



HAL
open science

Utilisation du Polyetheretherketone en implantologie dentaire

Léa Rocchi

► **To cite this version:**

Léa Rocchi. Utilisation du Polyetheretherketone en implantologie dentaire. Sciences du Vivant [q-bio]. 2016. hal-01932037

HAL Id: hal-01932037

<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01932037>

Submitted on 23 Nov 2018

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

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



AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-thesesexercice-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

ACADEMIE DE NANCY-METZ
UNIVERSITE DE LORRAINE
FACULTE D'ODONTOLOGIE

Année 2016

N° 9098

THESE

Pour le

DIPLÔME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Par

ROCCHI Léa

Née le 16 Mars 1990 à Briey (54)

**Utilisation du Polyetheretherketone en implantologie
dentaire**

Présentée et soutenue publiquement le 29 Avril 2016

Examineurs de la thèse :

| | | |
|-------------------------|--|------------------|
| <u>Pr. P. AMBROSINI</u> | <u>Maître de Conférences des Universités</u> | <u>Président</u> |
| Dr. J. SCHOUVER | Maître de Conférences des Universités | Juge |
| Dr. D. JOSEPH | Maître de Conférences des Universités | Juge |
| Dr. AS VAILLANT | Maître de Conférences des Universités | Juge |

*Par délibération en date du 11 décembre 1972,
la Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que
les opinions émises dans les dissertations
qui lui seront présentées
doivent être considérées comme propres à
leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner
aucune approbation ni improbation.*

Président : Professeur Pierre MUTZENHARDT
Doyen : Professeur Jean-Marc MARTRETTE
Vice-Doyens : Pr Pascal AMBROSINI — Dr Céline CLEMENT
Membres Honoraires : Dr L. BABEL – Pr. S. DURIVAUX – Pr A. FONTAINE – Pr G. JACQUART – Pr D. ROZENCWEIG – Pr M. VIVIER – Pr ARTIS -
Doyen Honoraire : Pr J. VADOT, Pr J.P. LOUIS
Professeur Emérite : Pr J.P. LOUIS
Maître de conférences CUM MERITO : Dr C. ARCHIEN

| | | | |
|---|--|--|--|
| Sous-section 56-01 Odontologie pédiatrique | Mme Mme M. Mlle Mlle M. | <u>DROZ Dominique (Desprez)</u> JAGER Stéphanie PREVOST Jacques HERNANDEZ Magali LAUVRAY Alice MERCIER Thomas | Maître de Conférences * Maître de Conférences * Maître de Conférences * Assistante * Assistante Assistant * |
| Sous-section 56-02 Orthopédie Dento-Faciale | Mme M. Mlle Mlle | <u>FILLEUL Marie Pierryle</u> EGLOFF Benoît BLAISE Claire LACHAUX Marion | Professeur des Universités * Maître de Conférences * Assistante Assistante |
| Sous-section 56-03 Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie légale | Mme M. Mme | <u>CLEMENT Céline</u> CAMELOT Frédéric LACZNY Emily | Maître de Conférences * Assistant * Assistante |
| Sous-section 57-01 Parodontologie | M. Mme M. M. Mlle Mlle | <u>AMBROSINI Pascal</u> BISSON Catherine JOSEPH David PENAUD Jacques BÓLÓNI Eszter PAOLI Nathalie | Professeur des Universités * Maître de Conférences * Maître de Conférences * Maître de Conférences * Assistante Assistante * |
| Sous-section 57-02 Chirurgie Buccale, Pathologie et Thérapeutique Anesthésiologie et Réanimation | Mme M. Mlle M. Mlle M. | <u>GUILLET-THIBAUT Julie</u> BRAVETTI Pierre PHULPIN Bérengère DELAITRE Bruno KICHENBRAND Charlene MASCHINO François | Maître de Conférences * Maître de Conférences * Maître de Conférences * Assistant Assistant Assistante * Assistant |
| Sous-section 57-03 Sciences Biologiques (Biochimie, Immunologie, Histologie, Embryologie, génétique, Anatomie pathologique, Bactériologie, Pharmacologie) | M. M. | <u>YASUKAWA Kazutoyo</u> MARTRETTE Jean-Marc | Maître de Conférences * Professeur des Universités * |
| Sous-section 58-01 Odontologie Conservatrice, Endodontie | M. M. M. M. M. Mlle M. | <u>MORTIER Eric</u> AMORY Christophe BALHAZARD Rémy ENGELS-DEUTSCH Marc BON Gautier MUNARO Perrine VINCENT Marin | Maître de Conférences * Maître de Conférences * Maître de Conférences * Maître de Conférences * Assistant Assistante Assistant * |
| Sous-section 58-02 Prothèses (Prothèse conjointe, Prothèse adjointe partielle, Prothèse complète, Prothèse maxillo-faciale) | M. M. Mme Mme M. M. M. Mlle | <u>DE MARCH Pascal</u> SCHOUVER Jacques VAILLANT Anne-Sophie CORNE Pascale GILLET Marc HIRTZ Pierre KANNENGIESSER François SIMON Doriane | Maître de Conférences * Maître de Conférences * Maître de Conférences * Assistante * Assistant Assistant * Assistant Assistante |
| Sous-section 58-03 Sciences Anatomiques et Physiologiques Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie | Mme Mme M. M. | <u>STRAZIELLE Catherine</u> MOBY Vanessa (Stutzmann) SALOMON Jean-Pierre HARLE Guillaume | Professeur des Universités * Maître de Conférences * Maître de Conférences * Assistant Associé |

Souligné : responsable de la sous-section * temps plein

Mis à jour le 01.03.2016

notre Président, juge et directeur de thèse
Monsieur le Docteur Pascal AMBROSINI
Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur de l'Université de Lorraine
Vice-Doyen au budget et aux affaires hospitalières
Habilité à diriger des recherches
Professeur des Universités
Responsable de la sous-section : Parodontologie

Vous nous faites le grand honneur de présider
et de diriger cette thèse

Nous tenons à vous exprimer notre gratitude
la plus sincère pour le temps que vous nous
avez consacré lors de la réalisation de ce
travail.

Veillez trouver ici l'expression de notre
profond respect et de notre vive
reconnaissance.

notre uge
Monsieur le Docteur Jacques SCHOUVER,
Docteur en Chirurgie Dentaire
Maître de Conférences des Universités
Sous-section : Prothèses

Vous nous avez fait le grand honneur
d'accepter de faire partie du jury de cette
thèse.

Nous nous souviendrons de votre gentillesse,
de votre pédagogie et de vos enseignements
durant notre cursus universitaire. Un grand
merci pour tous vos précieux conseils.

Veillez trouver dans notre travail l'expression
de notre gratitude et de notre profond respect.

notre uge
Monsieur le Docteur David JOSEPH,

Docteur en Chirurgie Dentaire
Maître de conférences des Universités
Sous-section : Parodontologie

Vous nous avez fait l'honneur de juger ce travail. Nous vous remercions de l'attention et de l'intérêt que vous y avez porté.

Nous n'oublierons pas la grande disponibilité et la gentillesse dont vous avez toujours fait preuve à notre égard tout au long de nos études.

Puissez-vous trouver ici le témoignage de notre profonde reconnaissance et de toute notre estime.

notre Juge,
Madame le Docteur Anne-Sophie VAILLANT,
Docteur en Chirurgie Dentaire
Maître de Conférences des Universités
Ancien interne des Hôpitaux de Nancy
Sous-section : Prothèses

Vous nous faites l'honneur de siéger parmi
notre jury de thèse
Merci pour l'intérêt que vous avez bien voulu
porter à notre travail
Veuillez trouver ici l'expression de notre
profond respect et de notre vive gratitude.

A mes grands-parents paternels, je vous sais présent à mes côtés en ce jour. J'espère que de là où vous êtes, vous serez fiers de moi.

À ma mamie et mon papi maternels, vous m'avez offert la meilleure des enfances en m'ouvrant la nature et en m'apprenant les valeurs de la vie, je ne vous en serai jamais assez reconnaissante.

A mes parents, vous êtes mes exemples. Votre amour, votre éducation et votre soutien m'ont aidés grandir et m'ont construite. J'espère vous rendre fiers de moi en ce jour et pour tous les autres à venir.

A Nicolas. Ton souci du travail bien fait et ton énergie à chercher toujours plus loin sont exemplaires à mes yeux. Merci pour ton aide précieuse et pour tout l'amour que tu m'apportes au quotidien.

A Marie, merci pour ces 6 ans d'amitié, et pour tout ce que l'on a vécu toutes les deux. Tu sais que tu pourras toujours compter sur moi dans les meilleurs moments comme dans les pires.

A Alexia, tu nous as ouvert la voie, à moi de la fermer. Merci pour ton dynamisme et ta bonne humeur à toute épreuve, tu es notre rayon de soleil.

A Charlotte et Julie, vous êtes mes deux plus belles rencontres de l'an passé. Merci pour tous nos moments de rigolade.

A Marion et Florine pour votre gentillesse et tous les bons moments passés ensemble.

Aux Stanislas running girls, merci à vous toutes d'avoir cru en ce projet. On continue d'apporter chaque semaine votre petit caillou à l'édifice par votre régularité et votre motivation. Je vous souhaite encore de nombreuses sessions running sous la pluie, le vent, la grêle et tout ce que notre belle région fait de meilleur en intempéries.

Table des matières

| | |
|--|----|
| Table des matières | 1 |
| Liste des figures | 4 |
| Liste des tableaux | 11 |
| Introduction | 12 |
| | |
| Chapitre 1 : Le PEEK en implantologie | 13 |
| 1. Présentation du biomatériau | 13 |
| 2. Mode de fabrication | 15 |
| 2.1 Procédé de substitution électrophile | 15 |
| 2.2 Procédé de substitution nucléophile..... | 16 |
| 3. Mise en forme | 17 |
| 3.1 Généralités | 17 |
| 3.1.1 Stabilité thermique et température de mise en œuvre..... | 17 |
| 3.1.2 Equipement nécessaire | 17 |
| 3.1.3 Gestion de la propension à absorber l'humidité | 18 |
| 3.1.4 Cristallinité..... | 18 |
| 3.1.5 Nettoyage des équipements | 20 |
| 3.2 Moulage par injection..... | 20 |
| 3.3 Processus d'extrusion..... | 22 |
| 3.4 Moulage par compression..... | 23 |
| 3.5 Finitions | 24 |
| 4. Techniques d'amélioration du biomatériau..... | 24 |
| 4.1 Modifications de surface | 24 |
| 4.1.1 Traitements de surface | 26 |
| ○ Traitements physiques | 27 |
| - Traitement au laser..... | 27 |
| - Effet Corona..... | 27 |
| - Traitement au faisceau d'électrons ou Electron beam | 27 |
| - Technique de revêtement par pulvérisation cathodique | 28 |
| - Traitement au plasma ou plasma-etching | 29 |
| - Traitement UV/ozone..... | 30 |
| - Analyse des différents types de traitements physiques | 31 |
| ○ Traitements chimiques | 32 |
| - Gravure de surface | 32 |
| - Greffage de surface | 32 |
| 4.1.2 Revêtements de surface | 33 |
| ○ Etude menée par Lee et al..... | 34 |
| ○ Etude menée par Barkarmo et al | 34 |
| 4.2 PEEK composites | 35 |
| 4.2.1 Les PEEK conventionnels..... | 35 |
| 4.2.2 Les nanocomposites | 36 |
| 4.3 PEEK renforcé avec des fibres de carbone..... | 37 |
| 4.3.1 Fabrication | 37 |
| 4.3.2 Incorporation dans le PEEK..... | 38 |
| 4.3.3 Modification de la microstructure du PEEK | 39 |
| 4.3.4 Intérêts du renfort aux fibres de carbone | 41 |
| 5. Propriétés..... | 42 |
| 5.1 Biologiques | 42 |
| 5.1.1 Biocompatibilité | 42 |
| ○ Test in vitro | 42 |
| ○ Test in vivo..... | 42 |

| | |
|---|-----|
| 5.1.2 Ostéointégration..... | 43 |
| 5.1.3 Potentiel allergène | 51 |
| 5.1.4 Comportement radiologique..... | 51 |
| 5.1.5 Potentiel antibactérien | 52 |
| o Mécanismes de colonisation bactérienne | 54 |
| o Pouvoir antibactérien du PEEK..... | 54 |
| - Topographie de surface | 54 |
| - Propriétés chimiques | 55 |
| 5.1.6 Stabilité physique et chimique..... | 55 |
| o Stabilité en milieux aqueux | 56 |
| o Stabilité thermique | 56 |
| o Stabilité aux radiations | 56 |
| 5.1.7 Bioactivité..... | 57 |
| 5.2 Physiques et mécaniques | 57 |
| 5.2.1 Densité | 59 |
| 5.2.2 Module d'élasticité | 59 |
| 5.2.3 Résistance à la flexion | 61 |
| 5.2.4 Résistance au fluage | 62 |
| 5.2.5 Propriétés de fatigue | 64 |
| 5.2.6 Tribologie..... | 65 |
| o Usure du matériau..... | 65 |
| o Friction | 66 |
| 5.2.7 Résistance aux chocs | 67 |
| 5.3 Esthétiques..... | 67 |
| | |
| Chapitre 2 : Comparaison du PEEK aux matériaux traditionnels..... | 68 |
| | |
| 1. Rappels..... | 72 |
| 1.1 Le titane et ses alliages | 72 |
| 1.2 La zircone | 73 |
| 2. Comparaison des propriétés biologiques | 74 |
| 2.1 Biocompatibilité..... | 74 |
| 2.1.1 Le titane et ses alliages | 74 |
| 2.1.2 Zircone | 77 |
| 2.1.3 PEEK | 78 |
| 2.2 Ostéointégration | 78 |
| 2.2.1 Titane TA6V | 79 |
| 2.2.2 Zircone | 79 |
| 2.2.3 Titane TA6V vs zircone..... | 79 |
| o Le BIC..... | 79 |
| o Le RTQ | 80 |
| 2.2.4 Titane TA6V et zircone vs PEEK | 81 |
| 2.3 Pouvoir antibactérien | 84 |
| 2.3.1 Titane TA6V vs zircone | 84 |
| 2.3.2 Titane TA6V vs PEEK..... | 85 |
| 3. Comparaison des propriétés physiques et mécaniques..... | 86 |
| 3.1 Elasticité | 87 |
| 3.1.1 Module d'élasticité et densité..... | 87 |
| 3.1.2 Coefficient de Poisson | 91 |
| 3.2 Plasticité ou ductilité | 91 |
| 3.3 Résistance à la flexion | 93 |
| 3.4 Résistance à la compression | 94 |
| 3.5 Résistance à la fatigue..... | 95 |
| 3.6 Rupture et sensibilité à une entaille | 97 |
| 3.6.1 Titane TA6V | 99 |
| 3.6.2 Zircone | 100 |
| 3.6.3 PEEK | 100 |
| 3.7 Dureté..... | 103 |
| 3.8 Solubilité en milieux aqueux | 105 |

| | |
|---|---------|
| 3.8.1 Titane TA6V | 105 |
| 3.8.2 Zircone | 105 |
| 3.8.3 PEEK | 105 |
| 3.9 Conductivité thermique | 106 |
| 3.10 Comportement radiologique..... | 106 |
| 3.10.1 Titane TA6V..... | 106 |
| 3.10.2 Zircone..... | 107 |
| 3.10.3 PEEK | 107 |
| 4. Comparaison des propriétés esthétiques..... | 109 |
| 4.1 Titane TA6V..... | 109 |
| 4.2 Zircone | 110 |
| 4.3 PEEK..... | 111 |
| Chapitre 3 : Protocole et cas cliniques | 114 |
| 1. Protocole..... | 114 |
| 1.1 Examen pré-opératoire | 114 |
| 1.2 Planification du plan de traitement | 114 |
| 1.3 Protocole opératoire | 114 |
| 1.3.1 Pour les types d'os D1/D2 de la classification de Lekholm et Zarb | 115 |
| 1.3.2 Pour les types d'os D3/D4 de la classification de Lekholm et Zarb | 120 |
| 2. Cas cliniques..... | 120 |
| 2.1 Cas clinique n°1..... | 120 |
| 2.2 Cas clinique n°2..... | 122 |
| 2.3 Cas clinique n°3..... | 131 |
| Conclusion | 134 |
| Bibliographie | 136 |

Liste des figures

| | |
|--|----|
| FIGURE 1 : formule chimique du PEEK (Kemmish D, 1995) | 15 |
| FIGURE 2 : schéma de la synthèse du PEEK par substitution nucléophile : l'hydroquinone, le 4,4'-difluorodiphénylcétone et le carbonate de potassium anhydre sont introduits dans le diphenylsulfone et chauffés à une température comprise entre 200 et 400°C selon la réaction souhaitée. Il se forme alors du PEEK, du fluorure de potassium, de l'eau et du dioxyde de carbone sous forme gazeuse. (Kemmish D, 1995)..... | 16 |
| FIGURE 3 : avant d'être mis en forme, le PEEK se présente sous forme de granulés. (Kemmish D, 1995)..... | 18 |
| FIGURE 4 : microstructure sphérolitique du PEEK étudiée au microscope électronique (Fayolle B et Tcharkhtchi A, 2015)..... | 19 |
| FIGURE 5 : schéma d'une presse à injection (http://www.packaging-gateway.com , 2014) | 21 |
| FIGURE 6 : schéma du processus d'extrusion. 1) une vis pousse le polymère en fusion dans la machine. 2) entrée du PEEK en fusion. 3) moulage du PEEK. 4) produit fini. (http://www.packaging-gateway.com , 2014)..... | 22 |
| FIGURE 7 : moulage par compression (Kurtz SM, 2011)..... | 24 |
| FIGURE 8 : quelques exemples de modifications de surface du PEEK : greffage de surface, revêtement, augmentation de la rugosité, formation de motifs à la surface, film multicouches... (Qiu ZY et al, 2014) | 25 |
| FIGURE 9 : schéma des différentes techniques permettant d'améliorer la bioactivité du PEEK. (Ma R and Tang T, 2014)..... | 26 |
| FIGURE 10 : schéma du processus de traitement de surface par un faisceau d'électrons ou electron beam. (http://www.joiningtech.com , 2012) | 28 |
| FIGURE 11 : schéma du processus de revêtement par pulvérisation cathodique. (Qiu ZY et al, 2014) | 28 |
| FIGURE 12 : modification du potentiel hydrophile du PEEK après traitement au plasma (http://www.intrfacetech.com/atmospheric-plasma-treatment-for-medical-device-applications/ , 2016)..... | 29 |

| | |
|--|----|
| FIGURE 13 : le Piezobrush® des laboratoires Relyon Plasma permet de réaliser l'activation de surface. (http://www.relyon-plasma.com/ , 2016)..... | 30 |
| FIGURE 14 : schéma du traitement de surface par greffage : dans un premier temps les groupes fonctionnels sont formés puis dans un second temps des amines sont greffés à la surface. Ici sont représentées les étapes de greffage du tripeptide RGD à la surface du PEEK. (Qiu ZY et al, 2014)..... | 33 |
| FIGURE 15 : schéma de synthèse sur le processus de fabrication des fibres PAN. (Dupupet G, 2008)..... | 38 |
| FIGURE 16 : schéma du processus de formation de PEEK renforcé en fibres de carbone. (Lucas P et Zanella G, 2007)..... | 39 |
| FIGURE 17 : photographie de l'étude au microscope électronique de la cristallinité du PEEK renforcé en fibres de carbone. (Schultz JM, 1991)..... | 40 |
| FIGURE 18 : schéma du procédé d'ensimage par trempage, le principal mode d'ensimage. La concentration du bain est assez faible et le temps de trempage est contrôlé. A la fin, la fibre est parfois chauffée afin de bien contrôler le temps de séchage de la solution. On obtient ainsi un revêtement homogène. (Giraud I, 2011)..... | 41 |
| FIGURE 19 : étude in vivo de la colonisation cellulaire (à gauche de la flèche) de la surface d'un implant en PEEK (à droite de la flèche) au bout de 27 jours. (http://www.imi-iso.com/fr/accueil.html , 2004)..... | 43 |
| FIGURE 20 : étude de l'attachement à gauche et de la prolifération cellulaire à droite, la courbe bleue représente le témoin rugueux et la courbe rouge correspond au Biopik® vallonné (Cougoulic JP, 2013)..... | 44 |
| FIGURE 21 : graphiques représentant l'adhésion et la prolifération des cellules sur les 4 types d'implants de l'étude menée par Feng et al. Tout à gauche on observe les valeurs des implants en alliage de titane. Puis de gauche à droite sont représentées les valeurs des implants « 1 », « 2 » et « 3 ». (Xu A et al, 2015)..... | 47 |
| FIGURE 22 : étude de l'activité de la phosphatase alcaline des ostéoblastes MG- 63. (Xu A et al, 2015)..... | 48 |
| FIGURE 23 : photographie d'une coupe analysée au microscope optique après coloration, des implants de type « 1 ». (Xu A et al, 2015)..... | 49 |
| FIGURE 24 : photographie d'une coupe analysée au microscope optique après coloration, des implants de type « 2 ». (Xu A et al, 2015)..... | 49 |

| | |
|---|----|
| FIGURE 25 : photographie d'une coupe analysée au microscope optique après coloration, des implants de type « 3 ». (Xu A et al, 2015)..... | 49 |
| FIGURE 26 : graphique représentant en pourcentages le Bone to Implant Contact d'implants en PEEK recouverts d'hydroxyapatite, en bleu, ou non recouverts, en rouge. Deux zones sont testées, la surface complète de l'implant ainsi que les zones 1 et 3, portions hautes de l'implant. (Barkarmo S and al, 2013)..... | 50 |
| FIGURE 27 : radiographie avant la pose d'un implant en PEEK en secteur antérieur maxillaire droit. (Marya K et al, 2011)..... | 51 |
| FIGURE 28 : radiographie post opératoire de la pose d'un implant en PEEK en secteur antérieur maxillaire droit. (Marya K et al, 2011)..... | 52 |
| FIGURE 29 : graphique de la déformation en fonction de la contrainte appliquée à un matériau. Le module de Young E correspond à la pente initiale en bleu. (http://www.victrex.com/fr/ , 2015)..... | 60 |
| FIGURE 30 : photographie d'étude de fractures cohésives au MEB. (Ho CC, Ding SJ, 2015) | 61 |
| FIGURE 31 : photographie d'étude de fractures adhésives au MEB. (Ho CC, Ding SJ, 2015) | 61 |
| FIGURE 32 : variations de la résistance à la flexion (en MPa et psi) en regard de la température (en °C et °F) pour le PEEK des laboratoires Victrex (en granulés 450G, renforcé en fibre de verre 450GL30 et renforcé en fibres de carbone 450CA30) (http://www.victrex.com/fr/ , 2015)..... | 62 |
| FIGURE 33 : graphique de l'étude menée par S.J Ferguson, sur la déformation au fluage du PEEK à 37°C, durant 2000 heures, sous une contrainte de 10MPa dans un environnement sec. Le PEEK subit une déformation minime, inférieure à 0,01%. (Ferguson SJ, 2015) | 63 |
| FIGURE 34 : variation de la résistance au fluage dans le temps et à température ambiante pour le PEEK renforcé en fibres de carbone 450CA30. (http://www.victrex.com/fr/ , 2015)..... | 64 |
| FIGURE 35 : étude au microscope optique de l'ostéointégration d'un implant en zircone Y-TZP. L'ostéointégration est excellente, l'os entourant l'implant est mature et remodelé. (Oliva X et al, 2013) | 80 |

| | |
|---|-----|
| FIGURE 36 : graphique représentant les valeurs de BIC pour les implants testés recouverts d'hydroxyapatite (en bleu) et les implants de contrôle non traités (en rouge) à 3 et 12 semaines d'implantation. (Johansson P et al, 2014) | 82 |
| FIGURE 37 : graphique représentant les valeurs de RTQ à 3 et 12 semaines d'implantation des implants « test » en rouge et « contrôle » en bleu. (Barkarmo et al, 2013) | 83 |
| FIGURE 38 : courbe type obtenue au cours des essais de traction. (http://www.mecastyle.com , 2015)..... | 86 |
| FIGURE 39 : le graphique classe les matériaux en fonction de leur densité et de leur module de Young. On observe une grande différence de module d'élasticité entre le titane et les céramiques d'une part et le PEEK et l'os cortical d'autre part. (http://aluminium.matter.org.uk , 2015)..... | 88 |
| FIGURE 40 : graphique classant l'os cortical, le PEEK, les alliages de titane et l'acier en fonction de leurs modules de Young. On peut constater que même renforcé en fibres de carbone, le PEEK présente une valeur de module d'élasticité bien plus proche de celle de l'os que les alliages de titane. (Donna Dawson, 2010)..... | 88 |
| FIGURE 41 : schéma représentant la distribution des contraintes à l'interface os/implant. A gauche, avec un implant en titane on peut observer un phénomène de déviation des contraintes. A droite, avec un implant en PEEK, les contraintes sont harmonieusement réparties à l'interface. (Meningaud JP et al, 2012)..... | 90 |
| FIGURE 42 : graphique classant les matériaux selon leurs valeurs de rupture à l'allongement. On peut noter que la zircone est très fragile alors que le titane et le PEEK sont ductiles. (http://www.cerameurop.com/article280.html , 2012)..... | 93 |
| FIGURE 43 : schéma d'un mouton pendule utilisé pour le test de Charpy. (http://www.rocdacier.com , 2010) | 98 |
| FIGURE 44 : micrographie prise sur un alliage de titane TA6V montrant la ramification d'une fissure principale en fissures secondaires. (Hadj Sassi B et Lehr P, 1977) | 99 |
| FIGURE 45 : représentation schématique du mécanisme de fracture du PEEK. On peut observer l'initiation de la fissure principale dans l'échantillon porteur de micro-défauts (a) ; puis la fissure principale de propagation et des fissures secondaires se forment (b) ; les structures en capuchons se forment au sein de l'échantillons (c) et (d) (Kurtz SM, 2011) | 101 |
| FIGURE 46 : photographies d'analyse au microscope électronique du mécanisme de fracture d'échantillons en PEEK. On peut observer les structures en « capuchon » qui se | |

| | |
|---|-----|
| propagent au sein de la phase amorphe. Les sphérolites restent intactes. (Kurtz SM, 2011) | 102 |
| FIGURE 47 : schéma du processus de Vickers. (http://www.twi-global.com , 2016) | 103 |
| FIGURE 48 : tableau classant différents matériaux en fonction de leur dureté Vickers. On note que la zircone est nettement plus dure que l'acier inoxydable. (http://global.kyocera.com , 2016) | 104 |
| FIGURE 49 : radiographie rétro alvéolaire d'implants en titane et de chapes en zircone. On peut apprécier la différence de radio opacité entre les deux biomatériaux. (Margossian et Laborde, 2008) | 107 |
| FIGURE 50 : radiographie rétro alvéolaire d'un implant en PEEK comportant un cône de gutta percha. Ce système facilite la visualisation de l'implant et de son axe. (Marya K et al, 2011) | 108 |
| FIGURE 51 : radiographie rétro alvéolaire d'un implant en titane en position 12. (http://www.osseonews.com/ , 2013) | 109 |
| FIGURE 52 : photographie intra buccale d'un implant en titane en position 12, on peut noter la présence d'une ombre sous la gencive ainsi qu'une récession au collet. (http://www.osseonews.com/ , 2013) | 110 |
| FIGURE 53 : diagramme représentant la quantité de gencive attachée et la profondeur de sulcus observées sur des implants en titane en gris et en zircone en vert. (Gahlert et al, 2007) | 111 |
| FIGURE 54 : cas d'un implant zircone placé en position 21. On peut noter la parfaite gestion des tissus mous et l'esthétisme de la restauration finale. (Kohal RJ and Klaus G, 2004) | 111 |
| FIGURE 55 : implant crestal PEEK PERSO-C des laboratoires SISOMM (http://sisomm.com , 2016) | 112 |
| FIGURE 56 : radiographie panoramique dentaire pré-opératoire du patient. (http://www.fr.championsimplants.com , 2015) | 115 |
| FIGURE 57 ET 58 : photographies intra buccales de l'étape de désencombrement muqueux. (http://www.fr.championsimplants.com , 2015) | 115 |
| FIGURES 59, 60 ET 61 : photographies intra buccales des étapes de forages à vitesse réduite. (http://www.fr.championsimplants.com , 2015) | 116 |
| FIGURES 62, 63 ET 64 : photographies intra buccales de l'élargissement crestal. (http://www.fr.championsimplants.com , 2015) | 117 |

| | |
|---|-----|
| FIGURES 65, 66, 67, 68 ET 69 : photographies intra et exo buccales de l'ajustage et de l'insertion de l'implant. (http://www.fr.championsimplants.com , 2015)..... | 118 |
| FIGURES 70, 71 ET 72 : photographies intra buccales post opératoires. (http://www.fr.championsimplants.com , 2015)..... | 119 |
| FIGURE 73 : l'implant standard est personnalisé avec un instrument stérile. (Nedjat A, 2015)..... | 121 |
| FIGURE 74 : schéma de la mise en place manuelle de l'implant dans son lit. (Nedjat A, 2015)..... | 121 |
| FIGURES 75 ET 76 : radiographies rétro alvéolaires post opératoires. (Nedjat A, 2015) .. | 122 |
| FIGURE 77 : photographie exo buccale prise un an après l'intervention. (Nedjat A, 2015) .. | 123 |
| | |
| FIGURE 78 : orthopantomogramme dentaire réalisé un an après l'intervention. (Nedjat A, 2015)..... | 123 |
| FIGURE 79 : orthopantomogramme dentaire pris lors de la première consultation. (Nedjat A, 2015)..... | 124 |
| FIGURE 80 : schéma de l'étape de poinçonnage permettant un dégagement muqueux. (Nedjat A, 2015)..... | 125 |
| FIGURE 81 : prep-caps des laboratoires Champions-implants. (http://www.fr.championsimplants.com , 2015)..... | 126 |
| FIGURE 82 : schéma d'un implant en PEEK mis en place et coiffé d'une prep-caps en contact osseux. (Nedjat A, 2015)..... | 126 |
| FIGURES 83 ET 84 : étape de taille des prep-caps à l'aide du guide de coupe. (Nedjat A, 2015)..... | 127 |
| FIGURES 85 ET 86 : photographies des bridges complets tout céramiques maxillaire et mandibulaire. (Nedjat A, 2015) .. | 128 |
| FIGURES 87 ET 88 : photographies intrabuccales des préparations avant scellement des prothèses. (Nedjat A, 2015)..... | 129 |
| FIGURE 89: photographie intrabuccale après scellement des prothèses. (Nedjat A, 2015) .. | 130 |
| | |
| FIGURE 90 : orthopantomogramme de contrôle après scellement des prothèses. (Nedjat A, 2015)..... | 130 |
| FIGURE 91 : orthopantomogramme dentaire pré-opératoire. L'implant en titane en position 37 est en péri-implantite. (http://www.isoss.eu/ , 2015) .. | 131 |

FIGURE 92 : images scanner datées de Mars 2009. Elles témoignent d'une parfaite ostéo intégration de l'implant en PEEK. (<http://www.isoss.eu/>, 2015)132

FIGURES 93 ET 94 : photographies intra buccales prises en Décembre 2012. La gencive présente un aspect parfaitement sain. (<http://www.isoss.eu/>, 2015)132

FIGURE 95 : images scanner datées de Décembre 2012. Une intense ostéo intégration est visible en regard de l'implant en PEEK. (<http://www.isoss.eu/>, 2015)133

Liste des tableaux

| | |
|--|----|
| TABLEAU 1 : caractéristiques thermomécaniques de quelques thermoplastiques thermostables. (d'après Kemmish D, 1995) | 14 |
| TABLEAU 2 : annotations du schéma d'une presse à injection (d'après http://www.packaging-gateway.com , 2014)..... | 21 |
| TABLEAU 3 : étude de la phosphatase alcaline intracellulaire. (Cougoulic JP, 2013) | 45 |
| TABLEAU 4 : propriétés mécaniques du PEEK (d'après http://www.victrex.com/fr/ , 2015)..... | 58 |
| TABLEAU 5 : comparaison des propriétés biologiques, physiques, mécaniques et esthétiques de l'alliage de titane TA6V, de la zircone et du PEEK. | 68 |

Introduction

Depuis plus de deux mille ans, l'Homme cherche à remplacer les dents perdues par la pose d'implants. Des premiers pas de l'implantologie aujourd'hui, divers matériaux ont été utilisés. Variés et fantaisistes dans l'ère pré moderne, leurs choix se sont restreints à partir de la deuxième moitié du XX^{ième} siècle avec pour leader, le titane et ses alliages.

Cependant, on recense dans la littérature un certain nombre de problèmes associés au titane. Sa grande différence de module d'élasticité avec l'os cortical génère un stress à l'interface implantaire. De plus, certaines publications remettent en question l'innocuité biologique du titane.

En regard de la demande croissante de restaurations sans métaux et des progrès considérables des biomatériaux au cours de ses dernières années, les chercheurs se sont mis en quête d'un matériau qui pourrait remplacer le titane.

Idéalement, ce matériau serait complètement biocompatible, il répondrait aux exigences mécaniques de l'implantologie et remplirait les attentes esthétiques de la zone antérieure.

En 1990, un thermoplastique ultra résistant et capable de remplacer les composants métalliques en chirurgie orthopédique fait son apparition. Le PEEK est né. Le succès de son application en orthopédie attire alors l'attention des chercheurs qui voient en lui le parfait substitut au titane en implantologie dentaire.

Dans un premier temps nous présenterons le biomatériau, en développant ses procédés d'élaboration et de mise en forme. Nous analyserons également les techniques utilisées pour potentialiser le PEEK avant d'en présenter les propriétés biologiques, physiques, mécaniques et esthétiques. Puis dans un second temps, nous comparerons ce jeune biomatériau au titane et à la zircone, deux matériaux bien connus du domaine de l'implantologie dentaire. Pour finir, nous indiquerons le protocole précis qu'il convient de suivre pour la mise en place d'implants en PEEK et nous étudierons son application au travers de cas cliniques.

Chapitre 1: Le PEEK en implantologie

Les polymères sont de longues chaînes de molécules, constituées d'une répétition d'unités. Ils n'ont pas été inventés au cours du vingtième siècle, en réalité, ils sont bien plus anciens que les êtres vivants eux-mêmes.

