [18].

c) **Les agents de polymérisation** : comprennent les amorceurs et les activateurs de polymérisations, selon le type de polymérisation on peut distinguer :

➤ **Les initiateurs chimiques** : tels que le peroxyde de benzoyle, ils amorcent la chémo-polymérisation. Les principaux activateurs sont les amines [18, 19].

➤ **Les initiateurs photosensibles** : comme la camphoroquinone, ils amorcent la photo-polymérisation. L'activateur est représenté par les photons [18, 19].

d) **Les inhibiteurs de prise** : intégrés au système photo-sensibilisateur, ils empêchent la polymérisation spontanée lors du stockage du matériau composite. On a par exemple, l'hydroquinone et le BHT (butyl-hydroxytoluène) [18, 19].

**4.2.1.2. La phase inorganique ou renfort** : représentant entre 25% ET 74% du volume total du composite, cette phase est composée de charges qui renforcent le matériau. Elles jouent un rôle clé en améliorant ses propriétés mécaniques, notamment la résistance à la traction, à la réflexion et à la compression. De plus elles permettent de :

- Réduire les contraintes liées au retrait de polymérisation.
- Compenser le coefficient de dilatation thermique trop élevé de la matrice résineuse.
- Apporter au matériau sa radio-opacité [18].

Les charges utilisées peuvent être de nature différente, avec une variabilité en termes de taille (de 0,04  $\mu\text{m}$  à 100  $\mu\text{m}$ ), de composition et de pourcentage volumique :

**Organiques** : constituées de résine matricielle polymérisée.

**Inorganiques** : à base de silice ou de verres de métaux lourds.

**Organo-minérales** : composées d'un noyau minéral enrobé d'une matrice résineuse polymérisée [18].

**4.2.1.3. L'agent de couplage ou l'interface** : élément essentiel des résines composites, l'agent de couplage assure la liaison entre la phase organique et la phase inorganique [18]. Il assure une bonne répartition des charges lors des sollicitations mécaniques du matériau, garantissant ainsi ses performances [20]. L'agent de couplage utilisé est généralement un silane [18].

#### **4.2.2. Classification et applications des résines composites**

Les composites dentaires ont considérablement évolué depuis leur apparition. Bien que la chimie de base de leur phase organique repose toujours sur la polymérisation du

méthacrylate, la majorité des innovations a concerné la phase chargée [17]. L'évolution a ainsi conduit au développement des composites macro-chargés, puis micro-chargés, jusqu'à l'avènement des composites hybrides [18].

Aujourd'hui, les composites disponibles se distinguent non seulement par leur composition, mais aussi par leur consistance, ce qui influence directement leurs indications cliniques. Un praticien peut utiliser plusieurs composites présentant des consistances variées au cours d'une même intervention [16]. Ces matériaux peuvent être classés selon leur viscosité, en trois (3) catégories :

**4.2.2.1. Les composites de viscosité moyenne :** dits universels, ils sont faciles à manipuler et leur viscosité les rend adaptés à de nombreuses indications, aussi bien en restauration antérieure que postérieure. Leur opacité est ajustée en fonction des exigences cliniques et/ou de la complexité de la dent à reproduire [16].



Figure 8 : exemples de restaurations antérieure et postérieure en résine composite [21, 22].

**4.2.2.2. Les composites fluides :** de nature hybride. Ils sont recommandés pour des indications spécifiques telles que les microcavités occlusales, les cavités slot, le scellement des sillons (pouvant contenir de fluor), les lésions cervicales ou comme substitut dentinaire [16].



Figure 9: présentation du composite fluide et exemple d'application clinique (scellement de sillons) [16, 23].

Leur consistance fluide facilite leur étalement et améliore leur adaptation aux parois cavitaires. Ils sont souvent utilisés pour recouvrir le fond de cavité avant l'application d'un composite plus visqueux. Cependant, leur faible taux de charges (environ 50% du volume) entraîne un retrait de polymérisation important et des propriétés mécaniques réduites [16].

**4.2.2.3. Les composites compactables ou condensables :** développés dans les années 1990 pour les restaurations postérieures. Ils visaient à remplacer les amalgames en conservant des conditions de manipulation similaires (facilité et rapidité d'application). Toutefois, en raison d'un taux d'échecs cliniques élevés, leur utilisation a progressivement été abandonnée [16].

Pour les cavités volumineuses des dents postérieures, l'utilisation des composites dentaires en restauration directe peut être limitée lorsque la carie a entraîné la perte d'un point de contact, la destruction complète d'une paroi ou la fragilisation d'une cuspide, la restauration se fait donc par une pièce prothétique indirecte (inlay/onlay) en résine composite à matrice thermo-polymérisable ou en céramique. Cette approche permet de préserver la vitalité pulpaire, évitant ainsi le traitement endodontique et la pose d'une couronne prothétique [16].



Figure 10: Exemples de réalisations en composite de restaurations indirectes (inlays/onlays) [16].

### 4.3. Les polyamides

Le principal polyamide utilisé dans le domaine des biomatériaux est le nylon ou polyamide 6-6 [20]. Il est obtenu par une réaction de condensation entre une diamine  $\text{NH}_2 - (\text{CH}_2)_6 - \text{NH}_2$  et un acide dibasique  $\text{COOH} - (\text{CH}_2)_4 - \text{COOH}$  [13]. C'est une matière thermoplastique inventée en 1935 par Wallace Carothers, et introduite en prothèse dentaire dès les années 1960 principalement pour les patients allergiques aux résines acryliques [13].

Ce matériau a donné naissance à de nombreux produits commercialisés en odontologie tels que le ValPlast®, le Flexite®, le proflex®, le Bioplast® et le surflex® [13, 24].

Les résines flexibles sont apparues comme une alternative aux résines acryliques en raison de leurs propriétés avantageuses. Elles offrent une grande flexibilité, une résistance aux chocs, au fluage, à la décompression et aux fractures [24]. Leur légèreté et leur souplesse améliorent le confort en bouche [25, 26]. De plus, elles présentent une excellente biocompatibilité grâce à l'absence de monomères résiduels, réduisant ainsi les risques d'irritation et d'allergies [27].

Sur le plan esthétique, ces résines sont particulièrement intéressantes ; leurs bases rose translucide s'adaptent à la teinte gingivale par effet « caméléon », et leurs crochets discrets, en prolongement de la fausse gencive restent pratiquement invisibles, même en cas de sourire gingival [27].



*Figure 11: Intégration esthétique de la prothèse en polyamide avec adaptation à la teinte gingivale, et crochets translucides [27].*

Elles limitent également la contamination bactérienne, et peuvent passer des contre-dépouilles marquées sans céder, évitant ainsi des interventions chirurgicales pré-prothétiques parfois lourdes et refusées par les patients [20, 27].

Ces résines se présentent sous forme de petites pastilles de différentes couleurs injectées sous haute température (environ 150°C sous 8 bars de pression) [24]. D'après certaines études, cette technique réduit les variations dimensionnelles et la modification de la DVO en comparaison avec la polymérisation par compression à chaud [27]. Lors de l'essayage en cire, les crochets ne sont pas visibles car ils seront coulés en nylon lors de la finition [24].

### Applications

Elles sont particulièrement utilisées en cas d'allergie à la résine acrylique ou au métal, ainsi que dans certains cas tels que l'édentement encastré de petite ou de moyenne étendue, l'édentement terminal de petite étendue, ou encore en présence de contre-dépouille ostéo-muqueuse, difficile à gérer avec une prothèse rigide [27]. Elles sont également recommandées pour le remplacement provisoire dans le secteur antérieur, notamment après une extraction ou dans le cadre d'un traitement implantaire en cours [25, 27].



Figure 12: Prothèse maxillaire, prothèse sectorielle mandibulaire et prothèse unitaire flexibles [27, 28].

Lorsque les édentements sont plus étendus, cette résine est généralement combinée à un châssis métallique [25].



Figure 13: prothèse en polyamide combiné à un châssis métallique [25].

Plus récemment les chercheurs ont introduit sur le marché le Fléximile®, actuellement le seul matériau flexible pouvant être rebasé avec une résine auto-polymérisable [25].

Bien que plusieurs auteurs déconseillent l'utilisation de la résine flexible en prothèse totale, d'autres estiment que le polyamide peut être une alternative viable. En effet les prothèses totales en polyamide ne sont pas vraiment flexibles, elles ont une épaisseur suffisante pour assurer une certaine rigidité et pouvoir fonctionner efficacement [29].

#### **4.4. Les matériaux élastomériques**

Les élastomères sont des polymères à haute masse moléculaire, composés de longues chaînes quasiment linéaires [30]. Leur principale caractéristique est leur grande élasticité, ils peuvent subir des déformations très importantes (souvent supérieures à 100 %) tout en reprenant leur forme initiale [31]. Le terme « élastomère » désigne tous les caoutchoucs synthétiques, c'est-à-dire les substances macromoléculaires possédant l'élasticité dite caoutchoutique [32].

##### **4.4.1. Composition**

Les élastomères à base de polyuréthane sont des polymères amorphes. Leur fabrication comprend plusieurs étapes : un polymère de base à faible masse moléculaire (souvent un polyester ou un polyéther) est d'abord utilisé comme intermédiaire. Celui-ci réagit avec un diisocyanate aromatique pour former un pré-polymère. Ce dernier subit ensuite une vulcanisation, qui consiste à créer des liaisons intermoléculaires par l'action du soufre et de la chaleur, augmentant la stabilité du matériau tout en conservant ses propriétés d'élasticité [31,33].

La composition globale comprend 50 à 60 % de polymères. Le reste est constitué de charges (minérales ou organiques), d'agents de vulcanisation, d'accélérateurs, de produits retardant le vieillissement et d'autres additifs. Ces ajouts permettent d'ajuster les propriétés finales du matériau selon les besoins de l'application (résistance, élasticité, durabilité, etc.) [31].

##### **4.4.2. Propriétés**

Les élastomères possèdent un faible module d'élasticité (module de Young), généralement compris entre 0,01 et 0,1 GPa. Leur rigidité dépend fortement des forces intermoléculaires entre les chaînes polymériques, et leur module d'élasticité dépend également de la température. Un autre trait distinctif est leur incompressibilité quasi-totale, avec un coefficient de Poisson proche de 0,5 [31, 34].

Leur élasticité vient de l'enchevêtrement des longues chaînes polymériques, permettant un retour à la forme initiale après déformation. La réticulation (c'est-à-dire le nombre de liaisons entre les chaînes) joue un rôle crucial dans leurs performances mécaniques. Ainsi, la quantité de soufre utilisée lors de la vulcanisation influence directement leurs propriétés [31, 34].

Enfin, pour mettre les élastomères en forme, les compagnies de matériaux orthodontiques utilisent ensuite l'un ou l'autre de ces deux types de processus de fabrication : le moulage par injection ou le matriçage, ce dernier offrant généralement des propriétés physiques plus constantes [33]. La structure élastomérique du produit final diffère selon les maisons dentaires. Par conséquent, leurs propriétés et les forces qu'ils délivrent varient également [35].

### 4.4.3. Utilisations orthodontiques des élastomères

**4.4.3.1. Ligatures élastomériques :** Leur composant principal est un polyuréthane. Certaines variantes intègrent également une injection de silicone. Elles sont utilisées pour solidariser l'arc dans la gorge du bracket [31].

Une étude sur les caractéristiques des ligatures et de la force délivrée montre [36] :

- une corrélation positive entre l'épaisseur de la ligature et la force qu'elle délivre,
- une corrélation négative entre le diamètre interne et la force délivrée,
- une faible corrélation entre le diamètre externe et la force délivrée.

Les ligatures grises délivrent moins de force que les ligatures métalliques [37, 38].



Figure 14: ligatures élastomériques [39].

**4.4.3.2. Chainettes élastomériques :** avec l'essor des techniques d'arc droit, l'utilisation de chaînettes est devenue indispensable pour différentes phases de traitement : fermer des espaces, maintenir des dents entre elles, corriger des rotations, recul canin ou incisif, mésialisation des secteurs postérieurs et traction des dents incluses [31].

Les chaînettes élastomériques existent sous différentes formes : chaînettes à modules serrés, chaînettes à modules rapprochés et chaînettes à modules espacés. Elles peuvent être transparentes, grises, ou de différentes couleurs [31].

La composition exacte des chaînettes est gardée secrète par les différents fabricants de matériel orthodontique mais le composant principal est également un polyuréthane [31].



Figure 15: chaînettes élastomériques [40].

## 5. Limites et inconvénients des polymères traditionnels dans les traitements dentaires

Avant d'énumérer les inconvénients des polymères traditionnels utilisés en dentisterie, il est important de souligner que, malgré leurs nombreuses qualités, ces matériaux présentent certaines limites qui peuvent affecter leur performance clinique. Ces inconvénients varient selon la nature du polymère et influencent leurs indications, leur durabilité et leur comportement en milieu buccal.

### 5.1. Les résines acryliques (PMMA) :

- Variations dimensionnelles : ces résines sont sensibles aux changements de température en raison d'un important coefficient de dilatation thermique, à l'absorption ou la perte d'eau, au relâchement de stress et aux variations chimiques pendant la polymérisation [1,10].
- Important retrait de polymérisation : risque de mauvaise adaptation [1].
- Faible rigidité : peu résistant aux contraintes mécaniques [1].
- Présence de composants résiduels irritants : une polymérisation incomplète laisse des monomères résiduels pouvant provoquer des irritations et des réactions allergiques [10].
- Risque de sensibilisation : présence de composants synthétiques et d'additifs qui peuvent être aussi à l'origine des allergies [10].
- Dureté inférieure à celle de la dentine : moindre résistante aux forces masticatoires [11].
- Faible résistance à l'abrasion : usure rapide, c'est l'inconvénient majeur des résines [11].
- Evolution défavorable dans le temps : jaunissement, apparition de fissures et de craquelures [11].



Figure 16: Extrados d'une prothèse en résine acrylique montrant une fissure importante et des signes de dégradation de l'état de surface [41].

- Sensibilité aux produits chimiques : le PMMA est attaqué par des produits courants comme l'acétone, le chloroforme, l'alcool, l'eau oxygénée et l'ammoniaque [12].
- Rigidité inadaptée pour certains usages : non approprié pour les aligneurs orthodontiques, bien qu'utilisé pour les gouttières de contention [12].
- Très peu sujet à l'ostéo-intégration : limite son utilisation au contact des os sans traitement spécifique [20].

## 5.2. Les résines composites :

- Durée de vie limitée : Les restaurations en composite ont une durée de vie d'environ 10 ans en moyenne, ce qui est inférieur à celle des restaurations en or, en céramique ou en zircone. Elles échouent principalement en raison des caries secondaires, de la sensibilité postopératoire et des fractures [17, 42].



Figure 17: Exemple de carie secondaire sous une obturation en composite [43].

- Défaillance de l'interface adhésive : le stress généré par la polymérisation peut provoquer une séparation entre le matériau et la dent, favorisant la délamination et l'infiltration bactérienne [17].

- Sensibilité à la dégradation : les composites et les adhésifs subissent une dégradation par hydrolyse ou par action enzymatique, notamment en raison des liaisons ester présentes dans les méthacrylates [17].



Figure 18: dégradation de joint adhésif des restaurations directes (35 et 37) et d'un onlay(36) réalisés en résine composite [44].

- Libération de substances potentiellement toxiques : la dégradation de ces matériaux peut entraîner l'émission de produits toxiques dans la cavité buccale [17].
- Rétraction de polymérisation : elle génère des contraintes internes qui peuvent conduire à des microfissures ou à des défauts d'adaptation marginale [17].
- Sensibilité à l'eau et à la salive : certains composites absorbent l'eau, ce qui peut altérer leurs propriétés mécaniques et leur stabilité dimensionnelle [17].
- Susceptibilité aux taches et perte de l'aspect poli en fonction des habitudes alimentaires [42].
- Fragilité et risque de fracture, surtout pour les restaurations volumineuses notamment sur les molaires [42].
- Dilatation et rétraction thermique sous l'effet de la chaleur et du froid, ce qui peut compromettre l'intégrité du joint ; un matériau résineux a en effet toujours un coefficient d'expansion thermique qu'il n'est pas possible d'éliminer [45].
- Odeur nauséabonde lors du retrait, en raison de la prolifération préalable des bactéries en aérobiose accompagnée de la fabrication d'ester méthacrylique [45].

Ajoutant à ça quelques défis techniques liés à la manipulation et à l'application :

- Toxicité pour l'organe pulpo-dentinaire [18].
- Difficulté de polissage, sauf pour les composites micro-chargés [18].
- Protocole rigoureux et manipulation plus longue [18].
- Manque d'adhésion spontanée aux tissus durs de la dent, nécessitant l'utilisation d'un adhésif (avec mordantage et rinçage ou système auto mordançant SAM) [18].

### **5.3. Les polyamides :**

- Déformation à la mastication : Leur flexibilité peut engendrer une déformation sous l'effet des forces masticatoires compromettant ainsi l'ajustement et l'équilibre prothétique [24].
- Absence d'appuis occlusaux : Les prothèses en polyamides ont un appui seulement ostéo-muqueux (absence d'appuis rigides), entraînant ainsi un manque de proprioception et une répartition inégale des forces masticatoires, ce qui va accélérer la résorption des crêtes édentées et causer des douleurs au niveau des muqueuses [24].
- Absence de rétention chimique : L'absence de rétention chimique avec les dents prothétiques acryliques rend l'assemblage moins solide [24].
- Complexité technique : La mise en œuvre de ces résines est plus complexe que celle des résines conventionnelles [24].

- Instabilité de la couleur : Ces matériaux sont sujets à des changements de teinte dans le temps, notamment en raison de l'absorption de liquides [24].

- Halitose : Une hygiène insuffisante et certaines habitudes alimentaires peuvent favoriser la mauvaise haleine chez les porteurs de ces prothèses [24].

- Faible résistance à l'usure : Les polyamides se dégradent rapidement provoquant une rugosité de surface qui favorise l'accumulation de plaque bactérienne et fongique, celle-ci peut induire une cytotoxicité à long terme [24, 27].



*Figure 19: Dégradation de l'état de surface d'une prothèse flexible avec le temps (vieillesse accélérée) [27].*

- Réparations et rebasages complexes : Les polyamides ne se lient pas aux résines auto, ce qui oblige à réaliser les réparations ou rebasages exclusivement en laboratoire [27].

- Sensibilité aux solvants : Certains solvants comme les phénols, le crésol, l'acide formique, l'acide nitrique et les alcools peuvent dissoudre certains copolymères de polyamide et compromettre leur durabilité [27].

- Altération avec la température : L'exposition fréquente à des températures élevées (comme les aliments chauds) accélère l'usure de la prothèse [27].

- Polissage délicat : L'utilisation d'outils de polissage inadaptés peut endommager d'avantage l'état de surface [27].

- Goût altéré : Il a tendance à présenter un goût caoutchouteux affectant la perception des saveurs des aliments [27].

- Coût plus élevé : Les prothèses en résine polyamide sont plus chères que celles en résine acrylique [25].

- Cytotoxicité comparables aux autres résines : Malgré leurs différences, les polyamides présentent une cytotoxicité similaire aux acryliques [25].

- Coefficient de friction élevé : Ce qui peut causer des inconforts ou des frottements excessifs en bouche [20].

## **5.4. Les matériaux élastomériques :**

### **5.4.1. Biodégradation fonctionnelle :**

- Incapacité à exercer une force d'intensité constante sur une longue période : en raison de leur comportement viscoélastique, les élastomères ne peuvent pas maintenir une force stable dans le temps [31].

- Comportement viscoélastique complexe : contrairement aux matériaux purement élastiques, la relation entre contrainte et déformation dépend du mode d'application et du protocole expérimental utilisé (fluage ou relaxation) [31].

- Phénomène de fluage (déformation irréversible sous contrainte constante) : la déformation augmente avec le temps, ce qui altère la performance mécanique attendue. La vitesse de fluage augmente généralement avec la température du matériau [31].

- Phénomène de relaxation : la relaxation est la diminution de la force pour un allongement constant, elle est due à différentes déformations engendrées par l'allongement de l'élastomère [31].

- Dépendance à la vitesse de déformation : comme tout matériau viscoélastique, l'élastomère est très dépendant de la vitesse de déformation à laquelle on le soumet, donc les propriétés mécaniques (comme la force) changent selon la vitesse à laquelle le matériau est déformé [31].

- Perte de force liée aux déplacements dentaires (dans un contexte orthodontique) : les déplacements dentaires ne doivent pas être négligés : plus la vitesse de déplacement augmente, plus la déperdition de force augmente également [46].

En résumé, les matériaux élastomériques présentent une grande sensibilité au temps, à la température et à la vitesse de déformation, ce qui limite leur capacité à fournir une force stable et contrôlée sur le long terme.

### **5.4.2. Biodégradation environnementale :**

- Toutes les études montrent que la déperdition de force est plus importante in vivo qu'in vitro [47, 48]. Ce qui veut dire que les élastomères perdent plus rapidement leur efficacité en bouche que dans un environnement de laboratoire.

- Dégradation des propriétés physiques et chimiques liée au milieu buccal humide et agressif parce qu'en bouche différents facteurs vont influencer [31] :

- Facteurs chimiques : Salive (enzymes, flore bactérienne), alimentation, hygiène bucco-dentaire.
- Facteurs thermiques : Variations de température liées aux aliments.
- Variations de pH : Modifications acides ou basiques de l'environnement buccal.

➤ Facteurs mécaniques : Mastication et brossage.

- Action plastifiante de l'eau : l'eau fragilise les forces intermoléculaires des polyuréthanes, conduisant à une dégradation chimique. Ces effets délétères seraient dus à la susceptibilité des groupements ester et éther à l'hydrolyse [33].

- En milieu buccal, la surface des modules élastomériques est rapidement recouverte d'un film protéinique (après 24h d'exposition), Ce film évolue avec le temps et devient très minéralisé, composé de phosphate de calcium avec des impuretés à base de carbonate et d'acide phosphate. Cette absorption de protéines peut compromettre les performances des modules par formation de microcristaux de Na, K et Cl [49].

En résumé, l'environnement buccal exerce de nombreuses agressions chimiques, mécaniques et biologiques sur les élastomères, réduisant leur durabilité, leur efficacité, et leur stabilité chimique.

## **6. Nécessité d'un nouveau matériau**

Les polymères conventionnels occupent une place essentielle en médecine dentaire, grâce à leur polyvalence et leur adaptabilité à diverses applications. Cependant leurs limites actuelles soulignent la nécessité d'explorer de nouvelles alternatives offrant des performances améliorées.

L'odontologie moderne requiert des matériaux alliant résistance mécanique, stabilité chimique et dimensionnelle, biocompatibilité et bonne maniabilité clinique et laboratoire afin d'assurer des restaurations plus durables et performantes. De plus, avec l'évolution des techniques et des attentes esthétiques, il devient essentiel de développer des matériaux offrant une meilleure intégration tissulaire et un comportement biomécanique optimisé.

Dans cette optique, de nouvelles approches ont été explorées, notamment l'utilisation de polymères de haute performance comme le polyéther-éther-cétone (PEEK). Ce matériau suscite un intérêt croissant en raison de ses propriétés particulières comme sa résistance et sa légèreté. Toutefois, bien qu'il représente une piste intéressante il présente également des limites qui méritent d'être étudiée. Le chapitre suivant sera donc consacré à une analyse approfondie du PEEK, en abordant sa composition, ses applications ainsi que ses atouts et ses contraintes en odontologie.

---

***Chapitre II :***  
***Le PEEK comme matériau innovant en***  
***odontologie***

---

/

## 1. DEFINITION ET HISTORIQUES

### 1.1. Historique du PEEK en odontologie

#### 1.1.1 Origine et développement du PEEK

##### A. Découverte et premières utilisations industrielles

Depuis les années 60, les industriels ont découvert de nouveaux polymères. Le poly (oxy-1,4-phénylène- oxy-1,4- phénylèncarbonyl-1,4-phénylène) ou Poly Ether Ether Cétone (PEEK) fait partie des plus prometteurs d'entre eux, grâce à ses propriétés physiques et chimiques particulièrement intéressantes [50].

Le PEEK appartient à la famille des polyaryléthercétone (PAEK) et a été développé pour la première fois en 1978 par un groupe de scientifiques britanniques de l'Imperial Chemical Industries (ICI) [50,51]. À l'origine, il a été commercialisé pour des applications industrielles, notamment :

- **Aéronautique** (composants d'avions, pales de turbines).
- **Automobile** (pièces de pistons, plaques de compresseurs, roulements).
- **Électronique** (isolation de câbles) [50,51].



Figure 20: granulés, tiges extrudées et film de PEEK pur (source : Kurtz, 2012) [50]

##### B. Transition vers le biomédical (années 1980-1990)

Dans les années 1980, le PEEK a été introduit dans le domaine médical, notamment pour les implants orthopédiques et rachidiens, en raison de sa biocompatibilité et de ses propriétés mécaniques similaires à celles de l'os humain [52].

Dans les années 1990, les chercheurs ont étudié la biocompatibilité et la stabilité in vivo des matériaux PAEK, ce qui a conduit à leur adoption en tant que matériaux implantables. Ouvrant ainsi la voie à son utilisation en tant que biomatériau pour des implants médicaux, y compris ceux utilisés dans la réparation de fractures ou la chirurgie du rachis [52].

À partir d'avril 1998, le PEEK a été commercialisé comme biomatériau pour implants par Invibio Ltd. (Thornton Cleveleys, Royaume-Uni). Dans cette optique, il est intéressant de

noter que le PEEK est devenu un matériau clé pour remplacer les implants métalliques classiques grâce à ses propriétés mécaniques et physiques adaptées, notamment son module d'élasticité similaire à celui des os humains et sa capacité à être radio transparent, facilitant ainsi le suivi des implants après une intervention chirurgicale [52].

De plus, l'émergence du PEEK en tant que biomatériau implantable a stimulé des recherches pour améliorer la compatibilité du polymère avec d'autres matériaux bioactifs, tels que l'hydroxyapatite, et pour explorer de nouvelles formulations de composites renforcés. Il devient donc essentiel d'explorer en détail ses caractéristiques physiques, chimiques et mécaniques, qui expliquent son adoption croissante dans le domaine biomédical [52,53].

### **1.1.2 Évolution de son utilisation en odontologie**

#### **A. Synthèse du Polyétheréthercétone (PEEK) et son Application en Odontologie**

Le PEEK (Polyétheréthercétone), un polymère thermoplastique haute performance, a été breveté pour la première fois en 1963 par Union Carbide, avec un procédé industriel de synthèse mis en place en 1978. Il est principalement utilisé dans des secteurs tels que l'aéronautique, l'automobile, l'électronique et, plus récemment, le biomédical. C'est en 1992 que le PEEK a commencé à être utilisé en odontologie, d'abord comme pilier implantaire ou implant, offrant une alternative aux matériaux traditionnels comme le titane et les céramiques.

Ses propriétés uniques, telles que son module d'élasticité proche de celui de l'os (3-4 GPa), en font un matériau prometteur pour réduire le phénomène de stress shielding, qui est un problème courant avec les implants en titane. Les blocs de PEEK sont également utilisés pour la fabrication numérique de restaurations fixes et amovibles, telles que couronnes, bridges, restaurations secondaires et superstructures pour implants.

Actuellement, le PEEK est l'un des matériaux de restauration dentaire les plus prouvés scientifiquement et sûrs, représentant l'un des polymères les plus performants dans les matériaux dentaires. Il est utilisé dans une variété d'applications dentaires telles que les implants, les prothèses partielles amovibles et fixes, ainsi que les fils orthodontiques [50,51,53].

#### **B. Progrès en Implantologie et Prothèse Dentaire :**

Dans le domaine de la prothèse dentaire, des recherches ont réuni **14 articles** sur l'utilisation du PEEK entre 2008 et 2017, la majorité étant en anglais. Ces études ont montré une adoption croissante du PEEK, particulièrement dans les applications reconstructrices [50].

En implantologie, le PEEK, bien qu'encore relativement nouveau par rapport aux matériaux comme le titane et la zircone, commence à gagner en popularité grâce à ses propriétés biomécaniques avantageuses et sa résistance à la dégradation chimique et

biologique. Ces dernières années, il a été utilisé pour des piliers et des supra constructions, bien que les études cliniques soient encore limitées [50].

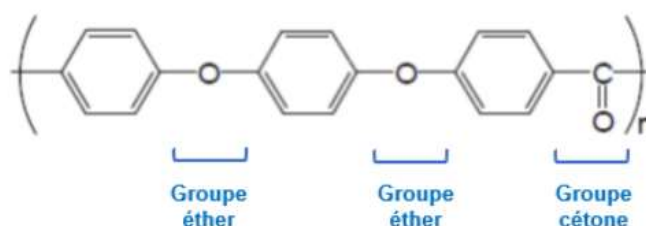
## 1.2. Définition et caractéristiques générales du PEEK

### 1.2.1 Définition du PEEK

D'un point de vue chimique, un polymère est une macromolécule, c'est-à-dire la répétition d'une ou plusieurs molécules. De plus, le PEEK est un matériau synthétique de couleur dent, mais il peut également être commercialisé de couleur rose. Il constitue une classe de biomatériaux car il répond aux conditions suivantes [51] :

- biocompatibilité avec la santé et le corps humain,
- non nocif, non toxique,
- stérilisable,
- soumis à des tests, normes, une réglementation particulière [51].

Il s'agit d'un polymère aromatique à chaîne linéaire rigide : une grande molécule constituée d'une longue chaîne carbonée formée par l'association de noyaux aromatiques (cycles benzéniques), liés entre eux par des **groupes éthers** (atomes d'oxygène) et **cétones** (groupes carbonyles), de formule [50] :



### PEEK

Figure 21: structure chimique du PEEK : deux fonctions éther et une fonction cétone, noyaux aromatiques (source : Moby et al., 2022) [50].

Les polymères thermoplastiques sont constitués majoritairement de chaînes linéaires reliées entre elles par des forces de Van der Waals. C'est ce type de forces qui permet au polymère de ramollir voire fondre à une température comprise entre 80 et 225°C.

### 1.2.2 Caractéristiques générales du PEEK

Le PEEK est un polymère thermoplastique semi-cristallin de haute performance appartenant à la famille des polyaryléthercétone (PAEK) :

- **Thermoplastique** : puisqu'il subit une déformation plastique sous l'effet d'un échauffement thermique : il peut être ramolli quand on le chauffe et devient plus dur en refroidissant. On peut réitérer cette transformation dans les deux sens, à volonté (Giraud, 2011) [50].

- **Semi-cristallin** : Ce polymère est dit semi-cristallin car il se compose de deux phases distinctes : une phase amorphe, et une phase cristalline.

- Dans **la phase amorphe**, les chaînes macromoléculaires s'entrelaçant de façon lâche et sont faciles à disperser et étirer, montrant une bonne extensibilité.

- Dans **la phase cristalline**, les chaînes macromoléculaires s'alignent de façon ordonnée et possèdent des forces intermoléculaires plus élevées, provoquant une plus grande rigidité [50].

Une température élevée entraîne une agitation thermique, c'est-à-dire un mouvement incessant des molécules constituant le polymère. Lorsque la température diminue, les molécules s'immobilisent et peuvent s'organiser de façon ordonnée en formant des cristaux. Plus la vitesse de refroidissement est lente, plus le taux de cristallinité augmente. Mais cette cristallisation est incomplète, d'où le terme semi-cristallin [50].

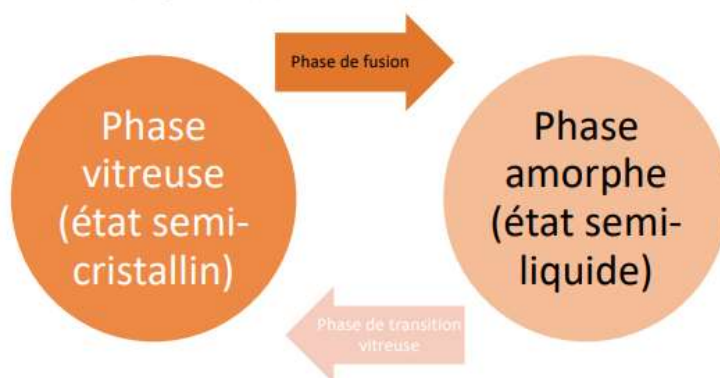


Figure 22: schéma des phases de transition thermique d'un polymère thermoplastique (d'après Baudouin, 2018) [50].

### Structure et microstructure

La cristallinité du PEEK varie entre 13 et 44%, le taux idéal pour avoir les meilleures propriétés mécaniques se trouve entre 25 et 30% (Moby et al., 2022). La microstructure du PEEK se décrit sous ses deux phases (Blundell et Osborn, 1983) :

- La phase amorphe est en désordre et ne décrit aucune organisation distincte.
- La phase cristalline du polymère est dite sphérolitique [50].

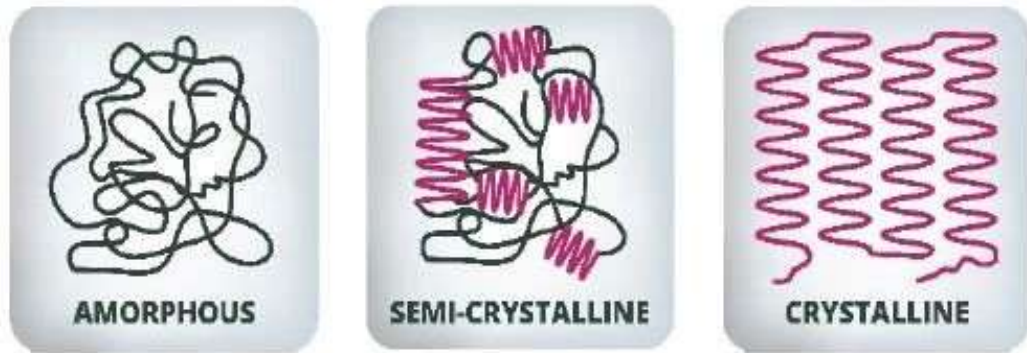


Figure 23: schéma de la structure d'un polymère semi-cristallin (source : Moby et al., 2022) [50].

