

This article appeared in a journal published by Elsevier. The attached copy is furnished to the author for internal non-commercial research and education use, including for instruction at the authors institution and sharing with colleagues.

Other uses, including reproduction and distribution, or selling or licensing copies, or posting to personal, institutional or third party websites are prohibited.

In most cases authors are permitted to post their version of the article (e.g. in Word or Tex form) to their personal website or institutional repository. Authors requiring further information regarding Elsevier's archiving and manuscript policies are encouraged to visit:

<http://www.elsevier.com/copyright>



Reçu le :
2 novembre 2010
Accepté le :
12 décembre 2011
Disponible en ligne
30 août 2012

Disponible en ligne sur

SciVerse ScienceDirect
www.sciencedirect.com

L'après titane, le PEEK ?

After titanium, peek ?

J.-P. Meningaud*, F. Spahn, J.-M. Donsimoni

Service de chirurgie plastique, reconstructrice et esthétique, groupe hospitalier Henri-Mondor – Albert-Chenevier, faculté de médecine, IFR10, université Paris 12, AP-HP, 51, avenue du Maréchal-de-Lattre-de-Tassigny, 94010 Créteil, France

Summary

The PEEK-Optima[®], composite mixture of polyetheretherketon and inert materials, is used in orthopedics, spinal surgery and cranio-facial surgery. It could be used in dental implantology because of its biological and mechanical properties. The results of an experimental and finite element study made on basal implant prototypes, on basal implantology show that PEEK, contrary to titanium, has a compound structure that allows to optimize the distribution of masticatory forces around the implant. These results should be confirmed by a clinical study according to research regulation.

© 2012 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

Keywords: Dental implants, Biocompatible materials, Polyetheretherketon

Introduction

Le titane possède des propriétés d'ostéo-intégration qui en font actuellement le matériau de choix en implantologie dentaire.

L'os est un matériau vivant, adaptant son architecture aux contraintes mécaniques auxquelles il est soumis ; il est aussi un matériau composite, comportant une phase minérale et une phase organique. Idéalement, et en l'absence de ligament alvéolo-dentaire, la composition des implants dentaires devrait s'approcher des propriétés physiques de l'os. Les implants en titane ne comprennent pas d'interface d'amortissement. La mastication soumet les implants à des contraintes importantes en torsion, flexion, traction et cisaillement

* Auteur correspondant.

e-mail : meningaud@me.com (J.-P. Meningaud).

Résumé

Le PEEK-Optima[®], mélange composite de polyétheréthercétone (PEEK) et de matériaux inertes, est utilisé en orthopédie, en chirurgie de la colonne vertébrale et en chirurgie crânio-faciale. Les propriétés biologiques et mécaniques de ce matériau en font un candidat en implantologie dentaire. Les résultats d'une étude expérimentale et par éléments finis que nous avons réalisée sur des prototypes d'implants basaux montrent que le PEEK est, à l'inverse du titane, un matériau mélangé (*compound*) qui pourrait permettre une meilleure répartition des contraintes autour de l'implant. Ces résultats doivent être confirmés par une étude clinique conformément à la législation en vigueur.

© 2012 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

Mots clés : Implants dentaires, Matériaux biocompatibles, Polyétheréthercétone

qui peuvent aboutir, si elles sont exagérées, à une destruction des ostéoblastes.

Le polyétheréthercétone (PEEK) est un matériau biocompatible, dont les premiers dispositifs implantables possèdent un marquage CE depuis 1998. Les propriétés biologiques et mécaniques de ce matériau en font un candidat en implantologie dentaire.

Les propriétés physico-chimiques du PEEK-Optima[®]

Le PEEK est un cétone dont la formule chimique est $(-C_6H_4-O-C_6H_4-O-C_6H_4-CO-)_n$. Il fait partie des thermoplastiques poly-aromatiques semi-cristallins [1]. Ses propriétés physiques, dans sa variante PEEK-Optima[®] sont résumées dans le **Tableau 1**. Elles ont été ajustées pour se rapprocher le plus possible des valeurs moyennes de l'os cortical. Ce matériau est

Tableau 1
Propriétés physiques du PEEK Optima.