L'agar, la cellulose, l'ADN, la soie, ou encore le collagène sont des polymères

que ce n'est que très récemment que les chercheurs ont commencé à comprendre la structure des polymères et comment se les approprier.

Initialement, les polymères synthétiques ont été élaborés dans le but de remplacer les polymères naturels. Mais de nos jours, ils sont, pour la majeure partie, synthétiques. Ils sont complètement intégrés dans notre vie quotidienne et permettent de réelles avancées qui n'auraient pas été possible sans eux.

Seule une petite partie de la grande famille des polymères est utilisée dans le domaine de l'implantologie humaine.

Les polymères tels que l'*ultra-high molecular weight polyethylene* (UHMWPE), le *polytetrafluoroethylene* (PTFE), le *polymethyl methacrylate* (PMMA), le *polylactide* (PLA), le *polyglycolide* (PGA) et le *polyhydroxybutyrate* (PHB) sont largement utilisés dans le domaine biomédical. Cependant, seul un petit nombre d'entre eux a été utilisé en tant que substitut osseux, en raison de leur flexibilité trop importante et de leur fragilité. Ils ne peuvent donc répondre aux demandes mécaniques de l'implantologie dentaire.

En analysant les polymères précédemment décrits, les chercheurs leurs ont découverts de nombreux avantages malgré des propriétés mécaniques insuffisantes. Ils ont donc cherché à les améliorer.

1. Présentation du biomatériau

Le polyétheréthercétone (PEEK) est un thermoplastique semi cristallin appartenant à la famille des polyaryléthercétone (PAEK) breveté en 1963 par Union Carbide. Dans les années 1980, le PEEK était commercialisé à des fins industrielles, notamment dans l'aéronautique afin de réaliser les lames de certaines turbines de moteurs à

réaction. Puis en 1990, le PEEK est apparu comme un thermoplastique important, ultra résistant, capable de remplacer les composants métalliques en orthopédie et en traumatologie. Il a largement été utilisé en chirurgie vertébrale pour les arthrodèses intersomatiques, des vis traversant le pédicule vertébral. Après quelques années, le PEEK a attiré l'attention de nombreux chercheurs en biomatériaux et de nombreux orthopédistes.

Les thermoplastiques semi cristallins sont composés d'une phase amorphe et d'une phase cristalline. Ils disposent donc de deux phases de transitions thermiques, une transition vitreuse et une fusion. La structure cristallographique d'un polymère dépend de son passé thermique. En effet cela peut largement influencer les propriétés mécaniques du matériau. La vitesse de refroidissement peut modifier le taux de cristallinité mais aussi la configuration cristalline du polymère. Il a été observé que lorsque la vitesse de refroidissement diminue, le taux de cristallinité augmente, cela entraîne une augmentation du module de Young et une diminution de la résistance aux chocs.

| Propriétés | Amorphes | | | Semi cristallins | |
|--|----------|-----|-----|------------------|------|
| | PEI | PES | PAI | PPS | PEEK |
| $T_{\text{transition vitreuse}}(^{\circ}\text{C})$ | 217 | 220 | 275 | 85 | 143 |
| $T_{\text{fusion}}(^{\circ}\text{C})$ | X | X | X | 280 | 334 |
| Module de Young (GPa) | 3,1 | 2,7 | 5,8 | 3,7 | 3,5 |

Tableau 1 : caractéristiques thermomécaniques de quelques thermoplastiques thermostables. (d'après Kemmish D, 1995)

Ce tableau récapitule les différentes propriétés thermiques et mécaniques des principaux thermoplastiques thermostables dont le Polyétherimide (PEI), le Polyéthersulfone (PES), le Polyamideimide (PAI), le Polysulfure de phénylène (PPS)

et le PEEK. On note que ce dernier possède une température de transition vitreuse de 143° , une température de fusion de 334° et un module d'élasticité de 3,5 GPa.

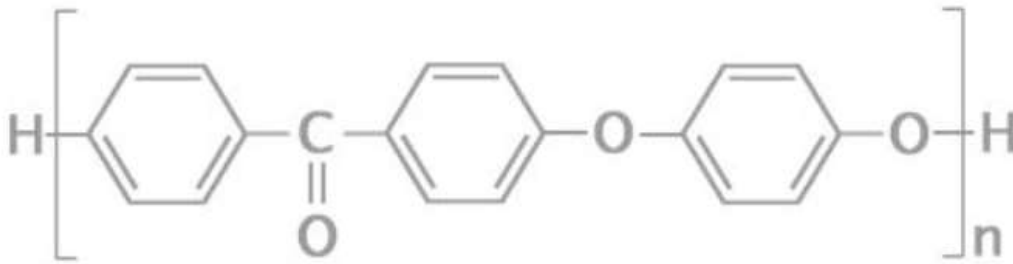


Figure 1 : formule chimique du PEEK (Kemish D, 1995)

Le PEEK est un cétone de formule chimique $(-C_6H_4-O-C_6H_4-O-C_6H_4-CO-)_n$ est un thermoplastique semi cristallin linéaire constitué d'une ossature de molécule aromatique avec une combinaison de groupes cétone et éther entre des groupes aryles. Cette structure chimique particulière confère au PEEK sa stabilité chimique et ses propriétés physiques. En effet, il a été prouvé que leurs propriétés dépendent essentiellement du rapport éther/cétone. Plus on compte de groupes cétones et plus la température des différentes transitions thermiques augmente. (Ma R and Tang T, 2014)

2. Mode de fabrication

La polymérisation des polyaryléthercétones (PAEK) est un procédé complexe en raison de leur insolubilité dans les solvants classiques. Il existe deux façons de les synthétiser.

2.1 Procédé de substitution électrophile

Ce procédé consiste à créer des liaisons cétones par réaction de chlorures d'acides carboxyliques aromatiques.

La résistance aux solvants et la propension à atteindre des niveaux élevés de cristallinité empêchent les PEEK d'être synthétisés dans les solvants organiques communs.

Ce sont les travaux de Dupont qui, les premiers, ont permis la production de PEEK dans du chlorure de méthylène.

Par la suite, de nombreux procédés ont été testés mais aucun ne produisait de résultat acceptable.

Plus récemment, une modification du processus a été réalisée. La réaction de polycondensation de l'acide 4-(4'-phénoxyphénoxybenzoïque) en utilisant l'acide de méthane sulfonique comme solvant et le 1,4'-diphénoxybenzène en tant qu'agent de coiffage terminal permet la synthèse de PAEK thermostables.

Ce procédé est cependant d'avantage utilisé pour les PAEK comportant d'avantage de groupes cétones qu'éthers. On lui préférera donc le procédé suivant pour l'élaboration de PEEK (Kurtz SM, 2011)

2.2 Procédé de substitution nucléophile

Ce procédé est celui qui était utilisé par l'Imperial Chemical Industries (ICI) en 1978 et actuellement Victrex. Il s'agit d'une polymérisation par création de liaisons éthers pour enchaîner les motifs par réaction entre le bisphénol et un composé aromatique fluoré, le tout dans un solvant aprotique apolaire. C'est la voie la plus simple et la plus employée pour synthétiser du PEEK.

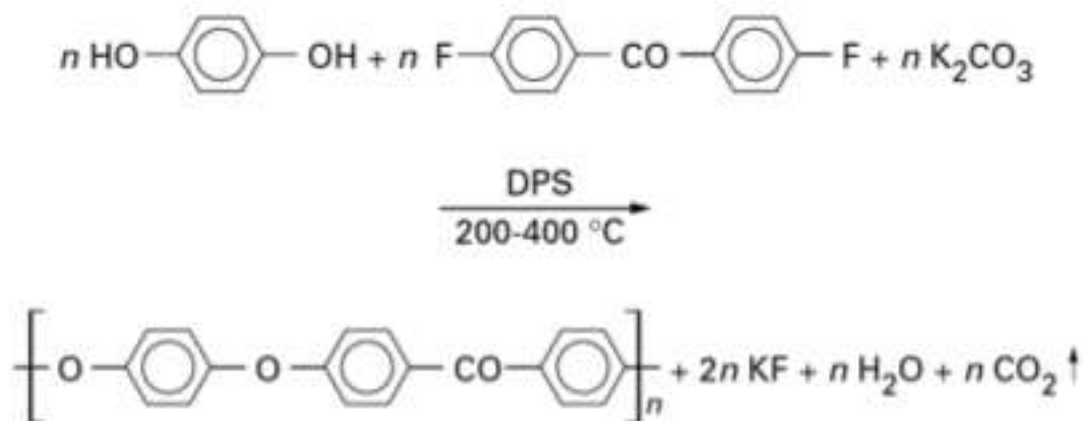


Figure 2 : schéma de la synthèse du PEEK par substitution nucléophile : l'hydroquinone, le 4,4'-difluorodiphénylcétone et le carbonate de potassium anhydre sont introduits dans le diphenylsulfone et chauffés à une température comprise entre 200 et 400°C selon la réaction souhaitée. Il se forme alors du PEEK, du fluorure de potassium, de l'eau et du dioxyde de carbone sous forme gazeuse. (Kemish D, 1995)

On retrouve le même problème concernant le choix du solvant, c'est un point crucial. Le solvant approprié doit être thermiquement stable et inerte. Le diphenylsulfone (DPS) s'avère être le solvant idéal pour la synthèse du PEEK, il est aprotique et apolaire.

Les réactifs de départ sont l'hydroquinone, la 4,4 difluorophénylcétone et le carbonate. Ils sont incorporés en proportions équimolaires. Une température comprise entre 200 et 400°C est nécessaire pour déclencher la réaction.

La pureté des dérivés aromatiques est essentielle pour éviter des réactions parasites et la formation de liaisons ortho ou méta qui abaisseraient les propriétés du polymère.

3. Mise en forme

3.1 Généralités

3.1.1 Stabilité thermique et température de mise en œuvre

Il existe de nombreux procédés de mise en œuvre du PEEK. Grâce à sa faible sensibilité au cisaillement et à sa bonne stabilité thermique, ce biomatériau présente un large panel de mise en forme possible. Sa température de fusion élevée impose, pour sa transformation, de travailler à de hautes températures, comprises entre 370 et 420°C.

3.1.2 Equipement nécessaire

Le PEEK fondu n'est pas un matériau corrosif, l'utilisation de métaux traités anticorrosion n'est donc pas nécessaire. Il convient cependant d'éviter d'utiliser des moules contenant du cuivre car ils laissent des dépôts noirâtres.

3.1.3 Gestion de la propension à absorber l'humidité



Figure 3 : avant d'être mis en forme, le PEEK se présente sous forme de granulés (Kemnish D, 1995)

avant d'être mis en forme, le PEEK est commercialisé sec, sous forme de pastilles ou de granulés. Ces derniers absorbent l'humidité atmosphérique, il est donc nécessaire de les sécher avant de lancer le processus industriel. Idéalement on doit les placer 3 heures dans un four à circulation d'air à 150° afin de baisser le taux d'humidité à 0,1%. Un séchage insuffisant peut entraîner des irrégularités de surface voire des bulles. Une fois séché, le PEEK peut être mis en forme.

3.1.4 Cristallinité

La microstructure du PEEK a une influence cruciale sur ses propriétés thermomécaniques. Il est donc primordial de connaître l'organisation de la partie cristalline du polymère.

Le taux de cristallinité du PEEK varie entre 13 et 44%. Il est admis qu'un polymère présente des propriétés mécaniques optimales pour un taux de cristallinité compris entre 25 et 30%.

L'étude de la cristallinité du PEEK a permis de mettre en évidence deux parties distinctes : une partie amorphe, en désordre, sans aucune formation particulière et une partie cristalline organisée en sphérolites.

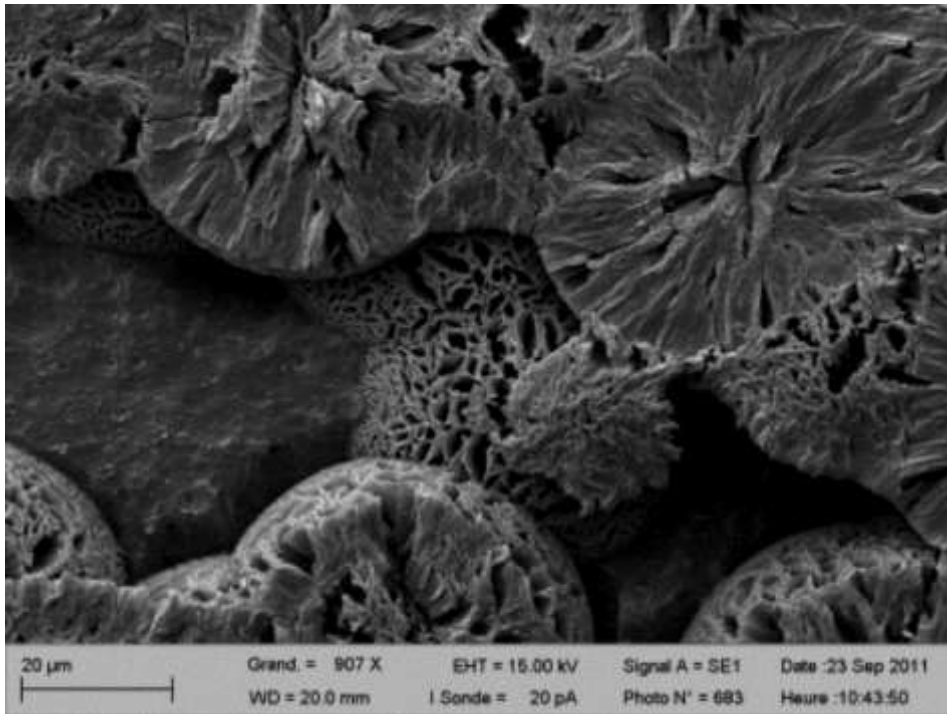


Figure 4 : microstructure sphérolitique du PEEK étudiée au microscope électronique (Fayolle B et Tcharkhtchi A, 2015)

La microstructure du PEEK est naturellement sphérolitique (figure 4). Elle se présente sous forme d'un agrégat de cristaux en aiguilles structure rayonnante. Ces aiguilles ou lamelles ont une épaisseur de 1 à 4nm et sont espacées de 10nm les unes des autres.

La microstructure du polymère dépend également de la variation thermique subie lors de son élaboration. En effet, s'il est passé par une phase de cristallisation froide, des lamelles cristallines apparaissent entre les sphérolites.

La cristallisation s'effectue en deux principales étapes. La germination permet dans un premier temps d'initier l'organisation des chaînes par formation de points de nucléation. Puis la croissance de cette organisation permet de former les cristaux. Une troisième étape appelée cristallisation secondaire peut avoir lieu et tend à parfaire les cristaux formés précédemment.

Pour tous les polymères semi-cristallins, on rencontre le même problème de cristallisation au refroidissement. La structure cristalline du PEEK engendrée lors de la mise en œuvre influence largement ses propriétés finales. Le biomatériau présente une forte température de transition vitreuse qui impose une température

élevée du moule, comprise entre 160 et 190°C en injection afin d'éviter la formation du couche superficielle amorphe.

Les conditions de travail optimales doivent être recherchées pour la transformation cristalline afin d'obtenir un matériau aux propriétés désirées. (Waddon AJ, 1987)

3.1.5 Nettoyage des équipements

Les équipements de moulage sont nettoyés par combustion du polymère. Une bonne ventilation est nécessaire car cela entraîne le dégagement d'oxydes de carbone

3.2 Moulage par injection

Le processus de moulage par injection se décompose en quatre étapes clé : la plastification, l'injection, la phase de maintien ou refroidissement et l'éjection

Dans le processus de moulage par injection, les granulés sont déposés dans la trémie d'une presse injecter Puis un automatisme déclenche le processus et les granulés sont fondus sous pression et une vis homogénéise le mélange obtenu. Le polymère fondu est alors translaté par rotation de la vis dans un moule chauffé. Le moule est porté à une température de 180-190°C afin de permettre un remplissage aisé, une cristallisation correcte et de minimiser les contraintes internes au matériau. Lorsque la cavité est remplie, la matière refroidit dans le moule tout en étant maintenue sous pression.

Une fois que le PEEK s'est consolidé, il est automatiquement éjecté du moule de manière à déclencher rapidement un nouveau cycle.

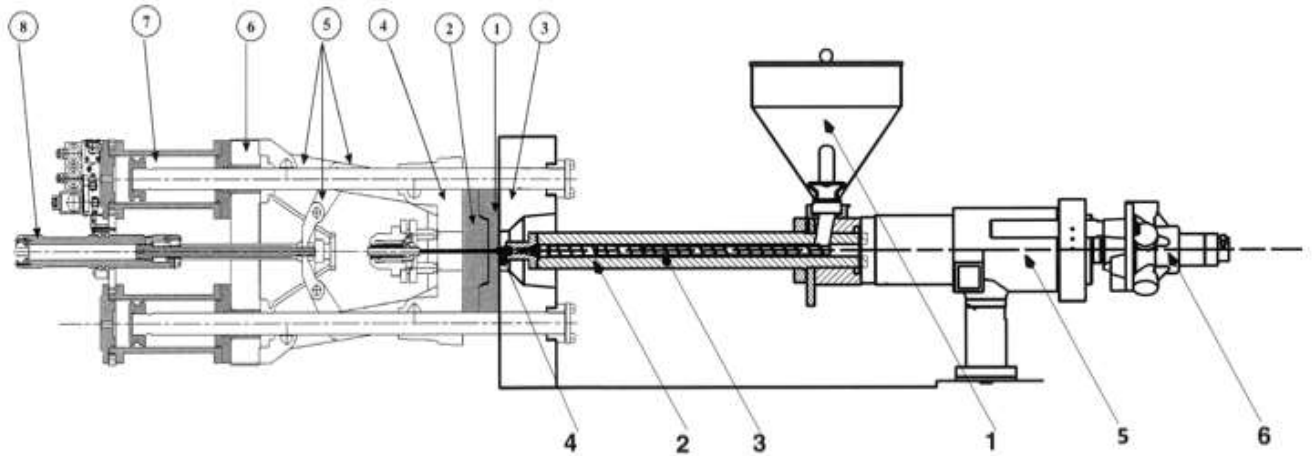


Figure 5 : schéma d'une presse injection. (<http://www.packaging-gateway.com>, 2014)

| | <i>Unité d'injection</i> | | <i>Unité de serrage</i> |
|----------|------------------------------|---|--------------------------|
| 1 | trémie | ① | partie fixe du moule |
| 2 | fourreau | ② | partie mobile du moule |
| 3 | vis d'injection | ③ | plateau fixe porte-moule |
| 4 | buse | ④ | plateau mobile |
| 5 | vérin d'injection | ⑤ | genouillère |
| 6 | moteur de rotation de la vis | ⑥ | sommier |
| - | - | ⑦ | vérin de verrouillage |
| - | - | ⑧ | vérin de genouillère |

Tableau 2 : annotations du schéma d'une presse injection (d'après <http://www.packaging-gateway.com>, 2014)

Enfin, les pièces obtenues sont usinées afin d'achever leur processus de fabrication. Les moules d'injection sont spécialement conçus pour chaque pièce, en tenant compte de chaque détail de cette dernière. Le coût de conception et de fabrication du moule représente un investissement financier important pour le processus. En moulage par injection, il est important de veiller à ce que les pièces moulées aient un niveau uniforme de cristallinité. Car dans le cas contraire, les propriétés biologiques et mécaniques des implants s'en trouveraient modifiées.

3.3 Processus d'extrusion

' est le principal moyen de fabrication des pi ces implantaires en PEEK
e procédé permet l'élaboration de tiges, de feuilles et de fibres de PEEK, entre
autres.

Il est assez similaire au précédent. Cependant les granulés sont fondus de manière
plus douce et ne subissent donc pas de sollicitations thermiques trop fortes.

Les granulés sont placés dans le compartiment de la machine dévolu à cet effet. Ils
sont alors chauffés et mis sous pression, ce qui entraine la fonte du polymère. Le
polym re est ensuite refroidi lentement le long de la ligne d'extrusion, jusqu' retour
à la température ambiante.

fin d'obtenir un matériau aux propriétés chimiques et mécaniques optimales, un
taux de cristallinité élevé est nécessaire. Il est atteint par un refroidissement
progressif le long de la ligne d'extrusion

Une fois refroidies, les pièces sont alors usinées.

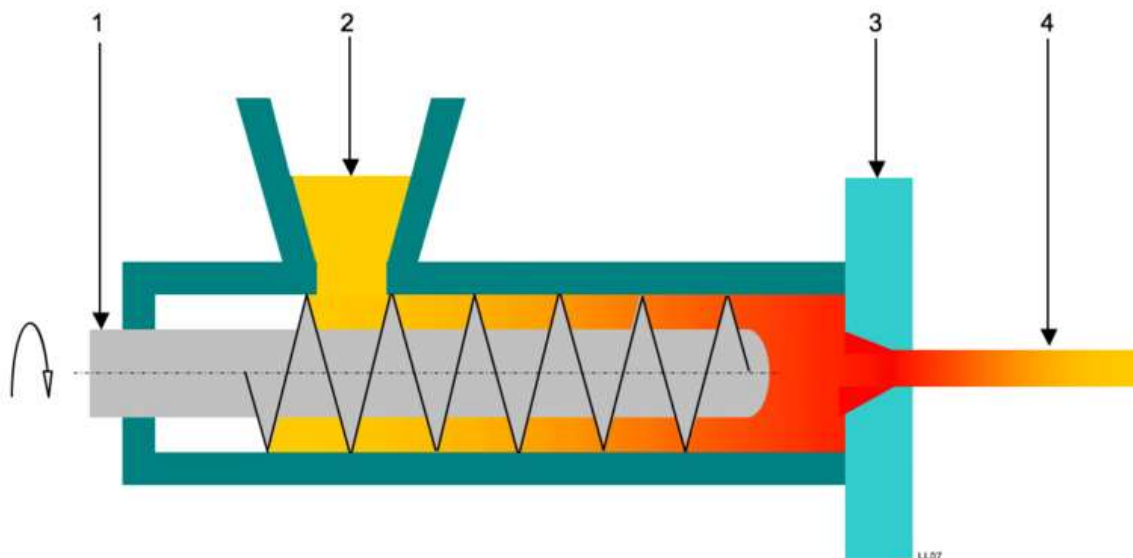


Figure 6 : schéma du processus d'extrusion. 1) une vis pousse le polymère en fusion dans la machine. 2) entrée du PEEK en fusion. 3) moulage du PEEK. 4) produit fini. (<http://www.packaging-gateway.com>, 2014)

3.4 Moulage par compression

ce processus est peu utilisé car il ne permet pas d'assurer l'uniformité du polymère obtenu. Il est d'avantage employé pour la fabrication de plaques ou de feuilles épaisses en polymère.

Un cycle de moulage par compression se déroule en 6 étapes :

- 1) remplissage du moule par du polymère sous forme de poudre
- 2) compactage à température ambiante sous 1MPa pendant 30 secondes pour expulser l'air
- 3) Chauffage à 400°C
- 4) compactage séquentiel à 400°C pour expulser l'air encore présent
- 5) Refroidissement
- 6) Démoulage possible à partir de 150°C

L'appareil de moulage par compression est constitué de deux plateaux. Le plateau inférieur est évidé afin de créer un emplacement pour les granulés de PEEK.

Une fois le plateau inférieur rempli, les deux plateaux sont pressés et chauffés, cela permet de consolider le polymère.

Le moulage par compression implique un chauffage et un refroidissement de la fonte et des outils. La pression appliquée à la masse fondue est maintenue pendant la phase de refroidissement. (Kurtz SM, 2011)

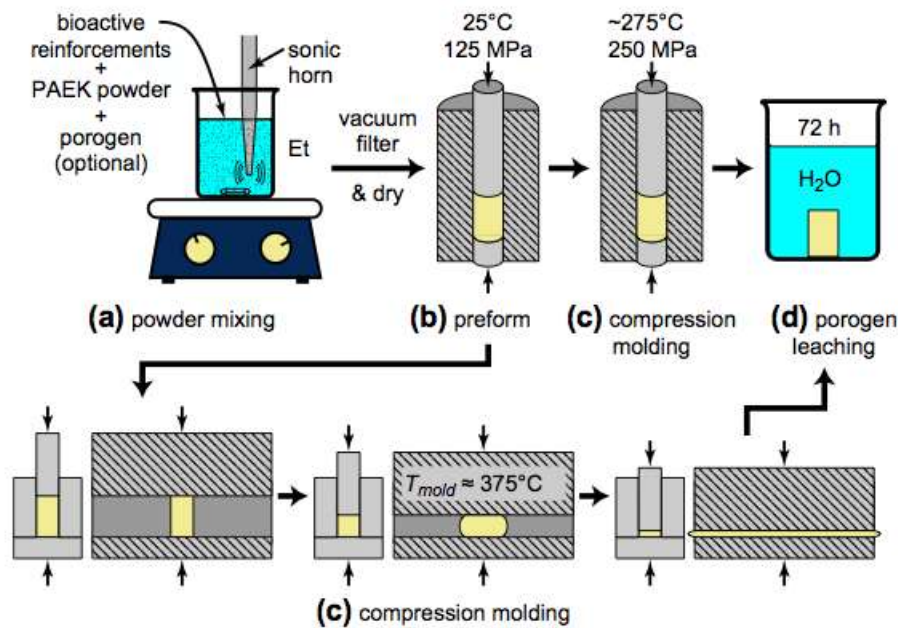


Figure 7 : moulage par compression (Kurtz SM, 2011)

3.5 Finitions

Une fois élaborées, les pièces implantaires nécessitent des finitions par usinage. Durant cette étape, il est important de prendre garde au risque de surchauffe susceptible d'engendrer des contraintes internes. Il est préférable d'utiliser des outils en carbure ou en pointe de diamant.

Avant de procéder aux finitions, il est conseillé de recuire les pièces pour éliminer les tensions internes présentes. Un recuit est également conseillé après l'étape d'usinage.

Il existe donc plusieurs voies de synthèse dans la production industrielle de PEEK à visée biomédicale. La chimie d'élaboration du PEEK a une grande influence sur la stabilité thermique finale du polymère.

4. Techniques d'amélioration du biomatériau

4.1 Modifications de surface

Lors de la mise en place d'un implant dans le corps humain, la surface du biomatériau entre en contact avec le réseau de protéines du plasma sanguin. Leur interaction est conditionnée par la chimie, la charge et la structure de surface implantaire. De ces interactions découlent les relations entre les cellules et le PEEK.

La fibronectine est une des protéines qui influencent considérablement l'adhésion cellulaire. En effet, son adhésion facilite celle des cellules à la surface de l'implant. Bien que le PEEK soit physiquement et chimiquement stable, il est relativement hydrophobe et présente une faible énergie de surface. Ces deux dernières caractéristiques compromettent l'adhésion des cellules à sa surface car elles favorisent ses interactions avec l'albumine au détriment de la fibronectine. L'albumine est une protéine du plasma sanguin qui entrave l'adhésion cellulaire à l'implant, elle concourt donc à ce que ce dernier soit reconnu comme un corps étranger par l'organisme et peut conduire à son rejet.

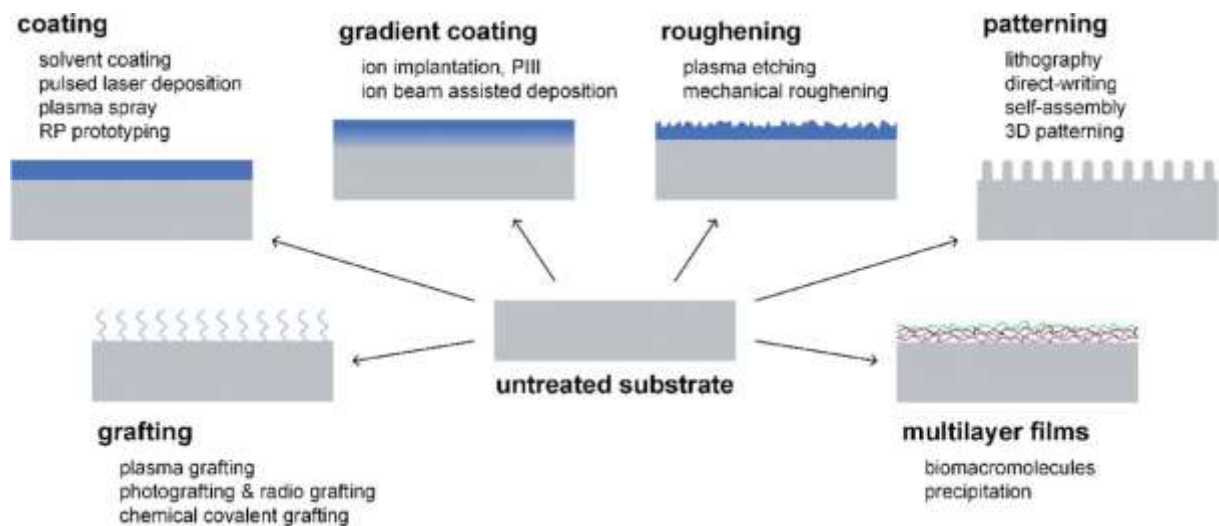


Figure 8 : quelques exemples de modifications de surface du PEEK : greffage de surface, revêtement, augmentation de la rugosité, formation de motifs à la surface, film multicouches... (Qiu ZY et al, 2014)

Il est donc nécessaire d'apporter des modifications au PEEK pour maintenir ses caractéristiques mécaniques et pour améliorer ses propriétés biologiques.

Le PEEK peut être modifié par des traitements physiques et chimiques. Les traitements physiques les plus courants utilisent la technologie plasma, seul ou couplé d'autres composantes telles que l'oxygène, l'ammonium, le nitrogène, le méthane etc...

Les traitements chimiques sont beaucoup plus rares.

Le PEEK utilisé dans le cadre de l'implantologie dentaire peut également être recouvert en surface par divers matériaux susceptibles d'améliorer sa bioactivité. Le but de ces traitements est de créer une surface optimale au domaine de l'implantologie dentaire.

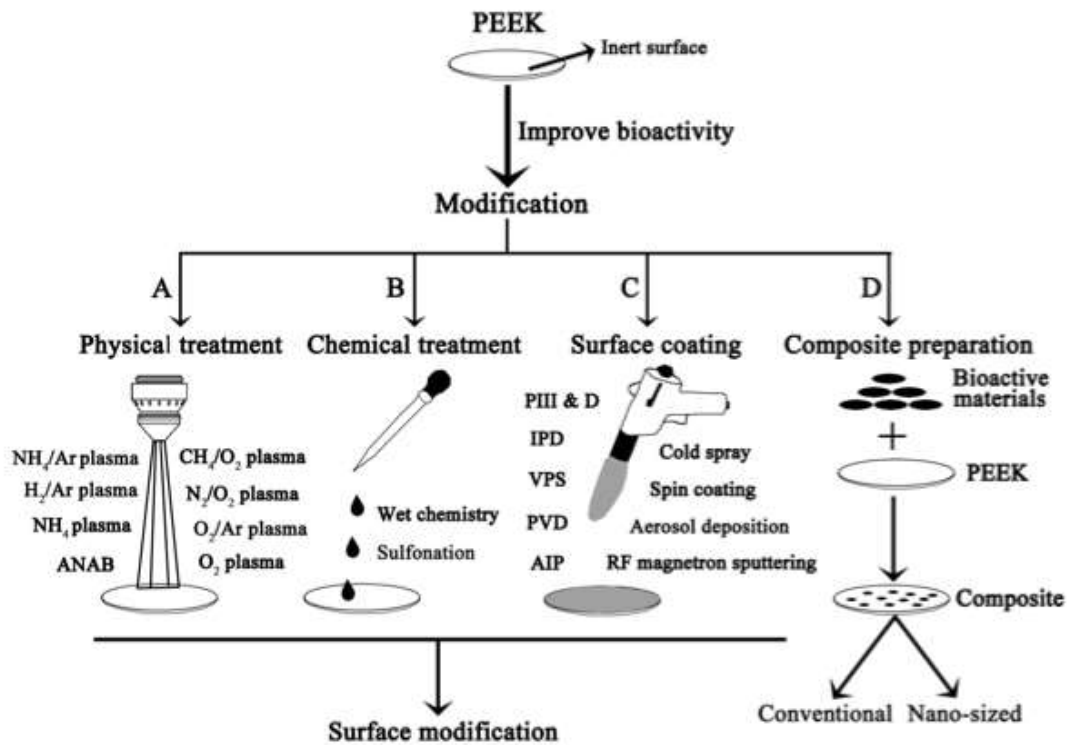


Figure 9 : schéma des différentes techniques permettant d'améliorer la bioactivité du PEEK. (Ma R and Tang T, 2014)

4.1.1 Traitements de surface

Le traitement de surface du PEEK doit être reproductible, uniforme et stable. Le dépôt doit être contrôlé, efficace et doit avoir un coût raisonnable.

La couche de matière modifiée doit être la plus fine possible. Trop épaisse, elle risquerait d'entraîner des altérations fonctionnelles et mécaniques et présenterait un risque accru de désolidarisation en regard du matériau.

- **Traitements physiques**

Les traitements physiques de surface sont de deux types : soit une couche externe supplémentaire est déposée, soit une altération de la structure superficielle du biomatériau est réalisée.

- **Le traitement laser**

Le traitement au faisceau de photons de haute énergie entraîne une réticulation et une scission des chaînes du PEEK ainsi qu'un frittage de surface. En surface du biomatériau, il se forme un oxyde de carbone stable sur une épaisseur de quelques atomes, favorable à l'adhésion cellulaire.

- **L'effet Corona**

À faible température et à pression atmosphérique, ce phénomène est observé lorsque des champs magnétiques de haute énergie se forment à proximité d'électrodes. Il se forme alors une région d'ionisation où on observe des radicaux libres, des électrons, des ions. Les espèces excitées provoquent des modifications de surface d'environ 10nm de profondeur par formation d'électrons. Cela permet d'augmenter la rugosité de surface du PEEK et donc de potentialiser sa bioactivité.

- **Le traitement au faisceau d'électrons ou Electron beam**

Un faisceau d'électrons de faible énergie, inférieur à 25Kev, est appliqué au PEEK dans une chambre à vide pour former des radicaux libres. Cela permet d'incorporer de l'oxygène atmosphérique à la surface du matériau et d'accroître ainsi son potentiel d'adhésion cellulaire.