Le sphérolite est l'unité morphologique de base, il mesure entre 1  $\mu\text{m}$  et 1 mm (Blundell et Osborn, 1983)

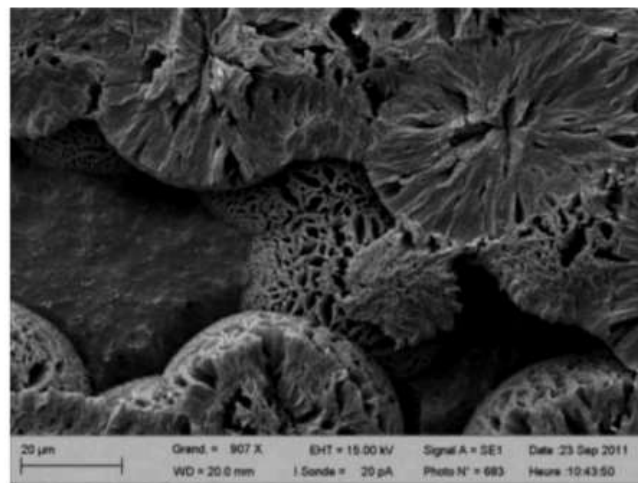


Figure 24: cliché MEB (microscopie électronique à balayage) de sphérolites (source : Fayolle et Tcharkhtchi, 2015) [50].

Il est lui-même composé d'un agrégat de cristaux en aiguilles ou lamelles qui croissent en formant une structure rayonnante par élongation des cristaux autour d'un point de nucléation initial. Ces aiguilles ont une épaisseur de 1 à 4 nm et sont espacées de 10 nm les unes des autres. Elles s'organisent selon un motif de mosaïque séparées par la structure amorphe qui se trouve dans les espaces inter-lamellaires (Figure 21-23) (Cowie, 1991 ; Kuo, 2010, Moby et al., 2022). La structure amorphe est formée de polymères non cristallisés, sans organisation particulière, désordonnée (Figure 23). Elle confère au matériau une certaine élasticité et par le fait sa résistance à la rupture (Schwitalla et al., 2015) [50].

## 2. Propriétés fondamentales :

### 2.1. Propriétés mécaniques

Le PEEK est un matériau hautement performant, doté de propriétés mécaniques remarquables, le rendant idéal pour les applications exigeant une forte résistance à la traction, à la flexion et à l'usure.

#### 2.1.1 Module d'élasticité

Le PEEK possède un module d'élasticité de 3 à 4 GPa selon les auteurs (3,8 GPa selon Diez-Pascual A. et al) [2], une valeur proche de celle du tissu osseux, notamment de l'os cortical (17-20 GPa) et de la dentine [50,54]. Cette caractéristique en fait un matériau intéressant pour les applications en implantologie et en prothèse dentaire, car il permet une meilleure répartition des contraintes [50], et limite le stress-shielding, un phénomène pouvant entraîner une résorption osseuse péri-implantaire en raison d'une mauvaise transmission des forces [54].

Contrairement aux matériaux couramment utilisés en dentisterie et en orthopédie, tels que le titane (110 GPa), la zircone (210 GPa) et les alliages Co-Cr (200-220 GPa), le PEEK est beaucoup moins rigide, ce qui lui confère une meilleure capacité d'absorption des chocs et une adaptation plus biomimétique aux tissus biologiques. Cependant, ses propriétés mécaniques peuvent être améliorées par l'ajout de renforts, comme les fibres de verre (augmentant son module d'élasticité à 12 GPa) Pan et al 2015, ou les fibres de carbone (pouvant l'élever jusqu'à 20-47 GPa) Qin et al 2019 et Vsavi et al 2020 [50]. Grâce à un alignement optimal des fibres de renforcement, des propriétés mécaniques anisotropes peuvent être obtenues, ce qui peut être avantageux pour une bonne répartition des forces dans l'os [54].

Grâce à ces caractéristiques, le PEEK se distingue comme une alternative prometteuse aux matériaux métalliques, alliant résistance, flexibilité et compatibilité biomécanique. Son module d'élasticité ajustable lui permet de s'adapter aux différentes exigences cliniques, renforçant son intérêt dans le domaine médical et prothétique [54].

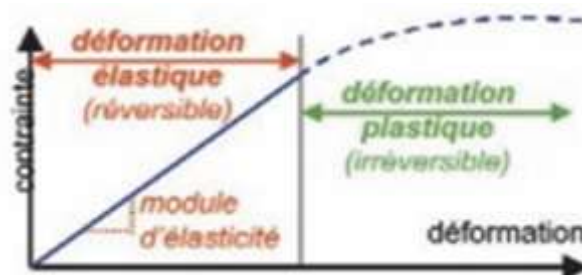


Figure 255 : Détermination expérimentale du module de Young [64]

### **2.1.2 Résistance à la traction**

La résistance à la traction est déterminée en appliquant une force sur un échantillon standardisé jusqu'à sa rupture, permettant ainsi d'évaluer sa capacité à supporter des contraintes mécaniques [54].

Le PEEK possède une résistance à la traction de 80 à 103 MPa, proche de celle de l'os cortical (120 MPa) et de la dentine (105 MPa), ce qui le distingue des alliages métalliques comme le titane ou le Co-Cr (900 à 1000 MPa) [50,54].

L'intégration de fibres de carbone ou de verre améliore considérablement ses propriétés mécaniques, portant sa résistance jusqu'à 230 MPa, voire 310 MPa selon la teneur en fibres. Une faible concentration en fibres (5 % en poids) optimise la résistance, la qualité de surface et réduit la porosité du matériau [50].

### **2.1.3 Résistance à la flexion**

La résistance à la flexion est mesurée par un test de flexion en trois points, où une barrette de matériau, soutenue aux extrémités, subit une force croissante en son centre jusqu'à la rupture [54].

La résistance à la flexion du PEEK, estimée entre 170 et 190 MPa à température ambiante pour le PEEK nu (Schwitalla et al., 2015), est proche de celle de l'os cortical (150 MPa) et relativement comparable à celle de la dentine (30-65 MPa) et de l'émail (8-35 MPa). En revanche, elle est nettement inférieure à celle du titane (950 MPa) et du cobalt-chrome (2000 MPa). Cette caractéristique fait du PEEK un matériau plus adapté que le titane pour la transmission des forces à l'os en implantologie [50].

### **2.1.4 Résistance à la fatigue**

La fatigue d'un matériau correspond à la diminution progressive de ses propriétés mécaniques sous l'effet de charges cycliques, pouvant aboutir à l'apparition de fissures, voire à une rupture. Le PEEK, qu'il soit pur ou renforcé, présente une excellente résistance à la fatigue, ce qui en fait un matériau adapté aux contraintes répétées. Dans la cavité orale, les cycles de mastication ou d'insertion et de désinsertion d'une prothèse engendrent des sollicitations cycliques constantes. La résistance à la fatigue est généralement évaluée à l'aide d'une machine appliquant une charge variable jusqu'à la rupture de l'échantillon testé [50].

Une étude menée par Zheng et al, en 2022 a démontré que les crochets de prothèse amovible en PEEK résistaient mieux à la fatigue que ceux en Co-Cr, qu'ils soient obtenus par frittage laser ou par coulée classique. Indépendamment de l'épaisseur testée, les crochets en PEEK ont supporté un nombre de cycles de contrainte supérieur, avec une résistance 3 à 10 fois plus élevée que celle du Co-Cr [50].

### **2.1.5 Résistance à la compression**

Les forces de compression s'exercent principalement sur les faces occlusales des dents postérieures lors de la mastication. Le PEEK pur non renforcé présente une résistance à la compression comprise entre 120 et 156 MPa, une valeur inférieure à celle de la dentine (300 MPa) et de l'os (190 MPa). Cette relative faiblesse limite son utilisation clinique en odontologie sans renforcement préalable (Niu et al., 2021). En comparaison, les alliages de cobalt-chrome affichent une résistance bien supérieure, avoisinant les 1500 MPa [50].

### **2.1.6 Résistance à l'usure**

Le PEEK présente une excellente biocompatibilité mécanique, notamment une faible abrasion de l'antagoniste naturel, comparable à celle des résines. Abhay et al. (2021) ont montré in vitro que le PEEK use trois fois moins l'antagoniste que la zircone, mais s'use deux fois plus lui-même. Toutefois, l'antagoniste utilisé n'était pas de l'émail. Wimmer et al. (2016) ont confirmé la supériorité du PEEK face au PMMA et au composite, avec une résistance à l'usure 4 à 30 fois plus élevée, même contre de l'émail humain. Benli et al. (2019) ont également trouvé une usure du PEEK deux fois moindre que celle du PMMA. En revanche, Sampaio et al. ont observé une plus grande abrasion du PEEK que du titane sous brossage, en raison de sa dureté bien inférieure [50].

## **2.2. Propriétés physico-chimiques**

### **2.2.1 Densité:**

Le PEEK (Polyétheréthercétone) est un polymère haute performance caractérisé par une faible densité d'environ 1,3 g/cm [54].

Ce qui en fait un matériau particulièrement léger et donc intéressant lorsque le poids peut s'avérer être un problème. Grâce à cette densité réduite, le PEEK permet la fabrication de prothèses amovibles légères, améliorant ainsi le confort des patients en limitant la charge exercée sur les structures buccales [50].

### **2.2.2 Propriétés Thermiques du PEEK**

#### **A. Stabilité Thermique**

Le PEEK (Polyétheréthercétone) se distingue par sa stabilité thermique exceptionnelle, ce qui en fait un matériau idéal pour des applications industrielles et cliniques exigeantes. Il conserve ses propriétés mécaniques jusqu'à des températures élevées, notamment 260°C, et sa température de dégradation dans un milieu aqueux atteint environ 575°C. Cela permet son utilisation dans des conditions de stérilisation, comme les cycles autoclaves à 138°C, sans altérer ses performances (Kato et al., 2022) [50].

La température de transition vitreuse ( $T_g$ ) du PEEK se situe à  $143^\circ\text{C}$ , tandis que sa température de fusion atteint  $343^\circ\text{C}$  (Cheng et Wunderlich, 1986) [50,54].

Ces températures élevées permettent au PEEK de résister à des traitements thermiques et des environnements à haute température sans compromettre sa structure. Par exemple, le matériau est capable de supporter des processus industriels tels que la coulée ou l'impression 3D à des températures autour de  $400^\circ\text{C}$ . Cependant, sa dégradation thermique commence à se produire entre  $427^\circ\text{C}$  et  $480^\circ\text{C}$ , avec des composés volatils générés à des températures au-dessus de  $400^\circ\text{C}$  (Hay et Kemmish) [52].

### **B. Conductivité Thermique**

Le PEEK a une conductivité thermique très faible d'environ  $0,25 - 0,29 \text{ W/m/K}$  (matmatch.com, 2022), ce qui en fait un excellent isolant thermique. Cette propriété est particulièrement bénéfique dans les applications cliniques, notamment pour les prothèses dentaires, car elle protège les tissus sous-jacents des variations thermiques. En comparaison, des matériaux comme le Chrome-Cobalt et le titane sont des bons conducteurs thermiques ( $14,8 \text{ W/m/K}$  pour Co-Cr et  $7,2 \text{ W/m/K}$  pour le titane) (Nicholson et al., 2020), ce qui peut causer des inconforts pour le patient. La conductivité thermique du PEEK est similaire à celle des résines composites ( $1,09 \text{ W/m/K}$ ), du PMMA ( $0,2 \text{ W/m/K}$ ) et des tissus dentaires ( $0,92 \text{ W/m/K}$  pour l'émail) (Chaput et Faure, 2019) [50].

#### **2.2.3 Stabilité chimique du PEEK (Polyétheréthercétone)**

Le PEEK (Polyétheréthercétone) est un polymère thermoplastique stable chimiquement, il est donc peu réactif [50].

Cette stabilité est principalement due à sa structure chimique unique, qui associe des anneaux aromatiques liés par des groupes éther et cétone. Ces liaisons créent une résonance électronique, favorisant une délocalisation des électrons et offrant ainsi une résistance accrue à la dégradation chimique, thermique et post irradiations [52].

Le PEEK est réputé pour sa résistance aux solvants, à l'exception de l'acide sulfurique concentré [54].

Ce polymère reste stable même sous des conditions de températures extrêmes (jusqu'à  $260^\circ\text{C}$ ) et en présence de vapeur d'eau, ce qui le rend parfaitement adapté pour des applications biomédicales, où la stérilisation et l'exposition à des fluides corporels pendant plusieurs années sont des impératifs. Son faible taux de solubilité dans l'eau ( $0,5 \%$ ) témoigne également de sa stabilité dans des environnements aqueux, un atout majeur dans les implants médicaux [52].

Le PEEK se distingue par une absorption d'eau extrêmement faible, ce qui garantit une excellente stabilité dimensionnelle [50].

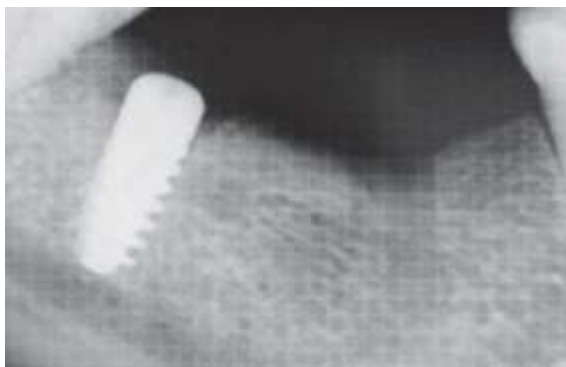
En dépit de son faible taux d'absorption d'eau, des composites renforcés de fibres de carbone peuvent connaître une légère infiltration d'eau, surtout au niveau des interfaces entre le polymère et les renforts. Cette absorption d'eau se fait via un processus de diffusion exponentielle et pourrait entraîner un gonflement différentiel entre les composants, mais l'impact sur les propriétés mécaniques globales reste négligeable [52].

En termes de résistance à l'hydrolyse, le PEEK est particulièrement performant plus résistant que le titane. Des études ont démontré que le PEEK reste stable lorsqu'il est exposé à des environnements biologiques artificiels, comme la salive ou l'urine, à différents pH. En dépit de cette stabilité, des composites comme le CFR-PEEK (PEEK renforcé de fibre de carbone) montrent une légère dégradation de leurs propriétés mécaniques sous forte absorption de fluides [54].

#### **2.2.4 Stabilité aux Rayonnements et Radio-opacité du PEEK**

Le PEEK est un matériau extrêmement résistant aux rayonnements, grâce à sa structure chimique aromatique qui permet une recombinaison rapide des radicaux libres générés lors de l'irradiation. Il peut supporter des doses de rayonnement allant jusqu'à 600 kGy, ce qui le rend adapté à la stérilisation gamma. Il reste stable après plusieurs cycles de stérilisation sans altération significative de ses propriétés mécaniques [52].

Concernant la radio-opacité, le PEEK pur est radio transparent, ce qui permet une meilleure visibilité des tissus adjacents sur les radiographies [50]. Toutefois, cette radio-transparence peut aussi rendre difficile l'analyse radiographique des implants en PEEK, bien qu'elle permette de visualiser des problèmes comme des excès de ciment sous les couronnes [54].



*Figure 26: implant en titane en position 47 et implant en PEEK en position 46 invisible radiographiquement (Marya et al., 2011) [50].*

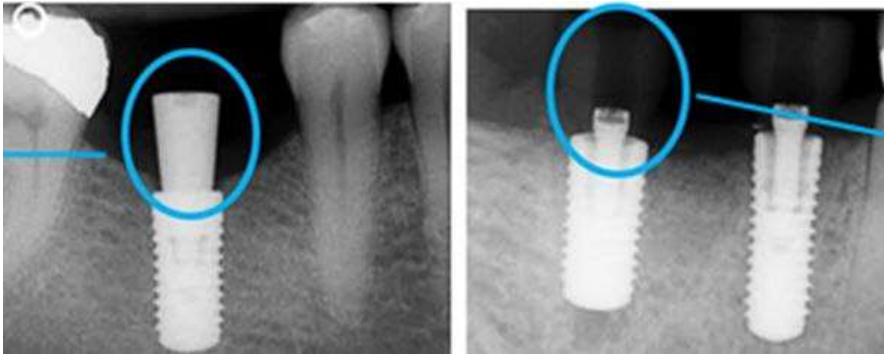


Figure 27 : piliers implantaires de cicatrisation en titane (à gauche), et en PEEK (à droite) [2].

### 2.2.5 Propriétés Esthétiques et Optiques du PEEK

Le PEEK est un matériau ayant une excellente aptitude au polissage, avec une rugosité de surface très faible ( $R_a$  de  $0,139 \mu\text{m}$  en moyenne). Cela réduit l'adhésion des biofilms bactériens, évite les colorations et améliore le confort en bouche, bien qu'il puisse poser des défis pour le collage en raison de cette rugosité faible [50].

Esthétiquement, le PEEK présente une teinte naturelle beige foncé à brune qui peut se transformer en gris lorsqu'il est cristallin. Il est faiblement translucide, ce qui le rend moins adapté aux applications nécessitant une esthétique élevée. Cependant, il peut être facilement modifié par collage de résines composites ou en ajoutant des charges de céramique pour améliorer son apparence. Comparé aux alliages métalliques, il reste plus esthétique [50].

Le PEEK est également stable en couleur, se décolorant moins que les résines composites ou le PMMA en raison de facteurs externes tels que le tabac ou l'alimentation [50].



Figure 28 : Armature de bridge en PEEK [64].

## 2.3. Propriétés biologiques

### 2.3.1 Biocompatibilité et Bio activité

Le PEEK est un matériau chimiquement très stable, apolaire, dont la surface inerte ne réagit pas avec son environnement. [50].

Il présente une bonne biocompatibilité in vitro et in vivo, ne provoquant ni effets toxiques, mutagène, ni d'inflammation cliniquement significative et Il est non allergène [2].

Les tests de cytotoxicité menés par Morrison et al. Ont confirmé que le PEEK ne présentait aucun signe de toxicité, au contraire de certains autres matériaux comme les résines époxy [52].

D'après Chen et al, le PEEK offre une meilleure protection du ligament parodontal grâce à une meilleure dispersion des forces masticatoire [55].

Bien qu'excellent sur le plan de la tolérance biologique, le PEEK demeure faiblement bioactif, limitant ainsi ses capacités d'ostéo-intégration en implantologie (Rocchi, 2016) [50].

Actuellement, deux stratégies majeures ont été utilisées pour améliorer la bio activité du PEEK, incluant la modification de l'état de surface et l'intégration de matériaux composites [54].

La première consiste en un traitement de surface afin d'améliorer la porosité et la mouillabilité du matériau. Différents procédés existent comme la sulfonation du PEEK à l'acide sulfurique  $H_2SO_4$  ou encore par spray de plasma [54].

La seconde stratégie consiste en une intégration de matériaux ostéo-conducteurs comme des fibres de carbone, fibres de verre ou de l'hydroxyapatite [54].

Ces matériaux bioactifs se lient spontanément à l'os et sont déjà utilisés comme substitut osseux avec de nombreuses applications cliniques [54].

### 2.3.2 Colonisation Bactérienne

La composition chimique d'un matériau, la rugosité et l'énergie libre de surface influencent fortement l'adhérence bactérienne (Liu et al., 2022). Le PEEK, lorsqu'il est correctement poli, présente une rugosité très faible et, de par sa nature chimique, ne constitue pas un substrat favorable à l'adhésion bactérienne. D'Ercole et al. (2020) ont mis en évidence ses propriétés antiadhésives et antibactériennes, notamment contre *Streptococcus oralis*, en comparaison avec le titane. De même, Hahnel et al. (2015), dans une étude in vitro, ont constaté que la formation de biofilm sur le PEEK et le PMMA était comparable, voire inférieure, à celle observée sur la zircone ou le titane. Toutefois, son caractère hydrophobe lié à une faible énergie de surface peut favoriser la colonisation par des micro-organismes eux-

mêmes hydrophobes, tels que *Candida albicans*, acteur principal de la stomatite prothétique (Hirasawa et al., 2018 ; Liu et al., 2022), ce qui constitue un paramètre à ne pas négliger [50].

### 3. Comparaison avec les polymères couramment utilisés

Dans le domaine de la dentisterie moderne, le choix des matériaux pour les prothèses dentaires est crucial pour garantir à la fois fonctionnalité, durabilité et esthétique. Parmi les options disponibles, le PEEK (Polyétheréthercétone), les métaux, la zircone et les résines composites se distinguent par leurs propriétés uniques et leurs applications spécifiques. Chacun de ces matériaux présente des avantages et des inconvénients qui doivent être soigneusement évalués en fonction des besoins cliniques et des attentes des patients. Cette partie de l'étude vise à comparer ces matériaux en mettant l'accent sur leurs performances mécaniques, leur biocompatibilité, leur résistance à l'usure, leur esthétique et leur coût. L'objectif est de fournir une analyse détaillée permettant aux professionnels de santé et aux patients de faire un choix éclairé, en tenant compte des spécificités de chaque matériau et des exigences individuelles :

Tableau 1: comparaison de PEEK avec les autres polymères couramment utilisés.

Critère	PEEK	Métaux	Zircone	Résines Composites
Légèreté	Très léger (1,3 g/cm <sup>3</sup> )	Lourds (acier : ~7,8 g/cm <sup>3</sup> , titane : ~4,5 g/cm <sup>3</sup> ), Cobalt chrome [8,3 à 9,2 g/cm <sup>3</sup> ]	Lourd (~6 g/cm <sup>3</sup> )	Léger, mais moins résistant
Résistance à l'usure	Excellente résistance à l'usure et préserve mieux les dents antagonistes	Sujets à l'usure et à l'abrasion (nécessitent des traitements de surface pour éviter la libération des particules en bouche)	Résistante à la corrosion, mais fragile face aux chocs Usure des dents opposé	Risque de vieillissement et d'usure (c'est le point faible des composites)

Biocompatibilité	Biocompatible, pas de réactions allergiques	Certains métaux (titane) biocompatibles, mais d'autres (acier) allergènes	Biocompatible avec risque rare d'allergie	Biocompatibles, mais peuvent libérer des composés nocifs
Résistance thermique	Supporte jusqu'à 260°C en continu	Résistants à la chaleur, mais sujets à la corrosion	Résistante à la chaleur, mais sujette aux fractures thermiques	Limitées à ~150°C
Résistance mécanique	Excellente résistance à la traction, flexion, usure et aux chocs	Très résistants, mais rigides et lourds	Très dure, ténacité a la fracture limitée	Résistance variable, moins durable Risque d'usure
Adhésion aux résines composites	Meilleure adhésion (13,96 MPa), stable après thermocyclage	Adhésion limitée, nécessite des traitements de surface	Adhésion faible (11,96 MPa), interface fragile avec les veneers	Adhésion limitée à elles-mêmes et aux autres matériaux
Esthétique	Opaque et gris, mais peut être recouvert de résines composites	Non esthétiques (couleur métallique)	Blanche et esthétique ; difficulté d'harmoniser les teintes	Esthétiques, mais moins durables
Facilité d'usinage	Facile à usiner et à façonner en formes complexes	Usinables, mais coûteux et complexes à travailler	Difficile à usiner, nécessite des techniques spécialisées	Faciles à mouler, mais moins précises'' (Contractions de polymérisation)
Réparabilité	Facile à réparer avec des résines composites	Difficiles à réparer sans remplacer la pièce	Difficile à réparer en cas de fracture	Réparables, mais moins résistantes après réparation

Durabilité	Résistance à l'usure exceptionnelle, stable à long terme	Durables, mais sujets à la corrosion et à la fatigue	Durable, mais fragile et sujette aux fractures	Moins durables, sensibles à la dégradation
Coût	Coût élevé, mais justifié par ses performances [50]	Coût variable, souvent élevé (traitements de surface) [50]	Coût élevé (techniques de fabrication spécialisées) [57]	Coût modéré, mais moins performantes [50,56]

## 4. Applications de PEEK en odontologie

### 4.1 En prothèse dentaire

#### 4.1.1 Le PEEK en prothèse dentaire fixe

Le PEEK (polyétheréthercétone) se distingue en dentisterie par ses qualités biomécaniques exceptionnelles. Sa légèreté, sa biocompatibilité et sa résistance mécanique en font un matériau prometteur pour les restaurations fixes. Grâce à son module d'élasticité faible, il absorbe efficacement les contraintes occlusales, limitant ainsi les risques de fractures et préservant les structures dentaires [58,59,60]. Disponible en fabrication usinée par CAD/CAM ou pressée sous vide [59], il offre une grande précision, bien que son adhésion aux composites nécessite des traitements de surface spécifiques comme le sablage ou l'activation chimique [58].

En prothèse conjointe, il est couramment utilisé pour les couronnes et armatures de bridges, souvent recouverts de résine composite afin d'améliorer l'esthétique [60]. Son aspect plus naturel que les alliages métalliques et sa bonne intégration biologique avec les tissus buccaux constituent des atouts majeurs [58]. Cependant, sa teinte brun-grisâtre limite son usage en restauration monolithique, imposant l'ajout d'un revêtement composite pour un rendu optimal [61]. Les études cliniques révèlent une excellente adaptation marginale et une durabilité satisfaisante, particulièrement lorsque le matériau est renforcé par des fibres [60]. Il représente ainsi une alternative crédible pour les patients allergiques aux métaux [62], bien que des ajustements restent nécessaires pour améliorer son adhésion aux composites et son esthétique [61].

#### A. Le PEEK en Prothèse Fixe Temporaire

Les prothèses temporaires jouent un rôle essentiel dans la transition vers une solution définitive. Leur fonction est de protéger les dents préparées tout en assurant une esthétique et une fonctionnalité satisfaisantes. Longtemps dominé par des matériaux comme le PMMA et la

résine bis-acrylique, ce domaine bénéficie désormais des avancées des technologies CFAO et impression 3D, favorisant l'introduction du PEEK [2].

Grâce à sa flexibilité et sa légèreté, ce polymère réduit les contraintes au niveau du collage, diminuant ainsi les risques de décollement. Zoidis P. et al. (2016) ont réalisé un bridge collé en PEEK à 3 pontiques en tant que prothèse de temporisation après pose de 2 implants dans le secteur antérieure mandibulaire ce dernier conçu numériquement et fixé par ciment-résine, restait stable pendant quatre mois, sans signe de dégradation ou d'altération esthétique [2, 50].



*Figure 29: réalisation d'un bridge collé temporaire en PEEK (Zoidis et Papathanasiou, 2016) [50].*

### **B. Vers une Utilisation en Prothèse Fixe Définitive**

D'abord destiné aux restaurations provisoires, le PEEK suscite un intérêt croissant pour les prothèses fixes définitives, notamment en raison de sa résistance aux chocs et de sa flexibilité. Son utilisation se développe particulièrement chez les patients souffrant du bruxisme, où les céramiques, trop rigides, peuvent entraîner une usure excessive des dents opposées. Zoidis P. et al. (En 2017) ont présenté un rapport de cas décrivant la fabrication de trois couronnes unitaires à un patient bruxomane [2].

Niem T. et al. (En 2019) ont évalué la résilience et la ténacité de matériaux utilisés en prosthodontie et produits par CFAO. La résilience est l'aptitude d'un matériau à résister aux chocs, tandis que la ténacité est sa capacité à résister à la propagation d'une fissure. 10

matériaux de restauration représentatifs de 3 applications cliniques différentes (bridge à 3 unités / couronne-onlay / prothèse provisoire) ont été utilisés. La catégorie « bridge à 3 éléments » comprenait les matériaux suivants : PEEK, alliage d'or, zircone, et vitrocéramique au disilicate de lithium. Des échantillons en forme de barres ont été fabriqués identiquement dans chaque matériau, et stockés dans de l'eau distillée pendant 24 heures. Puis chaque échantillon a été chargé jusqu'à rupture dans un essai de flexion en 3 points avec une machine d'essai universelle. Puis la résistance à la flexion, le module de ténacité et le module de résilience ont été calculés. Le PEEK n'a pas présenté de rupture lors des tests, empêchant la mesure de son module de ténacité, ce qui témoigne de sa grande résistance. Bien que l'alliage à haute teneur en or ait montré la meilleure capacité à dissiper l'énergie, le PEEK a révélé une excellente déformation élastique. Grâce à sa biocompatibilité, sa résistance à l'abrasion proche de celle de la dentine et son effet d'amortissement, il apparaît comme un matériau prometteur, notamment pour les patients ayant des habitudes para fonctionnelles [2].

L'efficacité du PEEK a également été évaluée dans le domaine des endo-couronnes, destinées aux dents postérieures dévitalisées. Ghajghouj O. et al. (En 2019) ont quant à eux mesuré la résistance à la rupture d'endo couronnes selon la profondeur de la cavité, le matériau de restauration, et le ciment utilisé. Les endo-couronnes en PEEK avaient une résistance à la rupture plus élevée que le disilicate de lithium et la vitrocéramique renforcée en zircone. Le PEEK pourrait ainsi, mieux que d'autres matériaux céramiques, amortir les forces occlusales protégeant alors davantage les structures dentaires [2].



Figure 30: cas clinique d'endo couronne en PEEK sur molaire dévitalisée (source : Zoidis et al., 2017) [50].

**Cas clinique [2] :**

Au cours de l'année 2020, un cas clinique a été réalisé au CHU de Nice avec les Docteurs Leforestier et Laplanche. Il s'agissait d'un patient de 45 ans souffrant de bruxisme avec contractions des muscles masticateurs. À la mâchoire supérieure, il présentait des couronnes céramo-métalliques sur toutes les dents, à l'exception des dents 18, 17, 27 et 28, absentes. À la mandibule, toutes les dents présentaient une usure occlusale marquée.



*Figure 31 : vues occlusales maxillaire et mandibulaire du patient [2]*

À la suite de l'extraction de la dent 15 en 2019 pour cause de lésion endo-parodontale, et en raison du bruxisme et des contraintes financières du patient, une solution implantaire n'a pas été retenue. Un bridge dentoporté à trois éléments (14-15-16) en PEEK a été choisi, en tenant compte de l'engagement du patient dans une prise en charge cognitivo-comportementale visant à réduire ses habitudes para fonctionnelles.

Après cicatrisation, les préparations corono-périphériques sur les dents piliers ont été retouchées, puis une empreinte optique a été réalisée. Un bridge provisoire en résine PMMA a été scellé en bouche. Le bridge définitif, usiné en PEEK par le laboratoire DCM, a d'abord été réalisé sans revêtement. Bien que peu esthétique, il a été bien toléré.



*Figure 32 : essai de l'armature [2].*

Un second bridge, cette fois-ci avec revêtement composite, a ensuite été conçu. L'infrastructure en PEEK a été sablée à l'alumine pour optimiser l'adhésion du composite, le

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



Figure 33 : vues latérales et occlusale du bridge avec stratification composite [2]

#### 4.1.2. Le PEEK en PPA

Le PEEK (Polyéther-éther-cétone) se distingue comme une alternative intéressante aux armatures métalliques des prothèses amovibles partielles grâce à ses propriétés biomécaniques et esthétiques. Issu des technologies CAO/FAO, il offre une solution légère, biocompatible et non allergène, sans goût métallique ni conductivité thermique, améliorant ainsi le confort du patient [59,61,63].

Sa faible adhérence à la plaque dentaire contribue à une meilleure hygiène bucco-dentaire et limite les contraintes exercées sur les dents piliers, préservant ainsi leur santé parodontale [63].

Toutefois, La rétention du crochet en PEEK est nettement plus faible que celle du chrome cobalt (6,45 à 18,36 N contre 21,78 à 65,37 N en fonction des différentes contre-dépouilles) selon l'étude faite par Tribst et al, 2020 [64]. La géométrie du crochet peut influencer ces valeurs selon Peng et al, 2019 [64], et des adaptations sont possibles pour améliorer ses performances, notamment avec le BioHPP, une version enrichie en céramique, qui améliore la résistance et la stabilité du matériau [58].

Concernant le châssis en PEEK, Chen et al, 2019, mènent une étude in-vitro pour évaluer la distribution des forces de mastication sur les tissus de support en fonction de châssis de 3 matériaux différents : titane, chrome-cobalt et PEEK. Les auteures notent que La déformation du châssis en PEEK est supérieure à celle des châssis en titane et chrome cobalt, surtout dans les zones les plus postérieures. La muqueuse peut donc être plus comprimée par endroits, ce qui à terme peut aboutir à des résorptions [64].

Le relargage d'ions métalliques et le faible rendu esthétique sont des problèmes liés à l'utilisation des infrastructures métalliques des PPA, ces problèmes sont surmontés par l'utilisation du PEEK notamment pour les crochets situés en zones esthétiques [50].

Néanmoins, des études supplémentaires restent nécessaires pour améliorer ses propriétés mécaniques et garantir sa durabilité face aux matériaux conventionnels.



Figure 34: Photos intra-buccales de la prothèse amovible partielle à infrastructure PEEK (source : Zoidis et al., 2016) [50].

#### 4.1.3. PEEK en restauration corono-radulaire

Le PEEK est un biomatériau prometteur en dentisterie, notamment pour les restaurations corono-radulaires (RCR) cela a été confirmé en 2020 par Lalama et al [50].

En 2021, Ibrahim et al. ont comparé des tenons en titane, en fibres de verre et en PEEK, en analysant la forme de tête optimale pour limiter les contraintes sur les structures dentaires. Avec une tête sphérique, le tenon en PEEK a généré les contraintes les plus faibles sur la dentine et le ciment de scellement, suivi par celui en fibres de verre, puis en titane. Cette répartition des contraintes est attribuée au module d'Young du PEEK, proche de celui des tissus dentaires, ce qui réduit le risque de fracture radiculaire par rapport aux matériaux plus rigides [50].



Figure 35: Choix de la forme de la tête du tenon afin de répartir au mieux les contraintes, la tête sphérique est la plus appropriée pour le PEEK. (Source : Ibrahim et al., 2021) [50].

Les études utilisant la méthode des éléments finis montrent que le PEEK assure une répartition homogène des contraintes, réduisant le stress sur la racine et favorisant la préservation des structures dentaires [50].

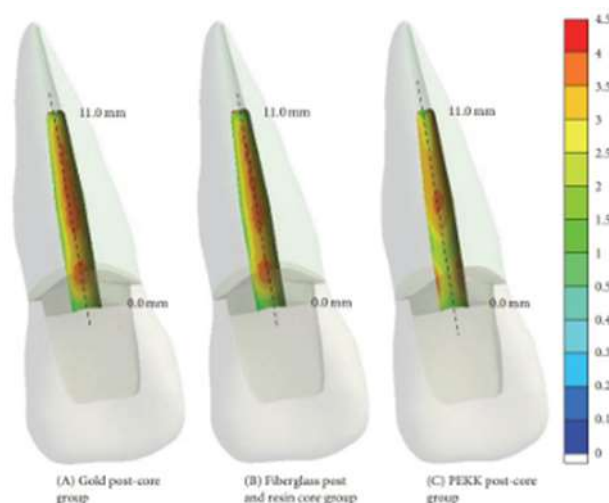


Figure 36: *Vue en coupe coronale du profil de distribution des contraintes au niveau de l'interface dentine/ciment (Lee et al, 2017) [65].*

Les défaillances observées en PEEK sont principalement liées à des descellements, sans fracture radiculaire, conséquence d'un faible module de Young et d'une interface de collage fragilisée par l'inertie de surface du matériau [65].