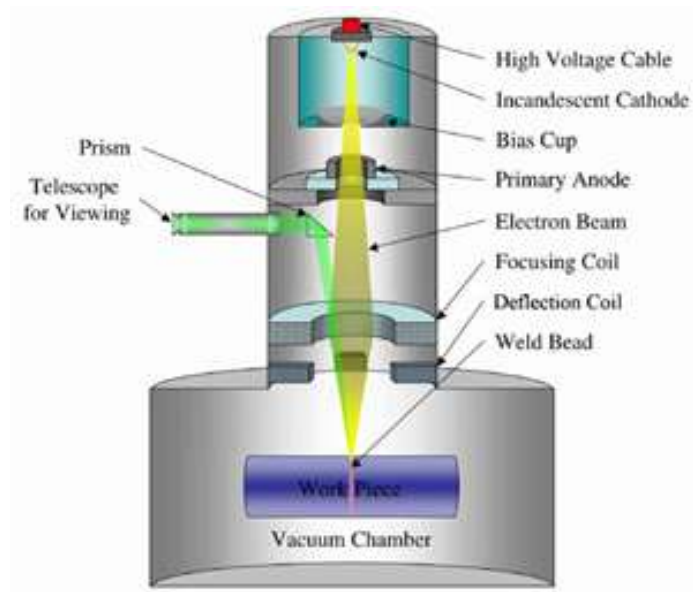


Figure 10 : schéma du processus de traitement de surface par un faisceau d'électrons ou electron beam. (<http://www.joiningtech.com>, 2012)

○ **Technique de revêtement par pulvérisation cathodique**

Un faisceau d'ions est accéléré vers une cible, ce qui entraîne l'éjection d'atomes ensuite déposés à la surface du PEEK. Cette technique permet de créer un revêtement inorganique. Le matériau traité doit être résistant à la chaleur, sous peine de subir des déformations. Ce traitement est approprié aux implants en PEEK, il favorise l'adhésion cellulaire et potentialise sa biocompatibilité

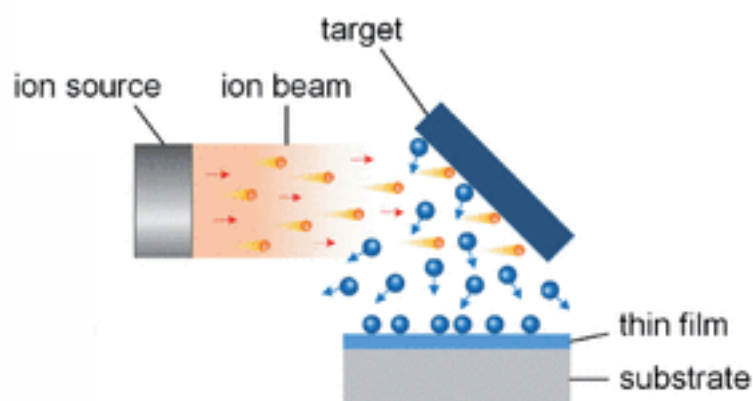


Figure 11 : schéma du processus de revêtement par pulvérisation cathodique. (Qiu ZY et al, 2014)

– Le traitement au plasma ou plasma-etching

Le plasma est un des quatre états de la matière. Cette dernière devient plasma quand elle est chauffée à très haute température, aux alentours de 2000 °C.

Le plasma est un gaz ionisé que l'on peut produire au sein d'un système de réacteur clos contenant des gaz mixtes basse pression, par excitation d'ondes électromagnétiques. Les particules réactives générées interagissent alors avec la surface du biomatériau placé dans le réacteur. Cela entraîne des modifications physiques et chimiques du PEEK sans altérer ses propriétés mécaniques, électriques et optiques.

Les méthodes de modification du PEEK par traitement de surface au plasma sont utilisées depuis de nombreuses années. Il en existe deux types : le traitement à chaud et le traitement à froid.

Le traitement à chaud n'est pas approprié aux polymères. En effet l'importance des températures nécessaires à cette manipulation ne permet pas de l'appliquer au PEEK. En revanche le traitement à froid lui convient parfaitement. Il s'effectue à faible température et basse pression et permet de déposer des films extrêmement minces, entre 200 et 2000 nm, très résistants à la désolidarisation. Le traitement à froid permet également de réaliser des gravures à la surface du matériau.

Ces modifications superficielles facilitent l'adsorption des protéines à la surface du PEEK. De nombreuses études ont prouvé qu'elles amélioraient significativement les propriétés biologiques du biomatériau, notamment son potentiel hydrophile.



Figure 12 : modification du potentiel hydrophile du PEEK après traitement au plasma (<http://www.intrfacetech.com/atmospheric-plasma-treatment-for-medical-device-applications/>, 2016)

Ce type de traitement peut être poussé à l'extrême afin de favoriser l'adsorption sélective d'une protéine donnée par déposition d'un film déposé. Cet effet et ce procédé complexe peut ainsi permettre l'adsorption préférentielle de la fibronectine sur la surface d'implant en PEEK.



Figure 13 : le Piezobrush® des laboratoires Relyon Plasma permet de réaliser l'activation de surface (<http://www.relyon-plasma.com/>, 2016)

Lors du protocole d'implantation, après avoir ajusté la taille de l'implant, le praticien réalise une activation de surface pour la rendre plus hydrophile. Cette activation est réalisée à l'aide d'un piezobrush qui propulse du gaz plasma froid sur la surface de la pièce en PEEK.

– **Le traitement UV/ozone**

Ce traitement est réalisé par le biais de lampes émettant des UV de longueurs d'onde comprises entre 180 et 400 nm. En exposant la surface des implants à des irradiations UV en présence d'oxygène, on réalise une photo-oxydation. Cette modification améliore la bioactivité du matériau et accroît la fixation des cellules à sa surface.

– **Analyse des différents types de traitements physiques**

▪ **Etude de Briem et al**

Briem et al ont testé différents traitements de surface d'échantillons de PEEK. Ils ont ensuite étudié la prolifération et la différenciation des fibroblastes et ostéoblastes vis à vis des échantillons. Leurs observations ont permis d'établir que les traitements stimulaient la prolifération cellulaire à la surface du PEEK.

▪ **Etude de Ha et al**

Ha et al ont traité du PEEK à basse pression avec du plasma de diazote et de dioxygène afin d'améliorer sa bioactivité. Les premiers résultats n'ont mis en évidence aucun effet indésirable quant à la viabilité des cellules.

Ils ont ensuite immergé du PEEK dans une solution saturée en calcium et en phosphate. Au bout de 24 jours, ils ont observé la formation d'une couche de 50µm d'épaisseur de carbonate contenant du calcium et du phosphate la surface du biomatériau. L'analyse du comportement des cellules a montré que ces dernières présentaient une viabilité accrue en regard de la surface du PEEK traité comparativement au PEEK non traité.

▪ **Etude de Awaja et al**

Awaja et al ont traité du PEEK au plasma de méthane et de dioxygène par radiofréquence. Ce type de traitement permet de déposer des nano films riches en oxygène sur le PEEK, créant une surface de haute énergie et promouvant considérablement l'adhésion cellulaire.

▪ **Etude de Brydone et al**

Brydone et al ont mis au point des tiges en PEEK nanostructuré et les ont traitées au plasma de dioxygène afin d'améliorer leur bioactivité. Ces tiges ont ensuite été implantées dans un fémur de lapin. Lors de son analyse, il s'est avéré que les tiges en PEEK nanostructuré, traitées au plasma d'oxygène, montraient un potentiel d'ostéoinduction accru.

- **Etude de Waser-Althaus**

Waser-Althaus a mis en place un traitement de surface du PEEK au plasma de dioxygène/argon ou de méthane. Il a observé que l'adhésion, la prolifération et la différenciation cellulaire étaient considérablement accrues en regard du PEEK traité.

- **Etude de Khoury et al**

Khoury et al ont utilisé la technique de bombardement d'atomes d'argon la surface du PEEK, appelée technique ANAB (*Accelerated Neutral Argon gas Atom Beam*), dans le but d'améliorer la bioactivité du matériau. Le groupe de scientifiques a pu observer que ce traitement de surface permettait de promouvoir considérablement le potentiel d'ostéointégration du PEEK (Ma R et Tang, 2014)

- **Traitements chimiques**

Les traitements chimiques permettent de modifier la composition de surface du biomatériau.

Ils peuvent être de deux types :

- les traitements humides, une réaction chimique est obtenue par le biais d'une solution.
- le greffage, des chaînes macromoléculaires sont greffées à la surface du biomatériau pour contrôler ses propriétés.

- **Gravure de surface**

La gravure de surface est réalisée chimiquement par l'action d'un solvant. C'est un traitement dit « humide ». Elle permet de modifier la chimie et la structure de surface du PEEK. Les réactions provoquées par ce traitement dépendent du solvant utilisé et de la température appliquée.

Les produits chimiques utilisés sont souvent très toxiques et nuisibles pour l'environnement. De plus, de grandes quantités sont nécessaires et leur élimination après utilisation est problématique.

- **Greffage de surface**

Les modifications de surface par greffage consistent à lier, de façon covalente, des macromolécules au biomatériau. Cette réaction se déroule en deux étapes. Les

groupes de réactifs doivent être créés à la surface du polymère avant que les macromolécules ne soient introduites.

Lors de la première étape, les groupes fonctionnels sont formés. Dans un second temps, les groupements amines sont ajoutés à la surface par le biais d'un agent de couplage.

Une gamme de biomolécules a été greffée avec succès à la surface du PEEK tel que le tripeptide RGD (arginine-glycine-acide aspartique), du collagène ou encore des peptides d'adhésion cellulaire

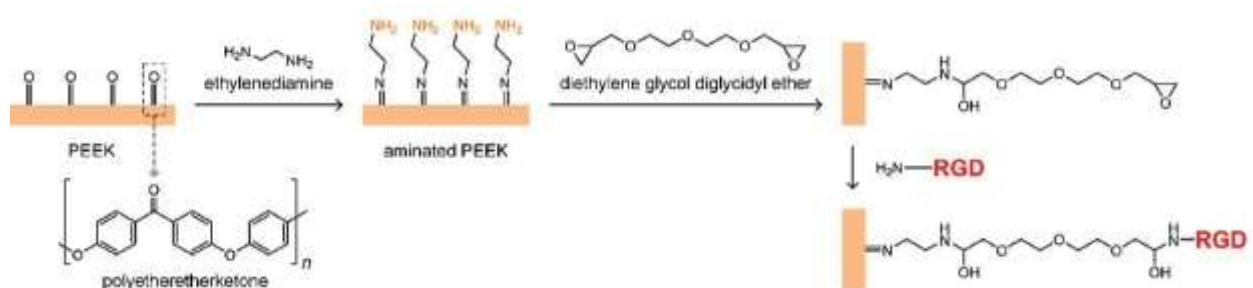


Figure 14 : schéma du traitement de surface par greffage : dans un premier temps les groupes fonctionnels sont formés puis dans un second temps des amines sont greffés à la surface. Ici sont représentées les étapes de greffage du tripeptide RGD à la surface du PEEK. (Qiu ZY et al, 2014)

Le PEEK greffé présente une surface plus favorable à l'adhérence et à la croissance cellulaire. De plus forts niveaux de fibronectine absorbés à la surface du PEEK traité chimiquement ont également été observés.

Les modifications chimiques de surface du PEEK permettent d'accroître la prolifération et la différenciation ostéogénique, l'ostéo-intégration est également considérablement améliorée, tout comme le BIC, le contact os/implant et la capacité de formation d'apatite (Ma R et Tang T, 2014)

4.1.2 Revêtements de surface

Différents matériaux ont été déposés à la surface des implants en PEEK afin d'améliorer leur bioactivité, on compte notamment l'hydroxyapatite, le titane, l'or, le dioxyde de titane.

Ces revêtements de surface peuvent largement améliorer la bioactivité du PEEK.

Parmi tous ces matériaux, l'hydroxyapatite est la plus couramment utilisée. L'hydroxyapatite dont la formule chimique est $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3(\text{OH})$, est le matériau qui se rapproche le plus de la structure minérale de l'os humain. De nombreuses études ont démontré l'excellente biocompatibilité de l'hydroxyapatite, sa bioactivité et son ostéoconduction in vivo. (Roeder RK et al, 2008)

- **Etude menée par Lee et al**

Lee et al ont mis au point une technique de vaporisation à froid pour élaborer des implants en PEEK revêtus d'hydroxyapatite. Ils ont ensuite évalué leur bioactivité in vivo et in vitro.

Les tests in vitro ont révélés que l'adhésion, la viabilité et la différenciation des ostéoblastes issus de cellules souches mésenchymateuses de moelle osseuse humaine, étaient considérablement améliorées pour les implants recouverts comparativement aux implants « nus ». Les tests in vivo ont, quant à eux, confirmé les résultats obtenus précédemment. En effet, l'analyse par microtomographie à rayons X du PEEK recouvert d'hydroxyapatite implanté chez des lapins a montré une ostéointégration nettement accrue.

- **Etude menée par Barkarmo et al**

Les scientifiques ont mis au point un PEEK recouvert de nanocristaux d'hydroxyapatite selon une technique de revêtement par centrifugation. Les implants ont été mis en place dans des fémurs de lapins. Des implants en PEEK « tests », non recouverts, ont également été placés afin d'évaluer les impacts de la modification de surface.

Par son analyse, il s'est avéré que les implants en PEEK recouvert montraient un bone to implant contact (BI) largement supérieur aux implants test. L'hydroxyapatite favoriserait donc l'ostéointégration du biomatériau.

L'étude in vivo et in vitro de ces implants a montré que la présence d'hydroxyapatite à la surface des implants en PEEK améliorerait considérablement le BI, l'adhésion, la prolifération et la différenciation des cellules. (Ma R et Tang T, 2014)

4.2 PEEK composites

Malgré d'excellentes propriétés mécaniques, le PEEK est un matériau complètement inerte. Cela empêche sa bonne intégration aux tissus environnants. C'est pourquoi l'incorporation de matériaux bioactifs dans le PEEK est apparue comme une solution pour améliorer sa bioactivité, tout en conservant ses propriétés mécaniques. Il s'agit de PEEK composites que l'on peut classer en deux groupes :

- les conventionnels
- les nano composites (de taille inférieure à 100nm)

4.2.1 Les PEEK conventionnels

L'hydroxyapatite possède de très bonnes propriétés biologiques. Sa biocompatibilité, sa bioactivité et son potentiel d'ostéoconduction sont excellents. On ne l'utilise pas uniquement comme agent de revêtement pour les implants en PEEK mais également comme agent de synthèse de PEEK composite (PEEK/hydroxyapatite).

Zhang et al ont remarqué que pour une teneur en hydroxyapatite (HA) de 30%, le module d'élasticité du matériau était proche de celui de l'os cortical humain. Cependant une haute teneur en HA affaiblit considérablement le matériau et altère ses propriétés mécaniques. Des fissures internes au matériau ont pu être observées en raison de problèmes de liaison entre le PEEK et l'HA. En revanche, ils ont pu constater une nette amélioration de l'adhésion, de la prolifération et de la différenciation des ostéoblastes en regard du composite.

Ma et al ont quant à eux mis au point un composite à plus faible teneur en HA (5,6%) afin de ne pas altérer les propriétés mécaniques du biomatériau, tout en assurant une bioactivité suffisante.

Une étude menée par Yu et al a démontré que la bioactivité du composite augmente avec la fraction volumique d'HA qu'il contient

Les laboratoires Invibio ont mis au point un PEEK composite, le « PEEK OPTIMA HA® ». Ce polymère renforcé a pour caractéristiques :

- d'excellentes propriétés mécaniques
- une biocompatibilité prouvée
- un module d'élasticité similaire à l'os cortical humain

En comparaison du PEEK OPTIMA® classique, celui renforcé en HA présente une apposition osseuse plus nette dès la quatrième semaine d'implantation

4.2.2 Les nanocomposites

Il a été démontré qu'à long terme, les composites conventionnels PEEK/H présentait des altérations au sein même du matériau. En effet, une désolidarisation entre les charges d'hydroxyapatite et la matrice de PEEK peut avoir lieu.

Les nanotechnologies permettent de contourner ce problème.

Les nanocomposites élaborés présentent d'excellentes propriétés mécaniques, leur teneur en HA est élevée et aucun décollement entre les nanoparticules d'HA et la matrice n'a été observé

pendant un phénomène d'agglomération des nanoparticules a pu être objectivé et ce phénomène serait dû à l'importante viscosité de la matrice de PEEK lors de sa manipulation à températures élevées au cours du procédé de fabrication.

Il est complexe de disperser une poudre de taille nanométrique au sein d'une matrice de polymère visqueux.

Pour y parvenir il est nécessaire de mélanger les nanoparticules d'HA à un ensemble d'oligomères de PEEK. Les oligomères de PEEK se présentent sous forme de courtes chaînes. Sous cette forme, le polymère a une viscosité plus faible, les contacts entre les charges et la matrice sont donc favorisés.

La polymérisation se produit entraînant l'enroulement des oligomères autour des particules d'HA

In vivo, les cellules osseuses sont exposées à des surfaces présentant des caractéristiques et des structures de l'ordre du nanomètre. En mimant ces nanoreliefs, les chercheurs tentent d'améliorer la croissance des cellules osseuses à la surface des biomatériaux et de potentialiser leur intégration osseuse.

Un groupe de chercheurs dirigé par Webster a mené une étude sur la bioactivité et la biocompatibilité des nanomatériaux. Ils ont constaté que ces nanocomposites présentaient une meilleure adhésion des ostéoblastes ainsi qu'une prolifération, une différenciation et une croissance osseuse stimulées comparativement aux composites conventionnels. Ils ont également remarqué qu'en diminuant la taille des composants d'un matériau au nanomètre, le matériau présentait des propriétés mécaniques hautement améliorées notamment sa rigidité et sa résistance à la traction. (Ma R et Tang T, 2014)

Le fait que le PEEK soit biologiquement inerte présente une barrière à son utilisation en implantologie. C'est pourquoi le développement des traitements de surface, chimiques ou physiques, des revêtements ou encore des PEEK composites présente un intérêt de taille.

Maintenir les propriétés mécaniques du matériau tout en potentialisant ses propriétés biologiques est une question clé à laquelle il est nécessaire de répondre pour que ce biomatériau ait sa place en implantologie.

4.3 PEEK renforcé avec des fibres de carbone

Couramment utilisées dans l'aéronautique, les fibres de carbone présentent une densité plus faible et des propriétés mécaniques comparables à celles de l'acier. Leur faible coût a permis d'en diversifier les applications, jusqu'à les utiliser pour renforcer les implants dentaires en polymère.

Le PEEK/F est l'association de deux matériaux non miscibles ayant des propriétés complémentaires afin de former un troisième matériau aux propriétés améliorées.

Initialement le PEEK présente de très bonnes propriétés thermomécaniques, mais elles deviennent excellentes lorsqu'on le renforce avec des fibres de carbone.

4.3.1 Fabrication

Les implants dentaires sont renforcés en fibres de carbone provenant de polyacrylonitrile ou PAN. Elles ont pour but de renforcer la structure de base.

Elles sont obtenues par un processus comprenant 5 étapes.

La première étape est une oxydation réalisée sous air dans un four poussé à des températures comprises entre 200 et 300°C. Cette étape peut durer entre 30 minutes

et 3 heures. La réaction est fortement exothermique, il est donc nécessaire de bien réguler la température afin d'éviter la fusion des monofilaments

Dans un second temps, une carbonisation est effectuée sous azote gazeux, inerte, à une température comprise entre 700 et 1500° durant 2 à 10 minutes afin d'obtenir une fibre « haute résistance » ou HR.

En poussant à des températures de 2000-3000°C, on réalise une graphitisation des fibres de carbone permettant de créer des fibres « haut module » ou HM.

Une fois ces étapes effectuées, un traitement de surface est nécessaire. Les fibres de carbone sont amenées à interagir avec un autre matériau. Cependant, à ce stade elles présentent une très mauvaise adhérence. Il est donc nécessaire de modifier leur surface par oxydation électrolytique.

Les traitements de surface fragilisent et créent des défauts sur la fibre, un ensimage est préférable afin d'en améliorer la résistance aux frottements et de faciliter l'opération d'enroulement.

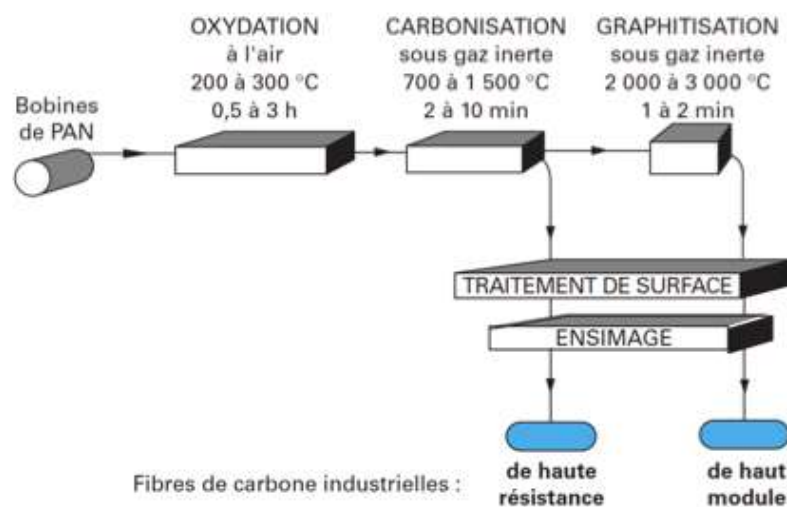


Figure 15 : schéma de synthèse sur le processus de fabrication des fibres PAN. (Dupupet G, 2008)

4.3.2 Incorporation dans le PEEK

Les granulés de thermoplastiques vierges sont chauffés et mélangés à des charges, des adjuvants et des fibres renforcées dans une extrudeuse. A la sortie de cette dernière, le jonc obtenu est refroidi à l'eau, séché à l'air puis introduit dans un broyeur qui le transformera en granulés.

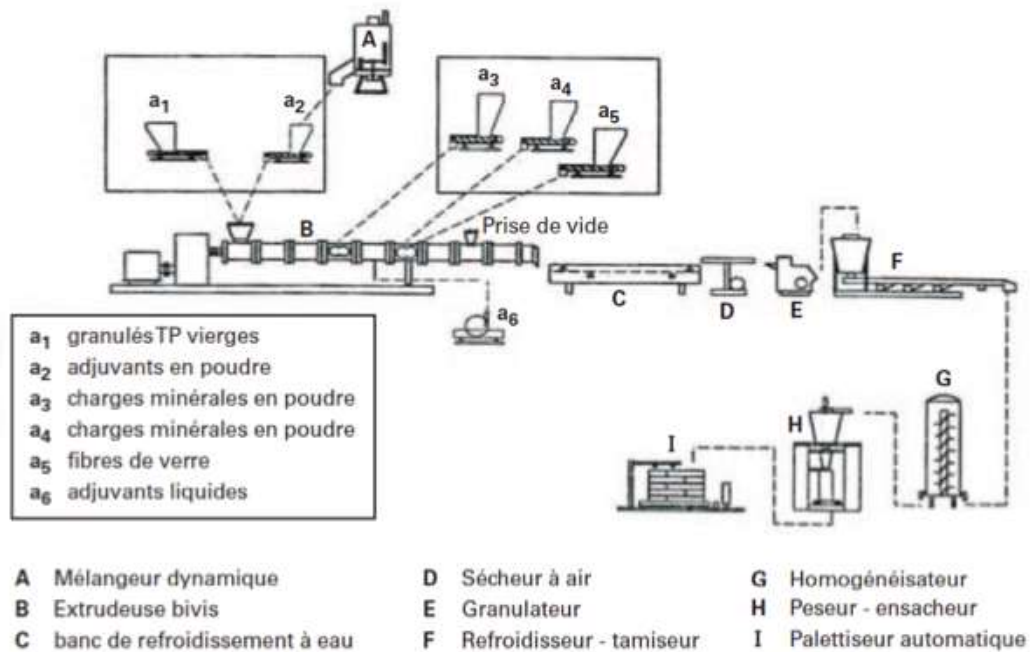


Figure 16 : schéma du processus de formation de PEEK renforcé en fibres de carbone. (Lucas P et Zanella G, 2007)

4.3.3 Modification de la microstructure du PEEK

La présence de fibres de carbone dans la matrice de PEEK en modifie la cristallinité. Une interface se crée entre les deux matériaux, on l'appelle « transcristallinité ». La cristallisation globale du matériau suit la même évolution macroscopique que pour le polymère pur.

La transcristallisation est due au fait que les fibres de carbone présentent une faible affinité pour la matrice et agissent comme point de départ de formation des sphérolites. Les fibres étant rectilignes, les lamelles ou aiguilles des sphérolites s'organisent perpendiculairement ces derniers.

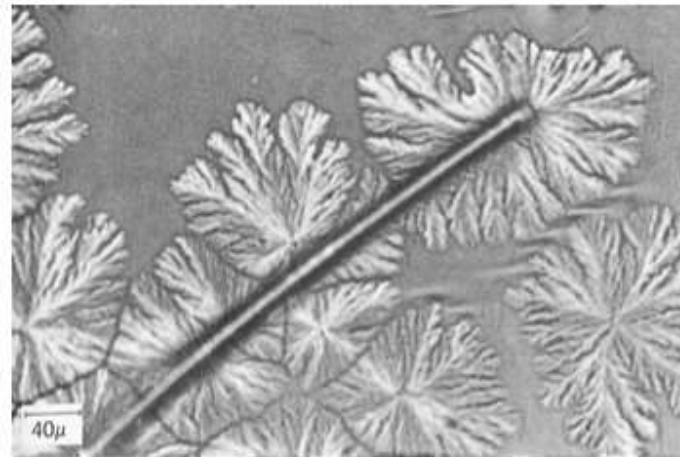


Figure 17: photographie de l'étude au microscope électronique de la cristallinité du PEEK renforcé en fibres de carbone. (Schultz JM, 1991)

Cette interface est spécifique de la combinaison fibre/matrice et dépend, entre autres, de la nature de la fibre, de son revêtement et de ses conditions de mise en œuvre. La transcristallinité tend à améliorer les interactions entre les fibres et la matrice sans impliquer de liaison chimique entre ses dernières. Cela entraîne une amélioration de la résistance à la traction et au fluage mais on observe une diminution de la ductilité.

Il existe une solution. Il suffit de réaliser un ensimage des fibres de carbone compatible avec la matrice de polymère.

L'ensimage permet donc de contourner la faible affinité des fibres de carbone pour la matrice. Il permet également d'améliorer le mouillage de la matrice sur les fibres, de lier les monofilaments et de faciliter la manipulation des fibres lors des opérations d'enroulement, de tissage et de pré-impregnation.

Les ensimages sont gardés secret par les fabricants. On sait cependant qu'ils sont choisis en fonction de la matrice. La majorité des ensimages sont à base de résine époxyde. Ils se lient chimiquement aux fibres de carbone grâce aux fonctions de surface créées sur la fibre lors de traitements spécifiques. Les liaisons chimiques n'étant que de faible qualité, des liaisons de nature physique sont également nécessaires.

Les ensimages sont appliqués en faible quantité. L'épaisseur du revêtement est généralement comprise entre 0,1 et 1 μm . (Giraud I, 2011)

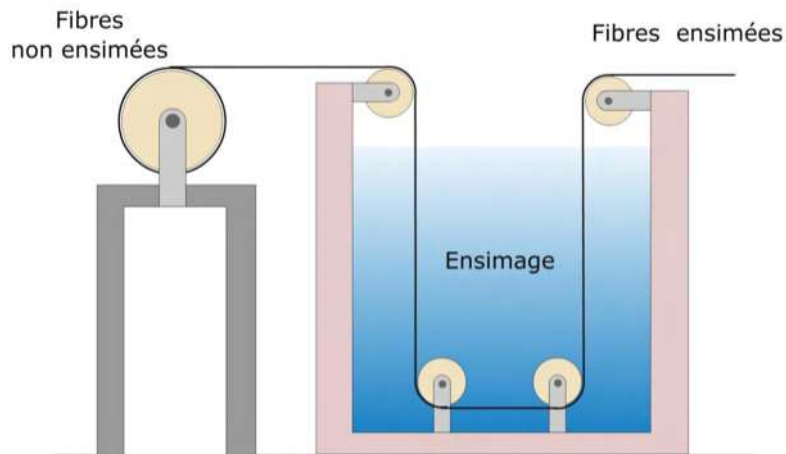


Figure 18 : schéma du procédé d'ensimage par trempage, le principal mode d'ensimage. La concentration du bain est assez faible et le temps de trempage est contrôlé. A la fin, la fibre est parfois chauffée afin de bien contrôler le temps de séchage de la solution. On obtient ainsi un revêtement homogène. (Giraud I, 2011)

4.3.4 Intérêts du renfort en fibres de carbone

Les fibres de carbone apportent de nombreux points positifs au matériau. Elles sont de faible densité et présentent des valeurs de module de Young et de résistance élevées.

Le PEEK renforcé utilisé dans la conception des implants dentaire contient 30% de fibres de carbone. C'est le cas des implants 450F 3 0 des laboratoires Victrex®. Ce renforcement permet d'obtenir des implants d'une robustesse mécanique similaire ceux réalisés en métal, mais avec une résistance à la fatigue 50 fois supérieure. Il est également possible d'ajuster la rigidité pour disposer d'implants plus souples. Cela permet d'augmenter le chargement dynamique et de favoriser la cicatrisation osseuse au niveau du site implanté.

La résistance à la fatigue est cruciale chez les patients diabétiques mais également chez les fumeurs. Plus la résistance du matériau est importante et plus les implants ont des chances de s'intégrer à l'os et de résister à la fatigue.

Cependant les fibres de carbone n'apportent pas que des points positifs. Elles sont anisotropes, présentent une faible résistance à la compression et s'oxydent à partir de 400°C.

5. Propriétés

Le PEEK est utilisé avec succès depuis de nombreuses années en chirurgie orthopédique. Ses propriétés mécaniques et biologiques sont des éléments déterminants de cette réussite. Sur le plan de l'élasticité, il a de nombreuses similitudes avec le tissu osseux humain.

5.1 Biologiques

5.1.1 Biocompatibilité

Ce polymère est hautement biocompatible, il ne présente aucune cytotoxicité. Cette propriété a été mise à l'épreuve in vitro et in vivo

○ Test in vitro

En 1998, les laboratoires LEMI, à Bordeaux, ont étudié la biocompatibilité in vitro d'un biomatériau élaboré par les laboratoires Biopik®, constitué d'un mélange de phosphate tricalcique et d'oxyde titane dans une matrice de PEEK. Ce matériau a obtenu le marquage CE. Les tests suivants ont été réalisés en conformité avec les exigences de l'ISO 10993 « évaluation biologique des dispositifs médicaux ». Le matériau a été testé par une technique d'injection intradermique, pour étudier la toxicité aiguë chez la souris, l'irritation chez le lapin, la sensibilisation chez le cobaye et la génotoxicité sur le lymphocyte humain par le test d'apoptose et le test d'aberration chromosomique. Au cours de cette étude in vitro, aucune réaction significative n'a été observée. L'excellente cytocompatibilité du PEEK vis-à-vis des cellules responsables de la formation et de la réparation osseuse a pu être mise en évidence. (Harmand MF et Cougoulic JP, 2004)

○ Test in vivo

L'analyse de la biocompatibilité in vivo a été réalisée par l'Ecole nationale vétérinaire de Nantes. Pour cette étude, des implants en Biopik® de 2cm de diamètre et de 6mm de longueur ont été placés chez 30 lapins. Les implants avaient un état de surface poli.

A 27 jours de la mise en place implantaire, les lapins sont tués et disséqués.

Lors de la dépose des implants, de multiples couches ostéoblastiques étaient visibles la surface des implants. L'examen histologique au microscope électronique à balayage a montré une multi-couche d'ostéoblastes ceinturant l'implant. Les derniers remplissaient tous les espaces laissés par la chirurgie entre l'implant et l'os (source : <http://www.imi-iso.com/fr/accueil.html>)

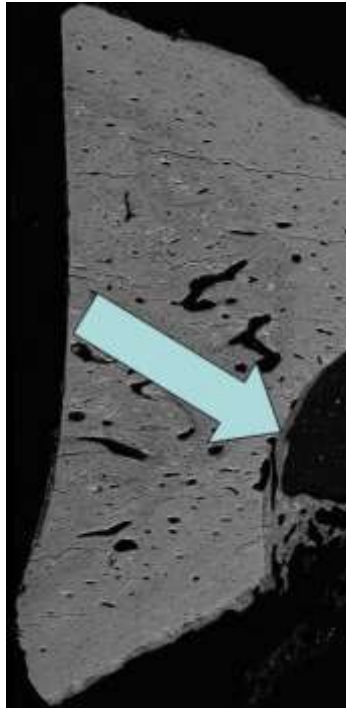


Figure 19 : étude in vivo de la colonisation cellulaire (à gauche de la flèche) de la surface d'un implant en PEEK (à droite de la flèche) au bout de 27 jours. (<http://www.imi-iso.com/fr/accueil.html>, 2004)

Les deux études précédentes ont permis de prouver que le PEEK est un matériau capable de ne pas interférer et de ne pas dégrader les milieux biologiques dans lesquels il est utilisé. Le PEEK est donc, par définition, un biomatériau.

5.1.2 Ostéointégration

L'intégration de l'implant à l'os environnant est un procédé appelé ostéointégration. Ce mécanisme est capital pour la cicatrisation osseuse et le maintien de l'implant.

Le PEEK est biologiquement inerte, sa capacité d'ostéointégration est relativement faible cela limite son application au domaine de l'implantologie dentaire

L'envie d'accélérer et d'améliorer l'ostéointégration du PEEK a été le moteur de nombreuses recherches. Les scientifiques ont notamment tenté de trouver des solutions pour les patients âgés, souffrant de cancer des os ou encore de trauma.