Ces résultats sont confirmés par une étude d'Ozarslan et al. (2021), qui explore l'influence des dimensions (longueur et diamètre) sur la résistance à la fracture pour des ancrages en PEEK, zircone et fibre de verre. Le PEEK présente les valeurs les plus faibles, sans variation significative selon les dimensions. Sur le plan des modes de fracture, plus de 85 % des échecs en PEEK sont réparables, dont une grande part correspond à des descellements simples [65].

La déformabilité du PEEK, liée à son faible module d'élasticité, semble bénéfique pour limiter les fractures radiculaires, mais elle accroît en contrepartie le risque de désunion au niveau du joint de ciment, par micro-fuites ou perte d'adhésion [65].

Enfin, les études comparatives de Nahar et al en 2020 entre différents matériaux de tenons révèlent que les tenons en PEEK, notamment ceux renforcés en fibres de carbone (CFR-PEEK), offrent des performances similaires aux composites fibrés tout en améliorant la répartition des contraintes [50].



*Figure 37 : Cliché rétro-alvéolaire d'une incisive latérale maxillaire droite traitée endodontiquement et restaurée avec un ancrage corono-radicaire en PEEK et une couronne en disilicate de lithium (Zoidis, 2021) [65].*

#### **Adhésion et protocole de collage : [65]**

Le PEEK, par sa structure chimique aromatique, présente une surface inerte et peu réactive, entraînant une adhésion initiale quasi nulle avec les résines de collage. Ce défaut d'adhérence constitue un frein majeur à son utilisation en tant que matériau de restauration. Face à ce constat, de nombreuses recherches ont été menées pour optimiser les traitements de surface, tant mécaniques que chimiques, dans le but d'améliorer la force d'adhésion.

Divers traitements de surface ont été évalués pour améliorer l'adhésion au PEEK, parmi lesquels le sablage à l'alumine, le laser, le plasma et le mordantage à l'acide sulfurique. Le sablage, seul ou combiné au laser, permet d'atteindre des valeurs d'adhésion cliniquement acceptables (>10 MPa) selon Ates et al. (2018), tandis que Zhou et al. (2014) soulignent l'efficacité supérieure du traitement chimique.

Néanmoins, les résultats restent hétérogènes, certaines études rapportant des valeurs faibles malgré un traitement de surface, ce qui met en lumière l'influence du protocole et du choix de l'adhésif. Les colles auto-adhésives seules sont peu efficaces. Les meilleurs résultats sont obtenus avec des adhésifs contenant du MMA (Visio.link) ou du 10-MDP (Scotchbond Universal), contrairement à ceux sans agent fonctionnel.

Les observations microscopiques montrent une modification favorable de la surface après traitement, corrélée à une meilleure intégration adhésive (ruptures mixtes). Les attaques

acides montrent une efficacité accrue *in vitro*, bien que certaines études isolées donnent l'avantage au sablage.

Enfin, les ancrages en PEEK présentent une résistance à la traction supérieure, malgré un taux de rupture adhésive plus élevé (Benli et al., 2020).

En conclusion, le sablage à l'alumine 50  $\mu\text{m}$  associé à un adhésif fonctionnel (MMA ou 10-MDP) constitue la solution la plus fiable à ce jour. L'acide sulfurique, bien que très performant, reste limité par sa toxicité.

Des études futures pourraient explorer des alternatives moins corrosives, comme l'acide fluorhydrique. Le PEEK, bien qu'innovant et prometteur, nécessite donc encore une optimisation du protocole de collage pour exploiter pleinement son potentiel en clinique.

Par ailleurs, l'adhésion ne dépend pas uniquement du traitement de la surface prothétique : la préparation du moignon dentinaire joue également un rôle non négligeable dans la réussite du collage.

#### **4.2. En Implantologie :**

Le PEEK (polyarylétheréthercétone) est un polymère difficile à synthétiser en raison de son inertie chimique et de son insolubilité dans les solvants conventionnels. Sa transformation en implants chirurgicaux nécessite des températures élevées et des solvants spécialisés, entraînant un coût de production élevé. À la fin des années 1970, les avancées dans les techniques de fabrication ont permis son utilisation dans des applications industrielles et médicales [66].

En Implantologie, le PEEK renforcé de fibres de carbone (CFR-PEEK) est privilégié pour sa haute résistance mécanique. Bataineh et al ont utilisé des modèles tridimensionnels (3D) d'implants dentaires conçus à partir d'un scanner tomodensitométrique afin d'étudier la distribution des contraintes dans l'os péri-implantaire pour deux matériaux d'implants différents : le PEEK renforcé de fibres de carbone (CFR-PEEK) et le titane. Les résultats de l'analyse n'ont révélé aucune différence significative dans le schéma de distribution des contraintes à l'interface implant-os entre les modèles étudiés. Tandis que le PEEK non modifié présente une faible ostéointégration, limitant son ancrage osseux, cela a été confirmé par Ortega-Martinez et al qui ont rapporté que les piliers en titane ont obtenu de meilleurs résultats dans tous les tests mécaniques [67].

Pour améliorer son adhésion, des revêtements ostéoconducteurs (titane, hydroxyapatite) sont appliqués, notamment via la projection thermique par plasma, une technique efficace qui préserve sa résistance mécanique [58].

Le module d'élasticité faible du PEEK, proche de celui de l'os humain, permet de réduire le stress shielding comparé au titane [68]. Cependant, sa bio-inertie et son hydrophobie nécessitent des modifications de surface pour optimiser son interaction avec l'os [67, 68]. Différentes approches ont été explorées, comme les revêtements bioactifs (hydroxyapatite, TiO<sub>2</sub>, carbone amorphe) et les traitements de surface (plasma, sulfonation, greffage chimique) [2, 67]. L'ajout de nanoparticules bioactives et le développement de composites PEEK- TiO<sub>2</sub> améliorent également son ostéoconductivité [61].

Le PEEK est principalement utilisé pour les piliers provisoires [59], réduisant les contraintes mécaniques exercées sur l'implant [61]. L'étude de Hahnel et al. montre que la formation de biofilm sur PEEK est inférieure à celle sur titane, zircone et PMMA [54].



*Figure 38: Pilier provisoire droit AlphaBio France [54].*

Malgré ces défis, le PEEK représente une alternative intéressante, notamment pour les patients allergiques aux métaux, offrant une meilleure esthétique notamment en cas de biotype fin [2], et une biocompatibilité accrue [59]. Cependant, des études cliniques supplémentaires sont nécessaires pour confirmer son efficacité à long terme et valider son adoption comme matériau standard en implantologie dentaire [68].

#### **4.3. En Orthodontie :**

Le PEEK (Polyétheréthercétone) est un polymère haute performance qui suscite un intérêt croissant en orthodontie grâce à ses propriétés mécaniques et esthétiques.

Son utilisation, combinée aux nouvelles technologies de fabrication numérique (CAO/FAO), pourrait révolutionner encore davantage les pratiques orthodontiques dans les années à venir.

### 4.3.1. Fils orthodontiques en PEEK

Traditionnellement, les fils orthodontiques sont fabriqués à partir d'alliages métalliques comme l'acier inoxydable, le nickel-titane ou le titane-molybdène. Toutefois, ces matériaux présentent des inconvénients, notamment des interférences lors des IRM et un manque d'esthétique [69].

Maekawa M. et al (en 2015), ont comparé trois types de polymères (PEEK - polyéther sulfone PES - polyvinylidène difluorure PVDF) en tant que fils orthodontiques. Le PEEK avait les valeurs de résistance à la flexion et au fluage (déformation irréversible d'un matériau soumis à une contrainte prolongée) les plus élevées, tout en conservant des valeurs d'absorption hydrique faibles et des qualités esthétiques. Toutefois, pour égaler les résistances mécaniques des fils métalliques, le fil en PEEK devait avoir une épaisseur proche du double. En effet, à force orthodontique égale, le fil en PEEK avait une section transversale de 1,0 x 1,0mm, contre 0,4 x 0,55mm pour le fil en nickel-titane. Le PEEK aurait donc une meilleure résistance mécanique que d'autres polymères, mais nécessite d'être plus épais que les fils métalliques pour être efficace [2].

Le PEEK représente une alternative esthétique aux fils métalliques tout en offrant une résistance orthodontique comparable. Certains fils métalliques sont même recouverts d'une gaine en PEEK, réduisant ainsi la friction tout en conservant la résistance des alliages métalliques [69].



Figure 39: fils orthodontiques en PEEK (source : Vasavi et al., 2021) [50].

### 4.3.2. Contentions orthodontiques en PEEK :[69]

Le PEEK est également exploré pour les contentions orthodontiques fixes, qui sont essentielles pour éviter les récives après un traitement. Il présente plusieurs avantages :

- Bonne adhésion au composite après un traitement de surface simple
- Moins de déformations et meilleure résistance aux fractures

- Confort accru pour le patient par rapport aux fils métalliques.

Une étude menée par Kadhum et al, A évalué l'efficacité du polyétheréthercétone (PEEK) en tant que fil de contention orthodontique fixe. Trois fils distincts ont été comparés à travers trois tests : deux mesuraient la force de décollement et la déflexion du fil à partir de blocs en acrylique et de dents bovines, et un test évaluait la force d'arrachement à partir des mêmes supports.

Les auteurs ont conclu que, lorsqu'ils sont collés avec des plots de composite de 4 mm, les fils ronds en PEEK de 0,8 mm présentent des performances comparables aux contentions métalliques conventionnelles en termes de décollement et de force d'arrachement. Un sablage à l'air pendant 10 secondes à 3,5 MPa permettait une adhésion satisfaisante du composite au fil.

Cette étude a mis en évidence le potentiel du PEEK comme dispositif de contention fixe permettant une meilleure stabilité post-traitement. Il s'agissait également de la première étude à avoir réalisé une expérimentation in vivo pour évaluer les performances du PEEK avec différents traitements de surface en tant que contention fixe. Toutefois, l'utilisation de dents bovines au lieu de dents humaines constitue une limite de l'étude.



*Figure 40: Contention usinée et polie dans un seul bloc de PEEK [70].*

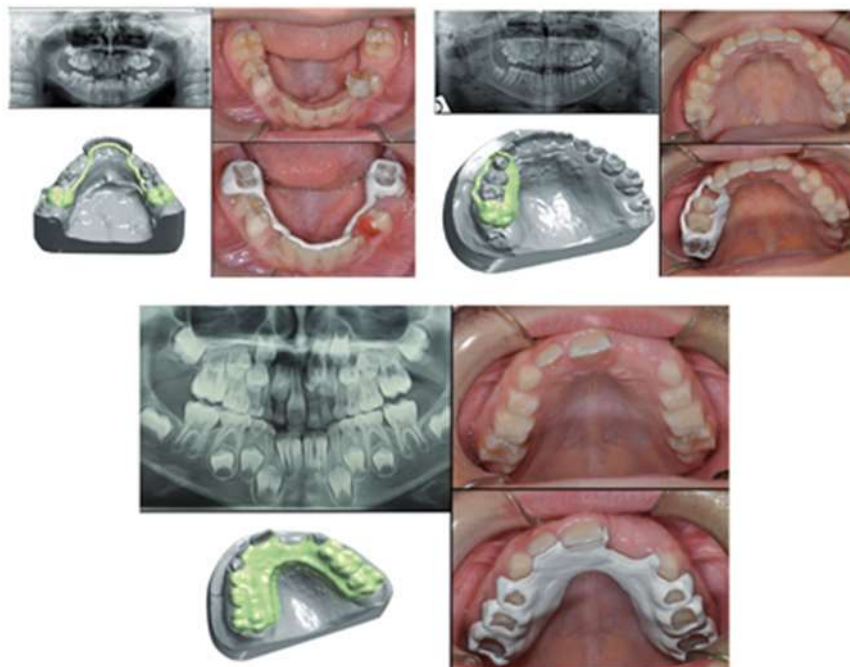
#### **4.3.3. Mainteneurs d'Espacedans en PEEK : Une Solution Idéale en Pédiodontie**

En orthodontie pédiatrique, les mainteneurs d'espace sont utilisés pour préserver l'alignement des dents après une perte prématurée de dents temporaires. Le PEEK se révèle être un matériau de choix pour ces dispositifs grâce à :

- Une meilleure adaptation aux besoins des jeunes patients (absence de sensation de métal en bouche) [69].
- Une surface lisse et biocompatible, réduisant le risque d'accumulation de plaque [69].
- Une bonne tolérance et stabilité clinique sur le long terme [69].

- Une meilleure apparence que les dispositifs traditionnels en métal, bien que l'épaisseur reste supérieure à ceux-ci [50].

Une étude réalisée par Ierardo et al 2017, au sein du service de pédodontie de l'université de Rome a porté sur l'utilisation de mainteneurs d'espace chez des enfants de 8 à 10 ans, présentant une perte prématurée de dents temporaires ou nécessitant un traitement interceptif. Trois types de mainteneurs ont été évalués : l'arc lingual, la bande en boucle et la plaque amovible [50].



*Figure 41: conception et vues intra-buccales des différents mainteneurs d'espace en PEEK (source : Ierardo et al., 2017) [50].*

Après neuf mois d'utilisation, les mainteneurs d'espace en PEEK restent intacts sans fractures ni décollements, assurant ainsi une excellente efficacité clinique [69].

#### **4.4. Réhabilitation maxillo-faciale**

Le polyétheréthércétone (PEEK) s'impose aujourd'hui comme une solution prometteuse dans la fabrication des prothèses maxillo-faciales obturatrices. Parce qu'il est facile à travailler, inerte et non poreux, le PEEK se présente comme matériau alloplastique idéal pour la reconstruction maxillo-faciale [50].

Une étude menée par Costa-Paulau et al. (2014) met en évidence les bénéfices du PEEK dans la prise en charge d'un patient présentant une perte de substance Centro-maxillaire avec communication sinusienne. Dans ce cas clinique, un obturateur creux a été conçu à l'aide d'un

logiciel de modélisation numérique, puis usiné avec une machine de fraisage à 5 axes. L'utilisation du PEEK a permis de fabriquer une prothèse sur-mesure, parfaitement adaptée à l'anatomie du patient [71].



Figure 42 : prothèse maxillo-faciale en PEEK (Costa-Paulau et al, 2014) [50].

Les résultats cliniques ont confirmé plusieurs avantages significatifs. D'une part, une bonne maturation des tissus mous péri-prothétiques a été observée, indiquant une excellente tolérance biologique du matériau. D'autre part, le patient a rapporté une amélioration du confort, attribuable à la légèreté et à l'ergonomie de la prothèse en PEEK, qui se révèle plus agréable à porter que les dispositifs conventionnels. Par ailleurs, la rétention de la prothèse s'est avérée plus efficace, ce qui constitue un atout majeur pour la qualité de vie du patient [50, 71].

Cependant, l'un des défis majeurs liés à l'utilisation du PEEK en prothèse maxillo-faciale réside dans sa faible adhérence aux résines. Pour pallier ce problème, plusieurs techniques ont été mises en œuvre dans ce cas clinique. Une boîte de rétention a été intégrée dans la conception de l'obturateur afin d'améliorer son ancrage mécanique. De plus, une micro-abrasion aux particules de silice a été réalisée sur la surface du matériau, permettant ainsi une meilleure adhésion avec les composants prothétiques [71].

Malgré quelques limites techniques, notamment un recul clinique encore insuffisant [50], le PEEK présente des caractéristiques particulièrement intéressantes pour la reconstruction maxillo-faciale. Son excellente biocompatibilité, sa faible porosité, ainsi que sa bonne résistance mécanique en font un matériau de choix pour les chirurgiens et les prothésistes. À mesure que les recherches progressent et que les techniques d'optimisation de l'adhérence aux résines se perfectionnent, il est probable que l'utilisation du PEEK se généralise dans le domaine des prothèses maxillo-faciales, offrant ainsi aux patients des solutions toujours plus performantes et confortables.

## **5. Avantages**

Le PEEK (polyétheréthercétone) est un polymère thermoplastique semi-cristallin de la famille des polyaryléthercétone (PAEK). Depuis son introduction dans le domaine médical dans les années 1990, il a gagné en popularité en dentisterie en raison de ses propriétés mécaniques, thermiques et biologiques exceptionnelles. Comparé aux matériaux traditionnels comme les métaux et les céramiques, le PEEK offre une alternative légère, biocompatible et esthétique. Cependant, malgré ses nombreux avantages, il présente également des limites techniques et économiques qui nécessitent une analyse approfondie. Ce chapitre explore en détail les avantages cliniques, les inconvénients techniques et les perspectives d'avenir du PEEK en dentisterie, en s'appuyant sur des études scientifiques récentes et des données cliniques.

### **5.1. Confort et expérience patient**

#### **5.1.1 Confort accru**

Le PEEK est un matériau léger qui ne transmet pas facilement la chaleur ou le froid. Les patients portant des prothèses ou des implants en PEEK ne ressentent donc pas d'inconfort lié aux variations de température (par exemple, en buvant un café chaud ou en mangeant une glace). Ce confort thermique améliore considérablement leur expérience quotidienne [73,74].

#### **5.1.2 Légèreté des prothèses**

Comparé aux métaux traditionnellement utilisés en dentisterie, le PEEK est beaucoup plus léger. Cette légèreté réduit la sensation de poids dans la bouche, ce qui est particulièrement avantageux pour les patients portant des prothèses amovibles ou des bridges étendus, contribuant ainsi à un meilleur confort et à une meilleure adaptation [73,74].

#### **5.1.3 Reprise rapide des activités normales**

Grâce à sa résistance mécanique et à sa stabilité, les patients peuvent reprendre une alimentation normale peu de temps après la pose de restaurations en PEEK. Ils n'ont pas à craindre que leurs prothèses ou implants se cassent ou se déforment, même sous des forces masticatoires importantes [73,74].

## **5.2. Esthétique et intégration naturelle**

### **5.2.1 Couleur naturelle**

Le PEEK peut être teinté pour correspondre à la couleur des dents naturelles, offrant un résultat esthétique harmonieux. Contrairement aux métaux, qui peuvent donner une apparence grisâtre ou opaque, le PEEK offre une translucidité similaire à celle des dents naturelles [73,74].

### **5.2.2 Stabilité de la couleur**

Le PEEK ne ternit pas et ne se décolore pas avec le temps, même après des années d'utilisation. Par exemple, une couronne en PEEK conservera sa couleur d'origine après 5 ans d'utilisation, contrairement à certains composites qui peuvent jaunir [73,74].

## **5.3. Précision et personnalisation**

### **5.3.1 Compatibilité avec les technologies numériques**

Le PEEK est compatible avec les techniques de CFAO (Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur), permettant la création de restaurations sur mesure avec une précision micrométrique. Par exemple, un bridge en PEEK peut être conçu numériquement pour s'adapter parfaitement à l'anatomie buccale du patient [74].

## **5.4. Protection des tissus et durabilité**

### **5.4.1 Module d'élasticité similaire à l'os**

Le module d'élasticité du PEEK (3,6 GPa) est proche de celui de l'os cortical (10-20 GPa), ce qui permet une répartition optimale des forces masticatoires et réduit le stress sur les gencives et l'os. Par exemple, un implant en PEEK réduit le risque de résorption osseuse par rapport à un implant en titane [74].

### **5.4.2 Résistance à l'usure**

Le PEEK est résistant à l'usure et aux fluides buccaux, garantissant une longue durée de vie des restaurations. Par exemple, une prothèse en PEEK peut durer plus de 10 ans sans montrer de signes d'usure significatifs [74].

## **5.5. Sécurité et biocompatibilité**

### **5.5.1 Biocompatibilité**

Le PEEK est bien toléré par l'organisme et ne provoque pas de réactions allergiques ou de rejets, contrairement à certains métaux comme le nickel. Par exemple, un patient allergique au nickel peut opter pour une restauration en PEEK sans risque de réaction indésirable [50].

### 5.5.2 Radio transparence

Le PEEK est radio transparent, ce qui facilite les examens radiologiques sans nécessiter le retrait des restaurations. Par exemple, un patient portant un implant en PEEK peut subir une IRM sans interférence [50].

## 5.6. Facilité d'utilisation pour les professionnels

### 5.6.1 Usinage précis

Le PEEK est facile à usiner avec les technologies modernes, permettant une fabrication précise et rapide. Par exemple, un laboratoire dentaire peut produire une couronne en PEEK en moins de 24 heures grâce à la CFAO [74].

### 5.6.2 Stérilisation :

Il supporte les procédures de stérilisation à haute température (jusqu'à 300°C) sans perdre ses propriétés mécaniques ou esthétiques [74].

## 6. les limites et inconvénients du PEEK : [50,52,60,75,76]

Malgré ses nombreux avantages, le PEEK présente des limites qui doivent être prises en compte pour son utilisation optimale en dentisterie.

### 6.1. Adhérence limitée et nécessité de traitements de surface :

Le PEEK est biologiquement inerte, ce qui limite sa capacité à se lier aux tissus environnants et aux composites dentaires. Cette inertie peut compromettre l'ostéointégration (intégration à l'os) et l'adhésion aux matériaux de restauration.

- **une ostéo-intégration limitée**

Est l'un des principaux défis associés à l'utilisation de ce matériau en dentisterie, en particulier pour les implants dentaires. L'ostéointégration, c'est-à-dire la capacité d'un matériau à se lier directement à l'os sans formation de tissu fibreux intermédiaire, est cruciale pour le succès à long terme des implants. Malheureusement, le PEEK présente des limitations dans ce domaine en raison de ses propriétés intrinsèques.

- **Adhérence aux composites**

Cette limitation est due aux propriétés intrinsèques du PEEK, qui rendent difficile la création d'une liaison solide et durable avec les matériaux de restauration dentaire, tels que les résines composites. Une couronne en PEEK peut nécessiter un traitement de surface supplémentaire pour améliorer son adhérence à la résine composite.

Des traitements de surface comme le sablage, le plasma ou l'application de couches d'hydroxyapatite sont souvent nécessaires pour améliorer l'adhérence.

## **6.2. Esthétique et propriétés mécaniques**

### **• Esthétique inférieure aux céramiques**

Le PEEK nécessite souvent un recouvrement avec des matériaux esthétiques (ex. résine composite) pour un résultat optimal. Par exemple, une couronne en PEEK peut être recouverte de céramique pour améliorer son apparence.

### **• Limites mécaniques**

Le PEEK pur peut être insuffisant pour certaines applications, nécessitant des modifications (ex. ajout de fibres de carbone). Par exemple, un implant en PEEK pur peut être renforcé avec des fibres de carbone pour augmenter sa résistance.

## **6.3. Radio-transparence et adaptations nécessaires**

### **• Marqueurs radio-opaques**

La radio transparence du PEEK peut nécessiter l'ajout de marqueurs pour le suivi post-opératoire. Par exemple, un implant en PEEK peut être marqué avec un matériau radio-opaque pour permettre son identification sur les radiographies.

## **6.4. Complexité des protocoles de fabrication**

### **• Procédures non standardisées**

Les méthodes de traitement et de finition du PEEK sont encore en développement, entraînant des variations de qualité. Par exemple, un laboratoire peut utiliser différentes techniques de sablage, ce qui peut affecter la qualité finale de la restauration.

## **6.5. Coût élevé**

### **• Prix du matériau**

Le PEEK est plus coûteux que d'autres polymères, limitant son utilisation à des applications spécialisées. Par exemple, le coût d'une couronne en PEEK peut être deux à trois fois supérieur à celui d'une couronne en résine composite.

### **• Coûts de production**

Les températures de traitement élevées (350-400°C) et les équipements spécialisés augmentent les coûts. Par exemple, un laboratoire dentaire doit investir dans des fours haute température pour traiter le PEEK.

## **6.6. Sensibilité aux conditions environnementales**

### **• Dégradation sous les UV**

Le PEEK nécessite des protections contre les UV. Par exemple, une prothèse en PEEK exposée à la lumière du soleil pendant une période prolongée peut se dégrader.

- **Résistance chimique limitée**

Il est sensible à certains solvants et acides concentrés. Par exemple, le PEEK peut être endommagé par l'acide sulfurique concentré.

### 6.7. Impact environnemental

- **Non biodégradable**

Le PEEK est difficile à recycler en raison de sa nature thermoplastique. Par exemple, les déchets de PEEK doivent être traités dans des installations spécialisées.

- **Empreinte écologique**

Les procédés de fabrication sont énergivores et utilisent des ressources non renouvelables. Par exemple, la production de PEEK nécessite des températures élevées et des matières premières dérivées du pétrole.

### 6.8. Collage vs. Scellement du PEEK : Quelle Approche Choisir ?

Tableau 2: Collage / Scellement du PEEK – Méthodes et Efficacité [74,60].

<i>Méthode</i>	<i>Description</i>	<i>Avantages</i>	<i>Inconvénients / Limitations</i>	<i>Efficacité adhesive</i>
Sans traitement	Collage direct sans sablage ni primer	Simple, rapide	Très faible adhésion	<b>Très faible</b>
Sablage (Air-abrasion)	Oxyde d'aluminium 50–110 µm	Augmente la surface d'adhésion	Nécessite un équipement spécifique	<b>Modérée</b>
Acide sulfurique (H <sub>2</sub> SO <sub>4</sub> 98%)	Traitement chimique pendant 30–60 secondes	Crée des microporosités et augmente la rugosité	Très corrosif, manipulation délicate	<b>Élevée</b>
Solution piranha (H <sub>2</sub> SO <sub>4</sub> + H <sub>2</sub> O <sub>2</sub> )	Mélange acide puissant après sablage	Synergie chimique + mécanique	Très dangereux, usage en labo recommandé	<b>Très élevée</b>
Primer (ex: Visio.link®, Signum)	Agent de liaison à appliquer après sablage	Crée un pont chimique entre PEEK et résine	Nécessite une application rigoureuse	<b>Élevée à très élevée</b>

Ciment autoadhésif seul	Type RelyX™ Unicem, sans traitement préalable	Facile à utiliser	Résultats très variables, adhésion faible sans traitement	<b>Faible à modérée</b>
Ciment composite + primer	Ciment résineux avec application de primer spécifique	Excellente adhésion si protocole suivi	Plus complexe, temps opératoire plus long	<b>Très élevée (recommandé)</b>
Methodes mixtes	Sablage + acide + primer + ciment résineux	Combine plusieurs avantages	Plus de temps et précautions requises	<b>Optimale</b>

Le collage du PEEK est la méthode la plus recommandée pour une fixation fiable et durable, à condition de respecter un protocole strict : sablage, traitement chimique de surface, et adhésif spécifique (ex. : Visio.link®, Signum PEEK Bond®).

Le scellement, plus simple, peut être utilisé de façon temporaire ou dans des cas cliniquement moins exigeants, mais il offre une adhésion plus faible à long terme [74].

**Conseil clinique :** Pour optimiser l'adhésion du PEEK, il est conseillé d'associer un sablage à l'alumine, un primer adapter, puis un ciment composite adhésif [74].

---

***Chapitre III :***

***Innovations dans l'utilisation du PEEK  
en odontologie pour palier ses limites***

---

Le polyétheréthercétone (PEEK) est un polymère biomédical de haute performance qui suscite un intérêt croissant en odontologie grâce à ses excellentes propriétés mécaniques et biologiques. À la fois léger, biocompatible et hautement résistant à la fatigue, il constitue une alternative prometteuse aux matériaux conventionnels comme les alliages métalliques et les céramiques. Toutefois, malgré ses nombreux atouts, l'utilisation du PEEK en odontologie présente certaines limites, notamment une adhésion limitée aux structures dentaires, des propriétés esthétiques perfectibles et une faible bio activité.

Pour répondre à ces défis, les avancées scientifiques et technologiques ont conduit au développement de nouvelles stratégies d'optimisation. Parmi celles-ci, on retrouve les modifications de surface, l'incorporation d'agents bioactifs, l'impression 3D et l'élaboration de composites hybrides. Ces approches innovantes permettent d'améliorer les performances du PEEK et d'élargir son champ d'application en odontologie.

Ce chapitre se propose d'examiner ces différentes innovations, en mettant en avant les progrès réalisés pour surmonter les limites du PEEK et renforcer son intégration dans les traitements prothétiques et implantaires [77- 80].

## **1. Amélioration des performances mécaniques et biologiques du PEEK par l'incorporation de fibres et de nanoparticules**

### **1.1 Objectif du renforcement**

#### **1.1.1 Amélioration de la résistance mécanique**

Augmentation de la résistance à la traction et à la flexion : Selon Kurtz et Devine (2007), le module d'élasticité du PEEK peut être augmenté par l'ajout de fibres de carbone, permettant d'atteindre des valeurs proches de celles de l'os cortical ou du titane. Ce renforcement améliore la résistance mécanique du matériau, tout en conservant une certaine flexibilité par rapport aux métaux, ce qui permet d'amortir partiellement les contraintes occlusales, notamment en implantologie.

Réduction de l'usure et de l'abrasion : L'ajout de nanoparticules de zirconium ou d'hydroxyapatite améliore la résistance du matériau à l'abrasion et aux chocs mécaniques, contribuant ainsi à prolonger la durée de vie des dispositifs médicaux fabriqués à partir de ce polymère.

Prévention de la déformation sous charge : L'incorporation de charges minérales stabilise la structure du PEEK en minimisant le risque de déformation sous des contraintes prolongées, ce qui est particulièrement bénéfique pour les prothèses et implants soumis à des forces constantes.

Optimisation du module d'élasticité : L'ajustement du module d'élasticité du PEEK par l'incorporation de renforts spécifiques permet d'obtenir une meilleure compatibilité biomécanique avec l'os, réduisant ainsi les risques de stress shielding et favorisant la stabilité des implants.

### **1.1.2 Amélioration de la bio activité**

Favoriser l'ostéointégration : L'ajout de nanoparticules d'hydroxyapatite dans la structure du PEEK favorise une meilleure adhésion cellulaire et stimule la croissance osseuse autour des implants, ce qui est essentiel pour assurer leur succès à long terme.

Amélioration de l'adhésion cellulaire : Les traitements de surface comme le sablage ou le plasma augmentent la rugosité et l'énergie de surface du PEEK, améliorant ainsi la fixation cellulaire et favorisant son intégration dans les tissus biologiques environnants.

Propriétés antibactériennes accrues : L'incorporation de nanoparticules d'hydroxyapatite dans le PEEK permet d'inhiber la prolifération bactérienne et la formation de biofilms, conférant ainsi au matériau des propriétés antibactériennes intéressantes pour les applications implantaires.

Accélération de la cicatrisation : La modification chimique de la surface du PEEK, par l'ajout de revêtements bioactifs, stimule la régénération osseuse et accélère la cicatrisation des tissus environnants après une intervention chirurgicale [77, 78, 79, 81,82].

## **1.2 Renforcement par fibres**

### **1.2.1 PEEK renforcé par fibres de carbone (CFR-PEEK)**

Le CFR-PEEK (polyétheréthércétone renforcé par des fibres de carbone) est un matériau largement utilisé en médecine, notamment en implantologie orthopédique et dentaire, en raison de ses propriétés mécaniques proches de l'os, de sa biocompatibilité et de sa résistance à la fatigue. Il est employé dans les cages vertébrales, les prothèses fémorales, les vis de fixation osseuse et les implants articulaires. En dentisterie, il représente une alternative aux matériaux métalliques grâce à sa robustesse et à sa capacité à limiter les fractures des implants. De plus, sa transparence aux rayons X, sa compatibilité avec l'IRM et sa stabilité chimique facilitent le suivi post-opératoire et la stérilisation, faisant du CFR-PEEK un matériau prometteur en implantologie [51, 83].

### **1.2.1.1 Propriétés mécaniques du CFR-PEEK**

Schwitalla et al. ont évalué les propriétés mécaniques de différents types de PEEK, en comparant le PEEK non renforcé au PEEK renforcé par des fibres de carbone continues unidirectionnelles. Les essais de flexion en trois points ont montré que le renforcement par fibres de carbone améliore considérablement les performances mécaniques du matériau. Le PEEK non renforcé présentait un module de flexion de 2,73 GPa et une résistance à la flexion de 170,37 MPa. En comparaison, le PEEK renforcé par des fibres de carbone continues unidirectionnelles atteignait un module de flexion de 47,27 GPa et une résistance à la flexion de 1009,63 MPa. Ces résultats démontrent que l'ajout de fibres de carbone augmente fortement la rigidité et la résistance à la rupture du PEEK, ce qui constitue un réel avantage pour les applications dentaires soumises à des contraintes mécaniques élevées.

### **1.2.1.2 Influence des fibres de carbone sur les propriétés mécaniques**

Les PEEK renforcés par des fibres courtes multidirectionnelles (C1-30, C2-30) présentaient des valeurs intermédiaires de module de flexion (entre 4 et 8 GPa) et de résistance à la flexion (autour de 318 MPa).

Les PEEK renforcés par des fibres longues continues (C1-50, C2-50) avaient des performances nettement supérieures. Le C2-50, avec une orientation unidirectionnelle des fibres, avait les meilleures performances.

L'orientation des fibres joue un rôle critique : les fibres unidirectionnelles permettent une résistance optimale dans la direction de la contrainte, tandis que les fibres multidirectionnelles offrent une résistance plus homogène dans plusieurs directions.

### **1.2.1.3 Stabilité du CFR-PEEK en environnement simulant la cavité buccale**

Pour évaluer le comportement du PEEK renforcé dans des conditions proches du milieu buccal, Schwitalla et al. ont incubé des échantillons dans une solution de Ringer à 37°C. Cette solution, composée d'eau et de sels minéraux, permet de simuler les fluides corporels, notamment la salive. Les résultats ont montré que les propriétés mécaniques du CFR-PEEK, en particulier des échantillons C1-50 et C2-50, continuaient de s'améliorer au fil du temps. Après 84 jours d'incubation, le C2-50 atteignait une résistance à la flexion de 941 MPa. Ces données confirment la bonne stabilité du matériau dans un environnement humide à température corporelle, ce qui est un atout pour les applications dentaires à long terme.

#### **1.2.1.4 Applications et perspectives**

Les performances élevées du CFR-PEEK le rendent adapté pour des restaurations dentaires résistantes, notamment en prothèses et implants.

Il peut constituer une alternative aux métaux et céramiques grâce à sa biocompatibilité et son absence d'ionisation métallique.

Son application en dentisterie pourrait être renforcée par une meilleure compréhension du processus de fabrication, qui influence la distribution et l'orientation des fibres de carbone [84].

#### **1.2.2 PEEK renforcé par fibres de verre (GFR-PEEK)**

Le PEEK renforcé par fibres de verre (GFR-PEEK) est étudié pour son application en implantologie dentaire grâce à sa biocompatibilité et à son module d'élasticité plus faible que celui du titane et de la zircone. Cette caractéristique lui permet de mieux répartir les contraintes sur l'os environnant, réduisant ainsi le risque de résorption osseuse.

##### **1.2.2.1 Résistance mécanique du GFR-PEEK**

Les implants en GFR-PEEK présentent une résistance à la compression statique de 256 N pour un diamètre de 4 mm et de 460 N pour un diamètre de 5 mm. De plus, leur limite de fatigue a été estimée à 310 N, indiquant une bonne tolérance aux charges cycliques prolongées, un critère essentiel pour la durabilité des implants en bouche [85].

Par ailleurs, les contraintes maximales enregistrées sur ces implants atteignent 80 MPa, un niveau proche de la limite de résistance du matériau. Cependant, ces valeurs restent inférieures à celles observées pour le PEEK non renforcé, qui présente un risque plus élevé de surcharge mécanique et de fracture [86].

##### **1.2.2.2 Analyse biomécanique et impact sur l'os**

Les analyses par éléments finis ont révélé que les implants en GFR-PEEK induisent des niveaux plus élevés de densité d'énergie de déformation (SED) dans l'os environnant, comparés aux implants en titane et en zircone. Cette propriété pourrait contribuer à réduire l'effet de stress shielding, un phénomène qui entraîne une résorption osseuse due à une répartition inadéquate des contraintes mécaniques [87].

De plus, il a été observé que les implants en GFR-PEEK génèrent des contraintes plus importantes sur l'os cortical que les implants en titane et en zircone, mais ces contraintes restent sous le seuil critique de résistance osseuse. Contrairement au PEEK pur, qui peut

provoquer une contrainte excessive et un risque de fracture osseuse, le GFR-PEEK pourrait favoriser la stimulation osseuse sans surcharge excessive [86].

### **1.2.2.3 Applications cliniques potentielles**

En fonction de leur diamètre, les implants en GFR-PEEK pourraient être adaptés à différentes zones de la cavité buccale :

Implants de 4 mm : adaptés aux dents antérieures, où les forces masticatoires sont plus faibles.

Implants de 5 mm : recommandés pour les dents postérieures, nécessitant une meilleure résistance mécanique.

Ainsi, le GFR-PEEK se présente comme une alternative aux implants métalliques, avec un potentiel accru pour la préservation osseuse et une meilleure compatibilité biomécanique avec l'os [85].

Toutefois, malgré ces résultats prometteurs, son utilisation en implantologie nécessite encore des validations cliniques pour garantir sa durabilité et son efficacité à long terme [86].

### **1.2.3 Comparaison des performances mécaniques des PEEK renforcés vs. PEEK pur**

L'incorporation de fibres dans la matrice du PEEK permet une amélioration significative de ses propriétés mécaniques, particulièrement en implantologie. Plusieurs types de renforts ont été étudiés, notamment :

Fibres de carbone courtes (30 %)

Fibres de carbone continues (>50 %), multidirectionnelles ou unidirectionnelles

Fibres de verre courtes (30 %) (GFR-PEEK)

#### **1.2.3.1. Amélioration du module d'élasticité et de la résistance à la compression**

Les résultats montrent une augmentation significative des performances mécaniques par rapport au PEEK pur :

PEEK pur : module d'élasticité de 2,65 à 3,31 GPa, résistance à la compression de 122,77 MPa.

PEEK + fibres de verre (G-30) : module porté à 8,19 GPa, résistance accrue à 181,88 MPa.

PEEK + fibres de carbone courtes (C1-30, C2-30) : module variant entre 6,26 et 11,28 GPa, résistance atteignant 245,28 MPa.

PEEK + fibres de carbone continues (C1-50, C2-50) : rigidité nettement améliorée, avec un module de 37,24 à 106,71 GPa et une résistance allant jusqu'à 712,67 MPa.

### **1.2.3.2. Influence du type de renfort sur les performances mécaniques**

Fibres de carbone continues (C1-50, C2-50) : Ces renforts améliorent de manière significative la rigidité et la résistance mécanique du PEEK. Le type C1-50 contient des fibres continues orientées dans plusieurs directions, ce qui assure une résistance mécanique homogène dans l'ensemble du matériau. En revanche, le type C2-50 est composé de fibres continues orientées dans une seule direction (fibres unidirectionnelles). Cette configuration confère une résistance très élevée dans l'axe des fibres, mais une fragilité relative dans les autres directions. Ce comportement est qualifié de résistance anisotrope, car les propriétés mécaniques varient selon l'orientation des charges appliquées.

Fibres de verre courtes (G-30) : Ce type de renfort permet d'obtenir un compromis entre résistance et élasticité. Grâce au procédé de moulage par injection, la structure finale est homogène, favorisant une répartition uniforme des contraintes mécaniques dans le matériau.

Comparaison avec les composites à fibres de carbone : Bien que le GFR-PEEK (PEEK renforcé par fibres de verre) présente une rigidité inférieure aux versions renforcées par fibres de carbone continues, il assure une meilleure homogénéité dans la répartition des charges mécaniques. Il représente ainsi une alternative intéressante aux métaux et aux céramiques dans certaines applications prothétiques nécessitant à la fois solidité et flexibilité.

### **1.2.3.3. Perspectives cliniques et limites**

Malgré ses avantages en termes de réduction du stress shielding et d'amélioration de la compatibilité mécanique, le GFR-PEEK reste moins performant que les composites à base de fibres de carbone, qui conservent une rigidité et une résistance accrues.

Ces résultats suggèrent que le PEEK renforcé par fibres, en particulier les composites à base de carbone, pourrait être un matériau viable pour les implants dentaires. Toutefois, des études complémentaires sont nécessaires pour évaluer sa résistance à la fatigue et sa durabilité en milieu buccal [87].

### **1.3 Optimisation des propriétés biologiques du PEEK par incorporation de nanoparticules**

L'incorporation de nanoparticules dans la matrice du PEEK (polyétheréthercétone) constitue une approche stratégique pour améliorer ses propriétés biologiques, notamment l'adhésion cellulaire, l'ostéointégration et la bioactivité. Ces modifications permettent également de conférer au PEEK des caractéristiques antimicrobiennes, qui sont essentielles pour prévenir les infections péri-implantaires en implantologie. Divers matériaux, tels que l'hydroxyapatite (HA), l'hydroxyfluorapatite (n-FHA), et le dioxyde de titane (TiO<sub>2</sub>), ont été utilisés pour cette modification. Ces nanoparticules sont incorporées au PEEK par diverses techniques, notamment les procédés de dépôt par plasma, le spin-coating et le traitement biomimétique. Les résultats montrent que ces approches peuvent renforcer la performance du PEEK tout en optimisant ses interactions biologiques.

#### **1.3.1. Hydroxyapatite (HA) : Amélioration de l'ostéointégration et de la croissance cellulaire**

L'hydroxyapatite (HA) est l'un des matériaux les plus utilisés pour le revêtement du PEEK en raison de sa similitude chimique avec l'os humain (Ca<sub>10</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>6</sub>(OH)<sub>2</sub>). Cette propriété en fait un matériau hautement biocompatible et bioactif. Son incorporation au PEEK permet de favoriser l'ostéoconduction, c'est-à-dire la croissance osseuse sur l'implant, et améliore l'intégration de l'implant au tissu osseux.

##### **1.3.1.1 Techniques d'incorporation de l'HA sur PEEK**

- Pulvérisation à froid

Lee et al. ont utilisé cette technique pour déposer de l'HA sur des implants en PEEK. Les résultats *in vitro* ont révélé une amélioration significative de l'adhésion, de la viabilité et de la différenciation des cellules souches mésenchymateuses humaines (hBMSCs) comparativement aux implants en PEEK non recouverts. Ces résultats ont été corroborés par des études *in vivo* réalisées sur des modèles de lapins, où l'HA a favorisé l'ostéo-intégration et a renforcé la liaison entre l'implant et l'os environnant.

- Spin-coating

Cette technique a permis l'application de couches nanocristallines d'HA sur PEEK. Les implants ainsi traités ont montré une meilleure intégration osseuse et un contact os-implant accru en comparaison avec les implants non revêtus.

- Dépôt par aérosol (AD)

Le dépôt par aérosol d'HA a permis de créer des revêtements denses et bien adhérents, sans dégrader thermiquement le PEEK. Ces revêtements ont montré une bioactivité améliorée, favorisant l'adhésion cellulaire et le contact os-implant, ce qui est essentiel pour l'intégration à long terme des implants.

### **1.3.2. Hydroxyfluorapatite (n-FHA) : Propriétés antimicrobiennes et renforcement de la bioactivité**

L'incorporation de nanoparticules d'hydroxyfluorapatite (n-FHA) dans le PEEK offre non seulement des avantages pour l'ostéointégration, mais elle améliore également les propriétés antimicrobiennes du matériau. En particulier, n-FHA a montré une efficacité notable contre *Streptococcus mutans*, l'une des principales bactéries responsables des infections péri-implantaires. Cette propriété antimicrobienne renforce la sécurité et la durabilité des implants en PEEK en réduisant le risque de contamination bactérienne.

### **1.3.3. Dioxyde de titane (TiO<sub>2</sub>) : Renforcement de la biocompatibilité et de l'activité antibactérienne**

Le dioxyde de titane (TiO<sub>2</sub>) est une autre nanoparticule fréquemment utilisée pour améliorer la biocompatibilité et l'activité antibactérienne du PEEK. Le TiO<sub>2</sub> est connu pour sa capacité à favoriser l'adhésion cellulaire tout en étant résistant à la corrosion, ce qui en fait un excellent matériau de revêtement pour les implants. Ce matériau peut être déposé sur le PEEK par des méthodes telles que le dépôt par faisceau d'électrons (e-beam) ou l'implantation ionique par immersion plasma (PIII), permettant de créer des surfaces nanostructurées qui favorisent l'adhésion et la prolifération des cellules ostéoblastiques.

#### **1.3.3.1 Propriétés du TiO<sub>2</sub> et applications**

Amélioration de l'adhésion cellulaire : Han et al. ont démontré que les revêtements en TiO<sub>2</sub> favorisent l'adhésion des cellules MC3T3-E1 et l'intégration osseuse. En outre, ces revêtements favorisent la formation d'hydroxyapatite (HA) lorsqu'ils sont immergés dans un fluide simulé corporel (SBF), un processus qui améliore encore la bioactivité des implants en PEEK.

Propriétés antibactériennes : Le TiO<sub>2</sub>, notamment sous sa forme rutile, possède des propriétés antibactériennes qui sont essentielles pour prévenir les infections après implantation. Ces propriétés sont particulièrement utiles dans les environnements biologiques

où les implants sont exposés à des agents pathogènes tels que *Staphylococcus aureus* et *Escherichia coli*.

### **1.3.4 Autres matériaux et techniques pour améliorer la bioactivité du PEEK**

Outre l'HA, l'hydroxyfluorapatite et le dioxyde de titane, d'autres matériaux et techniques ont été explorés pour optimiser les propriétés biologiques du PEEK.

#### **1.3.4.1 Carbone ressemblant au diamant (DLC)**

Le revêtement DLC, obtenu par implantation ionique en immersion plasma, permet d'obtenir une surface extrêmement dure et bioactive. Des études ont montré que le DLC favorise l'adhésion, la prolifération et la différenciation des ostéoblastes, contribuant ainsi à une meilleure biocompatibilité du PEEK.

#### **1.3.4.2 Autres matériaux rares**

Tert-butoxyde : Ce matériau permet de former des films monomoléculaires de phosphonates sur la surface du PEEK, facilitant l'attachement des cellules ostéoblastiques.

Bioglass : Les revêtements à base de bioglass, déposés par dépôt électrophorétique (EPD), ont montré une amélioration de la protection contre la corrosion et favorisent la formation d'hydroxyapatite sur la surface des implants, améliorant ainsi l'intégration osseuse après immersion dans un fluide simulé corporel (SBF).

### **1.3.5. Nanocomposites à base de PEEK : Amélioration des propriétés mécaniques**

L'incorporation de nanoparticules dans la matrice de PEEK ne se limite pas à l'amélioration de sa bioactivité. Plusieurs travaux ont montré qu'elle permet également d'optimiser ses propriétés mécaniques, ce qui constitue un avantage considérable pour des applications dans le domaine médical, notamment en implantologie.

Les études ont rapporté une augmentation du module d'élasticité et de la microdureté des composites, permettant d'obtenir un matériau aux performances plus proches de celles de l'os humain. Cette amélioration contribue à une meilleure capacité du matériau à résister aux charges mécaniques appliquées, tout en maintenant une compatibilité avec le tissu osseux environnant. Cependant, cette optimisation mécanique est conditionnée par la concentration et la dispersion des charges ajoutées. En effet, une teneur excessive en nanoparticules, notamment en hydroxyapatite (HA), peut entraîner un phénomène d'agglomération, nuisant à leur dispersion homogène dans la matrice. Cette agglomération affecte négativement la

résistance à la traction et la capacité de déformation du matériau, rendant le composite plus fragile face aux contraintes mécaniques.

Pour pallier ces limites, des techniques de synthèse in situ ont été mises en œuvre. Celles-ci permettent une meilleure interaction entre les particules inorganiques et la matrice polymère, assurant une dispersion plus homogène, une réduction des zones de stress concentré, et par conséquent une amélioration de la performance globale du composite. En parallèle, les propriétés de résistance à la fatigue des nanocomposites à base de PEEK ont été particulièrement soulignées. Certains composites contenant environ 30 % en volume d'HA ont démontré une bonne tolérance aux chargements cycliques, supportant jusqu'à 50 % de leur résistance ultime sans défaillance. Ce comportement est essentiel pour la durabilité des dispositifs médicaux implantables soumis à des contraintes répétées.

Enfin, l'évolution des procédés de fabrication, tels que le moulage par injection ou la fusion laser sélective (SLS), joue un rôle déterminant dans les performances finales des composites. Ces techniques favorisent une meilleure répartition des charges, limitent les défauts de structure, et permettent d'optimiser la densité et l'intégrité de la matrice, tout en respectant les conditions thermiques spécifiques du PEEK [51, 59, 61, 66, 68].

## **2. Fabrication personnalisée du PEEK en dentisterie : apport des techniques additives et soustractives**

### **2.1 la fabrication du PEEK en dentisterie**

La fabrication de dispositifs dentaires en PEEK repose aujourd'hui sur deux grandes approches numériques : la fabrication additive (impression 3D) et la fabrication soustractive (usinage CAD/CAM) [50, 101].

L'impression 3D permet de créer des objets couche par couche à partir d'un modèle numérique, avec une grande liberté de conception et un usage optimisé des matériaux [50].

L'usinage, quant à lui, consiste à fraiser un bloc de PEEK à partir d'un fichier numérique pour obtenir des restaurations précises et bien ajustées [101].

Ces deux techniques, intégrées dans le flux CFAO, représentent des alternatives modernes, efficaces et personnalisées aux méthodes conventionnelles en dentisterie [89].

## 2.2 Techniques de fabrication additive et soustractive appliquées au PEEK

Avant d'aborder les différentes technologies d'impression adaptées au PEEK, il est important de rappeler les grandes étapes du processus de fabrication additive et soustractive.

Pour la fabrication additive, elle débute par la création d'un modèle numérique en 3D à l'aide d'un logiciel de conception assistée par ordinateur (CAO), ou par la numérisation d'une empreinte (directement en bouche via un scanner intra-oral ou à partir d'un modèle physique). Le fichier obtenu est ensuite converti au format STL, puis transféré vers un logiciel de fabrication assistée par ordinateur (FAO) qui pilote l'imprimante. L'impression proprement

dite se déroule couche par couche, par dépôt ou fusion de matière selon la technologie utilisée. Enfin, un post-traitement est réalisé pour nettoyer et finaliser la pièce imprimée, notamment en supprimant les excès de matériaux ou les structures de support [2].

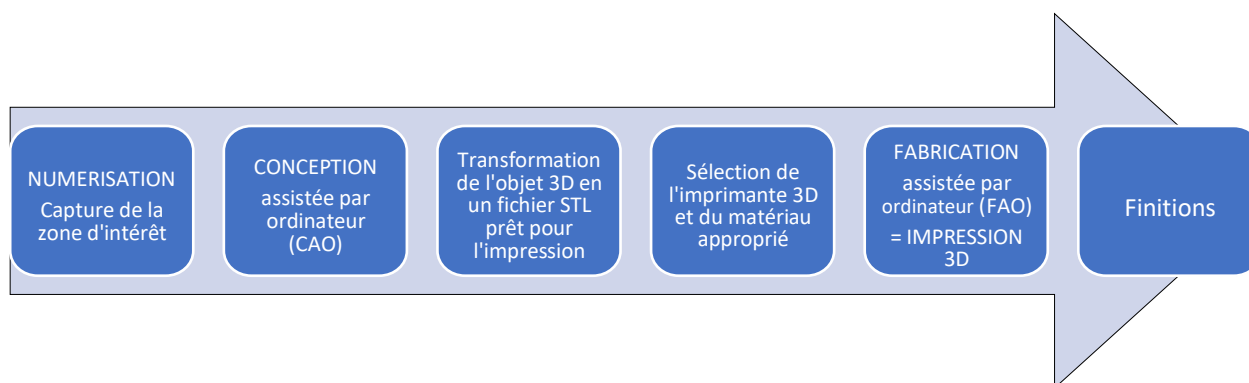


Figure 43 : Étapes de production par impression 3D [2].

De façon similaire, le processus de fabrication soustractive en technologie CAD/CAM suit des étapes initiales comparables : numérisation de l'empreinte, modélisation de la restauration prothétique via un logiciel de CAO, puis transfert vers un logiciel FAO. La différence majeure réside dans l'étape de fabrication proprement dite : au lieu d'ajouter de la matière, une machine de fraisage usine le dispositif à partir d'un bloc de matériau biocompatible, en retirant la matière selon le modèle numérique. Enfin, la restauration subit des étapes de finition telles que le polissage ou le frittage avant d'être posée en bouche (Eid, 2025) [102].

### 2.2.1 Les techniques de fabrication additives :

Le PEEK, grâce à ses propriétés thermoplastiques, est un matériau compatible avec certaines techniques d'impression 3D. Actuellement, il est principalement disponible sous deux formes :

Sous forme de filaments pour la technique de dépôt de filament fondu (FDM/FFF), ou bien sous forme de granulés pour la technique de frittage sélectif laser (SLS).

À ce jour, le PEEK ne peut pas être utilisé avec d'autres techniques d'impression 3D plus classiques comme la stéréolithographie (SLA) ou le Digital Light Processing (DLP), qui reposent sur l'utilisation de résines photopolymérisables [65].



*Figure 44: PEEK sous forme de granulés ou de disques usinables par CFAO (Stawarczyk et al, 2015) [65].*

### **2.2.1.1 Impression 3D par frittage sélectif laser (SLS)**

La technique SLS (« Selective Laser Sintering ») permet la fabrication d'objets tridimensionnels par fusion de couches successives de poudre de PEEK à l'aide d'un faisceau laser. Le procédé commence par le dépôt uniforme d'une fine couche de poudre sur un plateau, généralement à l'aide d'un rouleau ou d'un cylindre. Un faisceau laser balaye ensuite la surface pour fusionner sélectivement les zones nécessaires, consolidant ainsi la couche. Une fois cette étape terminée, le plateau s'abaisse, une nouvelle couche de poudre est ajoutée, et le processus est répété jusqu'à obtention de la pièce finale. Cette méthode assure une grande précision dimensionnelle et permet la réalisation de formes complexes sans support, grâce au lit de poudre qui stabilise la structure pendant l'impression [2, 50].

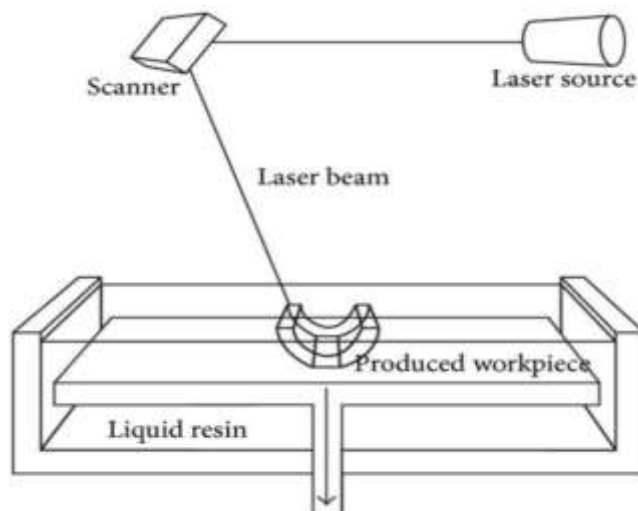


Figure 45: Fabrication additive par stéréolithographie [2].

Ce procédé fait partie des techniques historiquement robustes pour l'impression des poudres polymères ou métalliques, aux côtés de la fusion laser sélective (SLM) ou encore la fusion par faisceau d'électrons (EBM) [88].

Ce procédé est notamment utilisé pour fabriquer des éléments métalliques comme le chrome-cobalt, ce qui souligne sa polyvalence et sa précision dans le domaine médical.

Il faut également noter que le choix de la technique d'impression dépend fortement des propriétés physico-chimiques du matériau à imprimer, et qu'il n'existe pas de méthode universelle pour tous les matériaux [64].



Figure 46: schéma d'une imprimante SLS (source : formlabs) [50].

### 2.2.1.2 Impression 3D par dépôt de filament fondu (FDM/FFF)

La technique FDM (« Fused Deposition Modeling »), également connue sous le nom de FFF (« Fused Filament Fabrication »), est l'une des méthodes d'impression 3D les plus couramment utilisées. Elle repose sur l'extrusion d'un filament thermoplastique, tel que le PEEK, chauffé jusqu'à un état semi-liquide puis déposé couche par couche à l'aide d'une buse contrôlée par ordinateur. Le logiciel de conception assistée par ordinateur (CAO) découpe le modèle numérique en tranches successives, guidant la buse dans le tracé précis de chaque couche. Une fois extrudée, chaque goutte de matière durcit presque instantanément tout en se fusionnant avec les couches précédentes. Ce procédé repose sur le déplacement horizontal continu de la buse et un flux régulier de matériau, assurant la création progressive de l'objet en trois dimensions [2, 50].

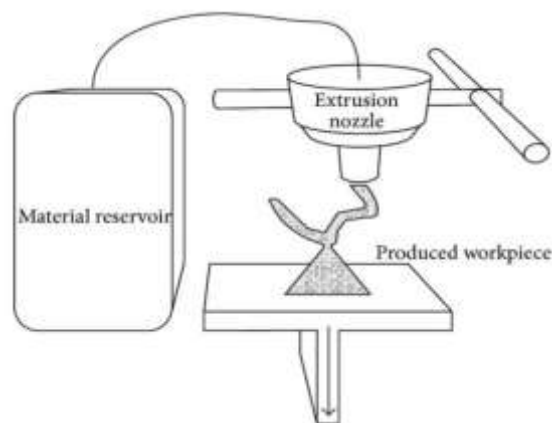


Figure 47: fabrication additive par extrusion [2].

Bien que cette méthode soit plus accessible et plus économique, elle présente certaines limites, notamment en termes de résolution et de précision des pièces obtenues. Les objets imprimés par FDM présentent généralement une qualité de surface inférieure à celle des objets fabriqués par SLA ou DLP. Néanmoins, la majorité des études actuelles dans le domaine de la prothèse dentaire privilégient l'utilisation du FDM pour l'impression du PEEK, en raison de son coût réduit et de sa facilité de mise en œuvre (Zhao et al. 2018) [50].

Le FDM est particulièrement bien adapté aux matériaux thermoplastiques, tels que le PEEK, qui deviennent malléables à haute température et se rigidifient lors du refroidissement [64].

L'impression FDM du PEEK, en tant que polymère haute performance, requiert toutefois une configuration d'imprimante spécifique [89]. Certaines imprimantes sont équipées de deux buses, ce qui permet l'impression simultanée de deux matériaux différents, ouvrant la voie à des conceptions plus complexes et multi-matériaux [64]. Elle nécessite des températures d'extrusion pouvant atteindre 500 °C, ainsi qu'une tête d'impression plus complexe, parfois équipée d'un système de refroidissement liquide, pour garantir la stabilité du matériau durant l'impression [50].

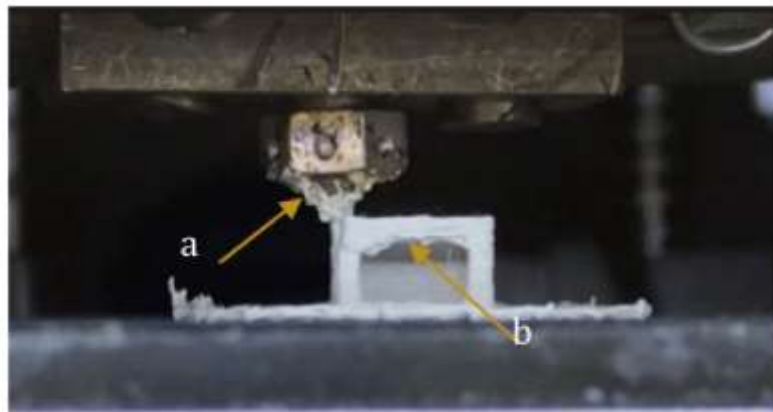


Figure 48 : Photo de la buse (a.) d'une imprimante 3D en cours d'impression d'une pièce en PEEK (b.) (Source : Wang et al. 2020) [50].



Figure 49: schéma d'une imprimante FDM (source: formlabs) [2].



Figure 50: Pièce fabriquée par FDM (à gauche) comparée à une pièce fabriquée par SLA (droite). [50].

### **2.2.1.2.1 Paramètres influençant la qualité d'impression en FDM**

La qualité des pièces obtenues par FDM dépend de nombreux paramètres d'impression. Ces paramètres sont étroitement liés entre eux et influencent directement la précision, la vitesse d'impression ainsi que les propriétés mécaniques des pièces fabriquées. Parmi les paramètres les plus étudiés, on retrouve :

- La température de la buse
- Le diamètre de la buse
- La vitesse d'impression
- La température de la plateforme
- La température ambiante
- L'épaisseur des couches
- Les caractéristiques du filament de PEEK (diamètre, qualité)
- Le refroidissement
- L'angle d'impression

La viscosité du PEEK pendant l'extrusion doit être soigneusement contrôlée : elle doit être suffisamment basse pour permettre le dépôt correct du matériau, mais assez élevée pour éviter l'obstruction de la buse.

Les défauts fréquents observés avec cette technique incluent l'incorporation de bulles d'air dans le matériau et un manque d'adhérence entre les couches, ce qui peut affecter la qualité finale de la pièce.

L'épaisseur des couches peut aussi influencer l'aspect visuel de la pièce, en créant un effet d'escalier visible [64].

### **2.2.1.3 Caractéristiques des techniques citées :**

L'impression par frittage ou fusion laser (SLS) se distingue par une vitesse de fabrication plus élevée comparée aux autres méthodes, mais elle demeure plus coûteuse.

En revanche, la technique d'extrusion (FDM) est la plus accessible, notamment lorsqu'une haute précision d'impression n'est pas requise, comme dans la fabrication de modèles pédagogiques destinés à l'enseignement [2].

Tableau 3: comparaison des propriétés des 2 techniques d'impression 3D [2].

	FDM	SLS
<b>Vitesse générale de construction</b>	Lent	Rapide
<b>Précision d'impression</b>	Faible	Intermédiaire
<b>Résolution moyenne (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	100	125
<b>Coût</b>	Modéré	Elevé

En ce qui concerne le PEEK, c'est actuellement la méthode par extrusion, particulièrement adaptée aux polymères thermoplastiques, qui est la plus largement utilisée [2].

Le principal frein à l'utilisation clinique du PEEK imprimé en 3D, notamment pour les châssis prothétiques, réside dans la rugosité de surface obtenue, souvent supérieure à  $7,8 \mu\text{m}$ . Or, pour prévenir la formation de plaque, la rugosité doit être inférieure à  $0,2 \mu\text{m}$ . Cela impose une étape supplémentaire d'usinage ou de polissage après l'impression, ce qui allonge le temps de traitement au laboratoire [64].

## 2.2.2 La fabrication soustractive du PEEK

### 2.2.2.1 Principe de la technologie CAD/CAM appliquée au PEEK :

La fabrication soustractive du PEEK repose sur l'usinage de blocs solides à l'aide de fraiseuses numériques, selon un flux de travail numérique intégrant la conception assistée par ordinateur (CAD) et la fabrication assistée par ordinateur (CAM). Le processus commence par la numérisation du modèle, suivie de la conception virtuelle de la restauration, puis du fraisage du bloc de PEEK à l'aide d'une unité CAM, telle qu'une fraiseuse 5 axes (ex. Roland DWX-50).

### 2.2.2.2 Applications cliniques

Cette méthode permet de produire une grande variété de dispositifs prothétiques et orthodontiques, tels que :

Des armatures de prothèses partielles amovibles, des couronnes unitaires, des obturateurs maxillaires, des attelles occlusales, des pivots radiculaires, des mainteneurs d'espace pédiatriques, ainsi que des dispositifs orthodontiques sur mesure [101].

### **2.2.2.3 Étapes techniques de fabrication par CAD/CAM**

La fabrication soustractive du PEEK suit un protocole numérique structuré permettant d'assurer une grande précision et une reproductibilité optimale. Le processus débute par la numérisation du modèle, réalisée à l'aide d'un scanner dentaire extra-oral, tel que le 3Shape D900. Ce scanner permet de capturer les détails du modèle, y compris les lignes de guidage tracées à la main. Les données obtenues sont ensuite importées dans un logiciel de conception assistée par ordinateur (CAD), comme 3Shape Partial Denture Designer. La conception numérique comprend la détermination du chemin d'insertion, le blocage des contre-dépouilles, la modélisation des grilles de rétention, le tracé du connecteur principal, ainsi que le design des crochets, appuis et éléments de soutien.

Une fois la conception validée, le fichier est exporté dans un logiciel de fabrication assistée par ordinateur (CAM), tel que SUM 3D CAM, où l'armature est positionnée dans l'espace d'usinage (« nesting »). L'usinage est ensuite réalisé à l'aide d'une fraiseuse numérique à 5 axes, comme la Roland DWX-50. Le bloc de PEEK est fraisé selon les paramètres définis, permettant une fabrication précise en environ une heure. À l'issue de cette étape, seules les attaches de maintien issues du fraisage sont retirées. La qualité de surface obtenue est excellente, ne nécessitant que peu, voire aucune retouche supplémentaire.

Ce processus entièrement numérique permet la production de dispositifs cliniquement fiables et rapidement disponibles. Les restaurations obtenues présentent une grande précision d'ajustement, un bon confort pour le patient, une excellente stabilité et une esthétique satisfaisante, sans déformation ni altération du matériau. Aucun cas de fracture, de décimentation ou de réaction allergique n'a été rapporté au cours du suivi des cas cliniques évalués [101].

### **2.3 Paramètres d'impression 3D du PEEK**

La fabrication additive de restaurations dentaires en PEEK connaît une croissance progressive, avec une prédominance de la technique par extrusion (FDM). Dans ce procédé, un filament solide de PEEK est chauffé jusqu'à fusion dans une buse, puis déposé couche par couche sur une plateforme d'impression selon un modèle numérique. Une fois en place, le matériau se solidifie.

Pour garantir une impression réussie, il est essentiel de maintenir des températures adéquates au niveau de la buse et de la plateforme, afin d'éviter une solidification prématurée du PEEK dans la buse et d'assurer une bonne adhésion entre les couches.

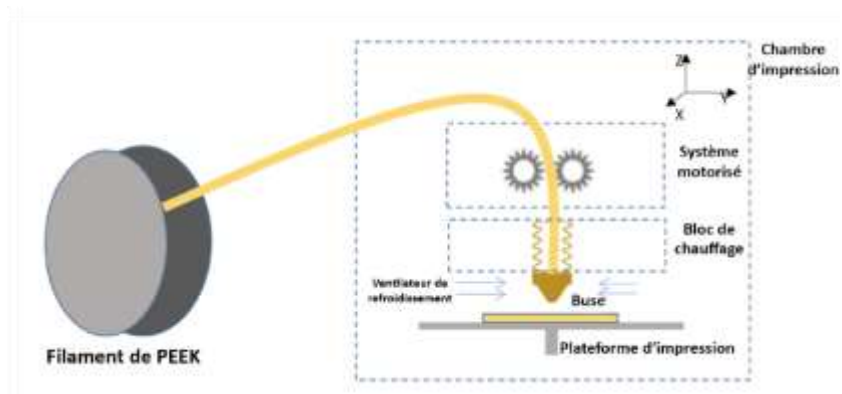


Figure 51: schéma de l'impression FDM du PEEK (traduit d'après : Wang et al., 2020) [2].