Les caractéristiques de surface de l'implant, qu'elles soient chimiques ou topographiques, sont importantes pour la réponse tissulaire et cicatricielle. Des modifications peuvent rendre la surface des implants plus attractive pour les ostéoblastes et améliorer de ce fait le pouvoir d'ostéointégration (Barkarmo S et al, 2013)

Dans les années 1980, les premiers implants en PEEK avaient un état de surface poli lors de l'usinage. Or, in vitro, il a été prouvé qu'un état de surface légèrement vallonné augmentait la surface de contact implant/os et améliorerait donc le potentiel d'intégration tissulaire. En effet, des études de culture d'ostéoblastes sur des échantillons de PEEK de surface rugueuse et vallonnée, obtenus par technique d'injection ont validé ces théories.

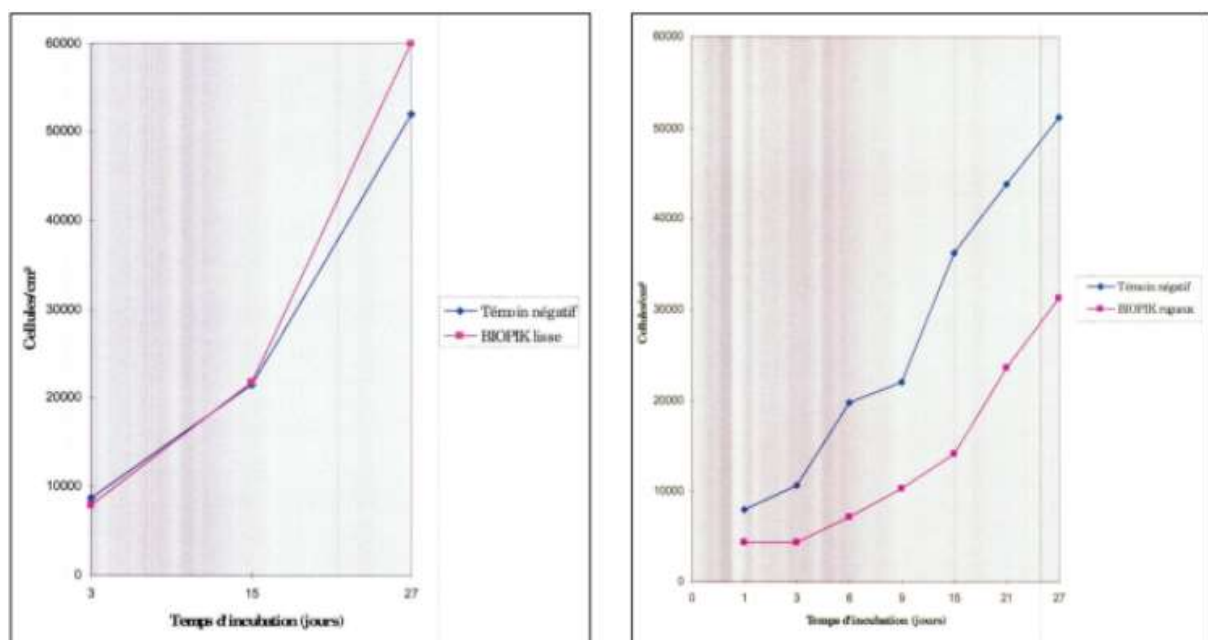


Figure 20 : étude de l'attachement à gauche et de la prolifération cellulaire à droite, la courbe bleue représente le témoin rugueux et la courbe rouge correspond au Biopik® vallonné (Cougoulic JP, 2013)

et te étude montre que l'état de surface lisse, vallonné favorise l'adhésion cellulaire l'implant, en effet il présente de meilleurs résultats que le témoin, considéré comme étant le meilleur support possible de culture. A contrario, les implants dont la surface est rugueuse présentent des taux d'adhésion et de prolifération cellulaire plus faibles que le témoin.

Au cours de cette étude, les chercheurs ont également mesuré les taux de phosphatase alcaline intracellulaire 1 jour, 15 jours et 27 jours d'incubation La phosphatase alcaline est une enzyme qui témoigne de l'activité des ostéoblastes

| nmole Pi/ min / 10 ⁶ cellules (n=4) | | |
|--|----------------|------------------|
| Temps d'incubation (en jours) | Témoin rugueux | Biopik® vallonné |
| 1 | 32 | 37 |
| | 34 | 39 |
| | 34 | 42 |
| | 33 | 45 |
| 15 | 139 | 148 |
| | 130 | 142 |
| | 121 | 138 |
| | 128 | 154 |
| 27 | 129 | 149 |
| | 132 | 172 |
| | 133 | 152 |
| | 125 | 154 |

Tableau 3 : étude de la phosphatase alcaline intracellulaire. (d'après Cougoulic JP, 2013)

Dans ce tableau, on note que l'activité des ostéoblastes est supérieure d'environ 15% sur le PEEK vallonné par rapport au témoin de culture rugueux. Le fait d'avoir une surface vallonnée entraîne donc bien un accroissement de l'intégration implantaire l'os.

Le fait que le PEEK soit inerte et que sa bioactivité soit limitée explique son excellente biocompatibilité. Outre la géométrie de surface des implants, l'amélioration de la bioactivité du matériau est devenue le principal centre d'intérêt des fabricants.

Au cours des premières années d'utilisation du PEEK, les implants recevaient un traitement de surface à base de facteurs de croissance et de protéines de type BMP (Bone Morphogenetic Protein). D'autres techniques sont basées sur des traitements de surface rendant le matériau poreux. Des techniques plus récentes consistent à ajouter des composants bioactifs tels que l'hydroxyapatite ou encore réaliser un plasma-etching.

De nombreux chercheurs se sont penchés sur l'adjonction d'hydroxyapatite aux implants en PEEK. L'hydroxyapatite est un des constituants de l'os vivant. Il est considéré comme un excellent promoteur ostéogénique pour la différenciation des cellules osseuses. Son incorporation permet donc d'améliorer la bioactivité du matériau en reproduisant la composition et la structure de l'os vivant.

Une étude menée par Feng et al. prouve que la création de micro et nano reliefs par ajout d'hydroxyapatite promouvoit l'adhésion des ostéoblastes ainsi que l'ostéointégration. De plus, le sablage de surface et le plasma etching améliorent considérablement l'adhésion des protéines à l'implant.

Feng et al. ont étudié in vitro et in vivo le comportement de trois types d'implants : les implants « 1 » en PEEK renforcé en fibres de carbone avec ajout d'hydroxyapatite, les implants « 2 » lisses en PEEK renforcé en fibres de carbone avec adjonction d'hydroxyapatite et plasma etching et les implants « 3 » vallonnés en PEEK renforcé en fibres de carbone avec adjonction d'hydroxyapatite et plasma etching. Ils ont également comparé ces résultats à ceux des implants en alliage de titane, nous en parlerons ultérieurement.

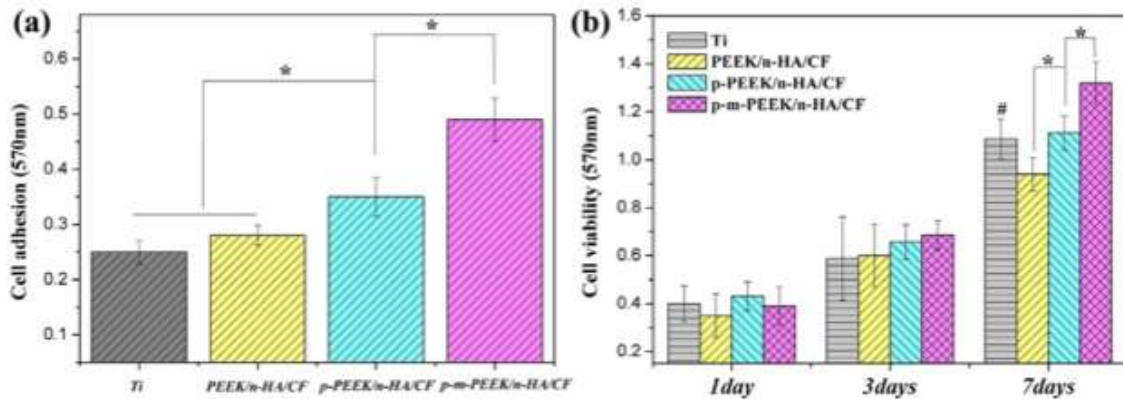


Figure 21 : graphiques représentant l'adhésion et la prolifération des cellules sur les 4 types d'implants de l'étude menée par Feng et al. Tout à gauche on observe les valeurs des implants en alliage de titane. Puis de gauche à droite sont représentées les valeurs des implants « 1 », « 2 » et « 3 ». (Xu A et al, 2015)

In vitro, il s'avère que les cellules adhèrent plus favorablement aux implants de type « 3 », elles prolifèrent également d'avantage sur ces implants au bout de 3 jours et 7 jours. Les implants de type 3, vallonés en PEEK renforcé en fibres de carbone avec adjonction d'hydroxyapatite et plasma-etching, montrent une meilleure surface d'adhésion et de prolifération cellulaires en comparaison des types « 1 » et « 2 ». De plus, les cellules à la surface des implants « 3 » semblent plus viables, elles présentent de nombreux pseudopodes et leurs cytoplasmes sont étendus.

L'étude de la phosphatase alcaline appuie ces constatations.

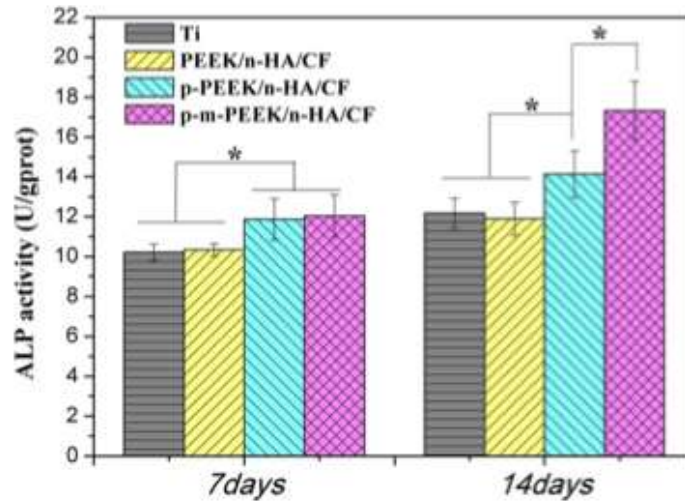


Figure 22 : étude de l'activité de la phosphatase alcaline des ostéoblastes MG- 63. (Xu A et al, 2015)

L'activité de la phosphatase alcaline, enzyme témoin du phénomène d'ostéointégration, est bien plus importante au niveau des implants de type 3 à partir de 14 jours.

La présence d'hydroxyapatite, le plasma-etching et un aspect de surface vallonné seraient donc d'excellents contributeurs à l'ostéointégration de la pièce implantaire.

In vivo, l'équipe de Feng et al a implanté chez six chiens les trois types d'implants testés in vitro. Quatre semaines après les interventions, des prélèvements ont été réalisés et colorés afin d'observer le phénomène d'ostéointégration

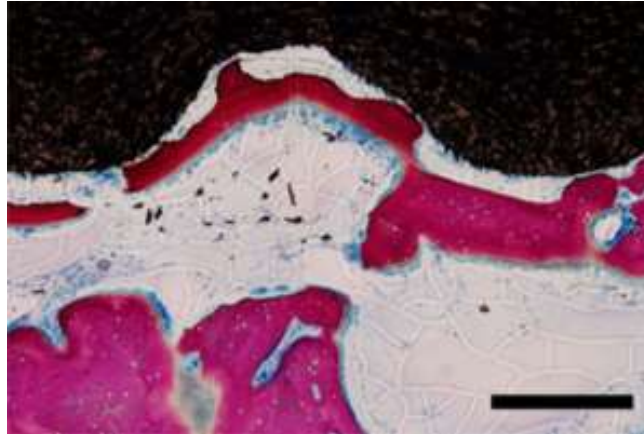


Figure 23 : photographie d'une coupe analysée au microscope optique après coloration, des implants de type « 1 ». (Xu A et al, 2015)

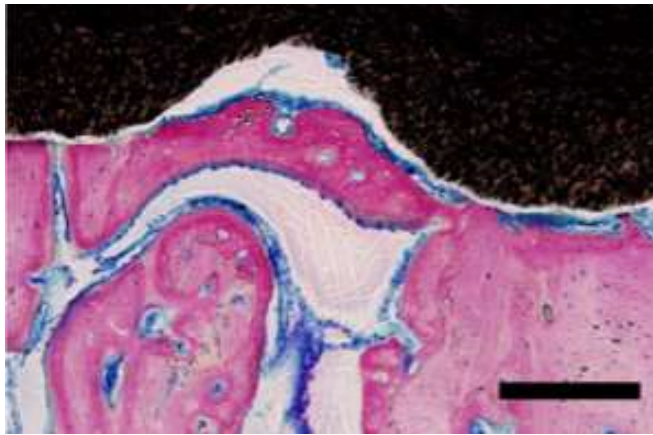


Figure 24 : photographie d'une coupe analysée au microscope optique après coloration, des implants de type « 2 ». (Xu A et al, 2015)

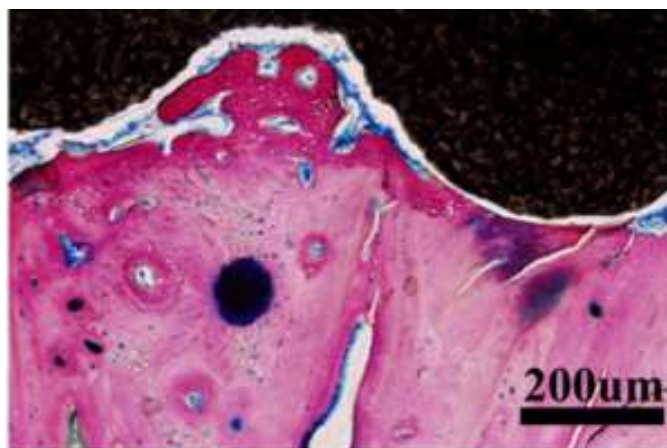


Figure 25 : photographie d'une coupe analysée au microscope optique après coloration, des implants de type « 3 ». (Xu A et al, 2015)

L'analyse des coupes rév le une prolifération de tissu osseux, en rose, bien plus importante au niveau de l'implant de type « 3 » L'étude in vivo conforte donc bien les résultats de l'étude in vitro

Cette étude nous amène à conclure que la combinaison d'un plasma-etching, de l'adjonction d'hydroxyapatite et d'un état de surface vallonné permet d'améliorer la différenciation des ostéoblastes, de stimuler leur adhésion ainsi que leur prolifération et donc de promouvoir l'ostéointégration (Xu A et al, 2015)

En 2011, une équipe de chercheurs menée par Sargon Barkarmo a étudié les différences d'ostéointégration entre des implants en PEEK recouverts de nano-particules d'hydroxyapatite et d'autres non recouverts

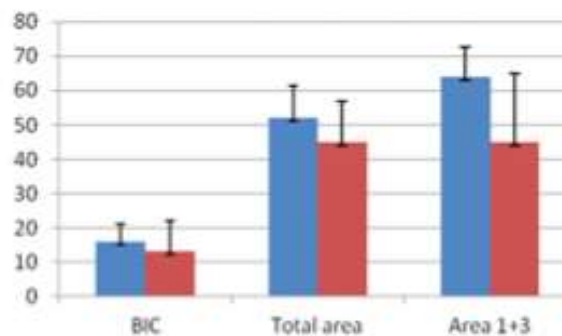


Figure 26 : graphique représentant en pourcentages le Bone to Implant Contact d'implants en PEEK recouverts d'hydroxyapatite, en bleu, ou non recouverts, en rouge Deux zones sont testées, la surface complète de l'implant ainsi que les zones 1 et 3, portions hautes de l'implant (Barkarmo S and al, 2013)

Le BIC, Bone to implant contact est le pourcentage de la surface de l'implant en contact avec l'os à l'échelle microscopique

Cette étude a prouvé que les implants en PEEK recouverts présentaient un BIC (Bone to implant contact) plus élevé que ceux non recouverts et donc une meilleure ostéointégration. (Barkarmo S and al, 2013)

Pur, le PEEK ne présente donc pas un bon potentiel d'ostéointégration, mais les fabricants ont su y remédier par modulation de la géométrie de surface et par addition de matériaux bioactifs.

5.1.3 Potentiel allergène

Le PEEK est un matériau inerte, il ne présente pas de potentiel allergène. L'étude menée par les laboratoires LEMI, précédemment citée, l'a prouvé (Harmand et J P Cougoulic, 2004)

En effet, les organismes vivants ayant subi une implantation de PEEK le tolèrent parfaitement, sans provoquer de réaction de défense.

En implantologie, les principales allergies rencontrées sont dues à des métaux. Les métaux déclenchent des réactions de défense de l'organisme, pouvant entraîner la perte de l'implant.

5.1.4 Comportement radiologique

Le PEEK est radiotransparent. Son apparence relativement discrète peut compliquer l'évaluation radiographique post-opératoire.



Figure 27 : radiographie avant la pose d'un implant en PEEK en secteur antérieur maxillaire droit. (Marya K et al, 2011)



Figure 28 : radiographie post opératoire de la pose d'un implant en PEEK en secteur antérieur maxillaire droit. (Marya K et al, 2011)

Ces deux radiographies témoignent de la radio transparence du PEEK. Sur la radiographie postopératoire, on ne distingue qu'un halo relativement flou l'emplacement de l'implant

Un apprentissage de la lecture radiographique du PEEK est donc nécessaire à son utilisation. Afin faciliter cette lecture, certains laboratoires ont conçus des implants comportant un cône de gutta-percha en leur centre afin d'indiquer leur grand axe

Les laboratoires Invibio ont mis au point une gamme d'implants en PEEK Optima® nommée *Image Contrast*. Cette gamme a une radio opacité adaptée permettant une meilleure visualisation du site opératoire.

Le PEEK n'entraîne pas d'artéfacts, il ne pose donc aucun problème en tomodensitométrie ou en IRM.

5.1.5 Potentiel antibactérien

Toute intervention chirurgicale présente un risque de contamination bactérienne. Ces bactéries peuvent provenir du site opératoire, de la peau du patient, de la salle d'opération ou encore du milieu extérieur

Le fait que certains patients développent des infections et d'autres non n'est pas encore bien compris par les scientifiques. Cependant, il est admis que les défenses de l'hôte et une antibioprofylaxie permettent d'éliminer efficacement les bactéries contaminantes.

Dans certains cas, les bactéries déjouent les défenses de l'hôte et se multiplient autour de l'implant

La première étape de l'infection débute par l'adhésion de la bactérie à la surface de l'implant. Dans certaines conditions, une bactérie adhérente se multiplie et se propage à la surface de l'implant, formant une communauté bactérienne constituée de plusieurs couches et noyée dans un biofilm. Cette configuration permet aux bactéries de se protéger des défenses de l'hôte, des antibiotiques et favorise le potentiel d'adhésion bactérien. Cela signifie qu'une fois le biomatériau colonisé par un biofilm, le seul remède est la dépose de l'implant infecté, un débridement des tissus contaminés et une antibiothérapie long cours. Ces complications peuvent avoir lieu plusieurs années après la mise en place implantaire.

Il a récemment été prouvé que le matériau lui-même jouait un rôle dans le développement de l'infection. En effet les propriétés physiques et chimiques du biomatériau sont des éléments clés, susceptibles de potentialiser, ou non, l'adhésion bactérienne. Pour cela, les fabricants ont développé des stratégies de conception des matériaux en modifiant la surface des implants et en incorporant des agents antimicrobiens.

Pour comprendre les interactions bactériennes avec le PEEK, il est important de comprendre le substrat (le PEEK), l'hôte (le patient), et les bactéries mises en cause.

La plus part des infections associées aux biomatériaux sont dues à des agents pathogènes n'étant autre que des bactéries opportunistes, habituellement associées à l'hôte sans entraîner de pathologie. Ces bactéries sont *Staphylococcus aureus*, *Staphylococcus epidermidis*, *Pseudomonas aeruginosa* et *Escherichia coli*. On trouve ces micro-organismes sur la peau, dans le système digestif et au niveau des voies aériennes supérieures du patient en bonne santé.

Avant de parler du pouvoir antibactérien du polymère, il convient d'aborder les mécanismes de la colonisation bactérienne. (Kurtz SM, 2011)

○ **Mécanismes de la colonisation bactérienne**

In vivo, les bactéries n'interagissent pas directement avec la surface du biomatériau mais avec une couche complexe de protéines, de molécules et d'ions présente à la surface du polymère.

L'adhésion des bactéries se fait selon deux mécanismes :

- l'adhésion non spécifique qui dépend des forces de Van Der Waals, des forces acido/basique de Lewis et des forces électrostatiques.

- l'adhésion spécifique, régie par la première étape du phénomène de l'infection

Le biomatériau implanté est toujours recouvert d'une couche de protéines natives avec lesquelles les bactéries interagissent via des adhésines. (Kurtz SM, 2011)

○ **Pouvoir antibactérien du PEEK**

Le pouvoir antibactérien dépend des propriétés physiques et chimiques du biomatériau.

- Topographie de surface

Le relief de surface joue un rôle primordial dans l'adhésion des bactéries sur un biomatériau. Il a été prouvé que deux surfaces de chimie identique mais de surfaces différentes présentaient des potentiels d'adhésion bactérienne inégaux. En effet la présence de rugosités de la taille des bactéries, comprises entre 0,5 et 1µm, favorise l'adhésion des bactéries au biomatériau. Les structures de surface de cet ordre de grandeur doivent donc être évitées.

Les topographies de surface dépendent de la technique de mise en œuvre du PEEK. Alors que le PEEK usiné présente une surface rugueuse et des caractéristiques non uniformes, le PEEK moulé par injection aurait quant à lui une surface relativement lisse.

Une étude a été réalisée par Edward T. J Rochford avec du PEEK OPTIMA® usiné et moulé par injection pour étudier les différents potentiels d'adhésion bactérienne. Cette étude a montré que le PEEK usiné présentait une adhésion bactérienne accrue et que le PEEK moulé par injection montrait un potentiel d'adhésion largement réduit.

Comparé à un implant en titane micro rugueux, considéré comme le « gold standard », il a été démontré que le PEEK moulé présentait un potentiel d'adhésion bactérienne similaire à ce dernier. En revanche, l'étude a montré que le PEEK usiné présentait un potentiel d'adhésion beaucoup plus important.

De ce fait, toute pièce implantaire en PEEK doit être évaluée après usinage pour détecter les caractéristiques de surface susceptibles de favoriser l'adhésion bactérienne et de potentialiser le risque d'infection.

Il convient donc d'éliminer un certain degré de rugosité de surface afin de diminuer le potentiel d'adhésion des bactéries, tout en maintenant un certain niveau de vallonement pour favoriser le potentiel d'adhésion cellulaire à la surface de l'implant (Kurtz SM, 2011).

- Propriétés chimiques

Comme dit précédemment, le PEEK est inerte. Il ne possède donc pas de potentiel antibactérien. De plus, le PEEK présente une surface hydrophobe et une mouillabilité qui favoriseraient l'adhésion des bactéries à sa surface. En implantologie, cela peut entraîner des complications indésirables telles que des infections, des réponses inflammatoires, la destruction des tissus adjacents mais aussi la perte de l'implant.

Pour y remédier, des chercheurs ont mis en place des traitements de surface. Ils ont notamment découvert que l'adjonction de nano particules de fluorohydroxyapatite en revêtement de surface entraînait un relargage d'ions fluorures au fort pouvoir antibactérien. (Wang L et al, 2010)

5.1.6 Stabilité chimique et physique

La structure du PEEK lui confère une importante résistance. Les groupes aryles sont connectés entre eux par des groupes cétone ou éther ce qui stabilise la structure et rend le PEEK extrêmement résistant aux produits chimiques et aux radiations, tout en lui conférant une stabilité thermique.

Le PEEK est chimiquement résistant à une large gamme de produits organiques et non organiques. Aucun solvant organique ne dissout le biomatériau à température ambiante. C'est d'ailleurs ce qui rend son élaboration si complexe.

- **Stabilité en milieux aqueux**

Le PEEK est exceptionnellement résistant au phénomène d'hydrolyse. En effet même après une immersion dans de l'eau à 200°C sous 1,6MPa, durant 2000 heures, les propriétés mécaniques du biomatériau restent inchangées. C'est pourquoi le PEEK est utilisé comme composant dans les puits géothermiques. Ainsi, le PEEK peut être soumis à des cycles répétés de stérilisation à 138°C sans que ses propriétés ne s'en trouvent affectées.

Nonobstant, des scientifiques ont montré que l'eau pouvait infiltrer les polymères. Cela a suscité une grande inquiétude quant à leur utilisation sur le corps humain.

De récentes études ont cependant écarté tout risque d'altération du biomatériau par l'infiltration d'eau. En effet, E. Boinard et ses associés ont prouvé que l'éventuelle et infime infiltration d'eau n'avait aucune incidence sur les propriétés mécaniques, chimiques et biologiques du biomatériau. (Boinard E et al, 2000)

Le PEEK est insoluble dans la plus part des solvants courants ainsi que dans une large gamme de solvants organiques et inorganiques. (Schweitzer PA, 2000)

- **Stabilité thermique**

La stabilité thermique du PEEK a tout d'abord été étudiée pour son utilisation à des fins industrielles et car sa mise en œuvre nécessite de travailler à haute température.

À température corporelle, le PEEK ne subit pas de dégradation thermique. En effet les dégradations observées apparaissent à partir 120°C, le matériau voit alors ses propriétés statiques et sa résistance à la fatigue modifiées. (Kurtz SM, 2011)

- **Stabilité aux radiations**

Le comportement du PEEK face aux radiations a été étudié pour son application dans l'aérospatiale.

Le PEEK est extrêmement résistant aux rayonnements gamma. Il peut absorber des doses supérieures à 10MGy sans manifester le moindre dommage.

Lorsque l'on soumet un polymère des radiations, des radicaux libres sont formés. Mais en raison de sa structure chimique aromatique particulière, le PEEK présente une grande résistance aux radiations. En effet son potentiel de formation de radicaux libres est deux fois plus faible que celui des polymères classiques. De plus, les quelques radicaux libres formés par l'irradiation du PEEK se désintègrent très rapidement par réaction de recombinaison. Li et al ont étudié la quantité de radicaux libres résiduels après irradiation du PEEK jusqu'à 600 kGy. Leur étude n'a permis de trouver aucun radical libre résiduel.

5.1.7 Bioactivité

Comme dit précédemment, le PEEK est biologiquement inerte, il présente donc une bioactivité nulle. (Wang H et al, 2010)

Une de ses caractéristiques est de ne pas modifier car elle limite considérablement l'application du biomatériau en implantologie dentaire.

Pour y remédier, plusieurs stratégies permettent de réaliser des modifications de surface et d'améliorer ainsi la bioactivité du biomatériau. On compte notamment des traitements physiques, chimiques, des techniques de revêtements de surface et de conception de PEEK composites décrits précédemment.

Toutes ces stratégies permettent d'améliorer la bioactivité du PEEK, ainsi que les chances de réussite du traitement implantaire.

5.2 Physiques et mécaniques

L'os humain est un matériau vivant, adaptant son architecture aux contraintes mécaniques auxquelles il est soumis. L'os est également un matériau composite constitué d'une phase organique et d'une phase minérale. La mastication soumet les implants à d'importantes contraintes en torsion, en flexion, en traction et en cisaillement pouvant conduire à la destruction des ostéoblastes. Idéalement, en l'absence de ligament alvéolo-dentaire, le matériau constituant les implants dentaires devrait s'approcher au maximum des propriétés physiques de l'os.

Pour être commercialisé, les biomatériaux doivent répondre à des normes fixées par l'International Organisation for Standardisation. Les implants dentaires doivent remplir les conditions stipulées par l'ISO 14801.

| | PEEK « pur » | PEEK renforcé en fibres de carbone |
|--|-----------------------|------------------------------------|
| Densité (g/cm ³) | 1,3 | 1,44 |
| Module d'élasticité (GPa) | 3,5 | 20,2 |
| Résistance à la flexion (MPa) | 160 | 310 |
| Allongement à la rupture (%) | 50 | 1,5 |
| Résistance à la compression (MPa) | 125 | 153 |
| Résistance à la traction (MPa) | 98 (limite élastique) | 233 (rupture) |
| Résistance à l'impact, indice Izod (KJ/m ²) | 7 (sans rupture) | 9 (rupture à 42KJ/m ²) |

Tableau 4 : propriétés mécaniques du PEEK (d'après <http://www.victrex.com/fr/>, 2015)

5.2.1 Densité

La densité de matériau est le rapport de sa masse volumique à la masse volumique de l'eau pure 4°

Pour la famille des polymères, la densité est considérée comme le poids spécifique du biomatériau, elle est exprimée en g/cm³.

Il est admis qu'un matériau de densité inférieur à 1 flotte sur l'eau. Plus le polymère a une densité proche de 1, plus il tend à flotter. Pour des échantillons de même volume, l'échantillon le moins immergé sera donc celui au poids le plus faible.

Le PEEK présente une densité de 1,3 lorsqu'il est pur et de 1,44 lorsqu'il est renforcé en fibres de carbone. C'est un matériau de faible poids, c'est d'ailleurs ce qui interpelle le plus lorsque l'on observe et manipule une pièce implantaire en PEEK.

5.2.2 Module d'élasticité

Le module d'élasticité E, également appelée module de Young, est une grandeur intrinsèque au matériau qui s'exprime en N/m² ou en Pa. C'est le rapport de la constante qui relie la contrainte de traction σ et de la déformation d'un matériau élastique isotrope ε . Ce rapport est défini par la loi de Hooke :

$$\sigma = E \times \varepsilon$$

En théorie, le module est la constante mécanique qui entrainerait un allongement de 100% de la longueur initiale d'un matériau si on pouvait l'appliquer réellement.

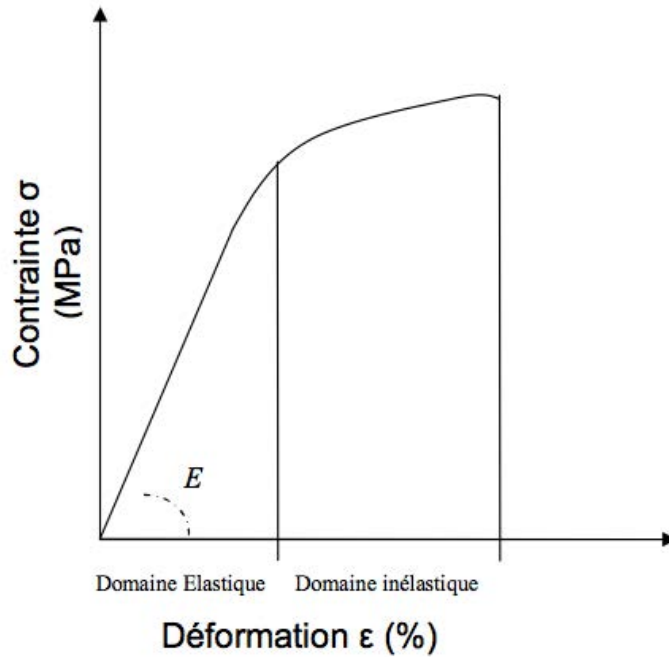


Figure 29 : graphique de la déformation en fonction de la contrainte appliquée à un matériau. Le module de Young E correspond à la pente initiale en bleu. (<http://www.victrex.com/fr/>, 2015)

Plus le module est élevé et plus le matériau est rigide. Le PEEK a un module d'élasticité d'une valeur de 3,5 GPa, il est donc ductile et tenace.

Le module de Young joue un rôle fondamental dans la répartition des contraintes. Celui du PEEK se rapproche de celui de l'os cortical et permet une répartition des contraintes. L'équilibre stabilité/flexibilité est la clé d'une ostéointégration réussie car la stabilité l'interface os/implant est primordiale

omme dit précédemment, certains laboratoires ont tenté d'améliorer les propriétés biologiques du polymère. Notamment en incorporant de l'hydroxyapatite (HA) à sa composition. Cette incorporation modifie cependant les caractéristiques mécaniques du matériau. En effet l'addition d'H augmente le module d'élasticité du PEEK, le rendant de ce fait extrêmement rigide. Le risque de fracture cohésive et/ou adhésive au sein du biocomposite s'en trouve donc également augmenté

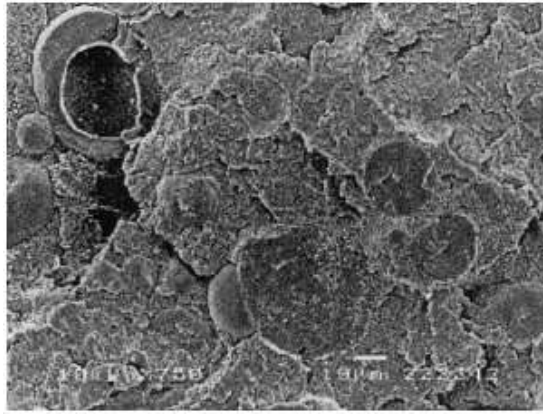


Figure 30 : photographie d'étude de fractures cohésives au MEB. (Ho CC, Ding SJ, 2015)

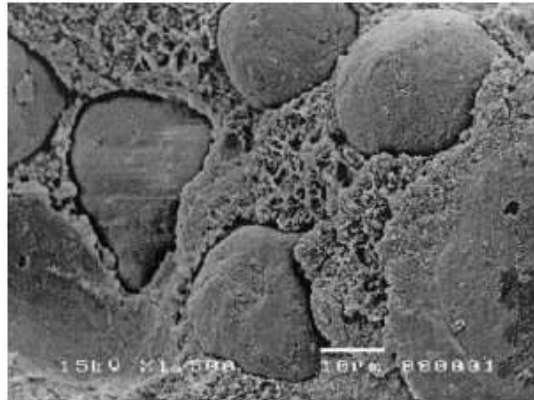


Figure 31 : photographie d'étude de fractures adhésives au MEB (Ho CC, Ding SJ, 2015)

Des études ont permis de conclure qu' à hauteur de 20% d'H les propriétés mécaniques du PEEK étaient maintenues. Au-delà, le risque de fracture au sein du matériau est potentialisé.

5.2.3 Résistance à la flexion

La flexion est la déformation d'un objet qui se traduit par une courbure. Dans le cas d'un implant, elle tend à en rapprocher les deux extrémités.