Selon Agarwala MK. et al, ainsi que Wang Y. et al, les paramètres les plus importants pour

L'impression 3D par extrusion (FDM) de petites pièces en PEEK sont listés dans le diagramme Suivant :

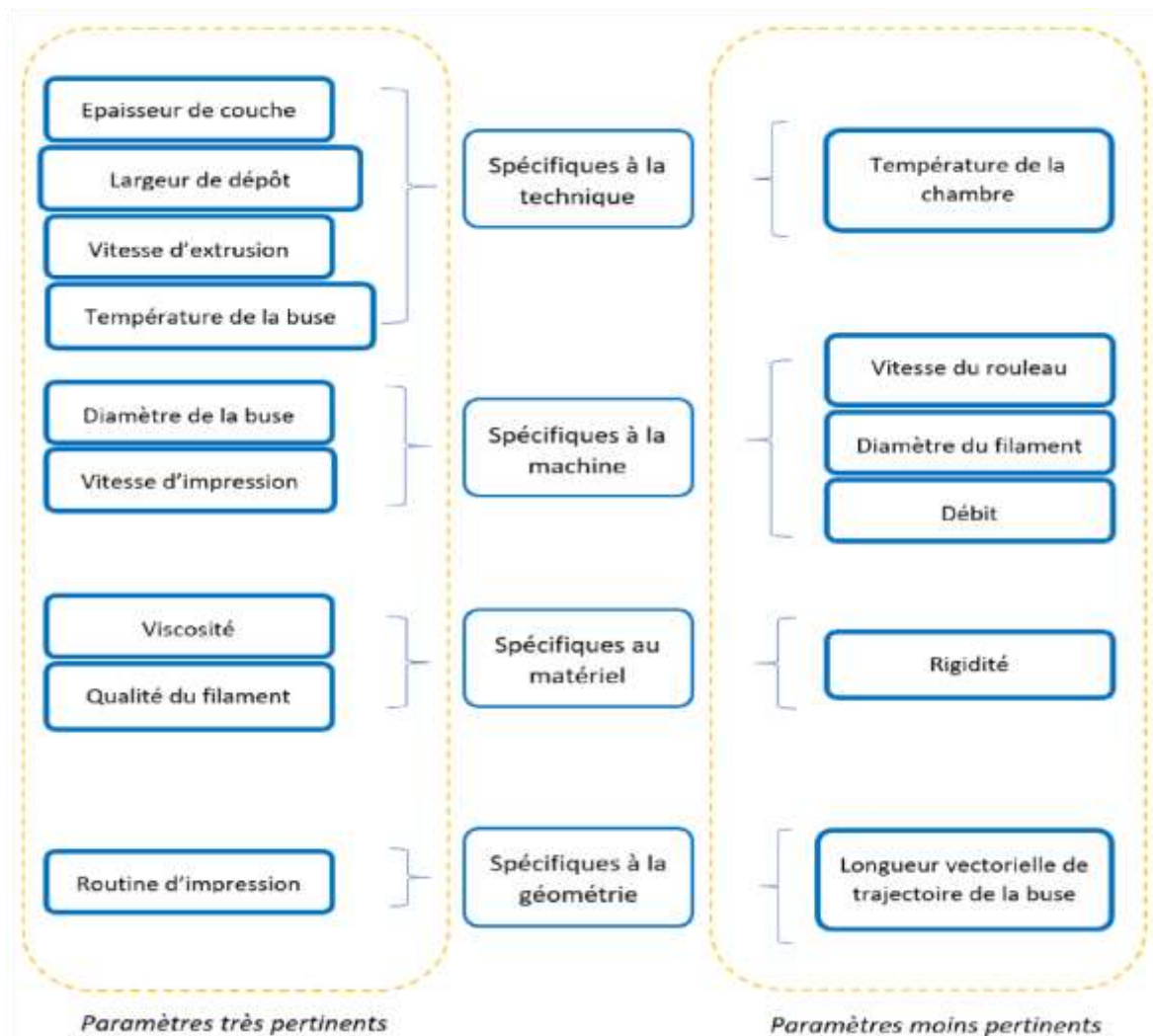


Figure 52 : diagramme des paramètres ayant des effets sur les petites pièces PEEK en FDM [2].

La vitesse d'extrusion correspond à la transformation du filament en état semi-solide, tandis que la vitesse d'impression désigne le rythme de dépôt du matériau sur la plateforme. Un déséquilibre entre ces deux paramètres peut entraîner une accumulation excessive de matière dans la buse, compromettant la précision dimensionnelle de la pièce imprimée [2].

L'optimisation de ces paramètres est essentielle pour améliorer la qualité des pièces en PEEK obtenues par FDM. Une revue systématique de Zanjanijam et al. (2020) a regroupé les réglages d'impression recommandés pour permettre aux pièces imprimées d'atteindre des propriétés proches de celles obtenues par des techniques conventionnelles comme la coulée. [50].

Par exemple, Han et al. (2019) ont obtenu une résistance à la traction de  $95,21 \pm 1,86$  MPa et un module d'élasticité de  $3,79 \pm 0,27$  GPa, avec un taux de cristallinité atteignant 32,4 %, équivalent à celui du PEEK pressé.

Li et al. (2020) ont montré que l'impression avec des couches de 0,1 mm et une orientation horizontale par rapport à la contrainte donne une meilleure résistance à la traction, tandis qu'une orientation verticale avec des couches de 0,3 mm améliore la résistance à la compression.

Même de petites variations dans les réglages peuvent significativement influencer les propriétés mécaniques finales [64].

#### **2.4 Avantages de l'impression 3D pour les prothèses en PEEK :**

- Personnalisation des dispositifs :

Grâce aux scanners 3D et aux logiciels de conception, il est possible de fabriquer des prothèses parfaitement adaptées à l'anatomie du patient, ce qui améliore l'ajustement intra-oral, le confort et l'intégration osseuse, un facteur essentiel pour le succès des implants dentaires en PEEK.

- Haute précision des modèles :

Les modèles imprimés offrent une grande fidélité à la structure buccale du patient, ce qui permet une planification plus précise et des traitements mieux adaptés. Cette précision, qui dépasse celle des méthodes classiques de moulage en laboratoire, est cruciale pour la fabrication de prothèses et d'implants dentaires en PEEK.

- Procédures moins invasives :

La précision des dispositifs imprimés permet aux praticiens d'intervenir avec plus de finesse, réduisant ainsi la douleur et accélérant la récupération du patient. Les implants sur mesure en PEEK, adaptés aux besoins spécifiques du patient, améliorent également les résultats cliniques.

- Gain de temps clinique :

L'impression 3D accélère le processus de fabrication des dispositifs, ce qui réduit les délais de traitement pour le dentiste et le patient. Une prothèse peut être fabriquée en quelques

heures et posée dans la même journée, grâce à l'impression directe à partir d'un fichier numérique, sans étapes intermédiaires.

- Réduction des coûts :

Elle élimine le besoin de moules ou d'outillage spécifique, ce qui diminue les coûts de production. L'impression 3D de PEEK permet aussi de produire plusieurs implants simultanément, réduisant ainsi les coûts tout en améliorant l'efficacité. Le procédé FDM est également plus économique que le frittage laser sélectif (SLS).

- Réduction des pertes de matériau :

Contrairement aux techniques soustractives, l'impression 3D fonctionne par ajout de couches successives, limitant ainsi le gaspillage. Cela permet une utilisation optimale du PEEK, en réduisant les pertes liées à la fabrication traditionnelle. Le FDM génère également peu de déchets.

- Liberté de conception :

L'impression 3D permet la création de formes complexes, adaptées précisément aux besoins de chaque patient. Cette capacité est particulièrement bénéfique pour le PEEK, un matériau exigeant des conceptions de haute précision pour garantir la fiabilité et l'intégration des implants.

- Stabilité dimensionnelle et reproductibilité :

La technologie FDM appliquée au PEEK offre une bonne stabilité dimensionnelle et une reproductibilité satisfaisante, ce qui est essentiel pour garantir des résultats constants lors de la fabrication de dispositifs prothétiques ou implantaires.

- Contrôle de la porosité :

L'impression 3D permet également de moduler la porosité des structures en PEEK, ce qui favorise l'ostéo-intégration. Une porosité bien contrôlée permet une meilleure colonisation osseuse, un paramètre clé dans la réussite des implants dentaires.

- Applications cliniques variées :

Le PEEK imprimé en 3D peut être utilisé pour la fabrication d'implants, couronnes, bridges, prothèses amovibles, appareils orthodontiques et guides chirurgicaux, ce qui en fait une solution polyvalente en dentisterie.

- Solutions sur mesure pour chaque patient :

La technologie permet d'adapter chaque dispositif aux besoins spécifiques du patient. La maîtrise complète du processus de fabrication au sein même du cabinet, de la collecte des données à la production, garantit un contrôle optimal et des résultats plus fiables.

- Bonne résistance au vieillissement hydrothermique :

Les filaments de PEEK utilisés en impression 3D absorbent moins d'humidité que les blocs PEEK classiques, ce qui améliore leur résistance au vieillissement en milieu humide.

- Possibilité de personnaliser les propriétés mécaniques :

Les paramètres d'impression 3D (comme la température, la vitesse ou le remplissage) peuvent être ajustés pour obtenir des restaurations dentaires aux propriétés mécaniques proches de celles des pièces usinées.

## **2.5 Les inconvénients de l'impression 3D des prothèses en PEEK :**

- Coût élevé du matériel et du matériau :

Les imprimantes compatibles avec le PEEK nécessitent des températures très élevées (360–400 °C) et des chambres chauffées jusqu'à 200 °C, ce qui les rend très coûteuses. De plus, le PEEK est un polymère haute performance dont le prix reste élevé, limitant son usage courant en cabinet ou laboratoire.

- Exigences techniques importantes:

L'impression du PEEK demande une maîtrise précise des paramètres (température, orientation, vitesse, etc.), l'utilisation de logiciels spécifiques, et du personnel bien formé. Une mauvaise gestion peut entraîner des défauts comme une faible adhésion entre couches, des fissures thermiques, ou une déformation (warping).

- Défauts internes liés à la technique FDM :

Cette méthode peut produire des vides, une mauvaise cohésion entre les couches, et une surface initialement rugueuse. Cela affecte la résistance mécanique et nécessite un polissage ou des traitements thermiques (ex. : 300 °C pendant 2 h) pour améliorer la finition et la biocompatibilité.

- Sensibilité à l'orientation d'impression :

Les propriétés mécaniques du PEEK imprimé varient selon l'orientation des couches. Une orientation inappropriée peut réduire la solidité de la prothèse, ce qui représente un défi pour les utilisateurs peu expérimentés.

- Temps de fabrication et production limitée :

Le processus d'impression peut être long, surtout en cas d'urgence clinique. En outre, cette technologie est mieux adaptée aux fabrications sur mesure qu'à la production de masse.

- Adoption limitée en pratique clinique liée à un manque de données et de formation :

L'impression 3D du PEEK reste peu adoptée en pratique clinique, en partie à cause du manque de formation des praticiens à ces technologies numériques et des investissements nécessaires en temps et en matériel. Par ailleurs, les données cliniques sur la performance à long terme des restaurations dentaires en PEEK imprimé sont encore insuffisantes, la majorité des études disponibles étant menées in vitro. Cette combinaison de facteurs freine l'intégration du PEEK imprimé en clinique quotidienne.

- Contraintes réglementaires :

L'obtention des certifications et la conformité aux normes de santé peuvent retarder l'adoption de cette technologie dans la pratique quotidienne.

- Limites d'utilisation dans les cas complexes :

Pour certaines situations comme en orthodontie ou pour des prothèses très personnalisées, l'intervention manuelle reste parfois plus précise que l'impression 3D. [64,89] [91-97].

## 2.6 Comparaison entre la fabrication additive et soustractive du PEEK

Tableau 4: Comparaison entre la fabrication additive et soustractive du PEEK.

Critères	Fabrication additive (impression 3D)	Fabrication soustractive (usinage CAD/CAM)
Principe	Dépôt couche par couche à partir d'un fichier STL sans besoin de moules ni outils.	Usinage de blocs préfabriqués à l'aide de fraiseuses numériques.
Liberté de conception	Très grande liberté, possibilité d'intégrer plusieurs fonctions dans une même pièce.	Moins de liberté, dépend de la forme initiale du bloc usiné.
Utilisation du matériau	Moins de gaspillage de matière, procédé économe.	Gaspillage important de matière.
Vitesse de fabrication	Rapide pour les pièces simples, ajustement direct au patient.	Fabrication plus longue, surtout pour les formes complexes.
Coût	Réduction des coûts de production à long terme.	Coûts élevés liés au matériau et à l'équipement.
Précision	Bonne précision mais dépend fortement des paramètres d'impression.	Haute précision, adaptation marginale comparable à la zircone ( $\approx 43 \mu\text{m}$ ).
Propriétés mécaniques	Moins bonnes que celles obtenues par usinage, anisotropie possible.	Très bonnes propriétés mécaniques, homogénéité, résistance à la fracture élevée.
Étapes supplémentaires	Nécessite un post-traitement (retrait supports, polissage).	Moins d'étapes après usinage, résultat final directement utilisable.
Applications	Prothèses légères, modèles dentaires, guides chirurgicaux, solutions sur mesure.	Couronnes, armatures, obturateurs, attelles, mainteneurs d'espace, dispositifs orthodontiques.

Tableau réalisé par l'auteur à partir des données de [65, 103, 104, 105].

## 3. Optimisation esthétique et bioactive du PEEK par des modifications de surfaces

### 3.1 Amélioration des propriétés esthétiques du PEEK

Le PEEK, en tant que polymère thermoplastique haute performance (HPP), présente une faible translucidité et une teinte grisâtre ou blanc perlé opaque, ce qui limite son usage en tant

que matériau monolithique pour les restaurations dentaires esthétiques. Pour obtenir une apparence acceptable en bouche, il est indispensable de le recouvrir d'un composite résineux (veneering).

À l'état de granules, le PEEK pur possède une teinte grisâtre. Pour répondre aux exigences esthétiques, certains fabricants, tels qu'Evonik™, commercialisent désormais du PEEK coloré (rose ou blanc) par ajout d'oxyde de titane. La teinte rose permet de rendre les crochets de prothèse amovible quasi invisibles en se confondant avec la couleur de la gencive. La teinte blanche, quant à elle, est utilisée pour la confection de chapes de couronnes ou de bridges, évitant ainsi le recours à une couche opaque pour masquer la couleur naturelle du matériau. De plus, en cas de récession gingivale, le liseré blanc reste plus discret que le gris traditionnel. Bien que le PEEK puisse être facilement usiné avec des fraises dentaires, sa faible translucidité et sa teinte initiale imposent toujours l'application d'un revêtement pour obtenir un rendu visuel satisfaisant.

L'ajout de pigments permet de masquer cette teinte de base grise et d'améliorer son apparence. Ainsi, certaines formulations commerciales ont intégré : Des pigments colorés, De la poudre de dioxyde de titane ( $\text{TiO}_2$ ). Ces ajouts visent à augmenter l'opacité naturelle du PEEK et améliorer son rendu visuel. Toutefois, les résultats montrent que l'ajout combiné de  $\text{TiO}_2$  et de pigments (ex. Vestakeep DC4450®) compromet l'effet bénéfique du traitement plasma sur l'adhésion en surface, contrairement aux formulations ne contenant que du  $\text{TiO}_2$  (ex. Vestakeep DC4420®), où le traitement plasma associé à l'aéropolissage permettait une amélioration significative de la résistance d'adhésion. Cette observation souligne l'importance de choisir avec précision la composition du PEEK modifié pour équilibrer apparence esthétique et compatibilité adhésive, en particulier lorsqu'un traitement de surface est prévu. L'ajout de fibres de renforcement influence également l'esthétique du PEEK. En effet, l'incorporation de fibres de verre (GF) permet d'améliorer son aspect esthétique en limitant l'altération de la couleur, contrairement aux fibres de carbone (CF) qui assombrissent notablement la teinte du matériau. Ainsi, le PEEK renforcé par fibres de verre est plus adapté pour des applications cliniques où l'esthétique est primordiale [72].

### **3.1.1 BioHPP : un PEEK modifié pour améliorer l'esthétique et les performances cliniques**

Le BioHPP (Bredent GmbH, Senden, Allemagne) est une forme modifiée de PEEK, contenant environ 20 % de charges céramiques (0,3 à 0,5  $\mu\text{m}$ ), développée pour répondre aux

exigences esthétiques et fonctionnelles élevées. Ce matériau est disponible en granulés ou en disques usinables, permettant une fabrication par pressée ou via la CFAO.

Initialement disponible uniquement sous sa couleur naturelle (gris blanc), Bredent a développé une gamme de produits complémentaires pour permettre le maquillage des pièces prothétiques : primer Visio.lign®, adhésif Combo.lign®, composites Crea.lign®. Il s'agit du seul fabricant à proposer une chaîne complète de fabrication de la pressée à la CFAO accompagnée de matériaux de maquillage adaptés.

La gamme s'est élargie pour inclure des piliers implantaires hybrides titane/BioHPP®, commercialisés sous le nom de BioHPP elegance®.

Grâce à ses propriétés, le BioHPP permet de réaliser des prothèses de haute qualité, avec : Une bonne stabilité, Une capacité de correction en bouche, Une excellente aptitude au polissage, Un rendu esthétique satisfaisant.

Des études ont également montré que le BioHPP possède une grande résistance mécanique, notamment lorsqu'il est utilisé pour la réalisation de bridges de trois éléments. Sa résistance est même supérieure à celle de la zircone dans certaines indications cliniques [72].

Chez les patients ayant des exigences esthétiques élevées, le BioHPP représente une alternative prometteuse aux infrastructures métalliques traditionnelles en Cr-Co. [98].

### **3.1.2 Limites esthétiques du PEEK renforcé (GFR/CFR-PEEK)**

Le PEEK est un matériau sans métal, ce qui constitue un avantage esthétique en implantologie par rapport aux alliages métalliques [98]. Toutefois, lorsqu'il est comparé à la zircone, il reste inférieur en termes de rendu esthétique en tant que prothèse dentaire fixe.

Même lorsqu'il est recouvert de résine composite, le PEEK renforcé par des fibres de verre (GFR-PEEK) ou de carbone (CFR-PEEK), contenant 30 % de fibres, présente des propriétés esthétiques encore plus limitées. Ces formes renforcées ne permettent pas d'atteindre un résultat visuel satisfaisant, même avec un veneering, en raison de leur opacité élevée [60].

### **3.2 Amélioration de la bioactivité et de l'adhésion du PEEK par modification de surface**

Le PEEK possède une surface chimiquement inerte, avec une faible énergie de surface, ce qui rend son adhésion aux composites résineux naturellement difficile. De nombreuses techniques ont donc été testées pour obtenir une liaison forte avec les matériaux de

revêtement. Parmi elles, on retrouve les traitements mécaniques, chimiques et physico-chimiques.

### **3.2.1 Traitements mécaniques**

Sablage à l'oxyde d'aluminium (air abrasion, 50  $\mu\text{m}$ ) : méthode standard qui augmente la rugosité de surface, favorise l'ancrage mécanique et élimine les contaminants.

Résultat : lorsqu'il est combiné à un agent de liaison (comme Visio.link®), le sablage permet une augmentation significative de la résistance d'adhésion (TBS), même après vieillissement artificiel (thermocyclage), avec une moyenne de +33,76 MPa.

Les fabricants et études recommandent généralement un sablage à l'alumine (110  $\mu\text{m}$ ) sous une pression de 200 à 300 kPa (0,2 à 0,3 bar) à une distance de 3 mm pour optimiser la surface d'adhésion.

### **3.2.2 Traitements physiques**

#### **3.2.2.1 Plasma basse pression**

La modification de surface du PEEK par plasma est une technique récente et efficace. Le traitement plasma utilise un gaz ionisé généré par excitation électromagnétique dans un réacteur à basse pression, permettant de modifier les propriétés chimiques et physiques du PEEK (L'activation de la surface, le réticulage, l'élimination des résidus organiques) sans altérer ses propriétés mécaniques.

Plusieurs recherches ont confirmé son efficacité :

Briem et al. Ont démontré qu'un traitement par plasma  $\text{NH}_4/\text{Ar}$  ou  $\text{H}_2/\text{Ar}$  permettait une activité ostéogénique équivalente au polystyrène de culture, avec une régulation reproductible de la prolifération cellulaire.

Ha et al. Ont montré qu'un plasma  $\text{N}_2/\text{O}_2$  induisait la formation d'une couche de phosphate de calcium après 24 jours, tout en augmentant la viabilité cellulaire par rapport au PEEK non traité.

Awaja et al. Ont utilisé du plasma  $\text{CH}_4/\text{O}_2$  ou une technique appelée PIII&D, créant un film nanométrique riche en oxygène, augmentant ainsi l'énergie de surface et l'adhésion cellulaire, directement liée à l'angle de contact de l'eau.

Brydone et al. Ont obtenu un effet ostéoinducteur après gravure au plasma d'oxygène de tiges de PEEK nano-texturées implantées chez le lapin.

Waser-Althaus a montré que l'utilisation de plasma  $\text{O}_2/\text{Ar}$  ou  $\text{NH}_4$  améliorait significativement l'adhésion, la prolifération et la différenciation ostéogénique des cellules

souches mésenchymateuses issues du tissu adipeux, avec un effet dépendant de la puissance du plasma.

Elle augmente également la mouillabilité et l'énergie libre de surface du PEEK. Lorsqu'elle est combinée au sablage et à Visio.link®, cette technique permet une amélioration significative de la résistance d'adhésion, aussi bien sur le PEEK vierge (ex. Juvora®) que sur le PEEK enrichi en TiO<sub>2</sub> (Vestakeep DC4420®).

### **3.2.2.2 Technique ANAB (Neutral Atom Beam)**

La technique ANAB consiste à bombarder la surface du PEEK avec des atomes neutres d'argon, créant une nano-texturation (profondeur jusqu'à 5 nm) sans changement chimique ni ajout d'agent bioactif.

Khoury et al. ont montré que l'ANAB améliore la prolifération de cellules ostéoblastiques humaines (hFOB) in vitro et favorise une ostéointégration significative dans un modèle animal.

### **3.2.3 Traitements chimiques**

Acide sulfurique : augmente la porosité et la perméabilité du PEEK, favorisant l'adhésion sans formation de tags de résine. Il reste le seul solvant capable de modifier la structure du PEEK à température élevée (jusqu'à 200°C), contrairement aux autres solvants organiques inefficaces.

Ce traitement génère une rugosité plus marquée que le sablage, mais reste réservé à un usage en laboratoire de prothèse, en raison de sa dangerosité.

Solution Piranha : oxyde le PEEK, augmente sa polarité et génère de nouveaux groupes fonctionnels favorisant la liaison avec l'agent adhésif.

Ces deux méthodes sont couramment utilisées pour modifier la surface du PEEK et améliorer sa compatibilité adhésive.

### **3.2.4 Autres modifications chimiques**

Modification chimique du PEEK fonctionnalisé : différentes versions fonctionnalisées du PEEK, comme PEEK-OH, PEEK-NCO, PEEK-NH<sub>2</sub>, PEEK-GABA et PEEK-Lysine, ont été obtenues par réactions chimiques spécifiques, augmentant l'adsorption ou la fixation covalente de protéines d'adhésion cellulaire telles que la fibronectine.

Sulfonation suivie d'immersion dans l'eau (SPEEK-W et SPEEK-WA) : cette méthode crée un réseau 3D poreux sur la surface du PEEK, enrichi de groupes fonctionnels bioactifs.

Le traitement SPEEK-WA favorise fortement l'adhésion initiale, la prolifération et la différenciation ostéogénique des cellules, tout en améliorant l'ostéointégration in vivo, contrairement au SPEEK-W, qui montre une cytocompatibilité réduite probablement à cause de résidus d'acide sulfurique.

### 3.2.5. Limites cliniques des traitements avancés

Bien que les méthodes physiques (plasma, UV, laser) et chimiques (acides forts) soient efficaces, elles nécessitent souvent des équipements coûteux et encombrants, peu adaptés à la pratique clinique quotidienne. Pour pallier cette limitation, des approches plus simples et économiques ont été testées, comme la combinaison du sablage avec un mordantage chimique, offrant une amélioration notable de la liaison entre le PEEK et les ciments résineux.

### 3.2.6 Agents de liaison testés

Le PEEK a vu sa surface modifiée pour se lier à différents agents de collage (luting agents). Parmi eux, on distingue :

Visio.link® : agent à base de MMA et de pentaérythritol triacrylate. Il contient des méthacrylates multifonctionnels appliqués sous forme de vernis résineux sur des surfaces aéropolies. Cette combinaison génère une liaison prometteuse et durable avec le PEEK, rendant ce matériau adapté à une utilisation en milieu clinique.

Signum PEEK Bond® : basé sur le MMA et des monomères bifonctionnels, il montre également de bonnes performances, mais légèrement inférieures dans certaines conditions.

L'utilisation d'adhésifs contenant du méthacrylate de méthyle, comme Visio.link® (69 MPa) ou Signum PEEK Bond® (48,1 MPa), permet d'obtenir des résistances à la traction largement supérieures au minimum requis pour un usage clinique ( $\geq 10$  MPa).

Des études ont confirmé la stabilité de ces résultats même après un stockage prolongé dans l'eau à 37 °C et après 10 000 cycles thermiques entre 5 °C et 55 °C.

Kern et al. ont obtenu des valeurs de cisaillement de 12,9 à 15 MPa après sablage à l'alumine (110  $\mu\text{m}$  à 0,28 bar), avec l'utilisation de Glaze and Bond® (DMG) et de Luxatemp Fluorescence®.

Fuhrmann et al. ont montré une adhésion encore plus élevée (23,6 MPa) entre la résine de revêtement et le CFR-PEEK ou PEKK non renforcé, en utilisant une séquence Rocatec soft®, Monobond Plus® et Luxatemp Glaze & Bond®, même après 150 jours en conditions simulées in vivo.

En revanche, plusieurs ciments résineux utilisés seuls ne permettent pas d'atteindre les valeurs minimales recommandées de résistance au cisaillement ( $\geq 10$  MPa). Par exemple :

Panavia V5 :  $0,8 \pm 0,4$  MPa

RelyX Ultimate Resin Cement :  $5,2 \pm 1,3$  MPa

G-CEM Link Force :  $3,7 \pm 1,4$  MPa

Super-Bond C&B :  $8,2 \pm 1,3$  MPa

Cela confirme que le simple collage sans modification de surface est insuffisant pour une adhésion durable au PEEK.

L'association d'un prétraitement (mécanique ou chimique) avec un agent de liaison approprié est essentielle pour obtenir une adhésion durable, conforme aux normes ISO 10477 ( $\geq 5$  MPa, idéalement 10–12 MPa).

### **3.2.7 Facteurs déterminants et faisabilité clinique**

La rugosité de la surface est un facteur essentiel pour renforcer l'adhésion : elle augmente considérablement la surface de contact, permettant une meilleure répartition des contraintes mécaniques et une amélioration de la résistance à la fatigue.

Cependant, les techniques avancées comme le plasma, le laser ou l'irradiation UV bien qu'efficaces nécessitent un équipement encombrant et coûteux, ce qui limite leur application en clinique quotidienne.

Ainsi, l'approche combinée de sablage et de mordantage chimique apparaît comme une méthode simple, économique et réalisable en cabinet, avec une efficacité prometteuse pour améliorer la liaison entre le PEEK et les ciments résineux.

L'adhésion entre le PEEK et les composites résineux peut être significativement améliorée par l'utilisation combinée de traitements de surface (sablage, plasma, acide sulfurique) et d'un système de liaison performant. L'ajout de charges céramiques, comme dans le BioHPP, ainsi que l'utilisation de pigments, permet d'améliorer à la fois les performances esthétiques et fonctionnelles du PEEK. Ces avancées font du PEEK un matériau de plus en plus pertinent en dentisterie moderne, notamment pour les restaurations prothétiques exigeantes. [60, 72, 78, 98, 99,100].

---

***Chapitre IV :***  
***Études cliniques et perspectives d'avenir***

---

## **1. Etudes cliniques et résultats obtenus :**

Les études cliniques jouent un rôle essentiel dans l'évaluation et la validation des matériaux innovants comme le PEEK, permettant de mesurer leur efficacité, leur durabilité et leur sécurité dans des applications.

Ce chapitre se concentre sur les résultats obtenus à travers divers recherches cliniques, notamment dans le domaine des implants, des prothèses et d'autres applications. Il aborde également la longévité des restaurations en PEEK, un aspect crucial pour son adoption à plus grande échelle.

### **1.1 Analyses des essais cliniques : implants, prothèses et autres applications :**

#### **1.1.1 Implants dentaires :**

##### **1.1.1.1 Biocompatibilité et intégration tissulaire :**

Conformément aux normes internationales (FDA, ISO, CE), de nombreuses études ont confirmé la biocompatibilité des polymères PEEK, ils n'affectent pas les cellules osseuses et les fibroblastes, et sont considérés comme non cytotoxiques. Les implants en PEEK ne provoquent pas de réponse inflammatoire ni d'infection, et ne présentent aucun caractère mutagène.

Cependant, bien que le PEEK non modifié soit bio-inerte, il ne présente pas d'effets ostéoconducteurs ou ostéoinducteurs significatifs, contrairement aux matériaux d'implants conventionnels tels que l'oxyde de zirconium et le titane. Par conséquent, le taux de survie à long terme des implants en PEEK non modifié peut être remis en question [106].

##### **1.1.1.2 Résistance mécanique et performance clinique**

Le PEEK présente un ensemble de propriétés mécaniques intéressantes pour les applications dentaires. Sa faible densité en fait un matériau léger, tandis que son module d'élasticité similaire à l'os cortical lui confère une bonne capacité à répartir les charges. Sa résistance à la traction et à la flexion, bien qu'inférieure à celle du titane et des alliages chrome-cobalt, reste suffisante pour de nombreuses applications dentaires [54].

#### **1.1.2 Prothèse en PEEK : applications et résultats**

##### **1.1.2.1 Couronnes dento-portées en PEEK :**

Les couronnes dento-portées en PEEK, grâce à leur module d'élasticité similaire à celui de la dentine, pourraient représenter une option intéressante en remplacement des matériaux traditionnels. Leur comportement élastique est un avantage car il permet de protéger à la fois la dent de support et les dents adjacentes. Cependant, la mise en place d'un protocole de collage standardisé pour le PEEK est actuellement difficile en raison de la variété des recommandations dans la littérature scientifique [54].

### **1.1.2.2 Prothèses amovibles :**

Aujourd'hui, une grande partie des prothèses amovibles partielles sont formées d'une Armature en métal (généralement du chrome-cobalt), et d'un revêtement et des dents en Résine acrylique. Le métal comporte plusieurs inconvénients, comme une augmentation du poids de la prothèse, un rendu inesthétique des crochets, un goût métallique, voire des allergies chez certains patients. Le PEEK, léger, plus esthétique et non allergène, s'exempte de ces inconvénients et apparaît comme un matériau alternatif pour la fabrication d'armature de prothèse amovible partielle. D'autre part, les prothèses amovibles partielles à extension distale (Dans les cas d'endement de Kennedy I et II) présentent un risque de rotation autour de l'axe horizontal reliant les appuis primaires situés sur les dents bordant les endements. Cela peut conduire à la création d'un torque autour de ces dents piliers. De ce fait, l'élasticité du PEEK serait bénéfique pour diminuer la contrainte sur ces dents piliers, et pourrait donc être un matériau favorable pour Les patients présentant un endement terminal et un parodonte réduit.

Enfin le PEEK présente une faible affinité pour la plaque dentaire et contribuerait ainsi à la santé du parodonte et la propreté de la prothèse. Ainsi, en prothèse amovible partielle, le PEEK peut être choisi comme matériau alternatif au métal chez les patients se plaignant de goût métallique ou d'allergie [2].

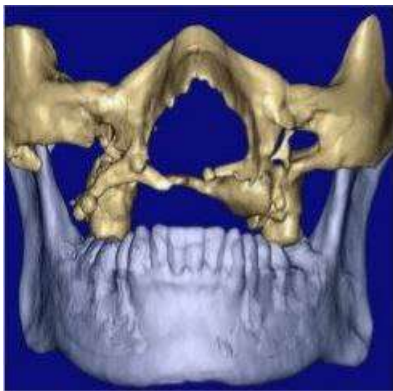
### **1.1.3 Autres applications cliniques du PEEK :**

#### **1.1.3.1 En chirurgie maxillo-faciale :**

En chirurgie crano-maxillo-faciale, les implants en PEEK offrent une alternative intéressante aux implants traditionnels en métal ou en chrome cobalt. Leur principal avantage réside dans leur facilité de fabrication, ce qui permet de concevoir des implants sur mesure, adaptés à l'anatomie spécifique de chaque patient. De plus, le PEEK possède une faible conductivité thermique, ce qui signifie qu'il ne transmet pas les variations de température aussi rapidement que le métal. Par conséquent, les patients équipés d'implants en PEEK sont moins susceptibles de ressentir des sensations de froid ou de chaleur désagréable au niveau de la zone implantée [106].

Un soldat de 32 ans s'est présenté à une clinique de chirurgie orale et maxillo-faciale avec une grave déficience maxillaire. Le patient a été touché par un tir de sniper, qui a traversé l'os zygomatique droit et est ressorti par le gauche, provoquant des lésions importantes au niveau du maxillaire (os alvéolaire, plancher nasal et paroi sinusienne) (Figures 53, 54). Il a subi deux interventions chirurgicales pour une greffe et une reconstruction osseuse à partir de la crête iliaque. Cependant, les deux opérations ont entraîné

une infection au niveau du site receveur et une résorption du greffon. La raison pourrait être la taille importante de la lésion, empêchant une vascularisation adéquate et une intégration optimale du greffon. Le patient a ensuite bénéficié d'un scanner spiralé multi coupes pour obtenir les dimensions exactes de la zone à implanter. Un modèle 3D du maxillaire reconstruit a été utilisé pour concevoir un implant sur mesure en PEEK, adapté à la forme et à la taille du patient. Enfin, la conception a été envoyée à un fabricant d'implants en PEEK réalisés par impression 3D (Limou Lab, Damas, Syrie). La guérison était satisfaisante lors du suivi postopératoire à 6 mois (Figure 55). À l'issue de cette période, quatre implants fixés sur le PEEK ont été exposés et des piliers de cicatrisation ont été posés. Deux semaines plus tard, une empreinte a été réalisée à l'aide d'un scanner intraoral, et une restauration temporaire a été fabriquée. Trois semaines après, la prothèse définitive, un bridge en acrylique, a été installée. Le patient a été suivi pendant six mois après la pose (soit un suivi total d'environ 13 mois après l'implantation du PEEK), sans qu'aucune complication ne soit signalée (Figure 56) L'impression 3D de PEEK pour la réparation maxillo-faciale peut réduire la modification pendant la chirurgie, assurant ainsi la stabilité postopératoire et l'effet esthétique. En cas d'infection du site donneur ou d'insuffisance des greffes autologues, les avantages de la recherche ne peuvent être ignorés [107].



*Figure 53: An x-ray showing the primary destruction of the maxilla[107].*



*Figure 54: Clinical photographs showing the severity of the defect and its effect on facial aesthetics resulting in a concave contour [107].*



*Figure 55: X-ray showing the fusion prosthesis Of PEEK implants with natural bone [107].*



*Figure 56:6 months after final installation (13months after PEEK implant Installation) [107].*

## **1.2. Revue des études sur la longévité des restaurations en PEEK :**

### **1.2.1 Durabilité et résistance à l'usure :**

Le PEEK présente des performances mécaniques remarquables, particulièrement adaptées aux exigences de la pratique dentaire.

La résistance à la flexion est par ailleurs un avantage de l'utilisation du PEEK en dentisterie. Le PEEK est un matériau très résistant à la flexion, ce qui permet de réaliser des prothèses qui peuvent supporter les forces masticatoires importantes. Une étude a visé à comparer les capacités de résistance à la charge de couronnes en PEEK, en céramique hybride et en zircone, fabriquées par conception et fabrication assistées par ordinateur (CFAO) [108].

Trois groupes (n=10) de polymère PEEK haute résistance, de céramique hybride et de zircone ont été fabriqués par CFAO. Une machine d'essais universelle a été utilisée pour évaluer la résistance à la fracture de tous les échantillons. Les spécimens ont été chargés jusqu'à fracture finale, et la charge à la fracture a été enregistrée. Les données de résistance à la fracture ont été analysées statistiquement par le test de comparaisons multiples de Tukey (HSD) [108].

Résultats : Aucune différence statistiquement significative n'a été observée entre le groupe PEEK et le groupe céramique hybride concernant la capacité de résistance à la charge. Le groupe zircone a présenté les valeurs les plus élevées de charge à la fracture [108].

## **4 Recommandations pour la pratique clinique :**

### **2.1 Cas clinique appropriés :**

#### **2.1.1 - Patients allergiques aux métaux**

Le PEEK est reconnu pour être un matériau non allergène, ce qui signifie qu'il ne provoque pas de réactions allergiques lorsqu'il est en contact avec les tissus biologiques. Cette

propriété est particulièrement importante dans les applications médicales et dentaires, où les matériaux doivent être bien tolérés par l'organisme sans déclencher de réponses immunitaires indésirables [109].

### **2.1.2 - Situations nécessitant une esthétique optimale :**

Le PEEK possède des propriétés optiques intéressantes. Sa teinte blanche naturelle offre une alternative pour les patients possédant des alliages métalliques en bouche.

Cependant la teinte étant terne le PEEK ne peut être utilisé comme matériau de restauration esthétique. Le manque de translucidité et de luminosité du matériau ne permet pas de réaliser des restaurations antérieures monolithiques [106].

### **2.1.3 Comparaison PEEK et zircone :**

Une étude a visé de comparer la résistance à l'usure, l'abrasivité, la stabilité de couleur et la résistance au déplacement des couronnes fraisées en zircone et en PEEK. Une préparation dentaire idéale d'une première molaire maxillaire a été réalisée et numérisée à l'aide d'un scanner intra oral pour créer un modèle numérique. La couronne prothétique a ensuite été conçue numériquement sur un logiciel CAO, et le fichier STL a été usiné en couronnes de zircone (\*CaroZiir S\*, Carol Zirconite Pvt. Ltd., Gujarat, Inde) et de PEEK (\*BioHpp\*, Bredent GmbH, Senden, Allemagne) à l'aide de machines de fraisage CNC à cinq axes.

La résistance à l'usure, la stabilité de couleur et la résistance au déplacement des couronnes monolithiques en zircone et en PEEK non chargé ont été comparées à l'aide d'un simulateur de mastication avec vieillissement thermo cyclique (120 000 cycles). L'usure de l'antagoniste, l'usure du matériau, la stabilité de couleur et le déplacement ont été évalués et comparés entre les groupes à l'aide du test U de Wilcoxon-Mann-Whitney.

Les résultats ont montré que la zircone était trois fois plus abrasive que le PEEK. La zircone présentait une résistance à l'usure deux fois supérieure à celle du PEEK. La stabilité de couleur de la zircone était meilleure que celle du PEEK. En revanche, le PEEK a démontré une meilleure résistance au déplacement que la zircone [110].

## **2.2. Précautions à prendre lors de la manipulation clinique :**

### **2.2.1 Techniques de collage optimales :**

#### **2.2.1.1 Préparation de surfaces :**

Pour tout matériau destiné au collage, le prétraitement de surface constitue une étape cruciale. Il permet non seulement d'éliminer les résidus de fabrication, les contaminants et les

couches superficielles de faible cohésion, mais aussi de préparer la surface en créant des sites favorables à l'adhésion, que ce soit par des interactions mécaniques, chimiques ou physiques. Comme le souligne Ourahmoune (2012), cette étape est essentielle pour garantir la qualité et la durabilité du collage [111].

Des études ont confirmé l'importance du prétraitement pour le PEEK. En 2010, Schmidlin et al. ont démontré que le collage du PEEK poli est impossible sans un prétraitement de surface approprié (Schmidlin et al., 2010). Plus récemment, en 2016, Rocha et al. ont étudié les méthodes de traitement de surface du PEEK en vue de son collage à la dentine humaine. Leurs travaux ont révélé que les échecs de collage se produisent principalement à l'interface entre le PEEK et la résine de collage, et non à l'interface entre la résine et la dentine, soulignant ainsi l'importance d'une préparation optimale de la surface du PEEK [50].

En odontologie, plusieurs méthodes de prétraitement ont été explorées pour améliorer l'adhésion du PEEK :

- **Traitements mécaniques** : Le sablage, qui consiste à projeter des particules abrasives sur la surface pour en augmenter la rugosité.

- **Traitements chimiques** : L'utilisation d'acide sulfurique pour modifier chimiquement la surface et créer des microporosités.

- **Traitements physiques** : Le plasma etching (gravure par plasma) et le laser, qui permettent de fonctionnaliser la surface sans altérer les propriétés mécaniques du matériau [50].

Les paramètres les plus souvent étudiés sont :

- l'état de surface après traitement (analyse au microscope électronique),
- la rugosité moyenne de la surface : on recherche une surface rugueuse qui permet une meilleure accroche de la résine de collage dans les anfractuosités induites par le traitement.
- la mouillabilité de la surface, mesurée par l'angle  $\theta$  ( $^{\circ}$ ) formé entre la surface et une goutte d'eau, qui décrit la capacité d'un liquide (l'adhésif) à s'étaler à la surface du matériau.
- la valeur de la SBS (Shear Bond Strength) qui est la résistance au cisaillement du joint de collage et qui décrit donc la qualité mécanique du collage [50].

**2.2.1.1.1 Le traitement mécanique** : Le sablage :

Le sablage à l'alumine ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) est l'une des méthodes de prétraitement les plus étudiées pour améliorer l'adhésion du PEEK. Ce procédé modifie la topographie de surface en augmentant la rugosité et la mouillabilité, tout en éliminant les contaminants organiques [50].

- Sablage à l'alumine

- Paramètres influents :
  - Taille des particules (généralement 50–110  $\mu\text{m}$ ),
  - Pression (optimale à 3,5 bar selon Stawarczyk et al., 2018),
  - Durée et distance de projection.
- Effets sur l'adhésion :
  - Augmentation significative de la résistance au cisaillement (SBS) par rapport au PEEK non traité (ex. : 17,4 MPa vs 8,3 MPa, Taha et al., 2022).
    - La granulométrie des particules a peu d'impact, contrairement à la pression appliquée [50].
    - . Comparaison avec d'autres particules
      - Les particules de diamant synthétique (10–20  $\mu\text{m}$ ) donnent une SBS inférieure (2,27 MPa) à l'alumine (3,91 MPa) (Parkar et al., 2021), mais l'étude utilisait une faible pression (1 bar) et un temps court (10 s) [50].
    - . Sablage avec adjonction de silice
      - La silice (ex. : sable CoJet®) est parfois ajoutée pour fonctionnaliser la surface, mais les études montrent des résultats contrastés :
        - Ates et al. (2018) : légère augmentation de SBS (12,07 MPa vs 10,97 MPa pour l'alumine seule).
        - Çulhaoglu et al. (2020) et Tosun et al. (2022) : pas de différence significative entre sablage classique et sablage à la silice.
      - . L'ajout de silice seul n'améliore pas significativement l'adhésion, mais il peut être utile en combinaison avec un primer hydrophile (meilleure mouillabilité).
        - Le sablage à l'alumine est efficace pour augmenter l'adhésion du PEEK, avec une pression élevée (3,5 bar) comme facteur clé.
        - La silice n'apporte pas d'avantage majeur en sablage seul, mais pourrait être pertinente dans des traitements combinés [50].

### **2.2 .1 .1.2 Le traitement chimique** : Traitement à l'acide sulfurique :

#### Mordançage de la surface du PEEK

Le PEEK, résistant à l'acide fluorhydrique et à l'acide phosphorique à 80%, est traité à l'acide sulfurique concentré (98%). Après application de l'acide, le substrat est rincé à l'eau déionisée. Ce traitement par un acide fort et polaire modifie la surface du matériau en la rendant polaire. L'acide sulfurique élimine les contaminants organiques, améliore l'ancrage mécanique et favorise l'adhésion en créant une couche superficielle poreuse et perméable, évoquant une

structure en "fibres d'éponge" (Figure 57) Cette rugosité accrue permet à la résine composite de pénétrer dans les microporosités, renforçant ainsi l'adhérence (Figure 58) (Silthampitag et al., 2016) [50].

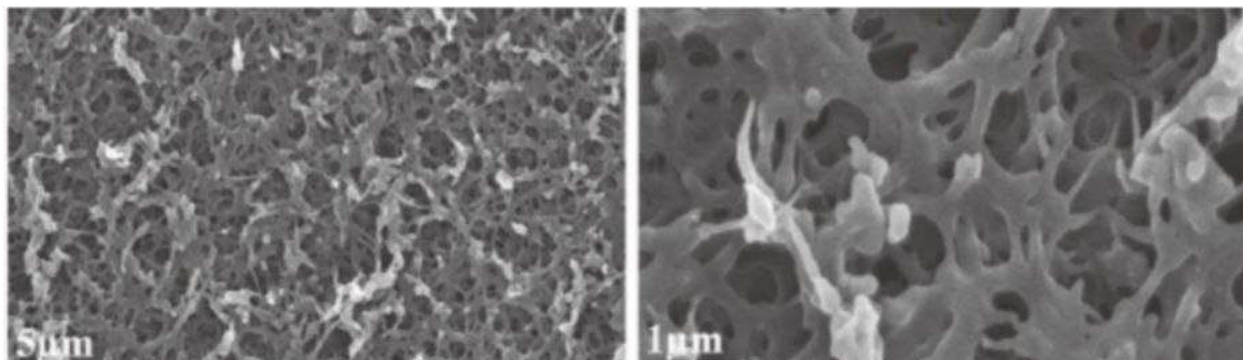


Figure 57: état de surface du PEEK au microscope après mordantage à l'acide sulfurique 98%, formation de microporosités, la surface a un aspect de réseau en « fibres d'éponge » (Silthampitag et al., 2016)[50].

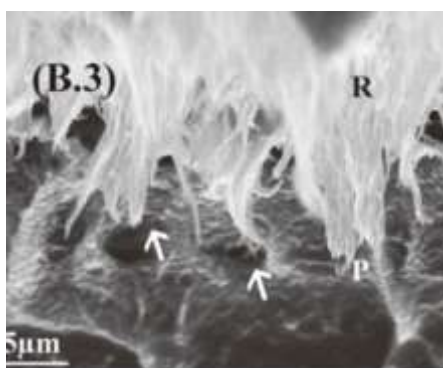


Figure 58 : digitations de résine composite de collage qui s'infilte dans la surface du PEEK après mordantage à l'acide sulfurique 98% (Silthampitag et al. 2016)[50] .

. La littérature montre une nette amélioration des propriétés d'adhésion du PEEK après traitement à l'acide sulfurique par rapport à une surface non traitée.

- Schmidlin (2010) a observé une résistance au cisaillement (SBS) de 18,2 MPa après traitement, contre une adhésion nulle (0 MPa) sans prétraitement.

- Ma et al. (2020) ont noté une diminution de la mouillabilité (angle de contact augmenté à 115,3° contre 92,9° sans traitement).

- Escobar et al. (2021) ont confirmé une augmentation de la rugosité (1,05 µm vs 0,06 µm) et une SBS élevée (21,43 MPa) après mordantage, alors que le collage était impossible sans traitement.

- Adem et al. (2021) ont également constaté une amélioration de la rugosité (0,73 µm vs 0,29 µm) et de la SBS (13,43 MPa vs 5,39 MPa) [50].

Effet de la concentration d'acide sulfurique (Chajareenont et al., 2018) :

- Une concentration plus élevée (70% à 98%) augmente la rugosité (0,04  $\mu\text{m}$  à 0,74  $\mu\text{m}$ ) et la SBS (1,75 MPa à 27,36 MPa).

Effet du temps d'application :

- Ma et al. (2020) : Un temps prolongé accroît la complexité de la microstructure poreuse.

- Zhang et al. (2021) : Un temps optimal existe (30 s pour le PEEK imprimé, SBS = 27,9 MPa). Un sur-traitement (> 300 s) réduit l'adhésion [50].

. Le traitement à l'acide sulfurique améliore significativement l'adhésion du PEEK en modifiant sa rugosité et sa morphologie de surface, mais un temps et une concentration optimale doivent être respectée pour éviter la dégradation de la surface [50].

**2.2.1.1.3 Les traitements physiques** : Le plasma etching (gravure par plasma) et le laser :

. Traitement par plasma etching :

Le plasma-etching est une technique de modification de surface qui augmente l'énergie libre du matériau, améliorant ainsi ses propriétés d'adhésion. Le plasma, un gaz ionisé contenant des électrons, des ions et des espèces neutres, est généré par un champ électrique intense. Lors de son application sur un polymère comme le PEEK, il crée une couche superficielle plus réactive, sans modifier significativement sa rugosité. Les gaz couramment utilisés incluent l'oxygène ( $\text{O}_2$ ), l'azote ( $\text{N}_2$ ), l'argon (Ar), l'hélium (He) et l'ammoniac ( $\text{NH}_3$ ) [50].

. Effets du plasma sur le PEEK :

1. Mouillabilité :

- Le traitement améliore considérablement la mouillabilité, réduisant l'angle de contact à près de  $0^\circ$  pour le plasma  $\text{O}_2$  (Bötzel et al., 2018).

- Le plasma He diminue également l'angle de contact (de  $88,6^\circ$  à  $37,2^\circ$  pour le CFR-PEEK) (Okwa et al., 2020) [50].

2. Adhésion (SBS) :

- Plasma  $\text{O}_2$  vs Ar/ $\text{O}_2$  :

- Pour le PEEK standard, le plasma  $\text{O}_2$  donne une SBS plus élevée (28,69 MPa) que Ar/ $\text{O}_2$  (24,48 MPa) (Bötzel et al., 2018).

- Pour le PEEK chargé en TiO<sub>2</sub>, le plasma Ar/O<sub>2</sub> est légèrement supérieur (31,54 MPa vs 30,38 MPa) [50].

- Plasma N<sub>2</sub>, Ar, Air et O<sub>2</sub> :

- Après 10 min de traitement, le plasma N<sub>2</sub> donne la meilleure SBS (10,04 MPa), suivi de Ar (9,56 MPa), Air (9,27 MPa) et O<sub>2</sub> (8,59 MPa) (Younis et al., 2019) [50].

3. Rugosité :

- Le plasma ne modifie que marginalement la rugosité (Fu et al., 2021).

. Influence du temps de traitement

- Un traitement prolongé (35 min) améliore significativement la SBS (jusqu'à 31,54 MPa) comparé à un traitement court (10 min, ~10 MPa).

- La mouillabilité se stabilise après 10 min (Fu et al., 2021) [50].

. Avantages et limites

- Avantages :

- Améliore nettement l'adhésion (SBS multipliée par 2) et la mouillabilité.

- Fonctionnalise la surface (la rend polaire), favorisant l'étalement des adhésifs.

- Limites :

- Peu d'effet sur la rugosité.

- Complexité de mise en œuvre et dépendance au temps de traitement.

- Le plasma-etching est une méthode efficace pour optimiser l'adhésion du PEEK, avec des performances variables selon le gaz et la durée d'exposition. L'oxygène et l'azote donnent les meilleurs résultats, mais l'efficacité dépend surtout de la durée du traitement [50].

. Traitement par laser

Le traitement laser du PEEK représente une méthode prometteuse pour modifier sa surface et améliorer ses propriétés d'adhésion. Différents types de lasers peuvent être employés, tels que les lasers CO<sub>2</sub>, Er:YAG, Nd:YAG, Nd:YVO<sub>4</sub> et KTP, avec des paramètres ajustables (puissance, fréquence, durée et profondeur de traitement). Plusieurs études ont démontré l'efficacité de cette technique, révélant une augmentation significative de la rugosité et de la résistance au collage (SBS) par rapport aux surfaces non traitées [50].

. Études comparatives sur l'effet du laser

- Tsuka et al. (2019) ont étudié l'impact d'un laser Nd:YVO<sub>4</sub> à différentes profondeurs (100, 150 et 200 µm). Les résultats montrent que :

- La rugosité augmente avec la profondeur (200 µm : 19,9 ± 1,7 µm vs. groupe non traité : 0,5 ± 0,1 µm).

- La résistance au collage (SBS) suit la même tendance (200  $\mu\text{m}$  :  $15,0 \pm 5,3$  MPa, contre  $4,5 \pm 2,9$  MPa sans traitement).

- Jahandideh et al. (2020) ont comparé deux lasers (Er: YAG et  $\text{CO}_2$ ) et ont observé des valeurs de SBS supérieures avec l'Er : YAG ( $14,4 \pm 1,7$  MPa) par rapport au  $\text{CO}_2$  ( $10,6 \pm 1,9$  MPa), toutes deux nettement supérieures au groupe non traité ( $7,7 \pm 1,8$  MPa).

- Ulgey et al. (2021) ont évalué trois lasers (Er : YAG, Nd:YAG et KTP) avec des paramètres identiques (3 W, 20 Hz, 30 s). Leurs observations révèlent :

- Une morphologie de surface différente selon le laser (rugosité homogène avec l'Er : YAG, porosité régulière avec le Nd : YAG, carbonisation avec le KTP).

- Des performances d'adhésion variables : Nd : YAG ( $16,35 \pm 0,63$  MPa) > Er : YAG ( $14,29 \pm 0,49$  MPa) > KTP ( $11,3 \pm 0,41$  MPa) > non traité ( $8,09 \pm 0,55$  MPa).

-D'autres études confirment ces tendances :

- Çulhaoglu et al. (2020) : SBS de  $11,46 \pm 1,97$  MPa avec un laser Yb :PL, contre  $5,09 \pm 2,14$  MPa sans traitement.

- Taha et al. (2022) : SBS de  $10,1 \pm 1,2$  MPa après traitement Er : YAG.

Bien que le traitement laser améliore systématiquement l'adhésion (SBS > 10 MPa), il reste généralement moins efficace que d'autres méthodes (telles que le sablage ou les traitements chimiques). Une combinaison de techniques pourrait optimiser davantage les performances [50].

### 2.2.1.2 Choix des adhésifs :

Contrairement aux résines composites, qui bénéficient de systèmes adhésifs spécifiques, il n'existe actuellement aucun adhésif dédié exclusivement au collage du PEEK en dentisterie. Les recherches se sont donc orientées vers l'évaluation d'adhésifs dits "universels" ou auto-mordant, mais les résultats montrent des limites significatives.

. Performances des adhésifs conventionnels

- Tsuka et al. (2017) ont testé plusieurs ciments résineux sur du PEEK sans traitement de surface préalable :

- \*Super-Bond C&B\* :  $8,2 \pm 1,3$  MPa (meilleure performance)

- \*RelyX Ultimate Resin Cement\* :  $5,2 \pm 1,3$  MPa

- \*G-CEM Link Force\* :  $3,7 \pm 1,4$  MPa

- \*Panavia V5\* :  $0,8 \pm 0,4$  MPa (performance la plus faible)

Aucun de ces systèmes n'a atteint le seuil minimal de 10 MPa recommandé pour une adhésion cliniquement acceptable, et la plupart des échecs résultaient de décollements.

. Ces résultats confirment qu'un adhésif seul, même "universel", ne suffit pas à assurer une rétention optimale du PEEK. Ainsi, les prétraitements de surface (sablage, laser, mordantage chimique) restent indispensables (Wang et al., 2022) [50].

### 2.2.1.3 Rôle crucial des primers d'adhésion

L'ajout d'un primer spécifique améliore significativement la qualité du collage :

- Caglar et al. (2019) ont démontré que \*Visio.link\* (primer initialement conçu pour les composites) permet d'obtenir :

- SBS =  $12,54 \pm 2,19$  MPa (contre  $5,58 \pm 0,38$  MPa sans primer).

- En combinaison avec un sablage ( $\text{Al}_2\text{O}_3$  50  $\mu\text{m}$ , 2,7 bar, 15 s), la SBS atteint  $19,86 \pm 2,52$  MPa.

- Ce primer contient du triacrylate de pentaérythritol (PETIA) et des monomères de MMA, favorisant une pénétration optimale dans la microstructure du PEEK et créant une liaison micromécanique renforcée [50].

- Zhang et al. (2021) ont combiné un mordantage à l'acide sulfurique (98 %) avec \*Visio.link\*, observant au microscope électronique la formation d'une couche hybride entre le PEEK et la résine, améliorant la résistance au cisaillement.

- Silthampitag et al. (2016) avaient déjà souligné l'efficacité des primers (\*Visio.link\*, \*Heliobond\*) pour optimiser l'adhésion du PEEK.

Les études convergent vers une conclusion claire :

. L'utilisation d'un primer adapté (comme \*Visio.link\*) est essentielle pour obtenir une adhésion fiable.

. La combinaison "prétraitement mécanique/chimique + primer" donne les meilleurs résultats, dépassant souvent 20 MPa en SBS [50].

## 2.2.2 Usinage et fabrication des restaurations en Peek :

-Paramètre d'usinage : Optimisation des paramètres d'usinage du PEEK

### 1. Recuit

Le recuit des tiges en PEEK est une étape critique pour :

- Réduire les contraintes internes et prévenir les fissures de surface.

- Minimiser les déformations lors de l'usinage.

- Améliorer la stabilité dimensionnelle, notamment pour les pièces complexes [112].

Pour les usinages prolongés, des recuits intermédiaires peuvent être nécessaires afin de maintenir les propriétés mécaniques du matériau.

## **2. Outils de coupe**

Le choix des outils dépend de la nature du PEEK et des tolérances requises :

- Carbure de silicium : Solution optimale pour l'usinage standard.
- Outils diamantés : Recommandés pour :
- Les grades renforcés de fibres de carbone (plus abrasifs)
- Les usinages à tolérances très serrées [112].

Précautions :

- Éviter la contamination croisée en utilisant des outils dédiés (ne pas les employer pour usiner des métaux).

## **3. Refroidissement**

Le PEEK présente une mauvaise dissipation thermique, nécessitant un contrôle strict de la température :

- Refroidissement obligatoire pour éviter la déformation ou la rupture.
- Solutions recommandées :
- Air comprimé : Méthode privilégiée pour les applications médicales (évite les risques de contamination par les liquides de refroidissement).
- Liquide de refroidissement standard : Possible pour les pièces non destinées au médical [112].

## **4. Forage**

Le perçage du PEEK requiert une attention particulière en raison de :

- Son faible allongement à la rupture, augmentant le risque de fissures.
- Sa sensibilité aux contraintes localisées, surtout pour les trous profonds ou les grandes sections.

Recommandations :

- Utiliser des vitesses de rotation modérées.
- Adopter une avance progressive pour limiter l'échauffement.
- Privilégier des mèches affûtées et adaptées (ex. carbure revêtu) pour éviter l'arrachement de matière [112].

### **2.2.3 Manipulation et entretien en clinique :**

#### **2.2.3.1. Précautions d'utilisation et maintenance du PEEK**

##### **1. Sécurité et précautions de manipulation :**

Bien que le PEEK soit un matériau sûr et biocompatible, certaines mesures de protection sont recommandées lors de sa manipulation :

- Port d'équipements de protection individuelle (EPI) :
- Gants (pour éviter les irritations cutanées avec les granulés).
- Masque anti-poussière (lors du ponçage ou de l'usinage).
- Lunettes de sécurité (protection contre les projections) [113] .

##### **2. Gestion des déchets de PEEK**

Le PEEK étant non biodégradable, son élimination doit respecter des protocoles stricts :

- Stockage des chutes et déchets :
- Conservation dans des conteneurs hermétiques pour éviter l'oxydation ou l'humidification.
- Élimination :
- Suivre les réglementations locales (tri des plastiques techniques, incinération contrôlée, ou recyclage spécialisé si disponible) [113].

##### **3. Maintenance et préservation du PEEK**

###### **1. Nettoyage et stérilisation**

Le PEEK supporte plusieurs méthodes de décontamination, adaptées aux applications médicales ou industrielles :

- Nettoyage :
- Détergents doux (pH neutre).
- Alcool isopropylique (pour un nettoyage approfondi).
- Ultrasons (efficace pour les pièces complexes).
- Stérilisation :
- Autoclavage (jusqu'à 134°C, cycles standards) [113] .
- Oxyde d'éthylène (Et O) (alternative pour les pièces sensibles à la chaleur).

###### **2. Conditions optimales de stockage**

Pour préserver ses propriétés mécaniques et chimiques, le PEEK doit être stocké dans des conditions contrôlées :

- Environnement frais et sec (éviter l'humidité).

- Protection contre la lumière UV (emballage opaque ou conteneur sombre).
- Conservation dans son emballage d'origine (ou récipient scellé sous atmosphère neutre) [113].

### 3. Facteurs de dégradation à éviter

Les performances du PEEK peuvent être altérées par :

- Produits chimiques agressifs (solvants chlorés, acides concentrés).
- Températures extrêmes (> 250°C en usage prolongé).
- Exposition aux UV (risque de fragilisation en extérieur) [113].

. Ces protocoles garantissent une utilisation durable et sécurisée du PEEK, tout en maintenant ses propriétés exceptionnelles dans le temps [113].

Les études cliniques analysées dans ce Chapitre confirment que le PEEK est un matériau prometteur dans divers domaines médicaux, notamment en implantologie dentaire et orthopédique, en prothèses craniofaciales. Ses principaux atouts résident dans sa biocompatibilité, sa légèreté et son module d'élasticité proche de celui de l'os, réduisant les risques de complications mécaniques. Cependant, ses limites, comme une ostéointégration légèrement inférieure à celle du titane et une résistance mécanique modérée, imposent une sélection rigoureuse des indications cliniques.

Les recommandations pratiques pour un collage optimal d'une prothèse fixe (inlay core, ...) en PEEK soulignent l'importance d'une préparation de surface optimale, d'un choix adapté des adhésifs et d'une fabrication précise pour maximiser la longévité des restaurations en PEEK. Bien que son coût et certaines contraintes techniques puissent limiter son adoption généralisée, les avantages esthétiques et fonctionnels du PEEK en font une alternative de choix pour des cas spécifiques, notamment chez les patients allergiques aux métaux ou nécessitant des solutions esthétiques haut de gamme.

Les perspectives d'avenir pour le PEEK incluent des améliorations par renforcement composite et des traitements de surface innovants pour optimiser ses performances. Ainsi, avec des recherches continues et des protocoles cliniques affinés, le PEEK pourrait consolider sa place comme matériau de référence dans les applications médico-dentaires avancées.

---

# ***PARTIE PRATIQUE***

---

## Premier cas clinique : Réalisation d'un châssis en PEEK

### 1. Anamnèse :

Il s'agit de la patiente Y D, âgée de 54 ans, qui a consulté au service de prothèse à la clinique dentaire du CHU de Tizi-Ouzou pour une réhabilitation prothétique des deux arcades, l'interrogatoire révèle que la patiente présente une hyper-thyroïdie et elle est sous Levothyrox® 50 µg .

### 5 Examen clinique :

#### 2.1. Examen exo-buccal :

- Symétrie faciale.
- Dimension verticale d'occlusion DVO correcte.
- Absence d'adénopathies.
- Tonicité musculaire un peu diminuée.
- Ouverture buccale dans les limites normales.
- Absence de signes d'atteinte de l'ATM.

#### 5.1 Examen endo-buccal :

- Hygiène bucco-dentaire insuffisante, avec présence du tartre et d'inflammation gingivale.
- Réflexe nauséux.
- Dents cariées : 34, 41, 44.
- Dents absentes : 14, 16, 24, 25, 26, 33, 35, 36, 45 et 46.
- Dents obturées : 15, 17, 22, 23, 27, 37, 43 et 47.
- Dents couronnées : 11, 12, 13, 21 en CCM au CHU de Tizi-Ouzou service de prothèse en 2020.
- Les dents restantes sont en bon état parodontal, sans mobilité pathologique.
- On note quelques malpositions : 31 et 32 disto-versées, 34 mésio-versée, 17 et 47 en rotation, 15 en égression.



Figure. 1 : Vues cliniques intra-orales pré-prothétiques.

## 6 Examen radiologique :



*Figure. 2: Radiographie panoramique pré-prothétique.*

- Panoramique dentaire montrant un bon état osseux général.
- Pas de lésions para-apicales visibles.
- Confirme l'édentement partiel mandibulaire et maxillaire et la présence de caries sur les dents déjà citées.
- Absence d'éléments radiculaires résiduels.

## 7 Diagnostic :

Un édentement encastré bilatéral, correspondant à une classe III de Kennedy-Applegate à la mandibule, et une classe III de K-A modification 1 au maxillaire.

## 8 Plan de traitement et décision prothétique :

Mandibule : réalisation d'une PPA à châssis en PEEK.

Maxillaire : confection d'une PPA entièrement en résine acrylique

## 9 Etapes cliniques et laboratoires :

1) Remise en état de la cavité buccale : détartrage, soins des caries et remplacement de l'amalgame par un composite sur la 37 (présence d'une carie secondaire).

2) Prise d'empreintes primaires à l'alginat avec porte-empreintes standards.



*Figure. 3 : Empreintes primaires des deux arcades dentaires.*

- 3) Coulée des modèles primaires en plâtre dur.
- 4) Etude sur paralléliseur du modèle inférieur : Analyse des axes d'insertion, détermination des zones de rétention, planification des appuis, crochets et connecteurs ainsi que la réalisation d'une clé en silicone pour guider les préparations en bouche selon l'axe d'insertion choisi.



*Figure. 4 : Etude sur paralléliseur du modèle inférieur et réalisation d'une clé en silicone C.*

- 5) Modifications en bouche sur dents piliers pour obtenir un axe d'insertion favorable (pas de retouche sur modèle).



Figure. 5 : préparation des appuis occlusaux sur les dents porteuses de crochets selon l'axe d'insertion défini avant.

6) Empreinte secondaire de précision de l'arcade inférieure, avec des silicones C en Wash-technique (haute et basse viscosité).



Figure. 6 : Empreinte secondaire de l'arcade mandibulaire.

## 7) Coulée du modèle secondaire et numération 3D.

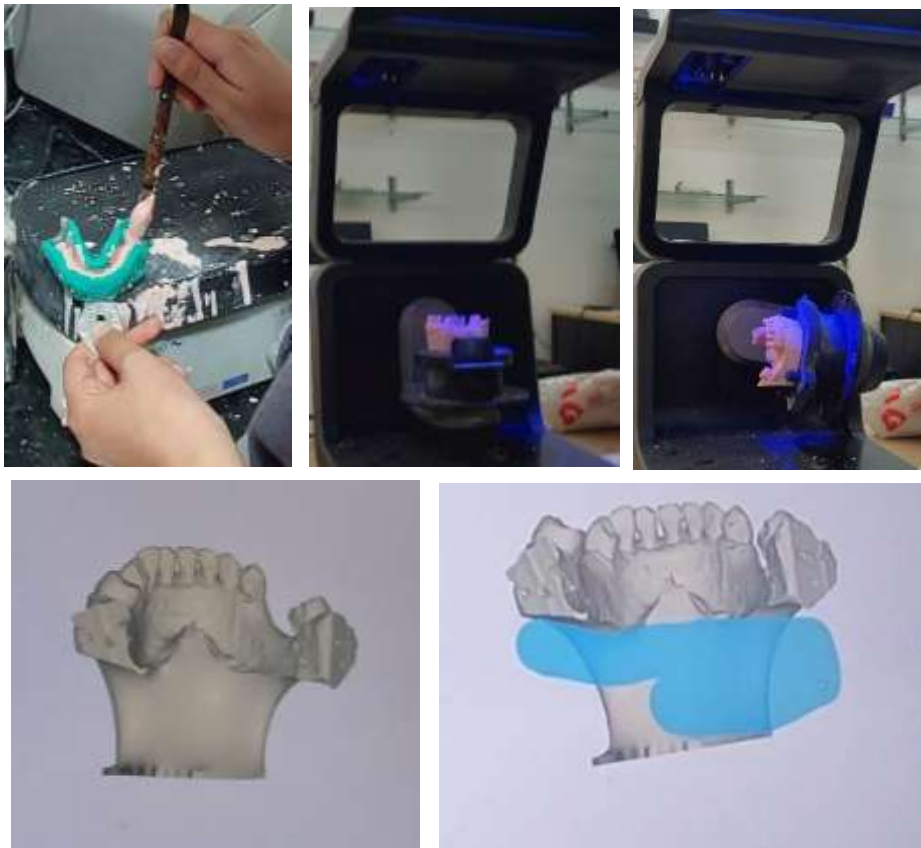


Figure. 7 : coulée et scanner du modèle secondaire.

## 8) Conception numérique (CAO) du châssis en PEEK :

- Détermination de l'axe d'insertion.

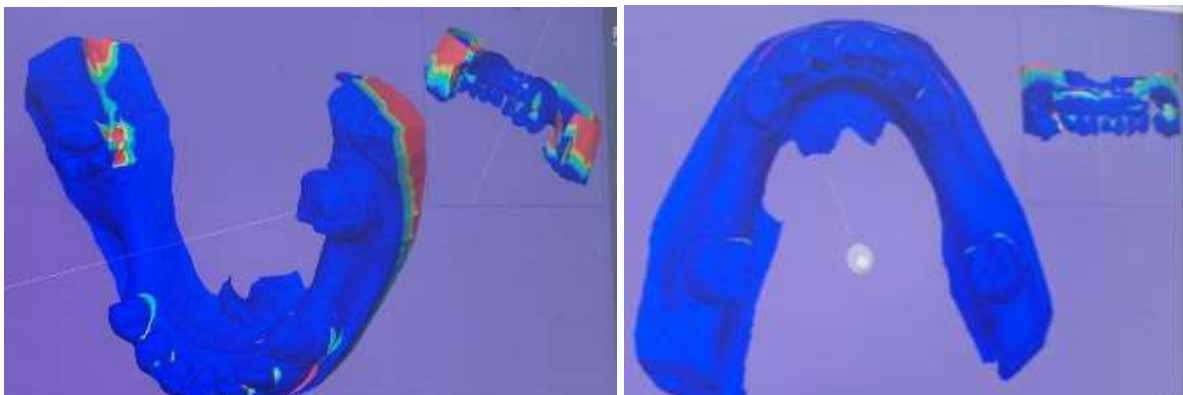


Figure. 8 : choix d'un axe d'insertion.

- Suppression des contre-dépouilles ;



Figure. 9: suppression des contre-dépouilles.

- Dessin des selles, connecteurs, crochets et appuis,



Figure. 10: dessin des différents éléments du châssis.



Figure. 11: insertion du châssis final sur le modèle numérique initial (avant suppression de contre-dépouilles).

9) Fabrication du châssis en PEEK par fraisage en CFAO, appelé aussi fraisage CNC (Computer Numerical Control) : c'est une technique soustractive, d'un bloc de PEEK.