La résistance à la flexion, exprimée en MPa, a été définie comme la contrainte maximale que peut supporter l'échantillon pour ce type de contrainte. Le PEEK

présente une exceptionnelle résistance à la flexion sur une large plage de température. Elle est estimée à 160MPa à température ambiante pour le PEEK nu et à 310MPa pour celui renforcé en fibres de carbone.

Les études de résistance en flexion du PEEK ont montré qu'il pouvait être utilisé comme constituant d'implants dentaires. En effet, la température corporelle, la résistance en flexion du biomatériau reste inchangée et n'est qu'à partir de 130°C que des variations sont observées. (<http://www.victrex.com/fr/>, 2015)

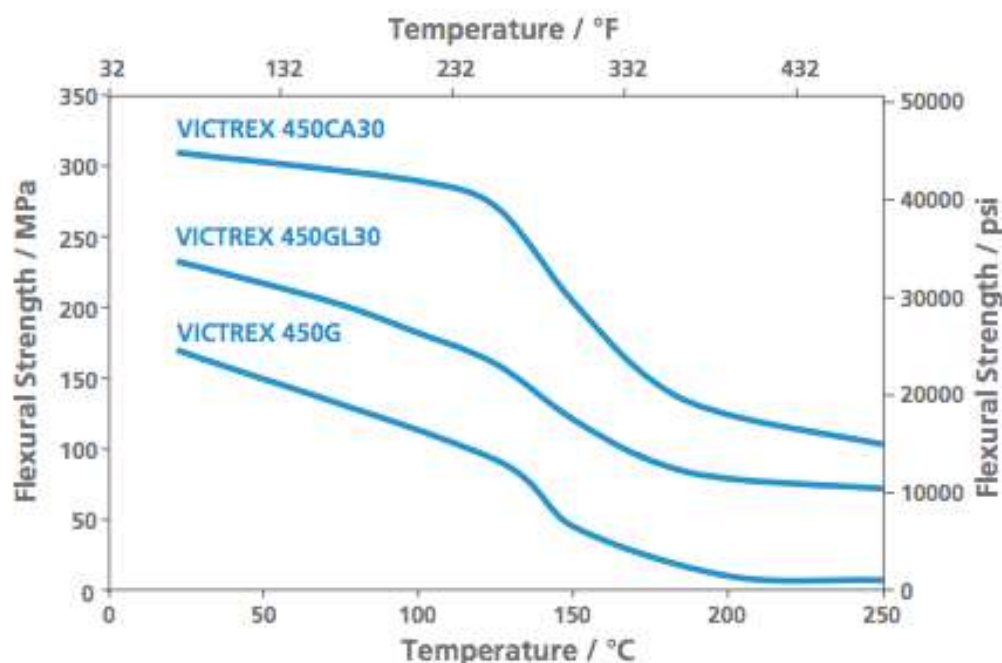


Figure 32 : variations de la résistance à la flexion (en MPa et psi) en regard de la température (en °C et °F) pour le PEEK des laboratoires Victrex (en granulés 450G, renforcé en fibre de verre 450GL30 et renforcé en fibres de carbone 450CA30) (<http://www.victrex.com/fr/>, 2015)

5.2.4 Résistance au fluage

Le fluage est la déformation observée dans un échantillon en fonction du temps quand on lui applique une contrainte constante.

Pour un thermoplastique, le PEEK présente une excellente résistance au fluage. Il peut subir d'importantes contraintes et ce sur une longue durée sans montrer

d'importantes déformations. En effet, l'ampleur de la contrainte, la durée d'application et la température requises pour induire une altération du matériau sont très élevées.

S. J Ferguson a étudié la déformation au fluage du PEEK sur 2000 heures de contrainte à 10MPa, dans un environnement sec à température ambiante. Les résultats ont montré une déformation du matériau de l'ordre de 0,04%. Le PEEK est donc très résistant au fluage.

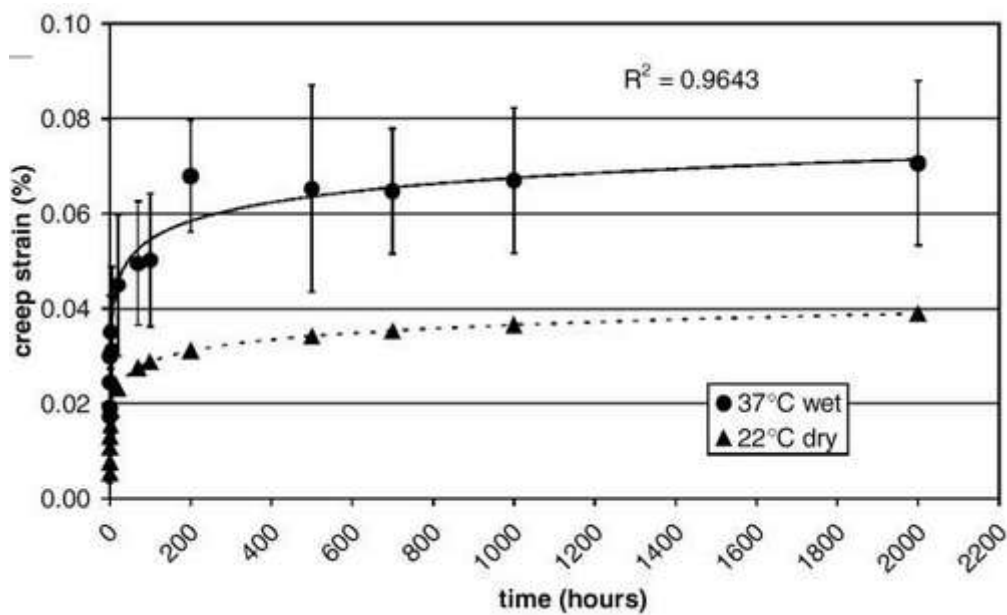


Figure 33 : graphique de l'étude menée par S J Ferguson, sur la déformation au fluage du PEEK à 37°C, durant 2000 heures, sous une contrainte de 10MPa dans un environnement sec. Le PEEK subit une déformation minimale, inférieure à 0,01%. (Ferguson SJ, 2015)

Le fait de renforcer le matériau en fibres de carbone permet d'améliorer significativement ses propriétés déjà excellentes en matière de fluage. A température ambiante, le PEEK renforcé ne présente aucune variation en matière de résistance au fluage.

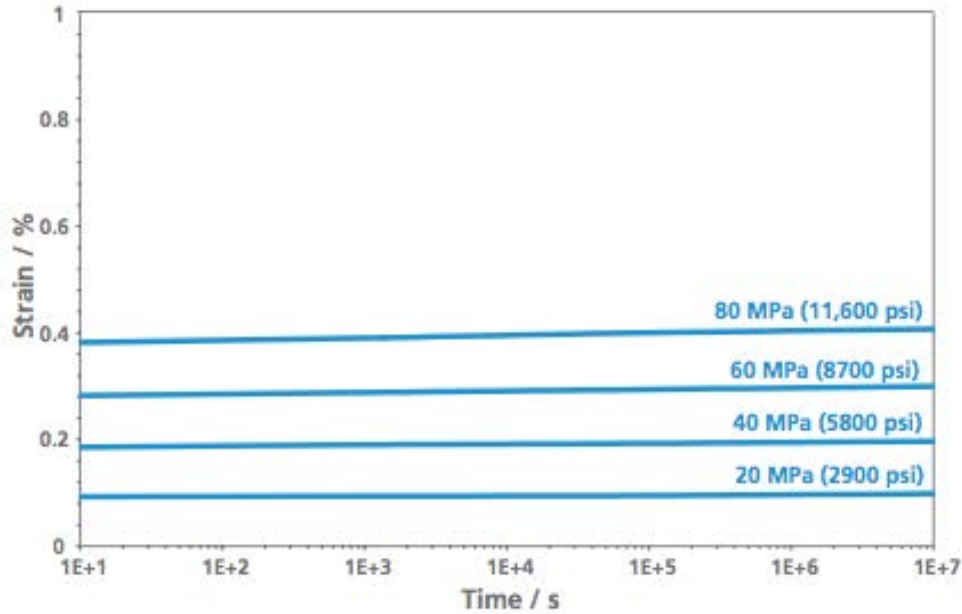


Figure 34 : variation de la résistance au fluage dans le temps et à température ambiante pour le PEEK renforcé en fibres de carbone 450CA30. (<http://www.victrex.com/fr/>, 2015)

La rupture au fluage est la charge maximale qu'un matériau peut soutenir pendant une période donnée avant qu'il ne se déforme et casse.

A température ambiante et à température corporelle, on observe peu de déformation. Les altérations du matériau ne se manifestent qu'aux alentours de 150° (<http://www.victrex.com/fr/>, 2015)

5.2.5 Propriétés de fatigue

La fatigue d'un matériau est la réduction de ses propriétés mécaniques lorsqu'on lui applique une charge cyclique. Pour l'évaluer, un échantillon élastique est exposé à une série de forces de manière répétitive. Après un certain nombre de cycles, on observe soit une rupture fragile soit une déformation plastique.

Les implants dentaires sont soumis à des forces de mastication élevées. C'est pourquoi ils doivent se conformer à des spécifications strictes, fixées par l'ISO 14801.

Pour tester la fatigue dynamique des biomatériaux, on utilise des machines servo-hydrauliques. L'implant est placé dans un support cylindrique et est maintenu dans le dispositif d'essai au moyen d'une pince.

Les implants sont alors testés sous des charges sinusoïdales, sur 2 millions de cycles en solution saline, à 37°C, à une fréquence de 2Hz ou dans l'air sur 5 millions de cycles à une fréquence de 15Hz.

Le PEEK présente naturellement une excellente résistance à la fatigue. Le fait de le renforcer en fibres de carbone lui apporte une résistance mécanique optimale.

5.2.6 Tribologie

La tribologie peut être définie comme l'interaction des surfaces de contact sous une charge appliquée dans un mouvement relatif. À l'échelle microscopique, la surface d'un matériau d'apparence lisse, apparaît comme une série d'aspérités. De ce fait, si deux matériaux sont mis en contact et déplacés l'un par rapport à l'autre, les aspérités des surfaces entrent en collision. On définit donc l'usure comme l'élimination des aspérités et la résistance au mouvement comme une force de frottement.

Le PEEK est très résistant à l'usure, à haute vitesse et haute pression. Il présente d'excellentes propriétés tribologiques.

○ Usure du matériau

La durée de vie des composants dans des environnements de tribologie exigeante est régie par l'usure. On peut évaluer la performance d'un matériau par son taux d'usure spécifique, v_{sp} ou par son facteur d'usure spécifique, k .

$$v_{sp} = \frac{V}{F \cdot D}$$

avec :

- v_{sp} : le taux d'usure spécifique
- V : la perte volumique de l'échantillon

- F : la force appliquée
- D : la distance totale de glissement.

$$k = \frac{dh}{dt} \cdot \frac{1}{\rho \cdot v}$$

avec :

- k : le facteur d'usure spécifique
- dh/dt : le taux de perte de hauteur mesuré dans l'échantillon

Plus le taux d'usure ou le facteur d'usure est bas et plus le matériau est résistant Le PEEK présente un taux d'usure très faible pour un thermoplastique.

Le fait de renforcer le matériau en fibres de carbone le rend encore plus résistant à l'usure (<https://www.victrex.com/fr/>, 2015)

○ **Friction**

La friction est une force F qui s'oppose au mouvement relatif entre deux systèmes en contact.

On la calcule avec la formule :

$$F = \mu \cdot N$$

Avec :

- F : la friction
- μ : le coefficient de frottement
- N : la force normale

Les valeurs de μ varient en fonction des propriétés thermiques du matériau et des conditions de l'expérimentation La friction peut donc varier en fonction du type de PEEK et en fonction des conditions de l'expérience Le PEEK présente un faible coefficient de friction, il est donc très résistant à la friction

En renforçant le PEEK en fibres de carbone, on améliore ses propriétés mécaniques et thermiques. (<https://www.victrex.com/fr/>, 2015)

5.2.7 Résistance aux chocs

Avec ou sans renfort, le PEEK est tenace et ductile. Les tests d'impacts menés à différentes températures selon le protocole du test de Izod et Charpy sans entaille ont montré une insignifiante atteinte des propriétés mécaniques du matériau.

Le cours de l'étude, aucun échantillon n'a pu être cassé.

Cependant il est préférable d'éviter tout angle vif dans la conception des pièces implantaires, ce qui permet d'améliorer la performance aux chocs du matériau.

Le fait de renforcer le matériau en fibres de carbone permet d'améliorer considérablement sa résilience, qui est la capacité du matériau à revenir à sa forme initiale après avoir subi un choc.

5.3 Esthétiques

Les propriétés physiques et mécaniques font du PEEK un matériau indiqué à la zone esthétique. En effet, sa couleur blanche et son potentiel isoélastique vis à vis de l'os permettent de réaliser des mises en charge immédiates avec une contention et un réglage fin de l'occlusion. La mise en charge définitive pourra même être anticipée en raison de la faible présence de stress à l'interface os/implant.

Les pièces implantaires peuvent être modifiées à l'aide de rotatifs avant même d'être placées dans l'os maxillaire sans aucun échauffement ni aucune vibration néfaste pour l'intégrité du matériau.

Du fait de leurs excellentes propriétés mécaniques, les implants en PEEK peuvent être conçus de taille inférieure à leurs cousins métalliques. La zone antérieure esthétique est donc une application de choix pour ces implants, ainsi que toute situation clinique de fine crête ou de faible hauteur osseuse.

Chapitre 2: Comparaison du PEEK aux matériaux traditionnels

| | <u>Os humain</u> Maxillaires prélevés sur cadavre frais | <u>Titane</u> Ti/6Al/4V | <u>Céramique</u> Zircone Y-TZP | <u>PEEKPEEK</u> Polyetherether- cetone |
|--|---|-----------------------------------|--|---|
| BIOLOGIQUES | | | | |
| Biocompatibilité | / | + | ++ | ++ |
| Pouvoir allergène % de la population globale | / | 0,6% | Nul | Nul |
| BIC Bone to Implant Contact à 12 semaines d'implantation dans des mâchoires de porcs en % | / | 83% | 71% | 25% |
| RTQ Removal Torque à 12 semaines | / | 105 | Non traitée : 26 Traitée : 90 | Non traité : 10 Traité : 20 |

| | | | | |
|---|-------|---|--|--|
| en N.cm | | | | |
| Pouvoir antibactérien Quantité de bactéries enregistrée au niveau de la marge muqueuse de l'implant | / | 10 ⁶ | 10 ⁶ | 10 ⁶ |
| PHYSIQUES | | | | |
| Densité en g/cm ³ | 1 | 4,5 | 6,07 | Pur : 1,3 Renforcé en fibres de carbone : 1 ,4 |
| Module d'élasticité en GPa | 15-25 | 116 | 220 | Pur : 3,9 Renforcé en HA : 12 Renforcé en fibres de carbone : 75-100 |
| Corrosion | / | Résistant Mais libération d'oxydes dans les tissus dans certains cas | Pas de corrosion Pas de libération d'oxydes dans les tissus | Pas de corrosion Pas de libération d'oxydes dans les tissus |

| | | | | |
|--|--------------|-----------------------------|----------------------------------|--|
| Solubilité dans le corps humain en $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ | / | Nulle | Nulle | Nulle |
| Conductivité thermique en $\text{W}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$ à 25°C | / | 7,1 | 1,9 | 0,25 |
| Comportement radiologique | Radio opaque | Radio opaque / Artefacts | Radio opaque / Pas d'artefact | Radio transparent / Pas d'artefact |
| MECANIQUES | | | | |
| Coefficient de Poisson | 0,3 | 0,33 | 0,35 | 0,3 |
| Résistance à la flexion en MPa | 150 | 950 | 1000-1500 | 160-345 |
| Résistance à la compression en MPa | 190 | 970 | 2500 | 140 |

| | | | | |
|--|---------|------------|--------|-----------|
| Résistance à la fatigue en nombre de cycles | 100 000 | 10 000 000 | 107 | 1 000 000 |
| Ductilité allongement à la rupture, en %, à 23°C | 1-3 | 14 | 0,1 | 20 |
| Ténacité en MPa | 1,5 | 50-80 | 8-10 | 2,7- 4,3 |
| Dureté Vickers en HV | 120 | 290 | 1200 | 90-120 |
| ESTHETIQUES | | | | |
| Indication pour le secteur antérieur | / | - | + | ++ |
| Couleur | / | Grise | Ivoire | Ivoire |

| | | | | |
|---|---|-----|-----|---------------|
| Profondeur de sulcus en mm | / | 1,4 | 0,8 | Pas de donnée |
| Hauteur de gencive attachée en mm | / | 2,3 | 2,8 | Pas de donnée |

Tableau 5 : comparaison des propriétés biologiques, physiques, mécaniques et esthétiques de l'alliage de titane T 6V, de la zircone et du PEEK (à partir des données extraites des documents : Barkarmo S et al, 2013 ; Beck HN, 1992 ; Boinard E et al, 2000 ; Cougoulic JP , 2013 ; Gahlert M et al, 2007 ; Harmand MF et Cougoulic JP, 2004 ; Kurtz SM, 2011 ; Kuznesof PM, 2006 ; Manzano et al, 2014 ; Par J et al, 2014 ; Poulsson AHC et al, 2014 ; Valentine-Thon E et al, 2006 ; Wong L et al, 2010 ; www.victrex.com ; Xu A et al, 2015)

1. Rappels

1.1 Le titane et ses alliages

L'alliage le plus utilisé en implantologie est le T 6V Il est composé de titane, d'aluminium et de vanadium Sa structure moléculaire cubique est renforcée par l'ajout d'atomes chimiques tels que le vanadium ou encore le fer. Ces atomes sont des éléments bêta g nes, on parle alors d'alliage beta qui a pour propriétés de se souder et de s'usiner tr s facilement ' est l'alliage le plus indiqué au domaine de l'implantologie dentaire.

Cet alliage existe également sous forme alpha, de structure moléculaire hexagonale, par ajout d'éléments alphag nes tels que l'aluminium, le bore, le carbone et le

dioxygène, entre autres. Cet alliage présente de bonnes propriétés mécaniques mais son usinage est difficile.

D'où l'intérêt de créer un alliage biphasé alpha et bêta, résistant et usinable. La forme la plus utilisée dans le monde contient 6% d'aluminium et 4% de vanadium car elle présente la résistance mécanique la plus intéressante. (source : Martinez H et al)

1.2 La zircone

La zircone est un minéral de la famille des silicates, découvert en 1789 par Klaproth MH, un chimiste allemand. Elle est utilisée depuis une vingtaine d'années en dentaire sous forme de dioxyde de zirconium.

La zircone étant un matériau non seulement très résistant mais aussi 100 % biocompatible, il est largement utilisé dans le domaine médical et notamment en dentaire. Ses biopropriétés et sa couleur blanche en font un matériau de choix en implantologie dentaire car elle permet des reconstructions très esthétiques de haute qualité.

Dans les années 1990, les premiers implants en oxyde de zirconium sont apparus sur le marché. Ils étaient faits d'une seule pièce et le matériau ne présentait pas encore toutes les qualités suffisantes pour répondre aux exigences implantaires. De nombreuses fractures des pièces ont été rapportées lorsqu'ils étaient soumis des contraintes trop élevées.

Depuis quelque temps, de nouveaux implants en Zircone Y-TZP ont fait leur apparition et présenteraient des caractéristiques mécaniques optimales. (source : Werner C)

La zircone Y-TZP (*Yttria Tetragonal Zirconia Polycrystal*) est une céramique d'apparence blanche, opaque, entièrement constituée de poly-cristaux tétragonaux métastables d'oxyde de zirconium, stabilisés par de l'oxyde d'yttrium. Le dernier permet la stabilisation du poly-cristal et lui confère une structure parfaitement stable. (Denry I et Kelly JR, 2008)

La structure cristallographique de la zircone varie en fonction de son passé thermique. Lors de sa mise en forme et de son refroidissement, la zircone passe d'une température de 1100° à 1000°, on passe alors d'une structure quadratique

une structure monocyclique entraîne une variation volumique de l'ordre de 3% et crée des contraintes internes au sein du matériau. L'ajout d'oxyde d'yttrium permet de stabiliser la structure de la zirconne à température ambiante, diminuant de ce fait son risque de fracture.

La zirconne pure ne peut être utilisée pour l'art dentaire, car trop dense et impossible à usiner. Elle est réservée à la médecine et notamment aux prothèses de hanche car celles-ci doivent être particulièrement résistantes.

En implantologie dentaire, on trouve un seul type de bloc de zirconne, appelée Y-TZP, pré-frittée, plus tendre et donc plus facilement usinable. Les pièces sont usinées 20 à 30% plus grandes pour compenser la rétraction dimensionnelle due au frittage. Les pièces sont alors frittées par traitement thermique à 1530° pour obtenir la résistance mécanique finale de la pièce implantaire.

2. Comparaison des propriétés biologiques

2.1 Biocompatibilité

2.1.1 Le titane et ses alliages

Le titane est réputé pour son caractère hautement biocompatible. Cependant sa stabilité biologique est de plus en plus remise en question.

Le titane est un matériau très électronégatif, il est donc très réactif au contact de l'air, de l'eau ou de tout autre électrolyte. Dans les fluides biologiques, une fine couche d'oxyde se forme à sa surface, elle est appelée couche de passivation. Elle est amorphe et principalement composée de dioxyde de titane, connu pour sa grande stabilité chimique. Cette couche, très résistante, améliore considérablement les propriétés du titane. Elle améliore sa biocompatibilité, sa résistance à la corrosion et son inertie chimique. D'une épaisseur de 4 à 6 nm, elle ralentit le relargage des ions titane.

Cette couche superficielle se forme sans entraver son union avec la seconde couche d'atomes. Cette réaction d'oxydation n'entraîne pas de réponse immunitaire chez l'homme car aucun atome ionisé ne se détache. L'implant n'est pas rejeté puisqu'il n'est

pas détecté comme un agresseur par l'organisme. Le tissu osseux se répare et adhère au métal selon le processus d'ostéointégration.

La composition de la couche d'oxyde varie en fonction de l'environnement. L'incorporation d'ions phosphate et calcium dans l'oxyde entraîne une formation phosphocalcique similaire de l'hydroxyapatite.

La couche de passivation est une interface active entre l'implant en titane, inerte et l'organisme. Elle joue un rôle fondamental en protégeant l'implant de la corrosion.

Cependant, quand la couche d'oxyde de surface est déstabilisée et remaniée, le titane devient alors aussi sensible à la corrosion que tout autre métal. Ce cas de figure peut se retrouver chez des patients porteurs de nombreuses restaurations métalliques, c'est le polymétallisme. Mais également en présence de fluor en condition de pH acide où l'on peut observer un processus accru de corrosion du titane.

Cette corrosion a pour conséquences négatives de fragiliser la pièce implantaire d'une part et de libérer des éléments issus de la corrosion d'autre part.

La corrosion altère l'intégrité de la couche atomique superficielle et provoque son détachement. La couche suivante d'atomes est alors oxydée et le processus de libération de métal ionisé se répète ainsi. Les ions sont instables et s'unissent aux protéines de l'hôte pour se stabiliser. Il se crée alors un complexe métal/protéine reconnu comme un antigène envahisseur par l'organisme. La réaction immunitaire se met en place, la prolifération lymphocytaire débute, l'ostéolyse est lancée et l'implant a toutes les chances d'être rejeté.

En 2006, le Dr Elisabeth Valentine-Thon a effectué des prélèvements sanguins sur 250 patients suivis pour des suspicions d'allergies de type IV aux métaux. Après avoir été exposés à une vingtaine de métaux, ces prélèvements ont été soumis au test MELISA. Ce dernier a montré que 4% des patients de cette étude étaient allergiques au titane. Les manifestations de cette intolérance sont assez variables, elles peuvent être cutanées comme le psoriasis mis en évidence par le Dr Kohdera de l'université de Kyoto, mais il peut également s'agir de douleurs musculaires ou de simples états de fatigue. (Epe P, 2007)

Le test MELISA est actuellement le test de référence pour objectiver et mesurer l'importance des allergies au titane. (Valentine-Thon E et al, 2006)

Il est actuellement admis que 0,6% de la population générale est allergique au titane.

Les implants dentaires sont en alliage de titane et plus précisément en TA6V. Le vanadium est un composant toxique et allergène, il est rapidement distribué par la circulation sanguine en se liant à des protéines de transport pour être stocké dans les reins. S'il est inhalé, il sera éliminé dans les urines et s'il est ingéré, il sera éliminé dans les selles. L'atteinte rénale survient immédiatement après l'exposition, aiguë ou chronique, à de faibles doses de vanadium. Les altérations sont irréversibles. Elles touchent les reins et les systèmes respiratoires, cardiaques et nerveux.

En raison de la conductibilité électrique du matériau, les implants en titane ont un second impact négatif sur l'organisme humain, ils entraînent un phénomène d'antenne sensible aux champs électriques et magnétiques.

Notre environnement électromagnétique peut influencer les phénomènes électriques intervenant naturellement dans le fonctionnement du corps humain et provoquer des effets biologiques.

Il est désormais admis que le développement des réseaux sans fils et mobiles tels que Bluetooth, WIFI et téléphonie mobile entre autres, peut aboutir à l'apparition de syndromes d'intolérances aux champs électromagnétiques (SICEM), se manifestant sous la forme de réactions de type allergiques ou de maladies métaboliques.

En octobre 2002, les médecins allemands ont lancé l'appel de Fribourg. Cet appel, consultable sur le site de la société interdisciplinaire de médecine environnementale (IGUMED) stipule que l'altération de santé de leurs patients serait en relation directe avec leurs habitudes de vie. Après anamnèse, les praticiens allemands se sont aperçus de la relation entre l'apparition des maladies et l'exposition à des ondes électromagnétiques provenant d'antennes relais ou d'appareils électroniques sans fils. (<http://www.igumed.de>, 2002)

L'exposition chronique des champs électromagnétiques potentialise l'effet d'oxydoréduction au niveau des implants dentaires en alliage de titane et favorise donc le relargage d'ions dans l'organisme entraînant des réactions allergiques.

2.1.2 Zircone

À l'heure actuelle, le titane a été et reste le matériau le plus largement employé en implantologie dentaire. Il a des qualités indéniables mais entraîne parfois des effets secondaires non négligeables qui ont poussé les chercheurs à trouver des matériaux de substitution comme la céramique.

Considérée comme inerte, elle présente une excellente tolérance dans le milieu buccal. Il est admis qu'elle présente une excellente biocompatibilité du fait de la stabilité de sa structure chimique.

Grace à sa stabilité et à son absence de dégradation par corrosion, la zircone représente une alternative possible aux implants en titane. (Hisbergues M et al, 2009)

Cependant une étude menée en 2003 par le Dr Messer a permis de dévoiler une certaine cytotoxicité des céramiques in vitro. (Messer RLW et al, 2003)

La céramique est sensible aux fluorures acides et peut libérer des produits de dégradation. Ces derniers peuvent être l'origine de phénomènes physico-chimiques ou de mécanismes d'usure des implants. Peu d'études rapportent ce phénomène, cependant plusieurs cas de granulomes ont été rapportés sur des sites ayant reçu des implants en céramique dans les 15 années ou plus suivant le geste chirurgical. (Cheylan JM et Archien C, 2005)

2.1.3 PEEK

Le PEEK est hautement biocompatible du fait de son inertie. Des études in vitro et in vivo ont permis d'attester de sa biocompatibilité sur les tissus mous et l'os

Le PEEK répond aux critères fixés par l'ISO 10993 sur l'évaluation biologique des dispositifs médicaux. Son excellente résistance chimique permet de l'utiliser dans tout le corps humain sans qu'aucune altération des propriétés n'ait pu être observée au cours de la vie des patients.

Ce qu'il faut retenir :

Le titane TA6V est hautement biocompatible. Il présente à sa surface une couche d'oxyde qui améliore sa biocompatibilité. Cependant, dans certaines conditions, cette couche peut être déstabilisée. Des oxydes sont alors libérés dans les tissus et risquent de déclencher une réaction immune.

La zircone présente une excellente biocompatibilité du fait de sa stabilité chimique. On recense peu d'exemples de libération de produits de dégradation dans la littérature.

Le PEEK est inerte donc biocompatible. A ce jour, on ne recense pas de cas d'altération des propriétés induite par ce biomatériau.

2.2. Ostéointégration

La qualité de l'ostéointégration d'un biomatériau est évaluée par le Bone-to-implant-contact (BIC) et le Removal torque (RTQ).

Le BIC est une mesure histomorphométrique qui permet d'évaluer la qualité de l'ostéointégration en estimant le pourcentage d'os mature en contact direct avec la surface de l'implant. Le RTQ permet donc d'analyser la réponse du tissu osseux en regard de l'implantation d'un biomatériau. Plus le BIC est important, meilleure est l'ostéointégration.

Le RTQ est une valeur mécanique quantitative, qui exprime les forces de torsion nécessaires à la dépose d'un implant. Plus le RTQ est élevé, plus le pouvoir d'ostéointégration du matériau est important. (Manzano et al, 2014)

2.2.1 Titane TA6V

L'ostéointégration de l'alliage de titane est favorisée par le film d'oxydation présent sa surface. Cette couche de passivation permet l'absorption des protéines présentes dans les fluides. Une fois les protéines absorbées, l'adhésion cellulaire à la surface de l'implant se met en place.

2.2.2 Zircone

De son côté la zircone tient son pouvoir d'ostéointégrateur de son relief de surface. Les implants en zircone « lisses » s'intègrent nettement moins bien que ceux modifiés par sablage et gravure de surface. En effet, la rugosité de surface des implants en zircone Y-TZP est la clé de voute du processus de croissance osseuse, elle favorise l'adhésion cellulaire.

2.2.3 Titane TA6V versus zircone

- **Le BIC**

En 2014, Manzano et al ont étudié les différences de BIC et RTQ entre l'alliage de titane et la zircone. Pour cela ils ont placé des implants en titane TA6V et zircone des mâchoires de petits porcs. A 12 semaines les implants en titane TA6V présentaient un BIC de 83% tandis que ceux en zircone avaient un BIC de 71%.

En 2008, O Hoffmann a étudié les phénomènes d'appositions osseuses à la surface d'implants dentaires en titane TA6V et en zircone Y-TZP. Il a observé qu'après deux semaines d'implantation, l'apposition osseuse à la surface des implants en titane TA6V était de 42 à 52% et qu'à la surface des implants en zircone, elle était de 54 à 55%. quatre semaines, l'apposition osseuse était de 62 à 80% à la surface des implants en titane TA6V et de 68 à 85% à la surface des implants en zircone.



Figure 35 : étude au microscope optique de l'ostéointégration d'un implant en zircone Y-TZP. L'ostéointégration est excellente, l'os entourant l'implant est mature et remodelé. (Oliva X et al, 2013)

○ **Le RTQ**

Manzano et al ont également cherché à évaluer le RTQ du titane TA6V et de la zircone. Ils ont observé qu'après 4 semaines d'implantation, les implants en alliage de titane présentaient un RTQ de 245 N.cm. Ils ont également constaté que cette valeur avait diminué à 105 N.cm après 12 semaines. Pour les implants en zircone, ils présentaient un RTQ de 112N.cm à 4 semaines qui diminuait à 26N.cm à 12 semaines. De nombreuses études confirment cette différence significative de RTQ entre le titane et la zircone. En effet, ces études manifestent toutes des valeurs de RTQ largement plus élevées pour le titane TA6V que pour la zircone. (Manzano et al, 2014)

De plus, l'étude menée par Gahlert et al en 2007 a soulevé un point important. Elle a démontré qu'une modification de surface par sablage et gravure améliorait les valeurs de RTQ des implants en zircone. En effet, en augmentant la rugosité de surface, la zircone obtient des valeurs de RTQ similaires à celles du titane TA6V. Le RTQ ne dépendrait donc pas du matériau mais de l'état de surface des implants

2.2.4 Titane TA6V et zirconie vs PEEK

Le PEEK présente des valeurs de BIC inférieures aux deux précédents matériaux. Son inertie biologique en est la cause. Cependant des chercheurs ont tenté de moduler son aspect de surface afin d'améliorer son potentiel d'ostéointégration (Schwitalla et Wolf-Dieter, 2015)

Une étude menée par Alexandra H.C Poulsson a montré qu'en modifiant la surface d'implants en PEEK avec un traitement au plasma, le BI atteignait 50%. En effet, le fait de créer des microrugosités de surface améliore considérablement le pouvoir d'ostéointégration du biomatériau. (Poulsson AHC et al, 2014)

Une étude menée par Par Johansson et al en 2014 a testé l'impact du recouvrement de surface d'implant en PEEK par de l'hydroxyapatite. Ils ont démontré que pur, le PEEK a une faible énergie de surface et que cela empêche la formation directe d'os à sa surface. Sans modification, le PEEK se caractérise par de faibles valeurs de BI et RTQ. Il a donc un moins bon potentiel d'ostéointégration que le titane TA6V et que la zirconie. L'équipe de chercheurs a donc tenté d'améliorer ce potentiel. Ils ont découvert qu'en traitant la surface du PEEK et en le recouvrant d'hydroxyapatite, le BI atteignait 50% 12 semaines d'implantation.

Le plasma-etching et le traitement de surface par recouvrement d'hydroxyapatite permettent donc d'améliorer considérablement le potentiel d'ostéointégration du biomatériau.