Figure. 12 : présentation d'un bloc de PEEK neuf et d'un autre déjà utilisé pour la confection des inlay-cores

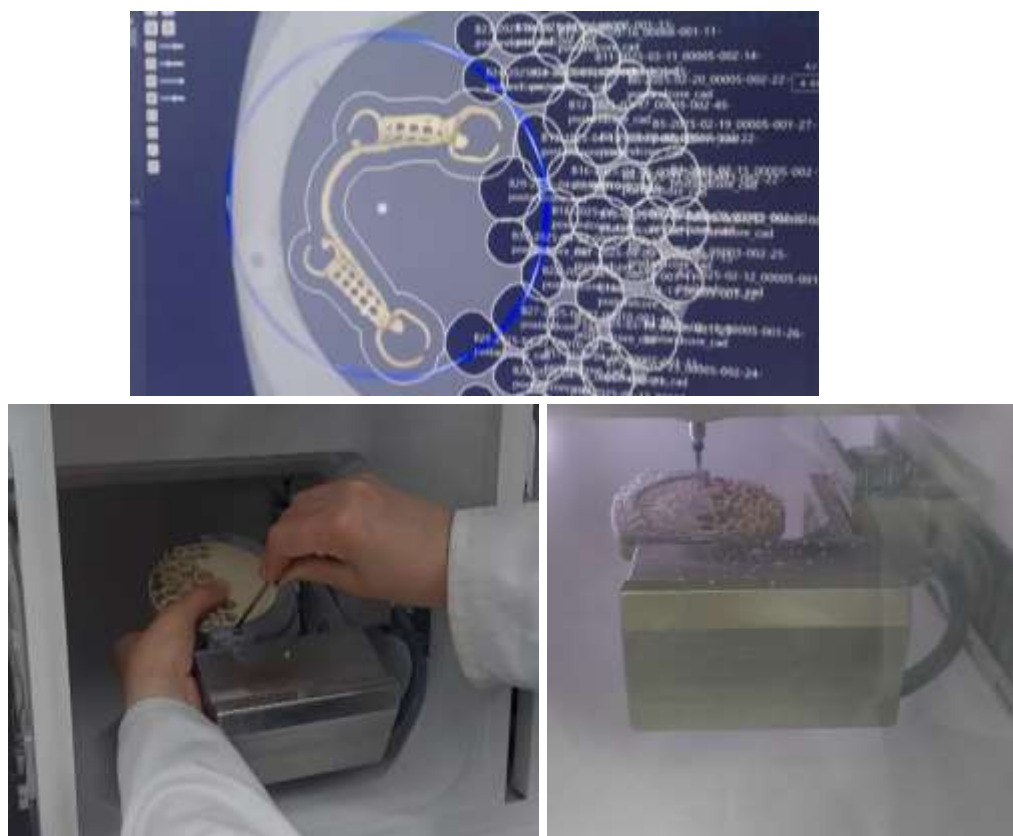


Figure. 13 : Fabrication du châssis en PEEK par fraisage en CFAO.

10) Finitions

et

polissage.



*Figure. 14 : résultat final du châssis après finitions.*

11) Essayage du châssis en bouche : Le châssis s'ajuste adéquatement, tant au niveau des selles que appuis et des crochets et il est stable en bouche des appuis et des crochets et il est stable en bouche



*Figure. 15 : Essayage du châssis en PEEK en bouche.*

12) Enregistrement de l'occlusion, mise en occluseur et montage des dents prothétiques.



*Figure. 16 : Enregistrement de l'occlusion.*

## 13) Essai fonctionnel et esthétique du montage en cire.



*Figure. 17 : essai fonctionnel du montage en cire.*



*Figure. 18 : présentation du montage en cire après correction des défauts d'occlusion lors de l'essai fonctionnel.*

## 14) Finition et polymérisation des deux PPA.

## a) Finition



*Figure. 19 : Finitions, ajouts de crochets de rétention à la prothèse maxillaire*

b) Mise en moufle et polymérisation :

➤ Prothèse maxillaire :



*Figure. 20: mise en moufle de la PPA supérieure en quelques images (technique classique)*

➤ Prothèse mandibulaire : châssis PEEK



Figure. 21 : confection de la PPA inferieure en technique mini major.



Figure. 22: Finition et polissage de la PPA mandibulaire

### Étapes suivies dans cette technique mini major :

- Confection des clés en plâtre à partir du montage pour maintenir la position des dents prothétiques.
- Collage des dents à l'intérieur des clés pour garantir leur stabilité lors du transfert.
- Application d'une première couche de résine sur le modèle, suivie du repositionnement de l'armature en PEEK dans la résine.
- Complément de bourrage de résine puis repositionnement des clés contenant les dents sur modèle.
- Repositionnement des clés pour replacer fidèlement les dents sur le modèle.
- Polymérisation par ébullition suivie d'un refroidissement progressif.
- Démoulage, finition, et polissage de la prothèse.

### 10 Résultats et suivi :



*Figure. 23 : résultats prothétiques en bouche.*

A la livraison des prothèses, les points suivants ont été vérifiés :

- Adaptation tissulaire : contrôle de la stabilité, de la rétention et de l'extension de la prothèse : absence de zones de surpression visibles à l'essai.

- Occlusion : vérification des contacts occlusaux en statique et on dynamique à l'aide de papier articulé ; ajustement des interférences éventuelles en latérotusion et propulsion.
- Esthétique: évaluation de l'intégration esthétique des dents prothétiques,
- Confort du patient : appréciation de la tenue de la prothèse en bouche et l'absence de douleur ou gêne immédiate.
- Instructions données à la patiente : conseils d'hygiène prothétique, recommandations concernant le port nocturne, et explications sur la période d'adaptation.
- Rendez-vous de contrôle programmé : une visite de suivi a été planifiée après quelques jours pour vérifier les éventuelles zones de blessures et réajuster si besoin.



*Figure. 24: Images avant et après illustrant les résultats du traitement prothétique.*

## Deuxième cas clinique : Réalisation d'inlay-core en PEEK

### 1. Anamnèse :

Il s'agit de la patiente T S, âgée de ans, qui a consulté au service de prothèse à la clinique dentaire de CHU Tizi-Ouzou pour prise en charge prothétique, l'interrogatoire révèle que la patiente ne présente aucune maladie sur le plan général.

### 2. Examen clinique

#### 2.1. Examen exo-buccal

- Symétrie faciale conservée
- DVO correcte
- Pas d'adénopathies
- Tonicité musculaire
- Ouverture buccale normale
- Claquement a l'ouverture /fermeture au niveau de l'ATM



Figure. 25: Vues cliniques intra-orales pré-prothétiques.

#### 2.2. Examen endo-buccal : a montré

- Hygiène bucco-dentaire insuffisante
- Réflexe nauséux.
- L'examen dentaire met en évidence :

Au maxillaire, des couronne jaquette sur les dents 14 et 24, une obturation composite sur la 16 et a l'amalgame sur la 26 et une carie sur la 27. la 21 présente une palatoversions.

A la mandibule, la 36 est obturée à l'amalgame, et les dents 37, 38, 46 et 47 présentent des lésions carieuses. Un encombrement est observé au niveau de dents antérieures.

- Les dents restantes sont en bon état dentaire et parodontale.

### 3. Examen radiologique



Figure. 26 : Radiographie rétro-alvéolaire pré-prothétique.

#### ➤ Radiographie rétroalvéolaire

- Obturation canalaire visible

Ne s'étend pas jusqu'à l'apex, mais reste homogène et étanche.

Pas d'espaces vides ni de défaut d'obturation latérale visibles.

- Zone péri-apicale

Absence de réaction péri-apicale.

Lamina dura intacte, sans élargissement du desmodonte.

- Dentine radulaire

Parois radiculaires résiduelles d'épaisseur suffisante pour un ancrage fiable.

Racine d'une longueur adéquate, permettant la réalisation sécurisée d'un ancrage radulaire (tenon ou inlay-core).

- État coronaire

Paroi distale très délabrée, au ras de la gencive, à prendre en considération pour la définition de la future limite cervicale.

#### Synthèse

Conditions favorables à la réalisation d'un inlay-core radulaire en PEEK.

Surveillance nécessaire du niveau gingival distal pour garantir l'étanchéité marginale de la future couronne.

#### 4. Diagnostic

La dent est non vitale et déjà obturée canalairement. La couronne est profondément délabrée, rendant la rétention coronaire insuffisante. Cela justifie la mise en place d'une reconstitution corono-radicaire de type inlay-core (faux moignon radicaire), en vue de la réalisation d'une couronne unitaire.

#### 5. PLAN DE TRAITEMENT

##### - Objectifs

Restaurer la fonction, étanchéité, et esthétique.

Préserver le maximum de structure dentaire.

##### - Séquence

1. Désobturation partielle du canal (2/3 coronaires).
2. Préparation du canal pour inlay-core en PEEK.
3. Préparation simultanée des parois résiduelles pour couronne en zircone.
4. Prise d'empreinte commune pour la fabrication conjointe de l'inlay-core + couronne zircone (collés secondairement).

#### 6. ÉTAPES CLINIQUES

##### 6.1. Préparation conjointe du canal et des parois pour inlay-core PEEK + couronne zircone

##### 6.1.1 Plateau technique global

##### Instrument de base

Miroir, sonde, pince à coton

Porte-fraises turbine et contre-angle

##### Instrument canaux

Forêts de Gates-Glidden n°1, 2, 3 selon le diamètre

Forêts Largo Pour l'élargissement progressif

Stoppeur de longueur Pour respecter la LT définie

Irrigants : NaOCl 2,5% pour le nettoyage canalaire

Cônes de papier absorbants Séchage du canal

Radiographie rétroalvéolaire Contrôle post-désobturation

##### Instrument coronaires :

Fraise boule diamantée

Fraise chamfrein ou congé (grain fin à extra-fin)

Fil de rétraction gingivale (n°0 ou 1)

Hémostatique (eau oxygénée)

Seringue à eau ,Miroir/salivaire ,Pince à fil, spatule plastique



*Figure. 27: plateau technique pour la préparation coronaire et radiculaire*

### 6.1.2 Préparation canalaire pour l'inlay-core (PEEK)

1. Prise de la Longueur de Travail (LT) de la radiographie de contrôle et calcul des 2/3coronaires



*Figure. 28 : prise de la LT pour préparation.*

2. Désobturation manuelle de la gutta-percha avec lime H ou lime K
3. Élargissement canalaire :
  - Forets Gates Glidden pour amorçage (n°1 à 3)
  - Puis forets Largo pour calibrer la préparation (n°1 ou 2)
4. Contrôle radiographique pour vérifier la profondeur de la désobturation et le centrage



Figure. 29: radiographie de contrôle.

#### 5. Irrigation et séchage du canal

**Objectif** : créer un logement propre, centré, d'environ 10–12 mm pour recevoir l'ancrage radiculaire en PEEK

#### 6.1.3 Préparation des parois résiduelles pour la couronne

1. Évaluation des parois dentaires (3 mm) → conservation des tissus



Figure. 30 : état initial des parois

2. Nettoyage léger avec fraise boule si besoin

3. Insertion du fil de rétraction gingivale (n°0 ou 1) pour bien dégager les limites



*Figure. 31: insertion du fil de retraction gingivale .*

4. Préparation minimale des parois avec fraise (grain fin) pour :Lissage et Suppression des contre-dépouilles

5. Définition de la limite cervicale :Fraise chamfrein ou congé fin sur les bords disponibles

6. Application d'hémostatique si besoin



*Figure. 32 : suppression des contre-dépouilles*

## 7. Finition de la préparation :

- Fraise à grain extra-fin : Polissage doux



*Figure. 33 : finition et polissage .*

## 5. Contrôle final de la préparation (avant empreinte ou scan)

**Canal** : logement propre, bien centré, sans contre-dépouille

**Parois** : limites visibles, surfaces lisses, congé régulier



*Figure. 34: résultats final de preparation .*

## 6.2 Empreinte canalaire

### 6.2.1 Plateau technique

Tenon calcinable (préajusté)

Silicone light (basse viscosité)

Silicone heavy ou putty (haute viscosité)

Porte-empreinte rigide adapté

Fil de rétraction gingivale (déjà placé)

Résine fluide (optionnel)



Figure. 35 : plateau pour empreinte secondaire.

### 6.2.2 Étapes opératoires :

1. Choix et ajustement du tenon calcinable à la longueur du canal préparé



Figure. 36 : ajustage du tenon calcinable.

2. Injection initiale du silicone light dans le canal
3. Insertion du tenon calcinable dans le canal
4. Rajout de silicone light autour du tenon calcinable et sur les limites cervicales



Figure. 37 : injection de silicone light.

5. Chargement simultané du silicone heavy dans le porte-empreinte avec ptite couche de silicone lighte
6. Mise en bouche immédiate du porte-empreinte
7. Maintien stable jusqu'à polymérisation complète



*Figure. 38 :prise d'empreinte inférieure.*

8. Retrait de l'empreinte et vérification :

Enregistrement du canal

Limites cervicales visibles

Absence de bulles



*Figure. 39 : résultats d'empreintes supérieur et inférieure*

Afin d'optimiser l'adaptation du tenon, une empreinte optique secondaire du canal radiculaire sera effectuée à l'aide d'un scanner intra-oral.



Figure. 40 : scanner intra-orale

## 7. ÉTAPES LABORATOIRES

### Traitement de l’empreinte (Modèle numérique)

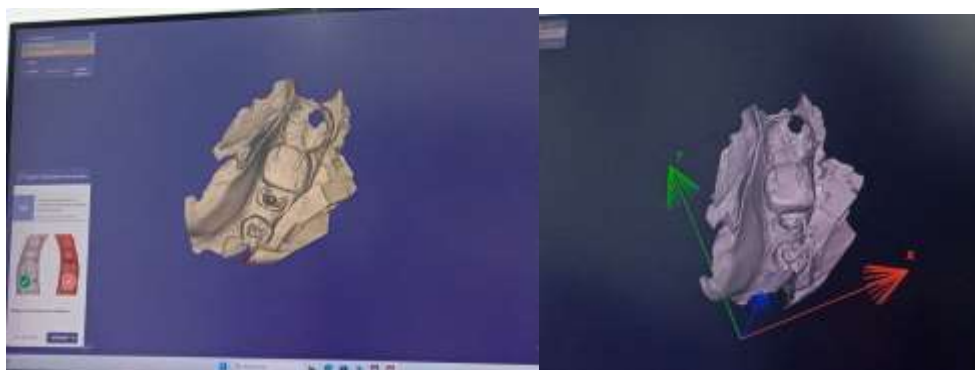


Figure. 41: Numérisation de l’empreinte

### Nettoyage numérique :

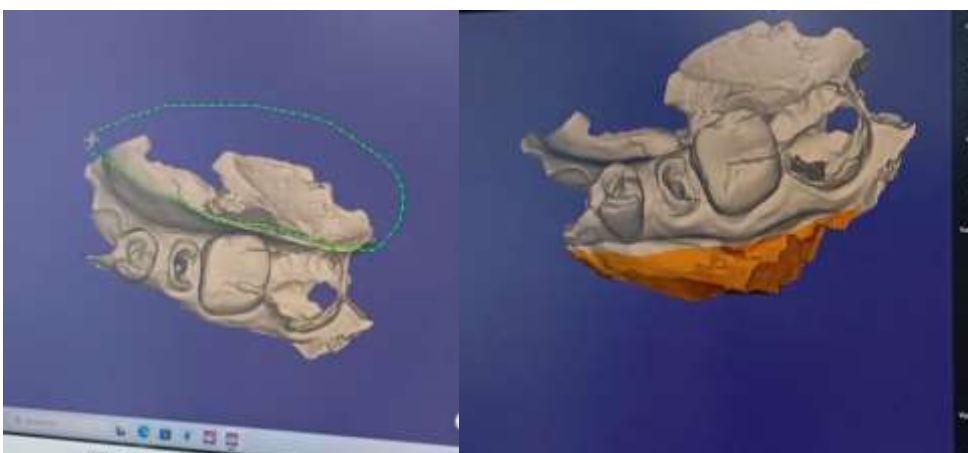


Figure. 42: Suppression des contre-dépouilles, artefacts, bavures

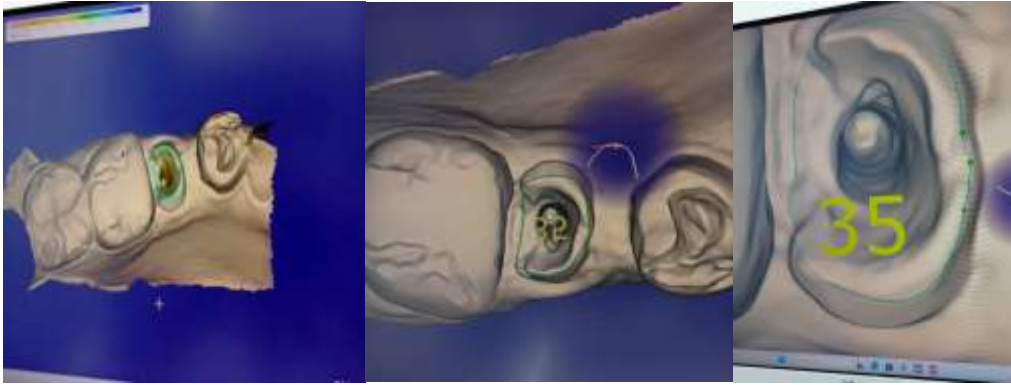


Figure. 43: Délimitation des limites cervicales et du canal

## 2. Conception de l'inlay-core en PEEK

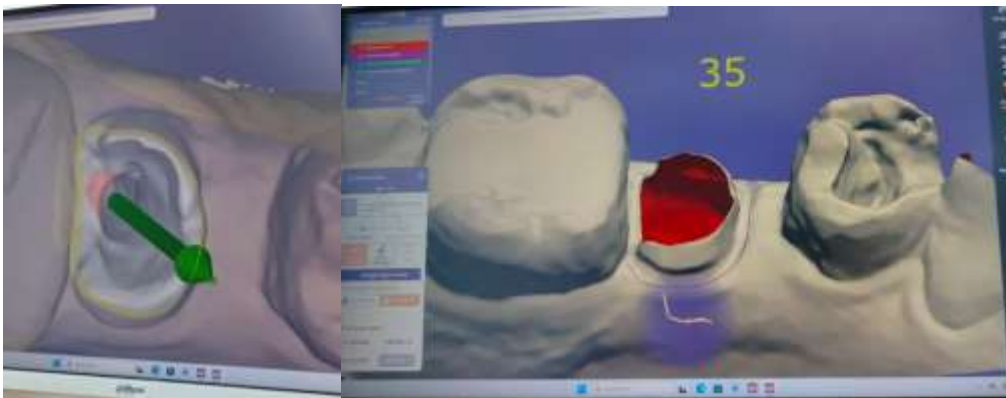


Figure. 44 : Conception de la partie radiculaire adaptée au canal (longueur, conicité, friction contrôlée).

Conformation anatomique du moignon pour couronne zircone



Figure. 45 : confection du moignon.

## Lissage et finition numérique

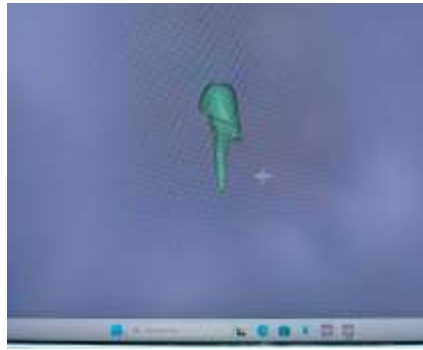


Figure. 46 : résultat final inlay-core et moignon.

### 3. Conception de la couronne en zircone

Conçue directement sur l'inlay-core numérique

Ajustement :

Contacts proximaux

Occlusion statique et dynamique

Simulation complète sur articulateur virtuel

Choix de la teinte (si stratification céramique)



Figure. 47: confection de la couronne et contrôle occlusale.

#### 4. Usinage CFAO

a. Usinage de l'inlay-core en PEEK :

Bloc industriel

Usinage 5 axes



Figure. 48 : usinage de l'inlay core a partir d'un bloc industriel du PEEK.

**Traitement de surface post-usinage :**

**Objectif** : améliorer l'adhésion et la micro-rétention en vue du collage

**b. Usinage de la couronne zircone :**

Fraisage haute précision

Sinterisation (frittage)

Finition : polissage ou stratification esthétique

**8. Essayage et collage de l'inlay-core en PEEK**

Essayage clinique : adaptation passive.



Figure. 49: essai clinique du l'inlay-core.

## Matériaux nécessaires pour collage

Primer pour PEEK : Monobond N

Composite de collage : Variolink Esthetic LC (photopolymérisable)

Adhésif dentinaire : Multilink N Primer A + B



Figure. 50 : plateau technique pour collage d'inlay-core

## Étape 1 : Préparation de la dent

### 1. Isolation :

Mettre en place une digue en caoutchouc si possible.

### 2. Désinfection de la cavité :

- Utiliser une pâte prophylactique sans fluor/alcool chirurgicale .
- Assechement du canal



Figure. 51 : désinfection et séchage du canal avec du l'alcool chirurgical.

### 3. Conditionnement de la dentine :

- Mélanger Multilink N Primer A + B en quantités égales.
- Appliquer sur les parois dentinaires pendant 30 secondes.
- Sécher doucement à l'air sans dessécher.

- Ne pas photopolymériser à cette étape.



Figure. 52: conditionnement de la dentine avec un adhésif dentinaire

## Étape 2 : Préparation de la pièce prothétique (inlay-core en PEEK)

### 1. conditionnement mécanique :

Sablage de l'inlay-core obtenu avec oxyde d'aluminium 50  $\mu\text{m}$  à 3.5 bars



Figure. 53 :sablage à l'aluminium.

### 2. Conditionnement chimique :

Appliquer Monobond N sur la surface interne du PEEK.

Laisser agir 60 secondes, puis sécher à l'air.

Remarque : Le PEEK est chimiquement inerte, le sablage est donc indispensable pour améliorer la rétention.

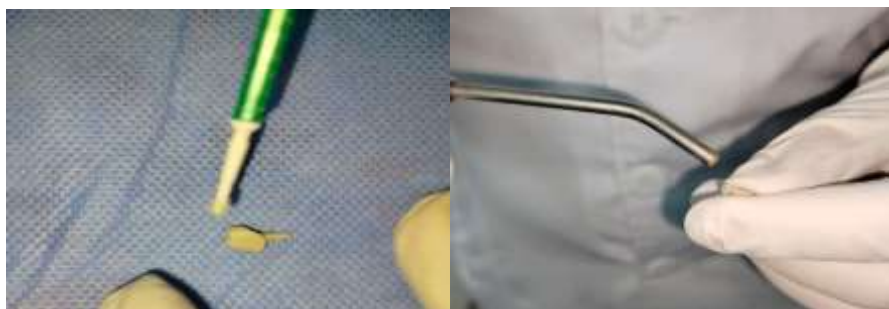


Figure. 54: conditionnement chimique de l'inlay-core.

### Étape 3 : Collage

#### 1. Application du composite :

Appliquer Variolink Esthetic LC dans la pièce ou dans la cavité.



Figure. 55: application du colle.

#### 2. Mise en place de la pièce :

Insérer l'inlay-core en position correcte.

#### 3. Photopolymérisation :

Selon les recommandations du fabricant (généralement 40 secondes par face).

Une bonne polymérisation est assurée grâce à la transparence ou faible épaisseur du matériau.



Figure. 56 : polymérisation après mise en place de la pièce.

#### Étape 4 : Finitions

1. Éliminer les excès de composite à la sonde ou au pinceau pendant la photopolymérisation.
2. Vérifier les contacts occlusaux.
3. Polir les marges si nécessaire.



Figure. 57 : élimination du colle et finition du moignon.

### 9. Scellement conventionnel avec MégaFixe :

#### 1. Préparation de la couronne zircone :

Essayage clinique (vérification des points de contact, adaptation cervicale et occlusion).

Nettoyage simple à l'eau ou à l'alcool.



Figure. 58 : essai clinique de la couronne.

#### 2. Scellement avec MégaFixe® :

Chargement de la couronne avec le ciment MégaFixe® (verre ionomère conventionnel).

Mise en place immédiate sur le moignon PEEK.

Maintien sous pression douce pendant la prise initiale.

Élimination des excès de ciment dès qu'il entre en phase de gel.

Durcissement complet sans photopolymérisation.

Finition et contrôle occlusal final.



*Figure. 59 : scellement de la couronne en zircone.*



*Figure. 60: images avant et après illustrant le résultat de traitement prophétiq.*

## **10. CONTRÔLE POST-OPÉRATOIRE**

Contrôle occlusion.

Conseils d'entretien.

Hygiène interdentaire.

Réévaluations à 1 mois, puis tous les 6 mois.

## Troisième cas clinique

### 1. Anamnèse :

Monsieur F.D, âgé de ans, qui consulté au niveau de service de prothèse a la clinique dentaire de Tizi-Ouzou pour prise en charge prothétique, l'interrogatoire révèle que le patient ne présent aucune maladie sur le plan général.

### 2. Examen clinique

#### 2.1. Examen exo-buccal

- Symétrie faciale.
- Dimension verticale d'occlusion DVO correcte.
- Absence d'adénopathies.
- Tonicité musculaire normale.
- Ouverture buccale dans les limites normales.
- Absence de signes d'atteinte de l'ATM.



Figure. 61 : Vues cliniques intra-orales pré-prothétiques.

#### 2.2. Examen endo-buccal : a montré

- Hygiène bucco-dentaire insuffisante, avec présence du tartre et d'inflammation gingivale.

- Absence de réflexe nauséux.
- L'examen dentaire met en évidence :

Examen dentaire :

- Dents cariées :12,16,18,25,26,27,28,47
- Dents absentes :17,36
- Dents avec récession légère :15,16, 23,31,32,41,42, 44,45

- Les dents restantes sont en bon état parodontal, sans mobilité pathologique.
- On note quelques malpositions : 23,45 en palatoversions

### 3. Examen radiologique

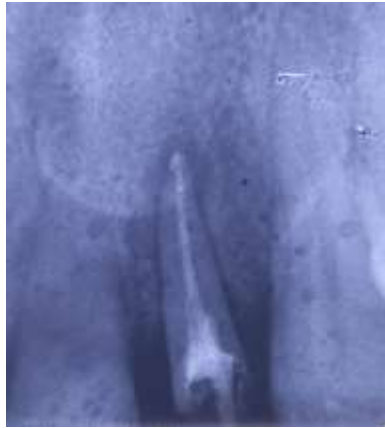


Figure. 62: Radiographie rétro-alvéolaire pré-prothétique.

#### Radiographie rétro alvéolaire

- Obturation canalaire visible

Homogène et étanche.

Pas d'espaces vides ni de défaut d'obturation latérale visibles.

- Zone péri-apicale

Absence de réaction péri-apicale, sans élargissement du desmodonte aussi.

- Dentine radulaire

Parois radiculaires résiduelles d'épaisseur suffisante pour un ancrage fiable.

Racine d'une longueur adéquate, permettant la réalisation sécurisée d'un ancrage radulaire (tenon ou inlay-core).

- État coronaire

Sur la radiographie, les quatre parois radiculaires sont présentes, mais leur hauteur est légèrement insuffisante pour permettre un ancrage optimal. Une légère élongation coronaire peut donc être envisagée afin d'améliorer la rétention du futur ancrage

#### Synthèse

Conditions favorables à la réalisation d'un inlay-core radulaire en PEEK.

Surveillance nécessaire du niveau gingival distal pour garantir l'étanchéité marginale de la future couronne.

#### 4. Diagnostic

La dent est non vitale et obturée canalairement. La couronne est profondément délabrée, rendant la rétention coronaire insuffisante. Cela justifie la mise en place d'une reconstitution corono-radicaire de type inlay-core (faux moignon radiculaire), en vue de la réalisation d'une couronne unitaire.

#### 5. Plan de traitement

1) Remise en état de la cavité buccale : détartrage, chirurgie d'élongation coronaire au CHU de Tizi-Ouzou service de parodontologie



Figure. 63: aspect post-opératoire après élongation coronaire.

2) préparations pour inlay-core

#### 6. Étapes cliniques

**6.1. Préparation conjointe du canal et des parois pour inlay-core PEEK + couronne zircone**

**6.1.1 Plateau technique global (le même qu'au cas précédent)**

6.1.2 Préparation canalaire pour l'inlay-core (PEEK)

1. Prise de la Longueur de Travail (LT) déterminer déjà avant l'obturation et calcul des 2/3 coronaires

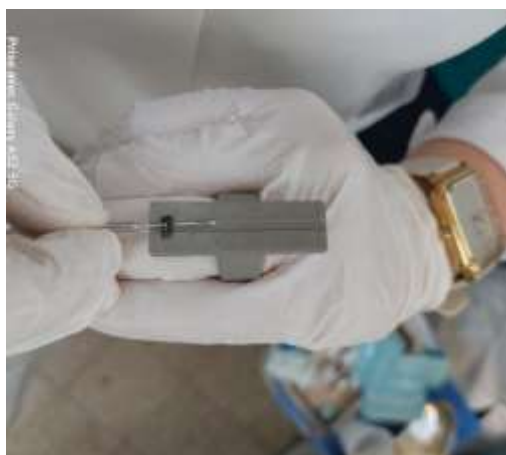


Figure. 64: prise de la LT pour préparation.

2. Désobturation manuelle de la gutta-percha avec lime H ou lime K

3. Élargissement canalaire :



Figure. 65: préparation et élargissement du 2/3 du canal.

4. Contrôle radiographique pour vérifier la profondeur de la désobturation et le centrage



Figure. 66: radiographie de contrôle.

5. Irrigation et séchage du canal

Objectif : créer un logement propre, centré, d'environ 10–12 mm pour recevoir l'ancrage radicaire en PEEK

### 6.1.3 Préparation des parois résiduelles pour la couronne

1. Évaluation des parois dentaires (3 mm) → conservation des tissus



Figure. 67: état initial des parois

2. Nettoyage léger avec fraise boule si besoin
3. Insertion du fil de rétraction gingivale (n°0 ou 1) pour bien dégager les limites



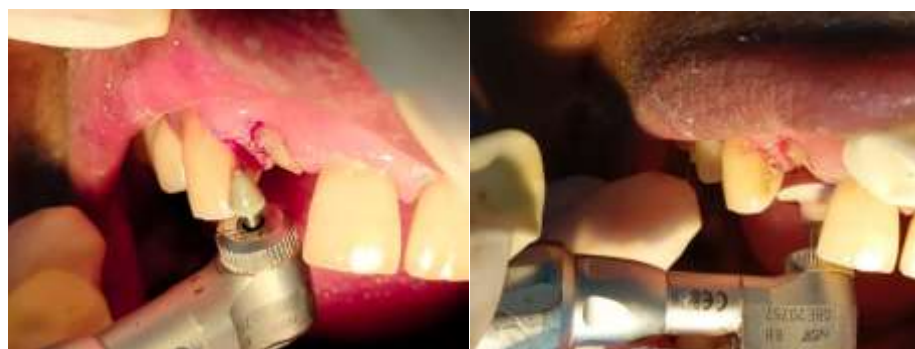
*Figure. 68: insertion du fil de rétraction gingivale.*

4. Préparation minimale des parois avec fraise (grain fin) pour : Lissage et Suppression des contre-dépouilles
5. Définition de la limite cervicale : Fraise chanfrein ou congé fin sur les bords disponibles
6. Application d'hémostatique si besoin



*Figure. 69 : suppression des contre-dépouilles*

7. Finition de la préparation :
  - Fraise à grain extra-fin et polissage doux.



*Figure. 70: finition et polissage.*

8. Contrôle final de la préparation (avant empreinte ou scan)

9. empreinte numérique

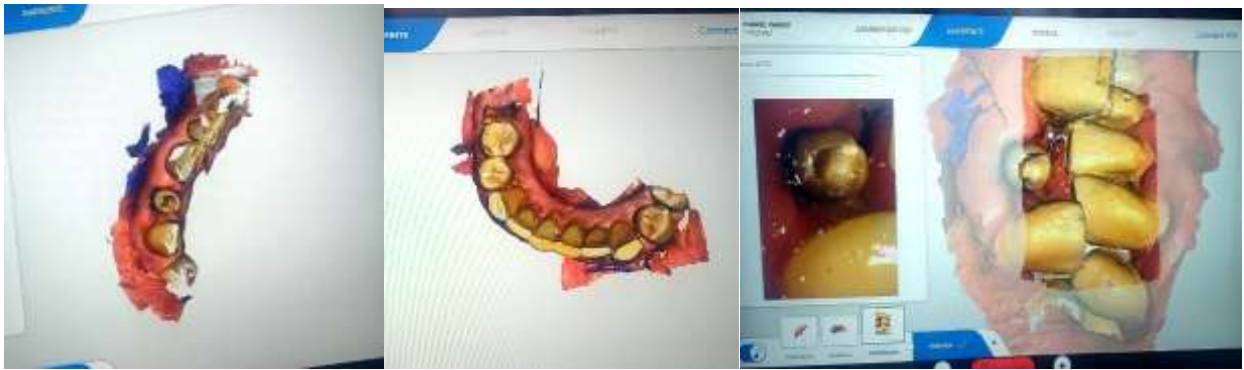


Figure. 71: empreinte numérique des deux maxillaires.

Avant de passer aux étapes de laboratoire, il est nécessaire d'enregistrer la teinte des dents du patient en vue de la réalisation de la couronne en zircone.



Figure. 72 : l'enregistrement de la teinte des dents naturelles du patient.

## 8. Essayage et collage de l'inlay-core en PEEK

Essayage clinique : adaptation passive.



Figure. 73: essai clinique du l'inlay-core.

**Matériaux nécessaires pour collage :(même protocole qu'au cas précédent)****Étape 1 : Préparation de la dent**

1. Isolation :
2. Désinfection et séchage de la cavité :



*Figure. 74 : désinfection et séchage du canal avec du l'alcool chirurgical.*

3. Conditionnement de la dentine :



*Figure. 75: conditionnement de la dentine avec un adhésif dentinaire*

**Étape 2 : Préparation de la pièce prothétique (inlay-core en PEEK)**

1. conditionnement mécanique :



*Figure. 76: sablage à l'aluminium.*

## 2. Conditionnement chimique :



*Figure. 77: conditionnement chimique de l'inlay-core.*

## Étape 3 : Collage

### 1. Application du composite :



*Figure. 78: application de la colle (Variolink Esthetic)*

### 2. Mise en place de la pièce :



*Figure. 79: Insérer l'inlay-core en position correcte.*

### 3. Photopolymérisation :

Selon les recommandations du fabricant (généralement 40 secondes par face).

Une bonne polymérisation est assurée grâce à la transparence ou faible épaisseur du matériau.



*Figure. 80: polymérisation après mise en place de la pièce.*

#### **Étape 4 : Finitions**

1. Éliminer les excès de composite à la sonde ou au pinceau pendant la photopolymérisation.
2. Vérifier les contacts occlusaux.
3. Polir les marges si nécessaire.



*Figure. 81: élimination du colle et finition du moignon.*

### **9. scellement conventionnel avec MégaFixe :**

#### **1. Préparation de la couronne zircone :**

Essayage clinique (vérification des points de contact, adaptation cervicale et occlusion).

Nettoyage simple à l'eau ou à l'alcool.



*Figure. 82: essai clinique de la couronne.*

## **2. Scellement avec MégaFixe® :**

Chargement de la couronne avec le ciment MégaFixe® (verre ionomère conventionnel).

Mise en place immédiate sur le moignon PEEK.

Maintien sous pression douce pendant la prise initiale.

Élimination des excès de ciment dès qu'il entre en phase de gel.

Durcissement complet sans photopolymérisation.

Finition et contrôle occlusal final.



*Figure. 83: scellement de la couronne en zircone.*



*Figure. 84: Images avant et après illustrant les résultats du traitement prothétique.*

## 10. CONTRÔLE POST-OPÉRATOIRE

Contrôle occlusion.

Conseils d'entretien.

Hygiène interdentaire.

Réévaluations à 1 mois, puis tous les 6 mois.

### Commentaires

#### Cas clinique 1 – PPA à châssis en PEEK :

La réalisation d'une prothèse partielle amovible mandibulaire avec châssis usiné en PEEK a démontré plusieurs bénéfices :

- Confort accru pour le patient grâce à la légèreté du matériau, bien perçue au quotidien.
- Bonne biocompatibilité, sans réactions tissulaires.
- Adaptation précise grâce à la conception numérique CFAO et au fraisage CNC.
- Stabilité fonctionnelle, associée à une solution esthétique plus discrète qu'un châssis métallique.

#### Cas cliniques 2 et 3 – Inlay-cores en PEEK (dents 35 et 12) :

Ces deux reconstitutions corono-radiculaires ont mis en valeur :

- La capacité du PEEK à remplacer les tenons métalliques, en assurant une bonne rétention radiculaire et un comportement biomécanique favorable.
- En zone antérieure (dent 12), un avantage esthétique important : le PEEK n'assombrit pas la base de la couronne zircone, contrairement au métal.
- Une adhésion fiable grâce à un protocole rigoureux de traitement de surface (sablage + Monobond End) et collage avec Variolink Esthetic.
- Une polyvalence clinique avec adaptation aux secteurs postérieurs (fonction) comme antérieurs (esthétique).

Ces trois cas confirment que le PEEK est une alternative pertinente aux matériaux conventionnels dans des indications variées.

Il offre confort, esthétisme, biocompatibilité et précision grâce à l'intégration de la CFAO.

Le PEEK répond donc aux exigences actuelles de la dentisterie prothétique, tant sur le plan fonctionnel, biologique qu'esthétique.

---

## ***CONCLUSION***

---

L'évolution constante des matériaux en odontologie reflète les avancées technologiques et les exigences croissantes de la pratique clinique moderne. Les polymères traditionnels comme les résines acryliques, les composites ou les polyamides ont longtemps occupé une place centrale dans les traitements dentaires, grâce à leur adaptabilité, leur facilité d'utilisation et leur coût abordable. Cependant, leurs limites mécaniques, chimiques et biologiques ont progressivement mis en évidence la nécessité de matériaux plus performants, répondant aux impératifs actuels en termes d'esthétique, de durabilité, de confort et de biocompatibilité.

C'est dans cette dynamique que le polyéther-éther-cétone (PEEK) a émergé comme une solution prometteuse. Initialement utilisé dans les secteurs industriel et orthopédique, il a su conquérir l'odontologie grâce à ses propriétés physico-chimiques remarquables : un module d'élasticité proche de celui de l'os cortical, une grande stabilité thermique et chimique, une légèreté appréciable, ainsi qu'une excellente biocompatibilité.

Ce mémoire a permis de mettre en évidence les nombreux atouts du PEEK dans différentes disciplines dentaires, notamment en prothèse fixe et amovible, en implantologie et en chirurgie maxillo-faciale. Néanmoins, certaines limites subsistent, comme sa faible adhérence aux résines composites, son inertie biologique limitant l'ostéointégration, ou encore son coût de production élevé. Ces défis imposent une rigueur dans les protocoles cliniques et une adaptation continue des pratiques.

Heureusement, les progrès technologiques récents ont permis d'atténuer bon nombre de ces contraintes. Les modifications apportées au matériau telles que l'incorporation de fibres, les traitements de surface ou l'ajout de nanoparticules bioactives ont significativement amélioré ses performances mécaniques et biologiques. De plus, l'essor des techniques numériques comme l'usinage CAD/CAM et l'impression 3D a favorisé une dentisterie plus précise, individualisée et efficace.

Les données cliniques disponibles viennent appuyer ces avancées, en montrant une bonne tolérance biologique, une résistance mécanique fiable et un confort d'utilisation apprécié par les patients. Toutefois, une intégration optimale du PEEK en pratique quotidienne nécessite une formation continue, une adaptation des protocoles de traitement de surface et un investissement matériel important.

En somme, le PEEK ne se présente pas seulement comme une alternative aux matériaux classiques, mais bien comme un acteur clé de la dentisterie moderne. Sa polyvalence, sa capacité à évoluer avec les innovations numériques et ses performances globales en font un matériau d'avenir. Les recherches futures parviennent à lever les derniers verrous techniques et économiques, le PEEK pourrait transformer les pratiques odontologiques, en proposant des solutions durables, biocompatibles et hautement personnalisées.

---

## *Bibliographie*

---

1. Leprince J, Leloup G, Vreven J, Weiss P, Raskin A. Polymères et résines composites [Article]. Encyclopédie Médico-Chirurgicale ; 2010. Disponible sur : <https://hal.science/hal-03431703v1>
2. Petit C. Le polyétheréthercétone (PEEK) : présentation, mise en forme par impression 3D et applications en chirurgie dentaire [Thèse]. Université Nice-Sophia Antipolis, Faculté de chirurgie dentaire ; 2021. Disponible sur : <https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03374018v1>
3. Kebir M, Aouali Z. Matériaux II : Polymères et composites [cours]. Tiaret : Université Ibn Khaldoun, Faculté des sciences de la matière, Département de chimie.
4. Dolatkhani D. Qu'est-ce qu'un polymère ? [En ligne]. [polymerexpert.fr](https://polymerexpert.fr)2022 [Consulté le 3 Février 2025]. Disponible sur : <https://polymerexpert.fr/polymere-definition/>
5. Ghorzi Wissam. Etude de la diffusion des molécules de baspoids moléculaires dans des réseaux de polymères acryliques [mémoire de licence en physique]. Tlemcen : université Abou Bakerbelkaid ; 2012.
6. Chaker Y. Les polymères [cours]. Centre universitaire Tissemsilt, Département des Sciences de la Matière ; 2020.
7. Weiss P. La chimie des polymères [cours]. Société Francophone de Biomateriaux Dentaires ; 2010. Disponible sur : <https://www.studocu.com/row/document/universite-de-ouagadougou/anatomie/la-chimie-des-polymeres/79469216>
8. Martens A. Polymères-I-Classification des polymères [cours]. Université de Liège ; 2019. Disponible sur : <https://fr.scribd.com/document/809818326/Pol-I-2019>
9. Cours Classes des Matériaux et des Polymères [En ligne]. Université des Sciences et de la Technologie d'Oran Mohamed Boudiaf, Faculté de chimie ; 2020.
10. Tronet J, Pinet-Dessein J. La résine acrylique [Article]. *Orthod Fr.* 2009 ;80 :49-50. DOI : 10.1051/orthodfr/2008028
11. Cours Les Résines Dentaires [En ligne]. Faculté de médecine de Constantine [Consulté le 26 janvier 2025]. Disponible sur : <https://facmed.univ-constantine3.dz/wp-content/uploads/2023/11/Les-r%C3%A9sines-dentaires-converti-1.pdf>
12. Averlant-Dubois C. Les polymères de thermoformage [Article]. *Orthod Fr* 2009 ;80:69–78. DOI : 10.1051/orthodfr/2008033
13. Bigot A. Résines employées dans la fabrication des bases prothétiques amovibles complètes : données actuelles et perspectives [Thèse]. Université Paris Diderot,

Faculté de chirurgie dentaire ; 2017. Disponible sur : <https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01707139v1>

14. Plaques photo Elite LC Tray x50 ZHERMACK [Internet]. ARSEUS LAB [Consulté le 28 Mai 2025]. Disponible sur : [https://www.arseus-lab.fr/elite\\_lc\\_tray\\_zhermack.html](https://www.arseus-lab.fr/elite_lc_tray_zhermack.html)

15. Catalogue de Prothèse dentaire Numéro 25, Résines pour l'orthodontie [En ligne]. Dentaurum [consulté le 23 Mars 2025]. Disponible sur : [https://www.dentaurum.de/files/989-772-00\\_Resines-pour-lorthodontie\\_low.pdf](https://www.dentaurum.de/files/989-772-00_Resines-pour-lorthodontie_low.pdf)\*

16. Chaput F, Faure AC. Composites dentaires. Techniques de l'Ingénieur ; 2019. pp. MED7500 v1. 10.51257/a-v2-med7500. Disponible sur : <https://hal.science/hal-02362465v1>

17. Sacher E, França R, éditeurs. Dental Biomaterials. In : Guillard R, Kadish KM, éditeurs de la série. From biomaterials towards medical devices-Volume 2. Singapour: World Scientific Publishing Co; 2018.

18. Ngokwey IL. Libération des monomères par les résines composites en odontologie conservatrices : données actuelles [Thèse]. Université Paris Diderot, Faculté de chirurgie dentaire ; 2017. Disponible sur : <https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02073844v1>

19. Bouden N. Les résines composites [Cours en ligne]. Université Salah Boubnider Constantine 3. Faculté de médecine ; 2022 [Consulté le 26 Janvier 2025]. Disponible sur : [https://facmed.univ-constantine3.dz/wp-content/uploads/2021/12/Les-r%C3%A9sines-composites\\_Dr-BOUDEN.pdf](https://facmed.univ-constantine3.dz/wp-content/uploads/2021/12/Les-r%C3%A9sines-composites_Dr-BOUDEN.pdf)

20. Hardy A. Biomatériaux fonctionnels à base de complexes de polyélectrolytes compactés de type chitosan/alginate : conception, caractérisation et premières évaluations biologiques [Thèse]. Université de Strasbourg, Ecole doctorale des sciences chimiques ; 2018. Disponible sur : <https://theses.hal.science/tel-01996521v1>

21. Paolone, Scolavino. Maitrise des restaurations de dents antérieures avec un composite [En ligne]. Karuray Noritake, Clinical Case [Consulté le 24 Mars 2025]. Disponible sur : <https://www.kuraraynoritake.eu/fr/clinical-case>

22. Weston J, DDS, FAACD. Placing Posterior Composite: Paving the Way to Restorative Success [Article en ligne]. Brain Floss 3M Blog ; 2021[Consulté le 24 Mars 2025]. Disponible sur : <https://dentalblog.3m.com/dental/placing-posterior-composite-paving-the-way-to-restorative-success/>

23. Flow Composite A2 1 x 2g Syringe SIMULATION USE ONLY [En ligne]. One Dental [Consulté le 24 Mars 2025]. Disponible sur : <https://www.onedental.com.au/MDFSYRA2x1/Flow-Composite-A2-1-x-2g-Syringe-SIMULATION-USE-ONLY/pd.php>
24. Hamzaoui S, Fajri L, El Mohtarim B, Merzouk N. L'utilisation des résines thermoplastiques flexibles dans la réhabilitation prothétique amovible partielle [Article]. *African Journal of Dentistry and Implantology*; 2021. Disponible sur: <https://www.researchgate.net/publication/354239038>
25. Amani SR, Kouadio KR, N'guessan KS, Kouamé KM, N'dindin AC, Djérédou KB. Les prothèses amovibles partielles en résine thermoplastique polyamide : Enquête sur les connaissances et les pratiques des chirurgiens-dentistes de la ville d'Abidjan [Article]. *Rev Col Odonto-Stomatol Afr Chir Maxillo-fac* ; 2022 déc ; 29(4) : 30-34.
26. Long M. La prothèse polyamide flexible : revue de la littérature [En ligne] ; 2018 [Consulté le 27 février 2025]. Disponible sur : [https://books.google.com/books/about/La\\_proth%C3%A8se\\_polyamide\\_flexible.html?id=JjJyzgEACAAJ](https://books.google.com/books/about/La_proth%C3%A8se_polyamide_flexible.html?id=JjJyzgEACAAJ)
27. Ben Yaala M, Mabrouk Y, Bounaouara R, Rzigui S, Bekri S, Labidi A et al. La prothèse flexible dans tous ses aspects [Article]. *African Journal of Dentistry and Implantology*; 2024. Disponible sur : <https://www.researchgate.net/publication/384434571>
28. Appareil flexible [En ligne]. Laboratoire de prothèse dentaire Michel Gourdy [consulté le 16 Mai 2025]. Disponible sur : <https://www.gourdy.com/protheses/prothese-adjointes>
29. Ammar S, Gharrada Y, Mabrouk Y, Mansour L, Trabelsi M. Flexible polyamide versus acrylic resin removable prosthesis: A systematic review of the literature. *International Arab Journal of Dentistry*; 2021 ; 12(2), Article 6. Disponible sur : <https://digitalcommons.aaru.edu.jo/iajd/vol12/iss2/6>
30. Ashby MF, Jones DRH. Matériaux. Tome 1 : Microstructure et mise en œuvre. Tome 2 : Propriétés et applications. Paris : Ed. Dunod, 1998.
31. Pic A. Les matériaux élastomériques [Article]. *Orthod Fr* 2009 ; 80 :55–68. DOI : 10.1051/orthodfr/2008030
32. Trotignon JP, Verdu J, Dobraczynski A, Pieraud M. Précis de matières plastiques. Structures, propriétés, mise en oeuvre, normalisation. Paris : Nathan, 1991.
33. Brantley WA, Eliades T. *Orthodontic Materials. Scientific and Clinical Aspects*. Stuttgart, New York: Thieme, 2001, 310 p.

34. Ebaillon JP, Dorlot JM. Des matériaux. 3e édition. Paris : Ed. Presses Internationales Polytechnique, 2000, 736 p.
35. Renick MR, Brantley WA, Beck FM, Vig KW, Webb CS. Studies of orthodontic elastomeric modules. Part 1: Glass transition temperatures for representative pigmented products in the as-received condition and after orthodontic use. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 126:337–343.
36. Taloumis LJ, Smith TM, HondrumSO, Lorton L. Force decay and deformation of orthodontic elastomeric ligatures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997; 111:1–11.
37. Khambay B, Millett D, McHugh S. Evaluation of methods of archwire ligation on frictional resistance. *Eur J Orthod* 2004; 26:327–332.
38. Khambay B, Millett D, McHugh S. Archwire seating forces produced by different ligation methods and their effect on frictional resistance. *Eur J Orthod* 2005;27:302–308.
39. Elastomerics Ligation [En ligne]. World-Orthodontics [Consulté le 2 Juin 2025]. Disponible sur : <https://world-orthodontics.com/produit/ligature/>
40. Chaînettes élastomériques [En ligne]. new-ortho [Consulté le 2 Juin 2025]. Disponible sur : <https://new-ortho.fr/product/chainettes-elastomeriques/>
41. Cheylan JM, Nihart-Garde S. La réfection des bases en résine en prothèse amovible [En ligne]. *L'Information Dentaire* ; 2022 (7) : 36-44 [Consulté le 26 Mars 2025]. Disponible sur : <https://www.information-dentaire.fr/formations/la-rfection-des-bases-en-rsine-en-prothse-amovible/>
42. Composites Dentaires [En ligne]. Centre dentaire des Lilas [Consulté le 9 Février 2025]. Disponible sur : <https://www.centredentairedeslilas.com/les-composites-dentaires>
43. Causes, traitements et prévention des caries récurrentes [En ligne]. Dentsply Sirona [Consulté le 26 Mars 2025]. Disponible sur : <https://www.dentsplysirona.com/fr-lu/decouvrir/discover-by-topic/par-categorie/restauration/recurrent-caries-causes.html>
44. Lehmann N. Dégradation du joint collé à l'interface adhésif/dent : données scientifiques et moyens de prévention [En ligne]. *Réalité Clinique* (4) : 52-61 ; 2023. *L'Information Dentaire* [Consulté le 26 Mars 2025]. Disponible sur : <https://www.information-dentaire.fr/formations/dgradation-du-joint-coll-linterface-adhsif-dent-donnes-scientifiques-et-moyens-de-prvention/>
45. Doutriaux A. Résines composites en odontologie : nature, composition et dégradation [En ligne]. Walter Learning ; 2022 [Consulté le 9 Février 2025]. Disponible

sur : <https://walter-learning.com/blog/sante/chirurgien-dentiste/odontologie/resines-composites>

46. Amar-Mamou I. Comportement colorimétrique des auxiliaires élastomériques esthétiques en fonction du temps en orthodontie (étude in vitro). Mémoire CECSMO. Paris : Université Diderot, 2004.

47. Baty DL, Storie DJ, Von Fraunhofer JA. Synthetic elastomeric chains: a literature review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994 ; 105 :536–542.

48. Lagache S. Etude in vitro du fluage et de la relaxation des chaînettes élastomériques en Orthodontie. Mémoire CECSMO. Lille : Université de Lille 2, 2006.

49. Eliades T, Bourauel C. Intraoral aging of orthodontic materials: the picture we miss and its clinical relevance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 127:403–412.

50. Prévot.H. Évolutions réglementaires concernant les alliages de cobalt-chrome et les monomères utilisés en dentisterie : le PEEK, une alternative “safe” ? [THESE]. Sciences du Vivant [q-bio]. 2023. fhal04516773

51. Ortega-Martínez.J, Farré-Lladós.M, Cano-Batalla.J, Cabratosa-Termes.J. Polyetheretherketone (PEEK) as a medical and dental material. [revue] *Medical Research Archives*. Volume 5, issue 5. May 2017.

52. Kurtz.S . PEEK BIOMATERIALS HANDBOOK Second Edition Edited by Steven M. [Ouvrage]. Kurtz Director, Implant Research Center and Associate Professor, Drexel University; Research Assistant Professor, Thomas Jefferson University, Philadelphia, PA, USA, 2019

53. Agrawal.P, Ashish.T, Patali.K. Polyetheretherketone (PEEK) and its application in prosthodontics, [revue], *international Dental Journal of Student’s Research* 2021

54. Polycarpe.M. Intérêts du polyetheretherketone en odontologie prothétique [Thèse]. Faculté d’Odontologie de Marseille 2020

55. Bertotti.K, Mwenge-Wambel.J, Jeannin.C, Sireix.C, Hüe.O et al. Accurate analysis of titanium and PolyEtherEtherKetone materials as an alternative to cobalt-chrome framework in removable partial denture. [revue]. *Dental Materials* 40 (2024)

56. Bouden.N. Résines composites [COUR], Université SALEH BOUBNIDER Constantine 3, Département de médecine dentaire /Service d’odontologie conservatrice/endodontie.

57. Hollmann.A. Les zircons translucides : composition, structure, propriétés et applications [THESE]. Sciences du Vivant [q-bio]. 2021. ffdumas-03577307f.

58. Godbole.S, Chandak.A, Balwani.T. Poly Ether Ether Ketone (PEEK) Applications in Prosthodontics [revue]. Department of Prosthodontics, Sharad Pawar Dental College, Sawangi, Maharashtra, India
59. Sharma.S, Bhasin.A, Mantri.S, Khatri.M. Polyether-Ether-Ketone (PEEK) and its Application in Prosthodontics [revue]. South Asian Research Journal of Oral and Dental Sciences.
60. Wang.B, Huang.M , Dang.P , Xie.J , Zhang.X et al. PEEKinFixed Dental Prostheses: Application and Adhesion Improvement [revue]. China Medical University.
61. Benakatti.V, Sajjanar.J, Acharya.A.. Polyetheretherketone (PEEK) in Dentistry [revue]. Journal of Clinical and Diagnostic Research. 2019 Aug.
62. Jain.V, Kumar.V, Prakash.P, Shankar.V. Role of PEEK biomaterial in prosthodontics [revue]. IP Annals of Prosthodontics and Restorative Dentistry, July-September, 2019.
63. Qin.L, Yao.S, Zhao.J, Zhou.C, Oates.T et al. Review on Development and Dental Applications of Polyetheretherketone-Based Biomaterials and Restorations [revue]. Materials 2021, 14, 408
64. Stoyanov.N. PEEK et PAPIM, apports de l'impression 3D [Thèse]. UNIVERSITÉ COTE D'AZUR FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE de Nice.2021.
65. Eouzan.P. Restauration corono-radiculaire et approche esthétique en secteur antérieur : un point en 2022 [Thèse]. UNIVERSITÉ DE BRETAGNE OCCIDENTALE.
66. Reddy.M et al. A Peek into PEEK: the trending dental biomaterial revue]. Saveetha University, Chennai.
67. Hamdi, Z., Salazar, R. C., Arregui, M., & Ortega-Martínez, J. (2022). The Use of PEEK in Implantology [revue]. Faculty of Dentistry, Universitat Internacional de Catalunya Barcelona, Spain
68. Najeeb S, et al. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics [ revue] Journal of Prosthodontic Research disponible sur: [www.sciencedirect.com](http://www.sciencedirect.com)
69. Farhan.S, Maheshwari.S, Tariq.M, Ibrahim.N et al. Applications of Polyetheretherketone in Orthodontics [Article]. Scholars Middle East Publishers, Dubai, United Arab Emirates
70. La contention orthodontique la plus esthétique, résistante et confortable pour un sourire durable [en ligne], disponible sur : <https://eztain.com/contention-100-numerique-en-peek/>

71. Elmoutawakkil.N, Bellemkhannate.S,THE APPLICATIONS OF POLYETHER-ETHER-KETONE (PEEK) IN DENTISTRY [revue]. Department of Removable Dentures Ibn Rochd Dental Consultation and Treatment Center Casablanca Morocco.
72. Deprez.J. Les polyaryléthercétone (PAEKs) en prothèse fixée [THESE]. POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE. UNIVERSITE DE LILLE FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE,2019.
73. PEEK : avantages & applications & techniques de traitement Feb 23,2023[en ligne] cons MEI 2025, disponible sur : <https://fr.gt-PROTO.COM/peek-advantages-applications-processing-techniques>
74. Tech.L, Mueller.D .14 avantages du PEEK [EN LIGNE] Cons MEI 2025, disponible sur : <file:///C:/Users/dell/AppData/Local/Temp/%7BE42FC564-6EF4-48AE-9D82-F515F6B72C1F%7D/%7>
75. Razaq.A, Bibi.F, Zheng.X, Papadakis.R, Jafri.S. Composites : From Fabrication to Applications [ARTICLE],  
Department of Physics, COMSATS University Islamabad,MEI 2025, disponible sur:  
<https://www.mdpi.com/1996-1944/15/3/1012>
76. Les inconvénients des prothèses dentaires en zircon [en ligne] dentaire fute, MEI 2025, disponible sur : <file:///C:/Users/dell/AppData/Local/Temp/%7BE42FC564-6EF4-48AE-9D82-F515F6B72C1F%7D/%7>
77. Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*. 2007;28(32):4845-69.
78. Ma R, Tang T. Current strategies to improve the bioactivity of PEEK. *Int J Mol Sci*. 2014;15(4):5426–45.
79. Schwitalla A, Müller WD. PEEK dental implants: a review of the literature. *J Oral Implantol*. 2013;39(6):743–9.
80. Stawarczyk B, Jordan P, Schmidlin PR, Roos M, Eichberger M, Gernet W. PEEK surface treatments and their effect on tensile bond strength to veneering resins. *J Prosthet Dent*. 2013;110(4):309–315.
81. Rahman N, Hamdan S, Ahmad M, Akil HM, Mohd Ishak ZA. Mechanical properties and wear behavior of PEEK and PEI composites. *Mater Des*. 2016;92:262–73. Available from:  
<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0928493115301169>

82. Serval C. PEEK en odontologie : état de l'art et perspectives d'avenir [thèse]. Montpellier: Université de Montpellier; 2018. Available from: <https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01821915/document>.
83. Li CS, Vannabouathong C, Sprague S, Bhandari M. The use of carbon-fiber-reinforced (CFR) PEEK material in orthopedic implants: a systematic review. *Clin Med Insights Arthritis Musculoskelet Disord*. 2015;8:33–45. doi:10.4137/CMAMD.S20354.
84. Schwitalla AD, Abou-Emara M, Spintig T, Lackmann J, Müller WD. Flexural behavior of PEEK materials for dental application. *Dent Mater*. 2015;31(11):1377–84. doi:10.1016/j.dental.2015.08.151.
85. Lee WT, Koak JY, Lim YJ, Kim SK, Kwon HB, Kim MJ. Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2012 May;100(4):1044–52.
86. Fabris D, Moura JPA, Fredel MC, Souza JCM, Silva FS, Henriques B. Biomechanical analyses of one-piece dental implants composed of titanium, zirconia, PEEK, CFR-PEEK, or GFR-PEEK: stresses, strains, and bone remodeling prediction by the finite element method. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2021;1–10. doi:10.1002/jbm.b.34890.
87. Schwitalla AD, Abou-Emara M, Spintig T, Lackmann J, Müller WD. Pressure behavior of different PEEK materials for dental implants. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016;54:295–304. doi:10.1016/j.jmbbm.2015.10.003.
88. Hanemann T, Retsch M, Nofar M. Material extrusion 3D printing of PEEK-based composites. *Polymers (Basel)*. 2023;15(16):3412. doi:10.3390/polym15163412.
89. Kreos Dental. Guide CFAO dentaire : impression 3D dentaire [Internet]. [Consulté le 21 avril 2025]. Disponible sur : <https://www.kreos-dental.fr/guide/cfao-dentaire/impression-3d-dentaire/>
90. Ceyte S. Mémoire sur l'impression 3D dentaire [mémoire]. Lyon: Université Claude Bernard Lyon 1; 2016. Available from: [https://bibnum.univ-lyon1.fr/nuxeo/nxfile/default/97646e77-ec1a-42c2-a2a0-a1a5346796f6/file:content/Thod\\_2016\\_CEYTE\\_Samuel\\_Internet.pdf](https://bibnum.univ-lyon1.fr/nuxeo/nxfile/default/97646e77-ec1a-42c2-a2a0-a1a5346796f6/file:content/Thod_2016_CEYTE_Samuel_Internet.pdf).
91. Owandy Radiology. Impression 3D dentaire : nouveautés et solutions [Internet]. Lyon : Owandy Radiology; [consulté le 21 avril 2025]. Disponible sur : <https://www.owandy.fr/impression-3d-dentaire/>
92. Biotech Eurasia. Impression 3D du polyétheréthercétone pour implants dentaires [Internet]. [consulté le 21 avril 2025]. Disponible sur :

<https://www.biotecheurasia.com/impression-3d-polyetheretherketone-modification-multifonctionnelle-implants-dentaires/>

93. Jasper Dental. Impression 3D de prothèses dentaires [Internet]. [ Consulté le 21 avril 2025]. Disponible sur : <https://www.jasperdental.fr/blog/impression-3d-protheses-dentaires>.

94. Flokii. Inconvénients de l'impression 3D en dentisterie [Internet]. [Consulté le 22 avril 2025]. Disponible sur : <https://flokii.com/blogs/view/183765/a-comprehensive-look-at-the-disadvantages-of-3d-printing-in-dentistry>.

95. Moby V, Dupagne L, Fouquet V, Attal JP, François P, Dursun E. Mechanical properties of fused deposition modeling of polyetheretherketone (PEEK) and interest for dental restorations: a systematic review. *Materials (Basel)*. 2022 Sep 30;15(19):6801. doi:10.3390/ma15196801.

96. Haleem A, Javaid M. Polyether ether ketone (PEEK) and its manufacturing of customised 3D printed dentistry parts using additive manufacturing. *Clin Epidemiol Glob Health*. 2019.

97. Aspiring Youths. Avantages et inconvénients de l'impression 3D en dentisterie [Internet]. [ Consulté le 22 avril 2025]. Disponible sur : <https://aspiringyouths.com/advantages-disadvantages/3d-printing-in-dentistry/>

98. Parate KP, Sonawane KV, Wani MR, Jaiswal KS, Doshi PS, Bhujbal AR. Polyetheretherketone material in dentistry. *Cureus*. 2023 Oct 4;15(10):e46485. doi:10.7759/cureus.46485.

99. Wang R, Ma R, Tang T. Surface modification of PEEK by laser treatment. *Appl Surf Sci*. 2012 Aug 15;258(19):7381–5. doi:10.1016/j.apsusc.2012.04.040.

100. Gama LT, Tavares JG, Reis A, Gomes JC, Loguercio AD, Bandeca MC, et al. Adhesion to high-performance polymers applied in dentistry: a systematic review. *Dent Mater*. 2020 Apr;36(4):e93–108. doi:10.1016/j.dental.2020.01.002.

101. Abdulsamee N. PEEK biomaterial use for chairside CAD/CAM dental restorations: bridging the gap to future. *J Dent Sci*. 2021;6(3):000297.

102. Eid NK. A review on the power of CAD/CAM technology and the material science in modern manufacturing. *Egypt Russ Univ Res J*. 2025;4(1):2223–50. doi:10.21608/erurj.2025.299610.1167.

103. Shinde J. Comparative evaluation of shear bond strength of composite resin with polyetheretherketone (PEEK) fabricated by CAD/CAM and 3D printing techniques:

an in-vitro study and SEM analysis [dissertation]. Maharashtra: Maharashtra University of Health Sciences; 2019.

104. Haleem A, Javaid M. Polyether ether ketone (PEEK) and its manufacturing of customised 3D printed dentistry parts using additive manufacturing. *Clin Epidemiol Glob Health*. 2019 Mar;7(1):103–10. doi:10.1016/j.cegh.2019.03.001.

105. Dua R, Rottmar M, Ren Q, Qin X. Applications of 3D printed PEEK via fused filament fabrication: a systematic review. *Polymers (Basel)*. 2021 Nov;13(22):4046. doi:10.3390/polym13224046.

106. Martin P. Évaluation biomécanique du PEEK en implantologie : revue de littérature [thèse]. *Chirurgie*; 2017 [cité 2025-06-17]. Disponible sur : <https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01452692>

107. Junsun PEEK Industry. Application of PEEK in stomatology [Internet]. 2022 [cité 2025-04-09]. Disponible sur : <https://www.junsunpeek.com/industry-news/the-application-of-peek-in-stomatology/>

108. Bülent K, Tartuk, Ayna E, Başaran EG. Comparison of the load-bearing capacities of monolithic PEEK, zirconia and hybrid ceramic molar crowns. *Meandros Med Dent J*. 2019;20:45-50. Disponible sur : <https://scispace.com/pdf/comparison-of-the-load-bearing-capacities-of-monolithic-peek-4qe56tc1gp.pdf>

109. Skirbutis G, Dzingutė A, Masiliūnaitė V, Šulcaitė G, Žilinskas J. A review of PEEK polymer's properties and its use in prosthodontics. *Stomatologija*. 2017;19:19-23. Disponible sur : <https://sbdmj.com/171/171-03.pdf>

110. Simone S, Ganapathy D, Deepak Nallaswamy V. Wear resistance, color stability and displacement resistance of milled PEEK crowns compared to zirconia crowns under stimulated chewing and high-performance aging [Internet]. 2021 Oct [cité 2025-06-17]. Disponible sur : [https://www.researchgate.net/publication/355773068\\_Wear\\_Resistance\\_Color\\_Stability\\_and\\_Displacement\\_Resistance\\_of\\_Milled\\_PEEK\\_Crowns\\_Compared\\_to\\_Zirconia\\_Crowns\\_under\\_Stimulated\\_Chewing\\_and\\_High-Performance\\_Aging](https://www.researchgate.net/publication/355773068_Wear_Resistance_Color_Stability_and_Displacement_Resistance_of_Milled_PEEK_Crowns_Compared_to_Zirconia_Crowns_under_Stimulated_Chewing_and_High-Performance_Aging)

111. Hallmann L, Mehl A, Sereno N, Hämmerle CHF. The improvement of adhesive properties of PEEK through different pre-treatments. *Appl Surf Sci*. 2012 Jul;258(18):7213-8.

112. AT-Machining. Usinage CNC PEEK : un guide rapide pour l'usinage du PEEK [Internet]. 2022 Feb 3 [cité 2025-04-08]. Disponible sur : <https://at-machining.com/fr/peek-machining-guide/>

113. Findtop. PEEK material: a comprehensive guide to properties [Internet]. 2023 [cité 2025-04-08]. Disponible sur : <https://www.findtop.com/peek-material-a-comprehensive-guide-to-properties-uses-and-benefits/4>

## **Résumé**

*Le polyétheréthercétone (PEEK) est un polymère thermoplastique à haute performance qui suscite un intérêt croissant en odontologie en raison de ses propriétés mécaniques, chimiques, biologiques et esthétiques. Il représente une alternative prometteuse aux matériaux conventionnels utilisés en prothèse, implantologie, orthodontie et réhabilitation maxillo-faciale.*

*Ce travail explore ses caractéristiques fondamentales, ses atouts cliniques, ainsi que les limites qui freinent encore sa généralisation, telles que l'adhésion difficile, le coût élevé et la complexité des protocoles. Des approches innovantes sont présentées, notamment les renforcements par fibres ou nanoparticules, la fabrication numérique (impression 3D, CFAO) et les modifications de surface.*

*Des essais cliniques exploratoires réalisés dans le cadre de ce mémoire illustrent les possibilités d'intégration du PEEK en pratique. Toutefois, des études complémentaires restent nécessaires pour en valider pleinement l'efficacité à long terme.*

## **Abstract**

*Polyetheretherketone (PEEK) is a high-performance thermoplastic polymer that has gained increasing attention in dentistry due to its mechanical strength, chemical stability, biocompatibility, and aesthetic potential. It offers a promising alternative to conventional materials in prosthetics, implantology, orthodontics, and maxillofacial rehabilitation.*

*This work examines PEEK's key properties, clinical advantages, and current limitations such as bonding challenges, high cost, and complex protocols. Innovative strategies are discussed, including fiber and nanoparticle reinforcement, digital manufacturing (3D printing, CAD/CAM), and surface modifications.*

*Preliminary clinical trials conducted as part of this study illustrate the potential for PEEK integration in dental practice. However, further research is needed to confirm its long-term clinical effectiveness.*