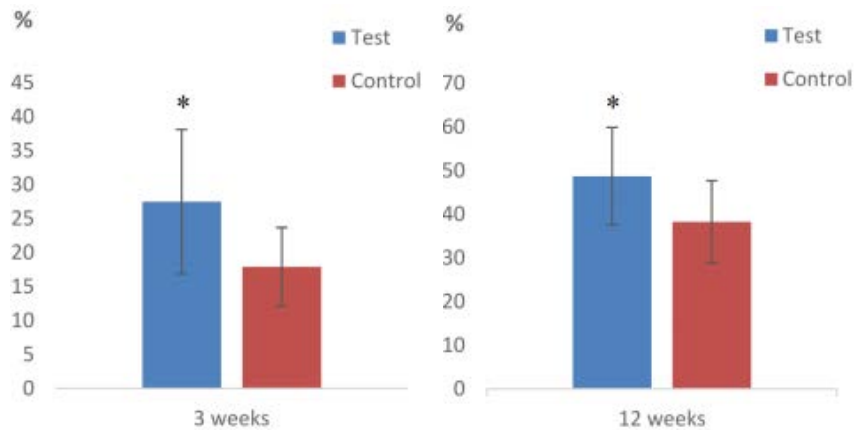


Figure 36 : graphique représentant les valeurs de BIC pour les implants testés recouverts d'hydroxyapatite (en bleu) et les implants de contrôle non traités (en rouge) 3 et 12 semaines d'implantation (Johansson P et al, 2014)

Barkarmo et al ont analysé l'impact du traitement de surface du PEEK sur son RTQ. Ils ont donc observé les variations de valeurs entre des implants traités dits « tests » et des implants non traités dits « contrôles ». Les implants traités sont recouverts d'hydroxyapatite artificielle

Les chercheurs ont noté des valeurs de RTQ de 13N.cm pour les implants « tests » et de 7N.cm pour les « contrôles » 3 semaines d'implantation 12 semaines d'implantation, ils ont observé une décroissance de ses valeurs, les implants « tests » présentent un RTQ de 9,7 N.cm et les implants « contrôles » 5,8N.cm. L'explication de cette décroissance n'est encore pas connue On suppose cependant que cela serait dû la dissolution des particules d'hydroxyapatite

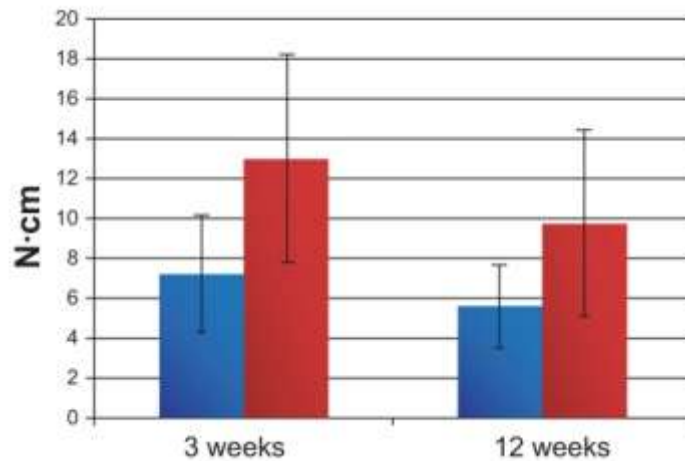


Figure 37 : graphique représentant les valeurs de RTQ à 3 et 12 semaines d'implantation des implants « tests » en rouge et « contrôles » en bleu. (Barkarmo et al, 2013)

L'IMI, une société spécialisée dans les biotechnologies, a mis au point le Biopik®. Il s'agit d'un matériau composé de PEEK et de β tricalcium phosphate (β -TCP). Ce dernier est un composant synthétique résorbable qui potentialise le pouvoir ostéoconducteur du PEEK. (Huh J et al, 2011)

Les composés de calcium phosphate sont utilisés depuis un certain nombre d'années comme substituts osseux en chirurgie orthopédique afin d'activer la prolifération des ostéoblastes. (Petrovic L et al, 2006)

Ces modifications améliorent considérablement le BIC, le RTQ et donc le potentiel d'ostéointégration du PEEK.

Ce qu'il faut retenir :

Il est difficile de dire qui de l'alliage de titane ou de la zircone présente le meilleur BIC.

En revanche, la distinction de pouvoir d'ostéointégration se fait avec le RTQ. En effet, le titane TA6V présente des valeurs nettement supérieures à la zircone.

Les modifications de surface visant à augmenter la rugosité des implants en zircone lisses permettent d'améliorer considérablement leurs RTQ. Il est donc admis que le RTQ dépend essentiellement de l'aspect de surface et non du matériau en lui-même.

De son côté, le PEEK pur présente des valeurs de BIC et de RTQ clairement inférieures aux deux matériaux précédents. Des traitements de surface tels que l'incorporation d'hydroxy-apatite ou que l'augmentation de la rugosité permettent d'améliorer considérablement ses valeurs de BIC et de RTQ et donc de favoriser son ostéointégration.

2.3. Pouvoir antibactérien

L'adhésion et la colonisation bactériennes jouent un rôle clé dans la pathologie péri-implantaire, processus inflammatoire entraînant la perte des tissus mous et durs autour de l'implant

La qualité de l'attache des tissus péri-implantaires dépend essentiellement du type de biomatériau utilisé. En effet, il a été prouvé que la capacité du biomatériau à jouer son rôle de protection antibactérienne est cruciale pour la connexion des tissus péri-implantaires.

2.3.1 Titane TA6V versus zircone

Une étude menée par Cassio do Nascimento et al en 2014 a montré que dès les premières 24 heures d'implantation, les bactéries colonisent la surface implantaire. Au cours de ces 24 heures, les chercheurs n'ont pas observé de différence

significative entre le titane et la zircone. Les bactéries colonisatrices arrivant en tête sont :

- *Streptococcus mitis*
- *Streptococcus mutans*
- *Porphyromonas endodontalis*
- *Aggregatibacter actinomycetemcomitans*

2.3.2 Titane TA6V versus PEEK

En 2008, Stefano Volpe et al ont mené une étude sur le phénomène d'adhésion bactérienne aux surfaces implantaires en PEEK et en alliage de titane.

Sur chacun des 14 sujets édentés de l'étude, un implant en titane TA6V et un implant en PEEK ont été implantés. Puis à 2, 4 et 6 semaines, ils ont observés les phénomènes d'adhésion bactérienne aux surfaces

Les résultats de cette étude ont montré que le phénomène d'adhésion bactérienne était similaire pour les deux biomatériaux. La quantité de bactéries enregistrées au niveau de la marge muqueuse de l'implant est de l'ordre de 10^6 pour le PEEK tout comme pour le titane TA6V. (Volpe S et al, 2008)

Ce qu'il faut retenir :

Les études n'ont donc pas mis en évidence de différence significative des potentiels antibactériens du titane T 6V, de la zircone et du PEEK. Qu'il s'agisse du type de bactéries concernées ou de leur quantité, les trois matériaux sont similaires.

3. Comparaison des propriétés physiques et mécaniques

En milieu buccal, les implants dentaires sont soumis à des contraintes mécaniques, chimiques et bactériologiques sévères. Le choix se fait notamment selon les

caractéristiques mécaniques propres au matériau. Le type de contraintes qui lui sera appliqué est également pris en compte, car le matériau doit avoir la résistance mécanique nécessaire pour ne pas céder aux sollicitations mécaniques auxquelles il sera soumis pendant sa durée de vie. Pour ce faire, le comportement mécanique des matériaux est étudié en réalisant des essais sur des éprouvettes de caractérisation dont la géométrie et le mode de sollicitation sont normalisés.

L'essai de traction est le plus courant. Un état de tension uniforme est appliqué de façon homogène sur l'éprouvette. L'essai est réalisé à vitesse de déformation imposée. Le comportement mécanique du matériau est révélé à travers une courbe caractéristique où l'ordonnée σ est la contrainte appliquée et l'abscisse ε la déformation de l'éprouvette.

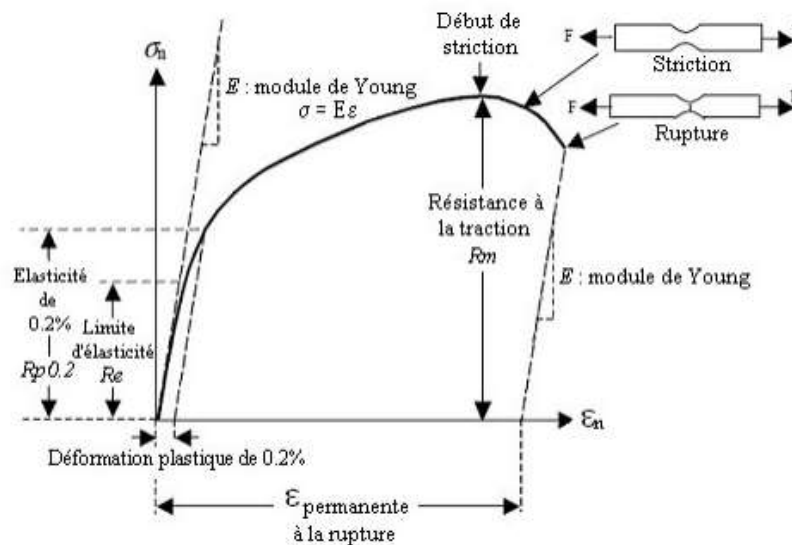


Figure 38 : courbe type obtenue au cours des essais de traction. (<http://www.mecastyle.com>, 2015)

Le test permet d'obtenir différentes valeurs clés du matériau, telles que la contrainte maximale, l'allongement maximum, la résistance mécanique et la ductilité/souplesse. Ces valeurs sont primordiales mais insuffisantes pour présager du comportement du matériau appliqué au domaine de l'implantologie.

3.1 Elasticité

Sur la courbe de traction on distingue deux zones de comportements différents. Lors de la première phase de l'essai, les niveaux de contrainte appliqués sont faibles et une déformation réversible se produit. En début d'essai, la réponse contrainte/déformation est linéaire, c'est le cas de la plus part des matériaux communs et n'est cependant pas une généralité, notamment pour les polymères. Ces derniers présentent une déformation caoutchouteuse, inélastique faisant apparaître le phénomène d'amortissement ou de dissipation de la chaleur.

Le comportement élastique d'un matériau est caractérisé par deux modules :

- le module de Young ou module d'élasticité, exprimé en MPa et donné par la courbe de la figure n°43. Il dépend de la densité du matériau.
- le coefficient de Poisson, sans dimension, permet de caractériser la contraction de la matière perpendiculairement à la direction de l'effort appliqué

Ces valeurs déterminent les propriétés élastiques des matériaux et influencent leurs propriétés mécaniques.

Le module de Young et le coefficient de Poisson sont déterminés par des mesures ultrasonores. En effet, sur un échantillon d'épaisseur connue, la vitesse de propagation d'une onde polarisée est reliée aux constantes élastiques du matériau. En mesurant la durée qui sépare les « pulses » d'émission et de réception, on obtient la vitesse de propagation, le module d'élasticité et le coefficient de Poisson.

3.1.1 Module d'élasticité et densité

La densité et le module d'élasticité des matériaux sont deux paramètres primordiaux.

Il est désormais admis qu'il existe une ostéointégration d'origine mécanique encore mal connue.

Les propriétés mécaniques de l'implant sont primordiales dans le phénomène de transmission des contraintes à l'interface os/implant. Elles conditionnent le remaniement osseux en réponse au chargement mécanique.

En effet, la présence d'un implant dans l'os conduit à une distribution des contraintes mécaniques appelée déviation des contraintes. L'amplitude de cette dernière est proportionnelle à la différence de module d'élasticité existant entre le tissu osseux et l'implant. Si cette amplitude est trop importante, le phénomène de résorption osseuse est activé et le risque d'échec implantaire augmente.

C'est pourquoi l'utilisation d'un biomatériau de densité et de module d'élasticité proche de l'os doit être préféré.

Le titane TA6V et la zircone présentent des densités et des modules d'élasticité beaucoup plus élevés que ceux de l'os cortical.

Module de Young (GPa)

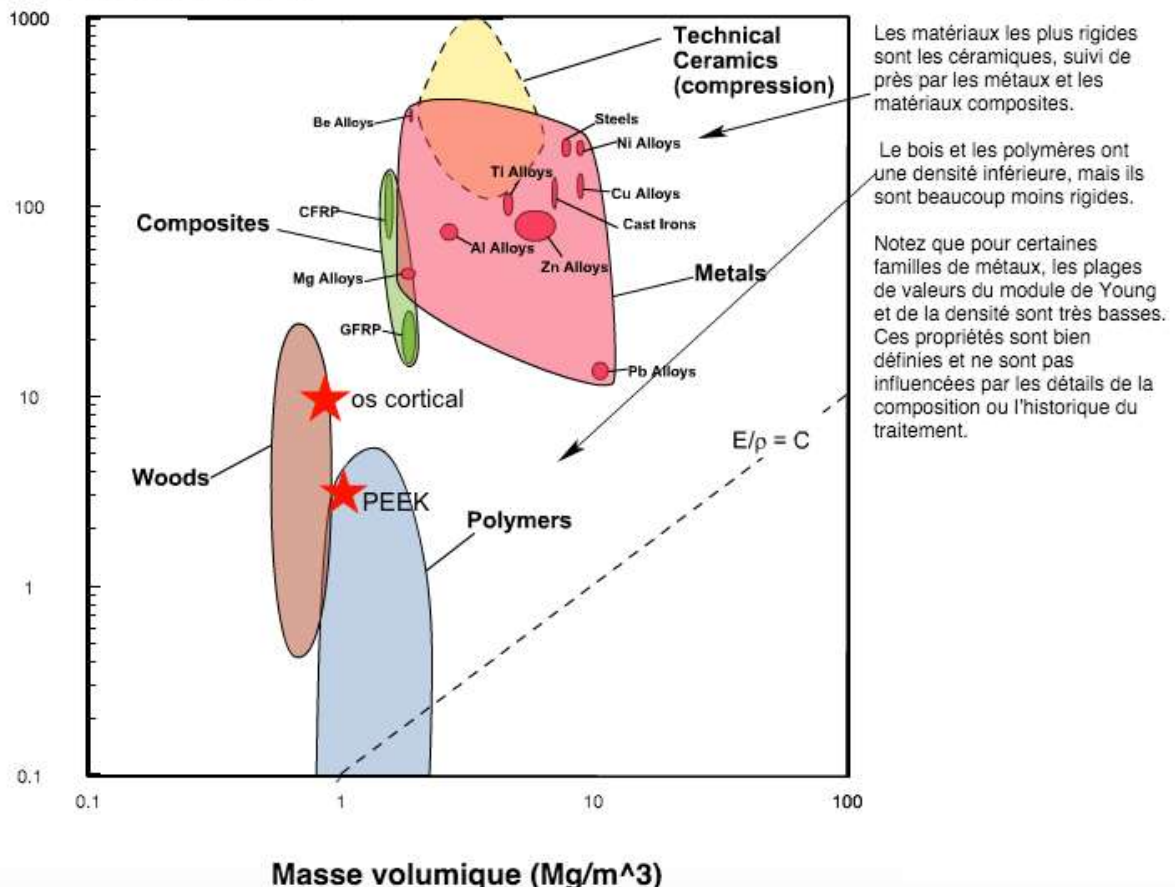


Figure 39 : le graphique classe les matériaux en fonction de leur densité et de leur module de Young. On observe une grande différence de module d'élasticité entre les alliages de titane et les céramiques d'une part et le PEEK et l'os cortical d'autre part (d'après <http://aluminium.matter.org.uk>, 2015)

De telles disparités entre le biomatériau et l'os génèrent un stress à l'interface os/implant du fait de la différence de déformation entre les deux structures.

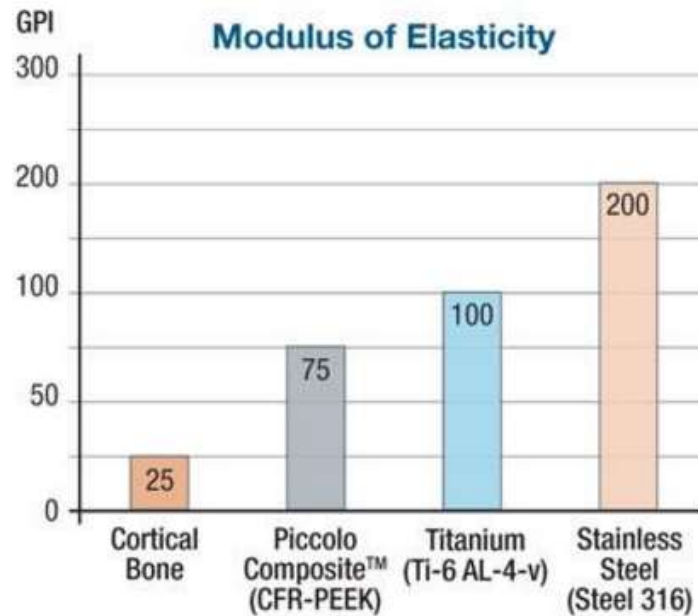


Figure 40: graphique classant l'os cortical, le PEEK, les alliages de titane et l'acier en fonction de leurs modules de Young. On peut constater que même renforcé en fibres de carbone, le PEEK présente une valeur de module d'élasticité bien plus proche de celle de l'os que les alliages de titane (Donna Dawson, 2010)

Contrairement aux deux matériaux précédant, le PEEK est isoélastique à l'os. Il présente des valeurs très similaires au tissu osseux en terme de densité et de module d'élasticité. De ce fait l'implant suit les mouvements internes de l'os. Il n'existe pas de déviation des contraintes lorsque l'implant est en PEEK, la contrainte se répartit de façon homogène à l'interface os/implant.

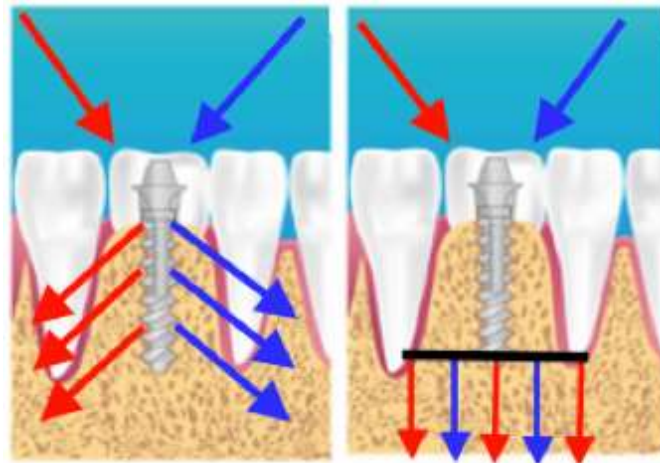


Figure 41 : schéma représentant la distribution des contraintes à l'interface os/implant. A gauche, avec un implant en alliage de titane on peut observer un phénomène de déviation des contraintes. A droite, avec un implant en PEEK, les contraintes sont harmonieusement réparties à l'interface (Meningaud JP et al, 2012)

Un problème se pose cependant. Le fait d'avoir un module d'élasticité trop bas, comme dans le cas du PEEK pur, entraîne une déformation trop importante de la pièce implantaire lors de la mise en charge. Cette déformation accentue le stress à l'interface os/implant. (Sarot JR et al, 2010)

Il est donc nécessaire d'augmenter légèrement le module d'élasticité du biomatériau en le renforçant. C'est ce que les laboratoires InVibio ont fait en mettant au point Endolign®, un PEEK renforcé en fibres de carbone. L'orientation parallèle des fibres permet de minimiser la déformation de la pièce implantaire et donc de diminuer le stress à l'interface lors de la mise en charge (Schwitalla AD et al, 2013)

L'ostéointégration conditionne la réussite du plan de traitement implantaire. En évitant la déviation des contraintes, on favorise l'ostéointégration et on assure le succès du plan de traitement.

Le PEEK s'avère être le plus indiqué en terme de module d'élasticité et de densité

3.1.2 Coefficient de Poisson

Lorsqu'un objet est soumis à une force de traction, on observe un rétrécissement de sa section. Le coefficient de Poisson ν est le rapport entre le rétrécissement dans une direction perpendiculaire à l'effort subi et l'allongement dans la direction de l'effort

Le coefficient de poisson est une constante élastique comprise entre -1 et 0,5. Un corps est considéré comme incompressible s'il a un coefficient de Poisson de 0,5. La plus part des matériaux ont des valeurs avoisinant 0,3.

Des trois matériaux, le PEEK est celui qui se rapproche le plus de l'os cortical puisqu'ils ont tout les deux un coefficient de Poisson de 0,3. La zircone présente la valeur la plus élevée, c'est donc le matériau le moins compressible des trois et le plus éloigné du tissu osseux. Le titane TA6V possède une valeur inférieure à celle de la zircone mais supérieure à l'os et au PEEK.

Les implants dentaires en PEEK présentent le degré d'ostéointégration mécanique le plus important.

Ce qu'il faut retenir :

Le PEEK est isoélastique au tissu osseux. Il présente des valeurs similaires à celles de l'os en terme de densité, de module de Young et de coefficient de Poisson. Les contraintes sont donc harmonieusement réparties à l'interface os/implant.

Le titane TA6V et la zircone présentent quant à eux des valeurs élastiques nettement plus élevées. Ils entraînent donc un phénomène de déviation des contraintes, néfaste à l'ostéointégration mécanique de l'implant.

3.2 Plasticité ou ductilité

Dépassé un certain seuil, le comportement du matériau n'est plus réversible. En effet, l'éprouvette subit une déformation permanente. On parle alors de plasticité et de déformation plastique.

La limite d'élasticité est atteinte à partir du moment où le comportement n'est plus élastique. Cette limite est complexe à observer, elle est définie comme $R_p 0,2\%$ où une déformation plastique de 0,2% est observable.

Deux types de comportements sont alors observables :

- soit le matériau ne tolère aucune déformation plastique et dans ce cas la rupture se produit dès que la limite d'élasticité est atteinte. Ces matériaux sont dits « fragiles ».

- soit le matériau se déforme de manière irréversible, c'est le cas des matériaux ductiles. La ductilité est la capacité d'un matériau plastique à subir une grande déformation avant de rompre. Une fois la déformation plastique dépassée, on observe une augmentation de la contrainte qui définit le nouveau seuil d'écoulement plastique, c'est l'écrouissage.

La résistance mécanique est caractérisée par la valeur maximale de contrainte atteinte. L'allongement plastique à la rupture caractérise la capacité du matériau à se déformer.

La ductilité est donnée par l'allongement à la rupture noté A_r et exprimé en pourcentages.

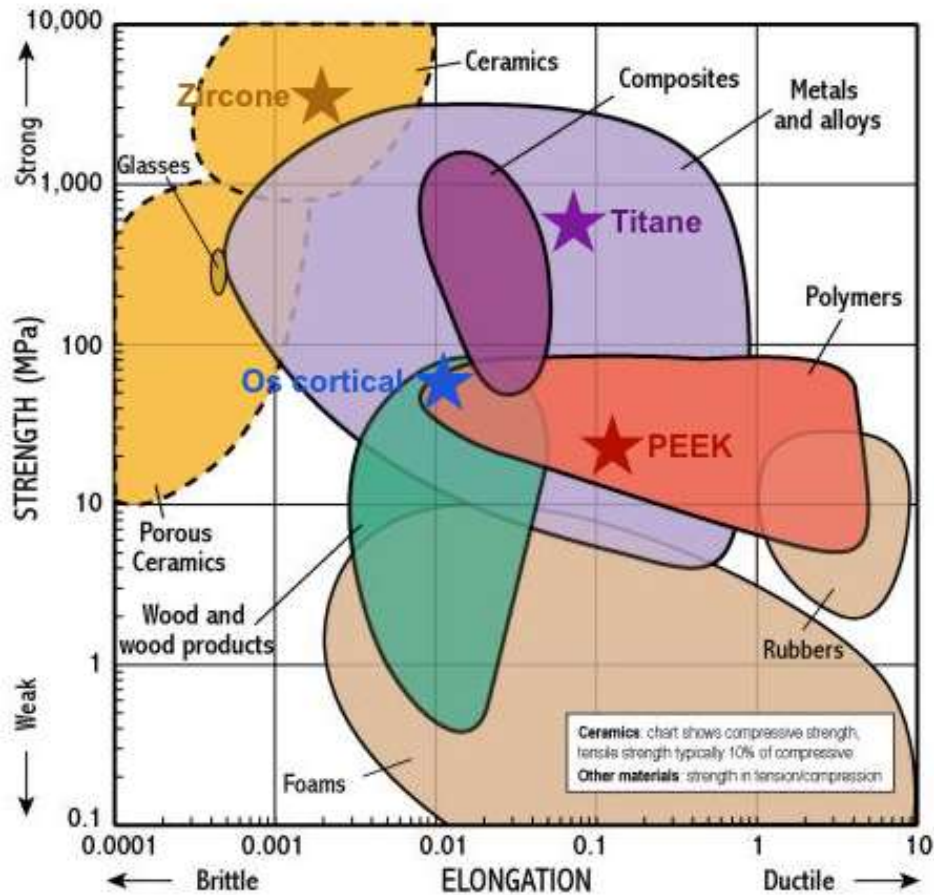


Figure 42 : graphique classant les matériaux selon leurs valeurs de rupture à l'allongement. On peut noter que la zirconium est très fragile alors que le titane et le PEEK sont ductiles. (<http://www.cerameurop.com/article280.html>, 2012)

Ce qu'il faut retenir :

Il est admis que si les alliages de titane sont ductiles, la zirconium est pour sa part extrêmement fragile. D'un autre côté, le PEEK est jugé déformable.

3.3 Résistance à la flexion

La résistance à la flexion est définie comme le maximum de stress subi par l'échantillon lors de l'essai de flexion.

En conditions idéales, la structure implantaire s'incline un minimum en respectant l'axe de la force qui lui est appliquée et aucun phénomène de déviation des contraintes n'est observé.

La zircone présente une résistance à la flexion très élevée, elle entraîne donc une déviation des contraintes au parodonte. Une ostéolyse est alors susceptible de se déclencher en périphérie de l'implant

Plus la résistance aux forces de flexion est élevée, plus le risque de résorption osseuse croît et plus le risque de perdre l'implant est élevé

L'alliage de titane présente une résistance à la flexion nettement inférieure à celle de la zircone mais très largement supérieure à celle de l'os. Ce matériau entraîne donc malgré tout un phénomène de déviation des contraintes, mais moins important que pour la zircone.

Le PEEK est le matériau le plus proche de l'os. Il présente une excellente résistance à la flexion sur une large plage de températures. À partir de 200°C, sa résistance chute, mais cette situation n'est pas retrouvée dans le corps humain

Ce qu'il faut retenir :

Le titane TA6V et la zircone présentent des valeurs de résistance à la flexion en excès, ils entraînent une déviation des contraintes au péri implant.

Le PEEK est le matériau le plus proche du tissu osseux en terme de résistance à la flexion. Il est le plus adapté des trois.

3.4 Résistance à la compression

La résistance à la compression est définie comme étant la contrainte maximale avant rupture du biomatériau.

Idéalement, un matériau dévolu à l'implantologie doit avoir une haute résistance à la compression afin de prévenir les éventuelles fractures, mais aussi afin d'améliorer la stabilité fonctionnelle de la pièce implantaire. La résistance à la compression ne doit

cependant pas être trop importante car elle risquerait d'entraîner un phénomène de déviation des contraintes au péri implant.

Le PEEK présente des valeurs inférieures au tissu osseux en terme de résistance à la compression. Il est donc trop peu résistant pour être considéré comme un matériau de choix. En le renforçant en fibres de carbone, on parvient à obtenir des valeurs de résistance à la compression propices à son application en implantologie.

La zircone, l'inverse, possède une résistance à la compression très largement supérieure à celle du tissu osseux. La déviation des contraintes est donc maximale avec ce matériau.

L'alliage de titane présente, certes, une résistance à la compression supérieure à celle de l'os, mais nettement inférieure à celle de la zircone, il est donc le meilleur compromis des trois biomatériaux.

Ce qu'il faut retenir :

Par rapport au tissu osseux :

- Le PEEK pur présente une résistance à la compression trop faible. Pour être utilisé en implantologie, il serait nécessaire de le renforcer avec des fibres de carbone.
- La zircone possède une résistance à la compression très nettement supérieure. Elle n'est donc pas la plus appropriée
- Le titane TA6V reste le meilleur compromis des trois biomatériaux.

3.5 Résistance à la fatigue

La fatigue est un processus qui modifie les propriétés mécaniques d'un matériau sous l'action de contraintes ou déformations variables dans le temps. La modification des propriétés du matériau peut entraîner la formation de fissures et éventuellement la rupture. La résistance à la fatigue se mesure en nombre de cycles que le matériau peut supporter avant de rompre.

Lors du test de fatigue, un échantillon élastique est soumis à un stress jusqu'à une limite prédéfinie puis la tension exercée est arrêtée. Ce cycle est répété un certain nombre de fois à une fréquence donnée.

Après un certain nombre de cycles, les échantillons ont soit cassé, soit subi une déformation plastique.

Les implants en alliage de titane, sont très résistants, ils rompent après 10 000 000 cycles. Bien avant leur rupture, un phénomène de déviation des contraintes s'instaure à l'interface os/implant et ce phénomène est l'origine d'une ostéolyse périphérique, pouvant potentiellement entraîner la perte de l'implant.

La zircone est un matériau fragile, sa rupture a lieu au bout de 107 cycles. Sa sensibilité est relative à ses défauts de surface. Contrôler la qualité des pièces implantaires lors des procédés de fabrication est une nécessité pour améliorer les résultats cliniques. Toutes les zones susceptibles d'entraîner des concentrations de contrainte doivent être évitées ou réduites.

Le PEEK présente une excellente résistance à la fatigue, il ne rompt qu'au bout de 1 000 000 cycles.

Ce qu'il faut retenir :

Le titane TA6V présente la meilleure résistance à la fatigue mais le phénomène de déviation des contraintes qu'il entraîne ne fait pas de lui le matériau le plus adapté.

La zircone est la plus fragile, elle casse au bout de 107 cycles.

Le PEEK possède la résistance à la fatigue la plus appropriée. Elle est certes inférieure à celle du titane mais le PEEK assure une répartition harmonieuse des contraintes au péri implant.

3.6 Rupture et sensibilité à une entaille

La ténacité est la capacité d'un matériau résister à la propagation d'une fissure. Elle est la propriété contraire de la fragilité. Elle dépend de la présence de défauts dans le matériau, entraînant le phénomène de rupture par fissuration.

En effet, la présence d'une entaille ou d'une fissure est susceptible d'entraîner une rupture prématurée du matériau. Une fissure est définie comme une singularité géométrique où la contrainte est théoriquement infinie. Le critère de contrainte seuil n'est plus applicable dans ce cas présent puisque la moindre sollicitation est capable d'entraîner une rupture.

La ténacité et le taux de restitution d'énergie critique sont deux notions permettant de décrire la résistance à la propagation d'une fissure. La ténacité est le seuil à partir duquel la fissure se propage, exprimée en MPa, elle est propre au matériau et diffère de la résistance mécanique.

L'essai de Charpy est le système le plus simple et le plus courant pour évaluer la ténacité des matériaux. On utilise des éprouvettes pré-fissurées sur lesquelles on applique un système de forces appropriées, soumettant la fissure à un mode d'ouverture. Puis on mesure l'énergie élastique libérée par la progression de la fissure.

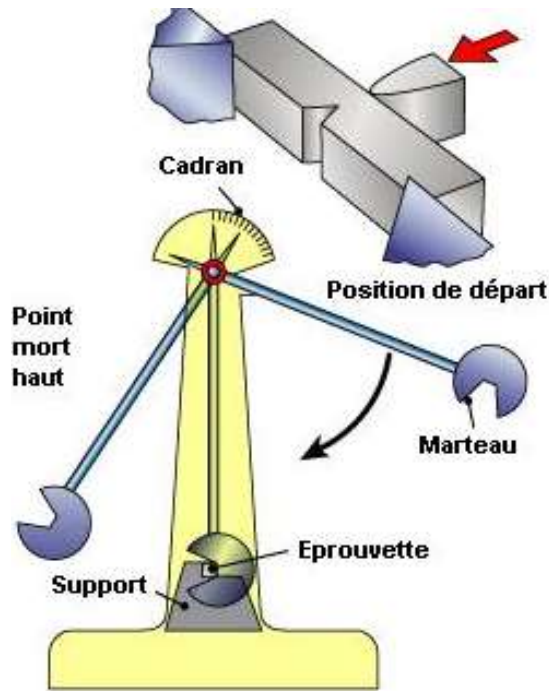


Figure 43 : schéma d'un mouton pendule utilisé pour le test de Charpy. (<http://www.rocdacier.com>, 2010)

Initialement le pendule est placé à une hauteur paramétrée de manière à délivrer 294 Joules. Puis il est libéré, provoquant un choc grâce son poids. L'éprouvette encaisse le choc mais se brise. Le pendule quant lui, continue sa course jusqu' une certaine hauteur qui sera mesurée sur le cadran et qui donnera l'énergie absorbée par l'éprouvette.

L'énergie absorbée par l'éprouvette, notée W en Joules, est obtenue par la formule :

$$W = P (h_0 - h_1)$$

Avec P : le poids du pendule en Newton

h_0 : sa hauteur de départ en mètres

h_1 : sa hauteur finale en mètres

et cette énergie nous permet alors d'obtenir la ténacité du matériau, notée K en J/cm^2 par la formule :

$$K = W/S$$

Avec W : l'énergie absorbée en Joules

et S : la surface de rupture de l'éprouvette en cm^2

3.6.1 Titane TA6V

L'alliage TA6V présente la plus forte ténacité des trois matériaux, elle varie entre 50 et 80 MPa. Elle est étroitement liée à la microstructure du matériau et notamment à la forme et à la taille de la phase α .

Si l'alliage présente une structure équiaxe, la taille des grains de la phase α augmente. On observe dans ce cas que la ténacité diminue à 35 MPa/m² en raison d'une part de la baisse de la résistance et de la ductilité mais aussi du fait que la propagation de la fissure est moins perturbée.

Si l'alliage a une structure lamellaire, autrement dit que la taille des lamelles de la phase α augmente, alors la ténacité augmente jusqu'à atteindre 80 MPa/m². En effet, les échantillons observés présentent des chemins de propagation des fissures plus tortueux.

Après soudure, l'alliage voit sa ténacité diminuer. (Robert Y, 2007)

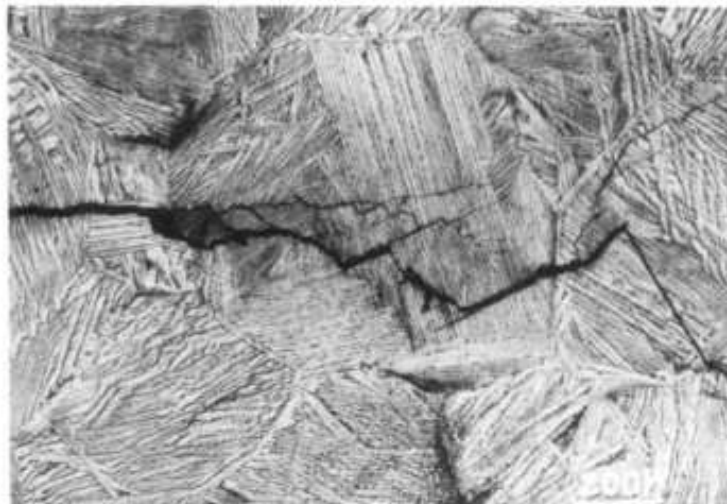


Figure 44 : micrographie prise sur un alliage de titane TA6V montrant la ramification d'une fissure principale en fissures secondaires (Hadj Sassi B et Lehr P, 1977)

3.6.2 Zircone

La zircone est la céramique la moins sensible au vieillissement. Sa ténacité est comprise entre 8 et 10 MPa/mm², alors que celle de l'alumine ne dépasse pas les 3 MPa/mm².

La ténacité est une caractéristique importante de la phase quadratique métastable.

Cependant, même stabilisée, la phase quadratique peut se transformer en phase monocyclique sous l'action d'une contrainte et ce phénomène peut également se manifester sans qu'aucune contrainte ne soit appliquée au matériau, mais en présence d'eau et de chaleur. On appelle ce phénomène vieillissement hydrothermal.

Ce vieillissement pose problème car il entraîne une fragilisation du matériau et une altération de ses propriétés mécaniques telles que le module de Young, la ténacité ou encore sa dureté. Initié en surface, ce phénomène ne s'étend en profondeur. Des études ont montré que ce phénomène n'était observé qu'à des températures dépassant 150°C.

(Kobayashi K et al, 1981)

3.6.3 PEEK

Le PEEK présente une ténacité comprise entre 2 et 8 MPa/m². Elle est étroitement liée à certains paramètres intrinsèques du matériau :

- si le poids moléculaire augmente, la ténacité augmente
- si le pourcentage de cristallinité augmente, la ténacité diminue
- si la taille des sphérolites augmente, la ténacité diminue
- si la température augmente entre -50 et 150 °C, la ténacité augmente

Dans le PEEK, le mécanisme de fracture est particulier. Chu et Schultz ont démontré que le mécanisme se propageait strictement dans la phase amorphe, entre les sphérolites. La fracture prend alors une forme de « petits capuchons » de tailles similaires aux sphérolites.

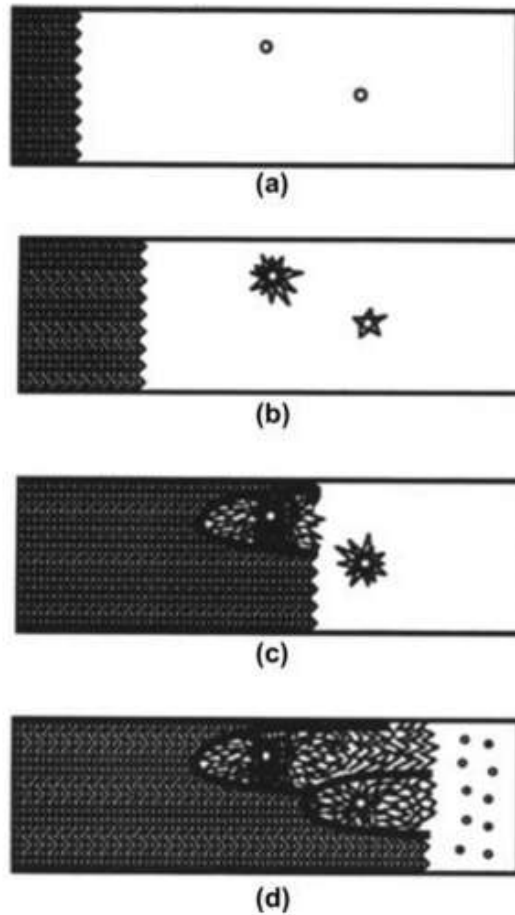


Figure 45 : représentation schématique du mécanisme de fracture du PEEK. On peut observer l'initiation de la fissure principale dans l'échantillon porteur de micro-défauts (a) ; puis la fissure principale de propagation et des fissures secondaires se forment (b) ; les structures en capuchons se forment au sein de l'échantillon (c) et (d) (Kurtz SM, 2011)

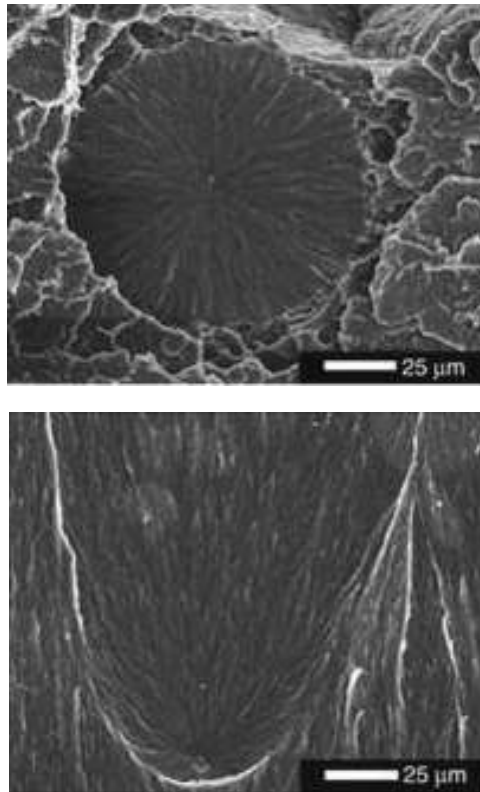


Figure 46 : photographies d'analyse au microscope électronique du mécanisme de fracture d'échantillons en PEEK. On peut observer les structures en « capuchon » qui se propagent au sein de la phase amorphe. Les sphérolites restent intactes. (Kurtz SM, 2011)

La ténacité du PEEK répond aux critères attendus en condition de chargement monotone, cyclique et en présence de concentration de contrainte comme lors de leur application en implantologie dentaire. (Kurtz SM, 2011)

Ce qu'il faut retenir :

Le titane TA6V et la zircone présentent des ténacités largement supérieures à celle du tissu osseux tandis que le PEEK s'en rapproche le plus

Des propriétés en excès conduisent à une souffrance des tissus péri-implantaires par déviation des contraintes appliquées à l'implant. Il est primordial d'avoir des propriétés mimant celles du tissu osseux.

3.7 Dureté

La dureté d'un matériau est sa résistance à la pénétration. Elle peut être évaluée par la méthode dite de Vickers selon laquelle on utilise une pyramide de diamant à base carrée sur laquelle on applique une pression déterminée. L'empreinte laissée par la pyramide a la forme d'un carré dont on mesure les diagonales d_1 et d_2 à l'aide d'un appareil optique.

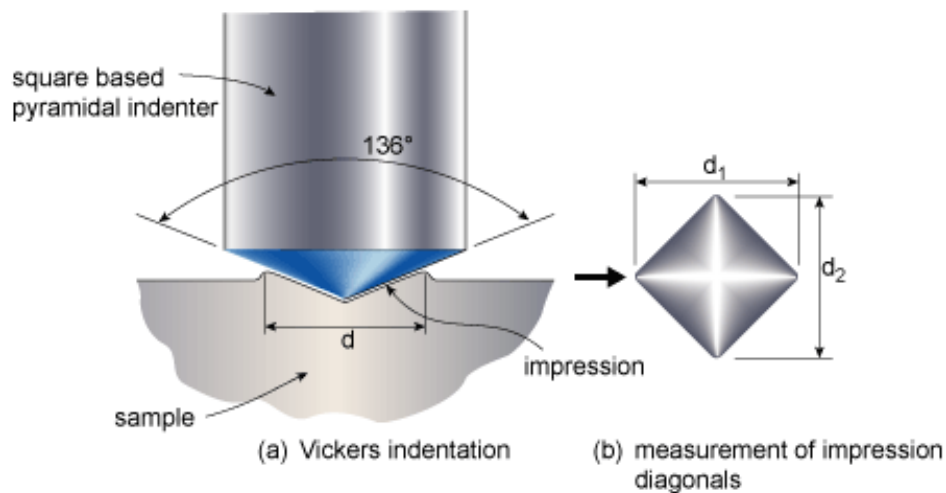


Figure 47 : schéma du processus de Vickers. (<http://www.twi-global.com>, 2016)

En faisant la moyenne des diagonales, on obtient d , utilisée pour le calcul de la dureté avec la formule :

$$HV = 0,189 \cdot F/d^2$$

Avec : - HV : la dureté Vickers, en HV (Hardness Vickers)

- F : la force moyenne appliquée en Newton

- d : la moyenne des diagonales de l'empreinte en mm

Puis le degré de dureté est mesuré sur un abaque.

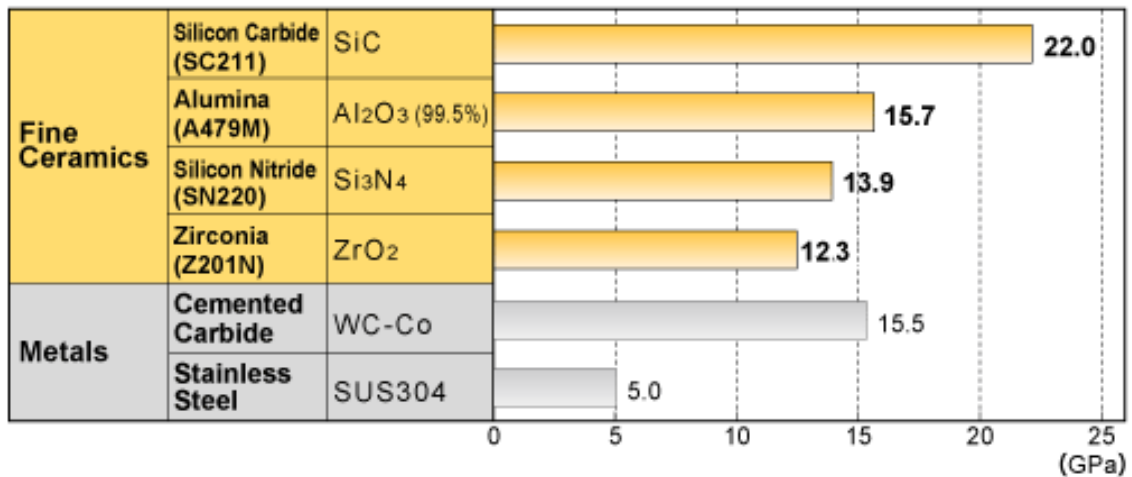


Figure 48 : tableau classant différents matériaux en fonction de leur dureté Vickers. On note que la zircone est nettement plus dure que l'acier inoxydable (<http://global.kyocera.com>, 2016)

Le tissu osseux présente une dureté de 120 HV soit 1,2 GPa. Idéalement le matériau utilisé pour la conception des implants doit se rapprocher le plus possible de cette valeur.

La zircone est qualifiée d'extrêmement dure Elle présente une dureté de 1200 HV soit 12 GPa, ce qui complique considérablement son usinage. Les processus de mise en forme de la zircone peuvent entrainer la formation de microfissures internes altérant considérablement la dureté du biomatériau.

Cette valeur est nettement supérieure à celle de l'os D'un point de vue de la dureté, la zircone n'est donc pas le matériau le plus adapté

Le titane TA6V de son coté, est plus tendre que la zircone, il présente une dureté plus faible, évaluée à 290 HV soit 3 GPa. La dureté est caractéristique du niveau de pureté du titane TA6V. Elle dépend de la teneur en oxygène, azote et carbone. Ces impuretés durcissent le matériau, augmentent sa limite élastique ainsi que sa résistance à la traction et diminuent sa ductilité.

Enfin, le PEEK a une dureté de 120 HV soit 1,2 GPa, similaire à celle du tissu osseux ' est donc le matériau le plus adapté en terme de dureté De ce fait, c'est également le matériau qui présente le plus fort taux d'usure

Ce qu'il faut retenir :

En terme de dureté, le matériau idéal devrait avoir une dureté semblable à celle du tissu osseux. Le PEEK est celui qui s'en rapproche le plus.

3.8 Solubilité en milieux aqueux

3.8.1 Titane TA6V

Le titane réagit avec l'eau uniquement quand sa couche d'oxyde de surface est altérée. Il est admis que le dioxyde de titane est insoluble dans l'eau, l'acide chlorhydrique, l'acide sulfurique dilué et les solvants organiques. Il se dissout lentement dans l'acide fluorhydrique et dans l'acide sulfurique concentré et chauffé. Le dioxyde de titane est quasiment insoluble en milieux aqueux alcalins. (source : Kuznesof PM)

3.8.2 Zircone

Conformément à la norme ISO 6872, la zircone présente une solubilité en milieu acide inférieure à $20\mu\text{m}/\text{cm}^2$. Elle est très résistante à la dissolution en milieu aqueux dans la plus part des solvants classiques.

3.8.3 PEEK

Le PEEK est très résistant au phénomène de dissolution dans la plus part des solvants communs. On recense très peu de solvants pour ce biomatériau dans la littérature. Le di-aryle sulfone, le diphenyle sulfone et le benzo phénone en sont trois. Pour avoir un impact, des températures élevées sont nécessaires. (Beck HN, 1992)

Ce qu'il faut retenir :

Dans le corps humain le titane, la zircone et le PEEK ne sont pas soumis au phénomène de dissolution.

3.9 Conductivité thermique

Une conduction de chaleur trop élevée peut avoir des effets néfastes sur les tissus péri-implantaires. Un matériau avec la plus faible conductivité doit être recherché.

Le titane TA6V présente la plus forte conductivité thermique des trois matériaux, elle est de $22 \text{ W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$ à 25°C .

La zircone est réfractaire, elle présente une faible conductivité thermique. Elle est donc très bien tolérée par les tissus péri-implantaires. Sa conductivité thermique est de $1,9 \text{ W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$ à 25°C .

Des trois matériaux, le PEEK est celui qui présente la conductivité thermique la plus basse, elle est de $0,25 \text{ W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$ à 25°C .

Ce qu'il faut retenir :

Des trois biomatériaux, le PEEK présente la conductivité thermique la plus basse, il est donc mieux toléré par le péri-implant.

3.10 Comportement radiologique

De nos jours, l'IRM est un important outil d'exploration de la région tête et cou cependant un certain nombre d'alliages sont l'origine d'artefacts caractérisés par des hypersignaux ou encore des distorsions.

3.10.1 Titane

L'alliage de titane est non ferromagnétique. En imagerie médicale, il est admis que le titane TA6V entraîne des artefacts sous forme de zones arrondies vides de signal, en hyposignal, avec des zones d'hypersignaux situés aux pôles supérieurs et inférieurs. Ils n'entraînent cependant pas de distorsion des images.

L'alliage de titane ne complique donc pas de façon majeure l'interprétation des images.

Il est tout de même important de souligner que les implants en titane TA6V recouverts d'hydroxyapatite provoquent plus d'artefacts que ceux en titane pur.

3.10.2 Zircone

La zircone est radio opaque cependant, elle ne crée pas d'artefact lors d'IRM ou scanner. En effet son inertie en imagerie médicale est un point fort pour ce matériau. Elle est facilement visualisable sur les clichés et n'altère pas l'interprétation des images.

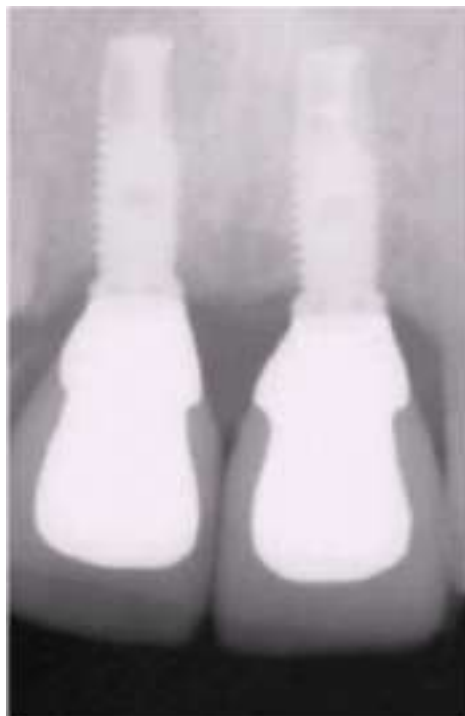


Figure 49 : radiographie rétro alvéolaire d'implants en titane TA6V et de chapes en zircone. On peut apprécier la différence de radio opacité entre les deux biomatériaux. (Margossian et Laborde, 2008)

3.10.3 PEEK

Comme dit précédemment, le PEEK est radio transparent et n'entraîne pas d'artefacts à l'IRM ou au scanner. Sa radio transparence nécessite un apprentissage des images radio obtenues. Afin de faciliter la visualisation des implants en

radiologie, les fabricants ont mis au point des implants en PEEK comportant de la gutta percha.



Figure 50 : radiographie rétro alvéolaire d'un implant en PEEK comportant un cône de gutta percha. Ce système facilite la visualisation de l'implant et de son axe (Marya K et al, 2011)

Ce qu'il faut retenir :

Des trois matériaux, la zircone a le meilleur comportement radiologique. Elle est radio opaque et ne crée pas d'artefact

Puis l'alliage de titane vient en seconde position. Il est radio opaque mais entraîne de légers artefacts sans distorsion des images.

Enfin, le PEEK est radio transparent, ce qui complique la lecture des clichés radiographiques.

4. Comparaison des propriétés esthétiques

Les cas esthétiques représentent un réel défi en présence d'un biotype gingival fin

De plus, en zone esthétique la plus part des patients attendent un résultat esthétique sans compromis. Ils sont d'ailleurs de plus en plus demandeurs de restauration sans métal.

4.1 Titane TA6V

En zone antérieure le titane pose quelques problèmes. Sa couleur naturelle grise entraîne un effet d'ombre sous la gencive et atténue la transmission de la lumière.



Figure 51 : radiographie rétro alvéolaire d'un implant en titane en position 12. (<http://www.osseonews.com/>, 2013)



Figure 52 : photographie intra buccale d'un implant en titane en position 12, on peut noter la présence d'une ombre sous la gencive ainsi qu'une récession au collet. (<http://www.osseonews.com/>, 2013)

En effet, le titane est un matériau à éviter en présence d'un biotype gingival fin, de récessions gingivales ou encore d'une ligne du sourire haute

4.2 Zircone

De son côté, la zircone est de couleur ivoire, cela facilite la gestion du biotype gingival fin. On n'observe pas d'ombre sous la gencive

Outre sa teinte, la zircone permet une meilleure prise en charge des tissus mous, fondamentaux pour la réussite esthétique finale. En effet, l'étude menée par Gahlert et al en 2007 a permis d'évaluer la quantité de tissus mous et de tissus durs autour d'implants en titane et en zircone. L'étude a démontré que les tissus mous présentaient une bien meilleure adhérence aux implants en zircone qu'aux implants en titane. Il a également été observé une plus faible profondeur de sulcus pour la zircone, 0,8 mm contre 1,4 mm pour le titane, ce qui témoigne du maintien de l'esthétique long terme car le matériau prévient les risques de récession au collet.

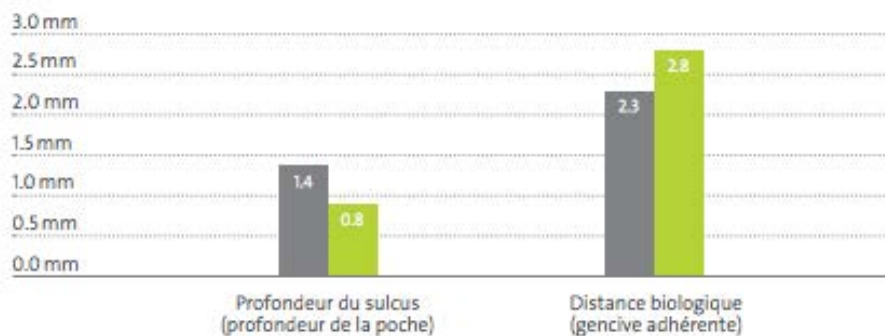


Figure 53 : diagramme représentant la quantité de gencive attachée et la profondeur de sulcus observées sur des implants en titane en gris et en zircone en vert. (Gahlert et al, 2007)

La zircone est donc plus indiquée que le titane en zone antérieure. Elle permet d'assurer une esthétique immédiate et long terme



Figure 54 : cas d'un implant zircone placé en position 21. On peut noter la parfaite gestion des tissus mous et l'esthétisme de la restauration finale. (Kohal RJ and Klaus G, 2004)

4.3 PEEK

De couleur ivoire, tout comme la zircone, le PEEK est invisible sous la gencive. Il est donc indiqué en cas de biotype gingival fin ou de ligne du sourire haute. Exempt de tout métal, il n'entraîne pas de noircissement du parodonte.



Figure 55 : implant crestal PEEK PERSO-C des laboratoires SISOMM (<http://sisomm.com>, 2016)

Lors du protocole de mise en place, l'implant monobloc est adaptable en parallélité, en hauteur occlusale et en volume pour un rendu esthétique optimal.

Sa flexibilité similaire à celle du tissu osseux ne génère pas de stress à l'interface os/implant, ce qui accélère la cicatrisation en stimulant l'ostéoconduction. Les implants en PEEK peuvent ainsi répondre aux cas de mise en charge immédiate avec contention rigide. Les structures osseuses anciennes et en néo-formation sont particulièrement sensibles aux micro-mouvements. Il faut donc impérativement équilibrer l'occlusion jusqu'à leur minéralisation (<http://sisomm.com>, 2016)

Ce qu'il faut retenir :

Esthétiquement, le PEEK semble être le matériau de choix pour la zone antérieure de part sa couleur et son adaptabilité.

Ce qu'il faut retenir :

L'alliage de titane T 6V est le leader actuel en implantologie dentaire. Cependant des controverses se dressent en regard de ses propriétés biologiques. De plus, ses propriétés mécaniques en « excès » par rapport au tissu osseux contribueraient à la perte d'implants. Jugé inesthétique en zone antérieure, il ne fait plus l'unanimité

Si la zircone présente d'excellentes propriétés biologiques et esthétiques, elle est cependant la plus fragile d'un point de vue mécanique. En effet, on recense un certain nombre de fractures de pièces implantaire dans la littérature.

Le PEEK, de son côté, nécessite des modifications afin de potentialiser ses propriétés biologiques comme sa capacité d'ostéo-intégration. Cependant, il est très prometteur d'un point de vue mécanique. Sa capacité à mimer les propriétés mécaniques de l'os en fait un matériau de choix pour le domaine de l'implantologie. Très esthétique, il est indiqué en zones antérieures.

Actuellement, nous ne disposons pas d'un recul clinique suffisant pour déterminer de la fiabilité ou non du PEEK en implantologie dentaire. De plus, si son application en chirurgie orthopédique a entraîné une pléthore d'articles et d'ouvrages, la recherche de références dans le domaine dentaire s'est montrée complexe. Aucune étude rétrospective fiable n'a pu être trouvée et exploitée pour ce travail. Le PEEK présente donc les attributs d'un matériau prometteur en implantologie dentaire mais doit encore démontrer ses capacités d'un point de vue clinique. Cela ne veut pas dire qu'il doit être écarté, bien au contraire, ce jeune matériau a un avenir certain dans notre pratique mais il a encore toutes ses preuves à faire.

Chapitre 3 : Protocole et cas cliniques

1. Protocole

1.1 Examen pré-opératoire

Une anamnèse exhaustive du patient est la clef de voute du plan de traitement implantaire. Des radiographies cliniques et orales seront également réalisées. Il est primordial de bien évaluer le biotype gingival, la morphologie des mâchoires ainsi que les antécédents dentaires et prothétiques du patient afin de dépister tout dysfonctionnement oral.

L'analyse radiographique et l'examen clinique doivent permettre d'évaluer la faisabilité du plan de traitement implantaire. Si le patient s'av re être un bon candidat, la zone de traitement et la mâchoire antagoniste devront subir un examen clinique plus approfondi afin de desceller toute pathologie de l'appareil manducateur.

Si l'examen objective une anomalie, elle devra être traitée avant la pose de l'implant.

1.2 Planification du plan de traitement

La planification dépend des résultats prothétiques finaux attendus. Pour les atteindre, la planification du plan de traitement doit détailler toutes les étapes du protocole, les délais de cicatrisation, des restaurations provisoires et définitives.

Le fait de monter les modèles sur articulateur peut donner un certain nombre d'informations sur les interactions inter arcades. Un wax-up diagnostique remplaçant les dents manquantes fournit des indices important pour la planification des étapes.

1.3 Protocole opératoire

Les implants en PEEK sont mis en place selon un protocole spécifique appelé MIMI-flapless et la méthode d'implantation minimalement invasive a été élaborée par un praticien allemand, le Docteur Nedjat.

En fonction du type d'os et de sa densité, deux protocoles sont à observer.

1.3.1 Pour les types d'os 1 / 2 de la classification de Lekholm et Zarb

En présence d'un os cortical dense (D1) ou d'une corticale épaisse autour de noyaux d'os trabéculaire dense (D2), il convient de suivre le protocole qui suit

Cas de la mise en place de 12 implants monoblocs, 6 maxillaires et 6 mandibulaires chez un patient édenté total.



Figure 56 : radiographie panoramique dentaire pré-opératoire du patient. (<http://www.fr.championsimplants.com>, 2015)

Première étape :

Après une désinfection des muqueuses et une anesthésie efficace, on prépare le site opératoire. Un désencombrement muqueux est réalisé à l'aide d'une poinçonneuse de 5,5mm de diamètre afin d'exposer le tissu osseux.



Figure 57 et 58 : photographies intra-buccales de l'étape de désencombrement muqueux.

(<http://www.fr.championsimplants.com>, 2015)

Deuxième étape :

On prépare alors le lit de l'implant avec un foret pyramidal de 2,3mm de diamètre à une vitesse réduite de 250 rpm maximum.



Après chaque forage, il est primordial de s'assurer de l'intégrité de la cavité osseuse à l'aide d'une sonde



Troisième étape :

On effectue un second forage toujours vitesse réduite à l'aide d'un foret de 2,5mm de diamètre.

Puis un troisième, toujours à la même vitesse, avec un foret de 2,8mm de diamètre à la longueur complète de travail.



Figures 59, 60 et 61 : photographies intra buccales des étapes de forages à vitesse réduite.

(<http://www.fr.championsimplants.com>, 2015)

Quatrième étape :

Un élargissement du site crestal va être réalisé. Mais en premier lieu, il convient d'adapter la butée d'arrêt la longueur désirée.



Figures 62, 63 et 64 : photographies intra buccales de l'élargissement crestal (<http://www.fr.championsimplants.com>, 2015)

Cinquième étape :

Après contrôle à la sonde de l'intégrité de la cavité osseuse, on mesure la profondeur du lit de l'implant à l'aide du premier foret utilisé.



On reporte alors la longueur sur l'implant

La plupart des implants en PEEK sont commercialisés en un modèle standard, de longueur et diamètre uniques. Ils sont cependant adaptables.

Les implants WIN-PEEK présentent un diamètre de 3,5mm et une longueur de 26mm.

Il suffit de les raccourcir à la longueur souhaitée au scalpel stérile juste avant leur mise en place.

Le fabricant fournit tout de même une longueur minimum à respecter.

Les implants WIN-PEEK ne doivent pas être raccourcis à moins de 6,5mm de longueur.

Sixième étape :

L'implant raccourci est inséré manuellement à une profondeur de 4mm ce stade, il n'est pas encore complètement mis en place.



Figures 65, 66, 67, 68 et 69 : photographies intra et exo buccales de l'ajustage et de l'insertion de l'implant. (<http://www.fr.championsimplants.com>, 2015)

Septième étape :

Finalisation délicate au marteau chirurgical par impaction. Un effet « rebond » indique que l'implant est placé à la longueur complète de travail.



On répète les opérations pour les 12 implants puis on contrôle leurs insertions correctes par des clichés rétro-alvéolaires.



Dernière étape :

Deux cas de figure s'offrent nous

- soit on réalise une mise en charge immédiate
- soit on pose la structure de recouvrement provisoire, « prep-cap » en zircone pour la gamme WIN-PEEK.



Figures 70, 71 et 72 : photographies intra buccales post opératoires. (<http://www.fr.championsimplants.com>, 2015)

1.3.2 Pour les types d'os 3 / 4 de la classification de Lekholm et Zarb

En présence d'une corticale fine entourant des noyaux d'os trabéculaire denses (D3) ou d'une fine corticale entourant de l'os trabéculaire peu dense (D4), le protocole précédant varie légèrement à partir de la quatrième étape.

Après avoir passé les forets pyramidaux de 2,3/2,5 et 2,8 mm de diamètre, on ne procède pas immédiatement à la préparation crestale du lit de l'implant

Quatrième étape :

On utilise alors deux condenseurs. Un premier de 2,4 mm et un second de 3,0 mm diamètre, tous deux à la longueur complète de travail.

Cinquième étape :

On prépare alors la zone crestale du lit implantaire à l'aide d'un foret de 2,8 mm, puis d'un second de 3,25 mm de diamètre, tous deux munis d'une butée calibrée comme précédemment décrit.

Après vérification de l'intégrité de la cavité osseuse à la sonde, l'implant est mis en place de la même manière que dans le protocole pour les types d'os D1/D2

(<http://www.fr.championsimplants.com>, 2015)

2. Cas cliniques

2.1 Cas clinique n°1

Une jeune patiente vient consulter. L'examen clinique révèle une agénésie des incisives latérales maxillaires 12 et 22. La patiente fait part au praticien de son souhait d'une réhabilitation prothétique sans métal. Le praticien choisit alors de procéder à la mise en place de deux couronnes unitaires sur deux implants monoblocs en PEEK en respectant les principes du procédé MIMI-flapless, méthode d'implantation minimalement invasive.

Le PEEK est un matériau élastique, il présente un avantage certain pour la mise en charge immédiate.

La pose des deux implants est réalisée selon le protocole précédemment décrit.

Une séquence de forage est réalisée à l'aide de trois forets coniques. Puis deux condenseurs sont utilisés.

Une fois que le lit implantaire est prêt, l'implant est raccourci à la longueur désirée avec un bistouri stérile puis mis en place manuellement et finalement impacté délicatement dans l'ostéotome.

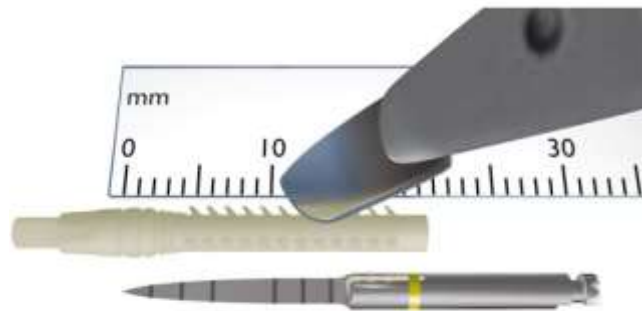


Figure 73 : l'implant standard est personnalisé avec un instrument stérile (Nedjat A, 2015)



Figure 74 : schéma de la mise en place manuelle de l'implant dans son lit (Nedjat A, 2015)

Le PEEK n'est pas radio opaque, il est donc complexe de valider radiologiquement sa bonne mise en place. C'est pourquoi un léger « rebond » se fait ressentir lorsque l'implant est placé à la longueur complète de travail



Figures 75 et 76 : radiographies rétro alvéolaires post opératoires. (Nedjat A, 2015)

Un an plus tard, le praticien réévalue le cas clinique. Les deux implants sont parfaitement ostéo-intégrés comme en témoigne l'orthopantomogramme dentaire réalisé aucune mobilité n'est notée. Les impératifs biologiques, mécaniques et esthétiques ont été remplis. La patiente est très satisfaite. (Nedjat A, 2015)



Figure 77 : photographie exo buccale prise un an apr s l'intervention (Nedjat A, 2015)

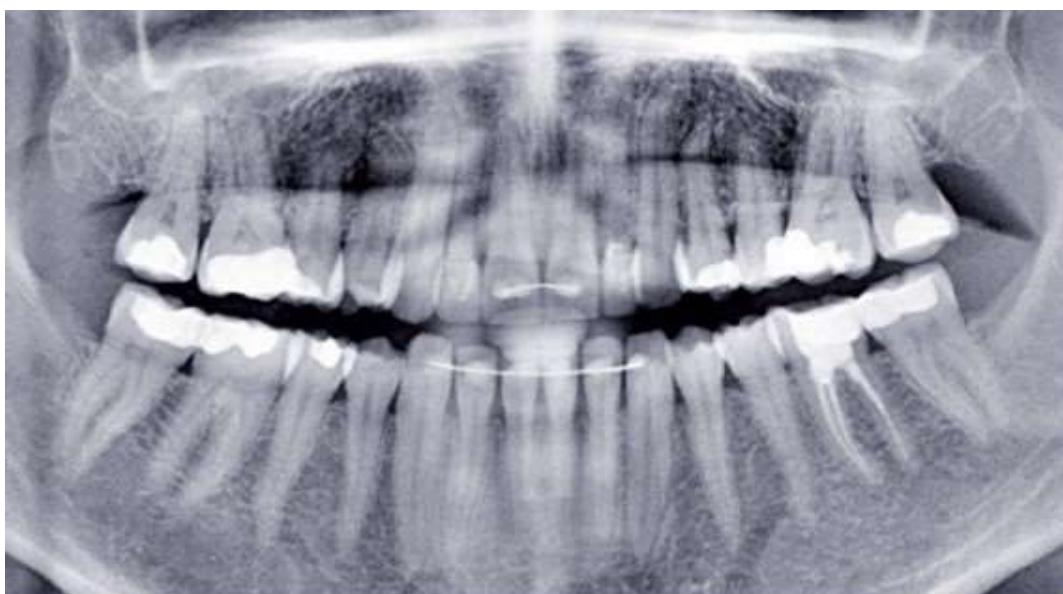


Figure 78 : orthopantomogramme dentaire réalisé un an apr s l'intervention (Nedjat A, 2015)

2.2 Cas clinique n°2

Un patient édenté total vient consulter. Il désire une réhabilitation prothétique et fait part de sa préférence pour des prothèses fixes sur implants. Par ailleurs, ce patient ne désire pas avoir de métal en bouche.



Figure 79 : orthopantomogramme dentaire pris lors de la première consultation. (Nedjat A, 2015)

Après avoir étudié le cas, des montages prospectifs sont réalisés afin de remplir le cahier des charges en fonctionnalité et en esthétique.

Le praticien opte pour la mise en place de 16 implants monoblocs en PEEK en une séance.

Les implants sont alors mis en place au maxillaire et à la mandibule après les étapes de dégagements muqueux et les protocoles de forages ajustés.



Figure 80 : schéma de l'étape de poinçonnage permettant un dégageur muqueux (Nedjat A, 2015)

Au maxillaire, la mise en place est plus délicate et nécessite un impactage plus doux et plus progressif qu' la mandibule

Une fois les implants mis en place, les prep-caps en zircone sont cimentées aux émergences implantaires. L'espace nécessaire leur mise en place est réalisé lors de l'étape de poinçonnage. Elles sont posées de manière transgingivale jusqu'au contact osseux. Elles permettent non seulement de corriger les divergences d'axe, mais également de palier au manque de rigidité du PEEK. Elles sont donc fondamentales à une meilleure stabilité prothétique.



Figure 81 : prep-caps des laboratoires Champions-implants. (<http://www.fr.championsimplants.com>, 2015)



Figure 82 : schéma d'un implant en PEEK mis en place et coiffé d'une prep-caps en contact osseux. (Nedjat A, 2015)

Au terme de cette première séance, le praticien réalise une empreinte à l'aide d'une gouttière souple réalisée à partir des anciennes prothèses du patient. L'occlusion est également enregistrée. Le tout est envoyé au laboratoire de prothèse.

Quelques jours plus tard, le prothésiste fournit les bridges complets maxillaire et mandibulaire ainsi qu'un guide de coupe permettant la taille des prep caps. Après régularisations des imperfections, les prothèses sont essayées afin d'être validées.

Une fois l'essayage validé, les prothèses sont scellées. Une radiographie des contrôles sera également réalisée.



Figures 83 et 84 : étape de taille des prep-caps à l'aide du guide de coupe (Nedjat A, 2015)



Figures 85 et 86 : photographies des bridges complets tout céramique maxillaire et mandibulaire. (Nedjat A, 2015)



Figures 87 et 88 : photographies intrabuccales des préparations avant scellement des prothèses. (Nedjat A, 2015)



Figure 89 : photographie intrabuccale après scellement des prothèses. (Nedjat A, 2015)

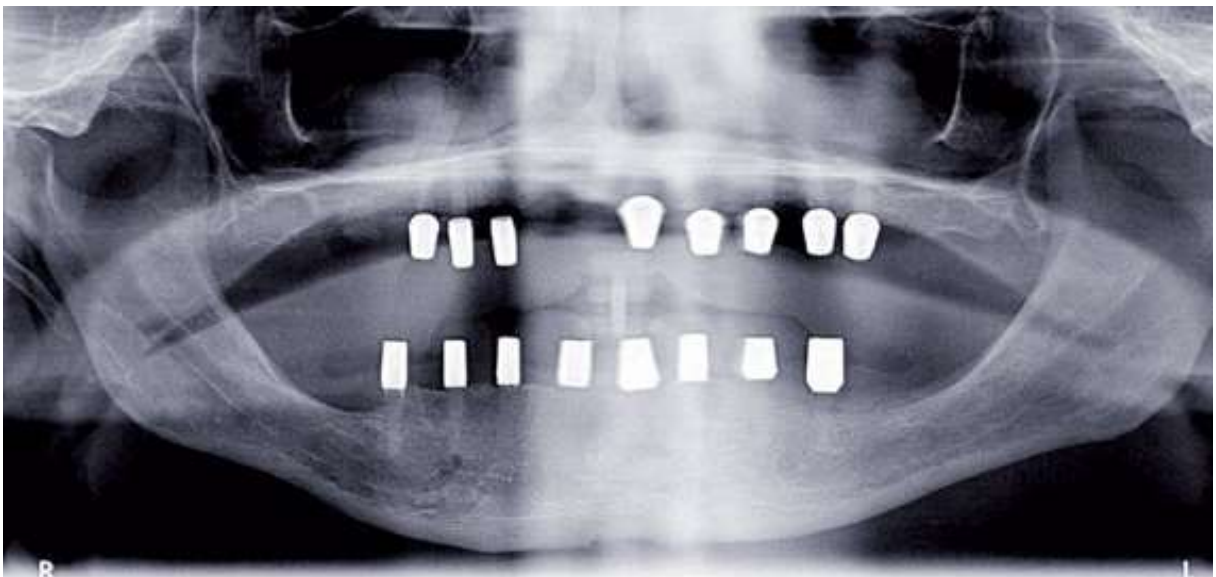


Figure 90 : orthopantomogramme de contrôle après scellement des prothèses. (Nedjat A, 2015)

2.3 Cas clinique n°3

Un patient vient consulter. Il présente un implant en titane en position 37. Une péri implantite est à noter en regard de cet implant.

L'implant en titane est extrait et un implant monobloc en PEEK est mis en place en position 36 en Novembre 2008.



Figure 91 : orthopantomogramme dentaire pré-opératoire L'implant en titane en position 37 est en péri-implantite. (<http://www.isoss.eu/>, 2015)

Un premier contrôle est effectué en Mars 2009 L'orthopantomogramme dentaire réalisé ce jour révèle une bonne ostéo intégration de l'implant L'examen endobuccal ne démontre pas de symptomatologie clinique en regard de ce dernier.



Figure 92 : images scanner datées de Mars 2009 Elles témoignent d'une parfaite ostéo intégration de l'implant en PEEK (<http://www.isoss.eu/>, 2015)

En Décembre 2012, un second contrôle est réalisé. La gencive présente un aspect sain, aucun signe clinique n'est noter ce jour Radiologiquement, l'implant en position 36 est parfaitement ostéo intégré.



Figures 93 et 94 : photographies intra buccales prises en Décembre 2012. La gencive présente un aspect parfaitement sain. (<http://www.isoss.eu/>, 2015)



Figure 95 : images scanner datées de Décembre 2012. Une intense ostéo intégration est visible en regard de l'implant en PEEK (<http://www.isoss.eu/>, 2015)

Conclusion

De réelles avancées techniques et technologiques ont eu lieu dans le domaine des biomatériaux au cours de ses dernières années. Le rôle de tout praticien est de ne pas céder à la facilité en restant focalisé sur les données acquises de la science et de l'expérience. Il doit s'ouvrir aux nouveautés scientifiques tout en restant vigilant et en gardant un regard critique. Les nouveaux biomatériaux sont pleins de promesses, il convient de ne pas être obtus à leur égard tout en prenant garde au manque de données acquises.

Bien que le PEEK a fait ses preuves en chirurgie orthopédique, son application en chirurgie dentaire n'est en revanche que très récente. Par ailleurs le domaine de l'implantologie dentaire impose des critères qui lui sont propres. La puissance des forces exercées lors de la mastication et la nécessité d'un résultat esthétique sont, entre autres, autant de facteurs qu'il est primordial de considérer pour aborder cette discipline.

Les propriétés mécaniques du PEEK font sa force car elles sont voisines du tissu osseux, mais ses propriétés biologiques, avec notamment sa faible capacité d'ostéo-intégration, représentent son talon d'Achille. Les récents progrès des nanotechnologies ont permis de trouver des solutions à ses points faibles. Néanmoins le manque de recul clinique dans le domaine de l'implantologie dentaire impose la prudence et reste actuellement un point négatif indiscutable. Au cours de ce travail, il nous a été difficile de trouver des sources relevant purement du domaine dentaire. De nombreux articles appartenait aux domaines de l'ingénierie ou de la chirurgie orthopédique. De plus, aucune étude rétrospective fiable n'a pu être exploitée pour ce travail.

Encore peu répandu en implantologie dentaire, le PEEK est cependant de plus en plus utilisé par les laboratoires de prothèse en alternative aux alliages dans la conception d'armatures de prothèses amovibles.

En implantologie, le but de ce biomatériau n'est pas de remplacer le titane qui reste le matériau de référence de ce domaine, mais de proposer une alternative aux cas qui le nécessitent ou aux patients qui le désirent. Le PEEK a encore tout à prouver dans le domaine de l'implantologie dentaire.

L'évolution exponentielle des biomatériaux va se poursuivre et s'intensifier au cours des années futures, propulsant de ce fait la dentisterie dans une ère nouvelle. Oscar Wilde a dit « Le progrès n'est que l'accomplissement des utopies ». Et si notre utopie nous, dentistes, n'était autre qu'un art dentaire sans métaux ? Le PEEK mérite considération et est sans doute le précurseur d'une révolution de notre discipline.

Bibliographie

1. Abu Bakar MS, Cheang P, Khor KA. Mechanical properties of injection molded hydroxyapatite-polyetheretherketone biocomposites. *Compos Sci Technol.* 2003;63(3-4):421-425.
2. American packaging Rochester plant [en ligne]. [consulté le 12/10/2014]. Disponible : <http://www.packaging-gateway.com>
3. Atlas PEEK. Cas cliniques et radiologiques de plus de 6 ans [en ligne]. [consulté le 20/12/2015]. Disponible : <http://www.isoss.eu/>
4. Atmospheric plasma treatment for medical device applications [en ligne]. 2016 [consulté le 13/01/2016]. Disponible : <http://www.intrfacetech.com>
5. Barkarmo S, Wennerberg A, Hoffman M, Kjellin P, Breiding K, Handa P et al. Nano-Hydroxyapatite-coated PEEK implants : a pilot study in a rabbit bone. *J Biomed Mater Res A.* 2013;101(2):465-71.
6. Beck HN. Solubility characteristics of PEEK and PPS. *J Appl Polym Sci.* 1992;45(8):1361-6.
7. Beumer J, Lewis SG. La prothèse sur implants de Branemark : protocole clinique et technique de laboratoire. Paris : Editions CdP ; 1991. 250 p.
8. Bochnia Cerci B, Stolz Roman L, Guariza-Filho O, Souza Camargo E, Motohiro Tanaka O. Dental enamel roughness with different acid etching times: atomic force microscopy study. *European J Gen Dent.* 2012;1(3):187-91.
9. Boinard E, Pethrick RA, McFarlane CJ. The influence of thermal history on the dynamic mechanical and dielectric studies of polyetheretherketone exposed to water and brine. *Polymer.* 2000;41(3):1063-76.
10. Borcia C, Borcia G, Dumitrascu N. Surface treatment of polymers by plasma and UV radiation. *Rom J Physiol.* 2001;56(1-2):224-232.
11. Bukat A, Fassina P, Greco F, Piantelli S, Piconi C, Zaghini N. GSP-made Ca-PSZ for biomedical applications. Dans: Hulbert JE, Hulbert SF. *Bioceramics : proceedings of 3rd International Symposium on Ceramics in Medicine, held on the Rose-Hulman Institute of Technology Campus, Terre Haute, Indiana, USA, November 18-20, 1990.* Terre Haute : Rose-Hulman Institute of Technology ; 1992. p. 355-366.

12. Cabraja M, Oezdemir S, Koeppen D, Kroppenstedt S. Anterior cervical discectomy and fusion : comparison of titanium and polyetheretherketone cages. *BMC Musculoskelet Disord*. 2012;13:172.
13. Carranza F, Shklar G. *History of periodontology*. Chicago : Quintessence Publishing Co ; 2003. 214 p.
14. Cebe P, Hong S-D. Crystallization behaviour of poly(ether-ether-ketone). *Polymer*. 1986;27(8):1183-92.
15. Champions implants. *Champion implants [en ligne]*. 2015 [consulté le 13/12/2015]. Disponible : <http://fr.championsimplants.com/>
16. Chen F, Ou H, Lu B and Long H. A constitutive model of polyether-ether-ketone (PEEK). *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016;53:427-433.
17. Chevalier J, Gremillard L, Deville S. Low-Temperature Degradation of Zirconia and Implications for Biomedical Implants. *Ann Rev Mater Res*. 2007;37(1):1–32.
18. Cheylan JM, Archien C. Biocompatibilité des métaux, alliages et céramiques dentaires. *Réal Clin*. 2005;16(2):169-186.
19. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res*. 1989; 23(1): 45–61.
20. Comparaison de la résistance mécanique des céramiques aux matériaux [en ligne]. 2012 [consulté le 03/02/2016]. Disponible : <http://www.cerameurop.com/article280.html>
21. Cougoulic J-P Maitriser l'état de surface : facteur d'adhésion, de prolifération, et d'interpénétration cellulaire pour une acceptation biologique de type greffe, c'est le défi des matériaux nanotechnologiques bioactifs. *Implantologie*. 2013(mai):21-9.
22. Courbe de traction [en ligne]. [consulté le 03/07/2015]. Disponible : <http://www.mecastyle.com>
23. Crubézy E, Mureil P, Girard L, Bernadou J-P. False teeth of the Roman world. *Nature*. 1998;391(6662):29.
24. Davies J-E. Mechanisms of endosseous integration. *Int J Prosthodont*. 1998;11(5):391-401.

25. Dawson D. Medical applications: a healthy market [en ligne]. 2010 [consulté le 30/10/2015]. Disponible : <http://www.compositesworld.com/articles/medical-applications-a-healthy-market>
26. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. Dent Mater. 2008;24(3):299-307.
27. Devlin H, Horner K, Ledgerton D. A comparison of maxillary and mandibular bone mineral densities. J Prosthet Dent. 1998;79(3):323-7.
28. Dion I, Bordenave L, Lefebvre F, Bareille R, Baquey C, Monties J-R, et al. Physico-chemistry and cytotoxicity of ceramics. Part II. J Mater Sci Mater Med 1994; 5(1):18–24.
29. Dupupet G. Fibres de carbone. Dans : Techniques de l'Ingénieur, volume M 5134. Paris : Editions T.I ; 2008.
30. Electron beam welding [en ligne]. 2012 [consulté le 03/02/2016]. Disponible : <http://www.joiningtech.com>
31. Eppe P. Allergies et intolérances en implantologie [en ligne]. Congrès SMD, le 12 Octobre 2007 [consulté le 15/08/2015]. Disponible : <http://www.biodenth.be/professionnel/Congres.pdf>
32. Essai de résilience [en ligne]. 2010 [consulté le 03/11/2015]. Disponible : <http://www.rocdacier.com>
33. Fayolle B et Tcharkhtchi A. Polymères et composites. Observation au MEB de sphérolites de PLA [en ligne]. [consulté le 22/08/2015]. Disponible : pimm.paris.ensam.fr/fr/no
34. Ferguson SJ, Langhoff JD, Voelter K, von Rechenberg B, Scharnweber D, Bierbaum S, et al. Biomechanical comparison of different surface modifications for dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2008;23(6):1037–1046.de/5633
35. Ferguson SJ, Visser J, Polikeit A. The long-term mechanical integrity of non-reinforced PEEK-OPTIMA polymer for demanding spinal applications: experimental and finite-element analysis. Eur Spine J. 2006; 15(2):149–156.
36. Freiburger Appell [en ligne]. 2002 [consulté le 30/09/2015]. Disponible : <http://www.igumed.de/apell.html>

37. Gahlert M, Gudehus T, Eichhorn S, Steinhauser E, Kniha H, Erhardt, W. Biomechanical and histomorphometric comparison between zirconia implants with varying surface textures and a titanium implant in the maxilla of miniature pigs. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(5):662–668.
38. Garg AK. *Implant dentistry: a practical approach.* Missouri (USA) : Mosby Elsevier ; 2009.
39. Giraud I Elaboration d'ensimages thermoplastiques thermostables : influence sur le comportement mécanique des composites PEEK/ fibre de carbone [Thèse de doctorat en Science et génie des matériaux]. Toulouse : Université Toulouse III - Paul Sabatier ; 2011. 120 p. Disponible : <http://thesesups.ups-tlse.fr/1712/1/2011TOU30328.pdf>
40. Gorth DJ, Puckett S, Ercan B, Webster TJ, Rahaman M, and Bal BS. Decreased bacteria activity on Si₃N₄ surfaces compared with PEEK or titanium. *Int J Nanomedicine.* 2012;7:4829-40.
41. Guo CY, Matinlinna JP, and Tang AT. Effects of Surface Charges on Dental Implants: Past, Present, and Future. *Int J Biomater.* 2012;2012:381535.
42. Hadj Sassi B et Lehr P. Ténacité et résistance à la propagation des fissures de fatigue de l'alliage de titane TA6V. *J less-common met.* 1977;56(2):157-165.
43. Hahnel S, Wieser A, Lang R and Rosentritt M. Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clin Oral Impl Res.* 2015 Nov;26(11):1297-301.
44. Harmand MF, o ugoulic JP new biocompatible biomaterial : PEEK / β -TCP / TiO CE 2 composite. [en ligne]. 2004 [consulté le 03/01/2015]. Disponible : <http://www.imi-iso.com/>
45. Harmand MF, Naji A, Lorini G, Priem TH, Piconi C. Cytotoxicity study of ceramic powders for plasma spray coating. Dans : *Proc 12th ESB Conf on Biomaterials*, Porto, Portugal, Sept 1995. p. 141.
46. Haussonne JM, Carry C, Bowen P et Barton J. Céramiques et verres. Principes et techniques d'élaboration, *Traité des matériaux*, Volume 16 : PPUR ; 2005.
47. Hisbergues M, Vendeville S and Vendeville P. Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *J Biomed Mater Res Part B: Applied Biomaterials.* 2009;88B(2):519–529.

48. Ho CC and Ding SJ. Novel SiO₂/PDA hybrid coatings to promote osteoblast like cell expression on titanium implants. *J. Mater. Chem. B*, 2015, 3, 2698-2707.
49. Hochscheidt CJ, Durval Menezes Alves E, Bastos Bernardes LA, Hochscheidt ML, Hochscheidt RC. Zirconia dental implants: an alternative for today or for the future? (part II). *Dental press implantology*. 2012;6(4):114-24.
50. Hoffmann O, Angelov N, Gallez F, Jung RE, Weber FE. The zirconia implant-bone interface: a preliminary histologic evaluation in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008; 23(4):691–695.
51. Huh J, Oh JY, Chough CK, Cho CB, Joo WI, Park HK. Polyetheretherketone Cage filled with Beta-Tricalcium Phosphate versus Autogenous Tricortical Iliac Bone Graft in Anterior Cervical Discectomy and Fusion. *Korean J Spine*. 2011;8(3):165-171.
52. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent*. 1992; 68 (2): 322–326.
53. Iijima M, Takano M, Yasuda Y, Muguruma T, Nakagaki S, Sakakura Y, Ochi M, Mizoguchi I. Effect of the quantity and quality of cortical bone on the failure force of a miniscrew implant. *Eur J Orthod*. 2013;35(5):583–589.
54. Implants Biopik® [en ligne]. 2016 [consulté le 05/08/2015]. Disponible : <http://www.imi-iso.com>
55. Ito A, Tateishi T, Niwa S, Tange S. In vitro evaluation of the cytocompatibility of wear particles generated by UHMWPE zirconia friction. *Clin Mat*. 1993; 12(4): 203–209.
56. Johansson P, Jimbo R, Kjellin P, Currie F, Chrcanovic BR, Wennerberg A. Biomechanical évaluation and surface characterization of a nano-modified surface on PEEK implants : a study in the rabbit tibia. *Int J Nanomedicine*. 2014;9(1):3903-11.
57. Kemmish D. *Modern Plastics Encyclopedia 96*. Paris : McGraw-Hill ;1995. p. 225-232.
58. Kobayashi K, Kuwajima H, and Masaki T. Phase change and mechanical properties of ZrO₂-Y₂O₃ solid electrolytes after ageing. *Sol. State Ionics*. 1981;3/4:489-93.

59. Koch FP, Weng D, Kramer S, Biesterfeld S, Jahn- Eimermacher A, Wagner W. Osseointegration of one- piece zirconia implants compared with a titanium implant of identical design: a histomorphometric study in the dog. Clin Oral Impl Res. 2010; 21(3):350–356.
60. Koch FP, Weng D, Kramer S, Wagner W. Soft tissue healing at one-piece zirconia implants compared to titanium and peek implants of identical design : a histomorphometric study in the dog. Int J Periodontics Restorative Dent. 2013;33(5):669-677.
61. Kohal RJ and Klaus G. A Zirconia Implant-Crown System: A Case Report. Int J Periodontics Restorative Dent. 2004 Apr;24(2):146-153.
62. Kurtz SM. PEEK biomatériaux handbook. Chadds Ford, PA, USA : Elsevier ; 2011. p 12-230.
63. Kuznesof PM. Titanium dioxide: chemical and technical assessment [en ligne]. 2006 [consulté le 24/03/2015]. Disponible : ftp://ftp.fao.org/ag/agn/jecfa/cta_tio2.pdf
64. Kyocera [en ligne]. 2016 [consulté le 10/02/2016]. Disponible : <http://global.kyocera.com>
65. Lamethe JF. tude de l'adhésion de composites thermoplastiques semi-cristallins, Application à la mise en oeuvre par soudure. [Thèse de doctorat]. Université Pierre et Marie Curie, Paris VI; 2004. p53-67. Disponible : <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00008449/document>
66. Lee WT, Koak JY, Lim YJ, Kim SK, Kwon HB and Kim MJ. Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2012;100B(4):1044-1052.
67. Li J, Liu Y, Hermansson L, Söremark R. Evaluation of biocompatibility of various ceramic powders with human fibroblasts in vitro. Clin Mat. 1993; 12(4): 197–201.
68. Lucas P et Zanella G. Mise en oeuvre des composites TP - Compounds à fibres courtes et longues. Dans : Techniques de l'Ingénieur : Matériaux, Plastiques et composites, Volume AM 5235. Paris : Editions T.I., 2007.
69. Ma R and Tang T. Current strategies to improve the bioactivity of PEEK. Int J Mol Sci. 2014;15(4):5426-5445.

70. Mac Intyre NS and Walzac MJ. New UV/ozone treatment improves adhesiveness of polymer surfaces. *Modern plastics*. 1995;25(3):69-75.
71. Maggiolo M. *Manual of dental art*, 1809. Cited by : Kirk EC. Discussion of Dr. E Greenfield's paper *Dent Cosmos* 1913;55(28):432.
72. Manzano G, Herrero LR, Montero J. Comparison of Clinical Performance of Zirconia Implants and Titanium Implants in Animal Models: A Systematic Review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(2):311–320.
73. Margossian P et Laborde G. Restaurations céramocéramiques. Dans : *EMC odontologie [en ligne]*. 2008:1-9. Article 28-740-V-10.
74. Martinez H, Renault P, Georges-Renault G, Pierrisnard L, Rouach T. Les implants : chirurgie et prothèse : choix thérapeutique stratégique. Rueil-Malmaison : Editions CdP, coll. JPIO ; 2008. 380 p.
75. Marya K, Dua JS, Chawla S, Sonoo PR, Aggarwal A, Singh V. Polyetheretherketone (PEEK) dental implants : a case for immediate loading. *International journal of oral implantology and clinical research*. 2011;2(2):97-103.
76. Meningaud JP, Spahn F, Donsimoni JM. L'après titane, le PEEK ?. *Rev stomatol chi maxillofac*. 2012;113:407-410.
77. Messer RLW, Lockwood PE, Wata-Ha JC, Lewis JB, Norris S, Bouillaguet S. In vitro cytotoxicity of traditional versus contemporary dental ceramics. *J Prosthet Dent*. 2003;90(5):452-8.
78. Metal showing after implant treatment and dark gingiva [en ligne]. 2013 [consulté le 05/01/2015]. Disponible : <http://www.osseonews.com>
79. Mittal KL. *Polymer surface modification : relevance to adhésion*, volume 3. CRC Press ; 2009. 394p.
80. do Nascimento C, Pita MS, Fernandes FHNC, Pedrazzi V, de Albuquerque Junior RF, Ribeiro RF. Bacterial adhesion on the titanium and zirconia abutment surfaces. *Clin Oral Impl. Res*. 2014;25(3):337-43.
81. Nedjat A. Le matériau Peek en implantologie, une alternative au titane. *L'information dentaire Stratégie Prothétique* 2015 ; (5) : 269-273
82. Neumann EAF, Villar CC, Franca FMG. Fracture resistance of abutment screws made of titanium, polyetheretherketone, and carbon fiber-reinforced polyetheretherketone. *Braz Oral Res.*, (Sao Paulo), 2014;28(1):1-5.

83. Oliva X, Oliva J, Oliva JD, Prasad HS, Rohrer MD. Osseointegration of Zirconia (Y-TZP) Dental Implants: A Histologic, Histomorphometric and Removal Torque Study in the Hip of Sheep. *Int J Oral Implantol Clin Res.* 2013;4(2):1-9.
84. Ozkurt Z and Kazazoglu E. Zirconia Dental Implants: A Literature Review. *J Oral Implantol.* 2011;37(3):367-376.
85. Partasarathy J. 3D modeling, custom implants and its future perspectives in craniofacial surgery. *Ann Maxillofac Surg.* 2014;4(1):9-18.
86. PEEK PERSO-C© [en ligne]. [consulté le 10/01/2016]. Disponible : <http://www.sisomm.com>
87. Petrovic L, Pohle D, Münstedt H, Rechtenwald T, Schlegel KA, Rupprecht S. Effect of β TCP filled polyetheretherketone on osteoblast cell proliferation in vitro. *J Biomed Sci.* 2006;13(1):41-46.
88. Piezo brush PZ2 [en ligne]. 2016 [consulté le 28/01/2016]. Disponible : <http://www.relyon-plasma.com/>
89. Poitout DG. *Biomechanics and Biomaterials in Orthopedics.* London: Springer; 2004. p 15-21.
90. Poulsson AHC, Eglin D, Zeiter S, Camenisch K, Sprecher C, Agarwal Y, Nehrbass D, Wilson J, Richards RG. Osseointegration of machined, injection moulded and oxygen plasma modified PEEK implants in a sheep model. *Biomaterials.* 2014;35(12):3717-28.
91. Qiu ZY, Chen C, Wang XM, Lee IS. Advances in the surface modification techniques of bone-related implants for last 10 years. *Regen biomater.* 2014;1(1):67-79.
92. Ring ME. A thousandyears of dental implants : a definitive history- part 1. *Compend Contin Educ Dent.* 1995 Oct;16(10):1060, 1062, 1064 passim.
93. Robert Y. Simulation numérique du soudage du TA6V par laser YAG impulsionnel caractérisation expérimentale et modélisation des aspects thermomécaniques associés ce procédé *Sciences de l'ingénieur [physics]* [en ligne]. Ecole Nationale Supérieure des Mines de Paris ; 2007. [consulté le 23/10/2015] Disponible : <https://tel.archives-ouvertes.fr/pastel-00003117/document>

94. Rodriguez V, Sukumaran J, Perez Y, De Baets P, Andó M. Tribological behaviour of the low and High viscosity PEEK against steel using different contact pressures. *Sustainable Construction and Design* 4:(2) Paper Rodriguez p10 (2013)
95. Roeder RK, Converse GL, Kane RJ, Yue W. Hydroxyapatite-reinforced polymer biocomposites for synthetic bone substitutes. *The Journal of The Minerals, Metals & Materials Society*. 2008 March;60(3):38–45.
96. Sarot JR, Contar CM, Cruz AC, de Souza Magini R. 2010. Evaluation of the stress distribution in CFR-PEEK dental implants by the three-dimensional finite element method. *J Mater Sci Mater Med*. 2010 Jul;21(7):2079–2085.
97. Sennerby L, Dasmah A, Larsson B, Iverhed M. Bone tissue responses to surface-modified zirconia implants: A histomorphometric and removal torque study in the rabbit. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005;7(suppl 1):S13–20.
98. Schliephake H, Hefti T, Schlottig F, Gédet P, Staedt H. Mechanical anchorage and peri-implant bone formation of surface-modified zirconia in minipigs. *J Clin Periodontol*. 2010;37(9):818–828.
99. Schultz JM. Semicrystalline Polymer Matrix Materials. Dans : L. A. Carlsson. *Composite Materials Science*, 1991, Volume 7, chapter 3. p 73–102.
100. Schweitzer PA. *Mechanical and Corrosion-Resistant Properties of Plastics and Elastomers*. New York : Marcel Dekker, Inc; 2000. 702 p.
101. Schwitalla AD, Abou-Emara M, Spintig T, Lackmann J, Müller WD. Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone. *J Biomech*. 2015 Jan 2;48(1):1-7
102. Schwitalla AD, Muller WD. PEEK dental implants : A review of literature. *J Oral implantol*. 2013 Dec ;39(6) :743-9.
103. Tateishi T, Ushida T, Aoki H, Ikada Y, Nakamura M, Williams DF, Clark B, Stookey G, Christel P, Pizzo Ferrato A. Round robin test for standardization of biocompatibility test procedure by cell culture method. Dans: Doherty PJ, Williams RL, Williams DF, Lee AIJ. *Biomaterials-Tissue Interfaces*. Amsterdam: Elsevier; 1992. p. 89–97.
104. Tete S, Mastrangelo F, Bianchi A, Zizzari V, Scarao A. Collagen Fiber Orientation Around Machined Titanium and Zirconia Dental Implant Necks : An Animal study. *International Journal Of Maxillofacial Implants*. 2009 ;24(1):52-58.

105. Valentine-Thon E, Müller K, Guzzi G, Kreisel S, Ohnsorge P, Sandkamp M. LTT-MELISA is clinically relevant for detecting and monitoring metal sensitivity. *Neuro Endocrinol Lett.* 2006;27 (Suppl 1):17-24.
106. Van Noort R, Barbour M. *Introduction to dental materials.* London: Elsevier Mosby; 2013. 264 p.
107. Vickers hardness test [en ligne]. 2016 [consulté le 02/02/2016]. Disponible : <http://www.istone.ntua.gr>
108. Vickers hardness test [en ligne]. 2016 [consulté le 01/02/2016]. Disponible : <http://www.twi-global.com>
109. Victrex PEEK. Chemical resistance brochur [en ligne]. [consulté le 09/04/2015]. Disponible : <http://www.victrex.com>
110. Volpe S, Verrocchi D, Andersson P, Gottlow J, Sennerby L. Comparison of early bacterial colonization of PEEK and titanium healing abutments using real-time PCR. *App Oss Res.* 2008;6;54-56.
111. Waddon AJ, Hill MJ, Keller A, et Blundell DJ. On the crystal texture of linear polyaryls (PEEK, PEK and PPS). *J Mater Sci.* 1987;22(5) :1773–1784.
112. Wang H, Xu M, Zhang W, Kwok DT, Jiang J, Wu Z, Chu PK. Mechanical and biological characteristics of diamond-like carbon coated poly aryl-ether-ether-ketone. *Biomaterials.* 2010 ; 31(32):8181–7.
113. Wegst UGK, Schechter M, Doniusand AE, Hunger PM. Biomaterials by freeze casting. *Phil. Trans. R. Soc. A.* 2010;368: 2099–2121.
114. Weinberger BW. Ancient dentistry in the old and new world. *Ann Med Hist.* 1934;6:274.
115. Wennerberg A, Albrektsson T. Implant surface beyond micron roughness : experimental and clinical knowledge of surface topography and surface chemistry. *International Dentistry.* 2006 ;8(6):14-18
116. Xu A, Liu X, Gao X, Deng F, Deng Y, Wei S. Enhancement of osteogenesis on micro/nano-topographical carbon fiber reinforced PEEK-nanohydroxyapatite biocomposite, *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2015;48:592-8.
117. Young's modulus-density [en ligne]. [consulté le 16/03/2015]. Disponible : <http://aluminium.matter.org.uk>

118. Zalaznik M, Kalin M, Novak S. Influence of the processing temperature on the tribological and mechanical properties of poly-ether-ether-ketone (PEEK) polymer. Tribol Int. 2016;94:92–97.
119. Zhang G, Wetzel B, Wang Q. Tribological behavior of PEEK-based materials under mixed and boundary lubrication conditions. Tribol Int. 2015;88: 153-161.

ROCCHI Léa – Application du Polyetheretherketone en implantologie dentaire.

Nancy : 2016 – 146 pages – 95 figures – 5 tableaux

Thèse : Chir.-Dent. : Nancy : 2016

Mots clés :

- PEEK
- Polyetheretherketone
- Biomatériau
- implantologie dentaire

Résumé :

ROCCHI Léa – Application du polyetheretherketone en implantologie dentaire.
Thèse : Chir.-Dent. : Nancy : 2016

Le but de ce travail a été de faire le point sur les connaissances concernant l'application du Polyetheretherketone en implantologie dentaire

Après avoir présenté ce biomatériau et détaillé ses propriétés, nous avons exposé les améliorations qu'il est possible de lui apporter La comparaison de ses propriétés biologiques, physiques, mécaniques et esthétiques à celles du titane TA6V et de la zircone a ensuite été envisagée.

Enfin, un protocole de mise en place des implants en PEEK est proposé et des cas cliniques sont présentés.

Examineurs de la thèse :

| | | |
|-------------------------|--|------------------|
| <u>Pr. P. AMBROSINI</u> | <u>Maître de Conférences des Universités</u> | <u>Président</u> |
| Dr. J. SCHOUVER | Maître de Conférences des Universités | Juge |
| Dr. D. JOSEPH | Maître de Conférences des Universités | Juge |
| Dr. AS VAILLANT | Maître de Conférences des Universités | Juge |

Adresse de l'auteur :

ROCCHI Léa
7 rue Monseigneur Trouillet
54000 NANCY

Jury : Président : P. AMBROSINI – Professeur des Universités
 Juges : J. SCHOUVER – Maître de Conférence des Universités
 D. JOSEPH – Maître de Conférence des Universités
 A-S. VAILLANT – Maître de Conférence des Universités

Thèse pour obtenir le diplôme D'Etat de Docteur en Chirurgie Dentaire

Présentée par: **Mademoiselle ROCCHI Léa**

né(e) à: **BRIEY (Meurthe-et-Moselle)**

le **16 mars 1990**

et ayant pour titre : « **Utilisation du Polyetheretherketone en Implantologie dentaire** ».

Le Président du jury



P. AMBROSINI

Le Doyen,
de la Faculté d'Odontologie



J.M. MARTRETTE

Autorise à soutenir et imprimer la thèse **9037**

NANCY, le **11 MARS 2016**

Le Président de l'Université de Lorraine



P. MUTZENHARDT