		Unité	Moyenne
Densité	<i>Density</i>	kg/m ³	1290
Dureté	<i>Hardness</i>	HRB	99
Limite élastique	<i>Yield strength</i>	MPa	337
Résistance à la traction	<i>Tensile strength</i>	MPa	–
Allongement	<i>Elongation at break</i>	%	20
Module de flexion	<i>Flexural modulus</i>	GPa	21
Résistance à la flexion	<i>Flexural strength</i>	MPa	170
Coefficient de Poisson	<i>Poisson's ratio</i>	–	0,35
Essai de résilience de Charpy	<i>Charpy impact</i>	J	–
Module de cisaillement	<i>Shear modulus</i>	MPa	1300
Résistance au cisaillement	<i>Shear strength</i>	MPa	53
Limite de fatigue	<i>Fatigue strength</i>	MPa	–
Résistance en compression	<i>Compressive strength</i>	MPa	118

biocompatible, stable dans le temps et dispose d'une rigidité et d'une dureté permettant son utilisation pour des implants orthopédiques [2–5]. Il résiste à l'hydrolyse et aux radiations ionisantes [6,7] et peut être stérilisé de façon répétitive sans détérioration significative [8]. Il peut être façonné extemporanément pour être adapté facilement à une situation anatomique particulière [9]. Le PEEK est non allergène, radio-transparent et n'entraîne pas d'artéfacts en tomodensitométrie ni à l'imagerie en résonance magnétique nucléaire [10,11]. Le PEEK n'est pas sujet à la corrosion et n'induit pas de polymétallisme.

Un traitement de surface par activation plasmatique a été proposé pour moduler l'adhésion cellulaire. Pour répondre à des situations cliniques particulières, le *plasma-etching* va donner à certaines régions de l'implant une haute affinité aux protéines (hydrophiles) et à d'autres une basse affinité [12]. Ce matériau est d'ores et déjà utilisé en orthopédie (prothèses de hanche composites en PEEK-Optima[®] renforcées en fibres de carbone [6]), en chirurgie du rachis [4], en chirurgie crânio-maxillo-faciale (plaques pour cranioplasties sur mesures réalisées en CAO) [13,14]. En implantologie dentaire, quinze ans après les premières évaluations du matériau dans la cavité orale [2], les premiers implants et piliers en PEEK commencent à apparaître sur le marché.

Avantages du PEEK

Le titane, pourtant matériau de référence actuellement en implantologie dentaire et malgré ses propriétés d'ostéo-intégration, n'est pas le matériau idéal. En effet,

ses propriétés mécaniques, « en excès » comparativement à l'os dans lequel il est implanté, sont source de pics de contraintes localisées pouvant aboutir à une ostéolyse. Plusieurs propositions brevetées dans les dernières décennies ont suggéré de donner aux implants une structure mélangeant des chaînes de polymères et des inclusions minérales, comme celle de l'os pour faciliter l'ostéo-intégration. Cette ostéo-intégration serait améliorée d'autant que la déformation des implants sous contraintes serait équivalente à celle de l'os qui les entoure.

En implantologie basale, le PEEK-Optima[®] présente des intérêts supplémentaires. Les implants basaux en titane utilisés avec 20 ou 30 ans de recul permettent le plus souvent d'éviter des greffes osseuses préalables, même dans les cas d'atrophies extrêmes chez des patients immunodéprimés [15]. Mais, il reste des insuffisances liées au matériau trop rigide qui pourront être corrigées par le PEEK. Ce matériau permet une conception sur mesure par le fabricant en fonction des données anatomiques tirées de l'analyse radiologique en 3D, de façon relativement aisée et pour un coût acceptable. Il permet aussi de pratiquer un ajustage extemporané à la fraise. Il permet, en fonction des nécessités du cas rencontré, de réduire l'implant à un modèle de taille inférieure et même de le ramener à la plus petite taille de la gamme actuellement utilisée en titane. Cette excellente adaptabilité aux données anatomiques individuelles laisse espérer une meilleure répartition des forces dans l'os.

Perspective

En implantologie basale, des prototypes sont actuellement à l'étude. Plutôt que d'imiter les formes d'implants en titane que l'on trouve sur le marché de l'implant basal, une forme originale est à l'étude (fig. 1a et b). Elle tient compte des résultats fournis par des études par éléments finis et par des tests mécaniques (fig. 2). Le prototype P-BIS a été créé sous deux formes qui ne diffèrent que par le diamètre de leur disque central de 7 mm ou de 9 mm. Avant la phase d'expérimentation clinique, les prototypes ont été testés par la méthode des éléments finis, dans différentes configurations, d'abord dans leur plus grande dimension puis en la diminuant jusqu'à un diamètre de 9 mm, puis de 7 mm, par simple section à la fraise comme pourra le faire le chirurgien en salle d'opération. Pour la validation, les résultats de ce modèle ont été comparés aux données obtenues en expérimentation mécanique. La relation entre contrainte et déplacement ainsi que les contraintes maximales en plusieurs endroits se sont révélées bien adaptées (absence d'interférences exagérées). Des contraintes virtuelles centrées et excentrées, variables jusqu'à 500 N ont été appliquées. Pour ces implants, les résultats d'élasticité pour un même maillage d'éléments finis et pour un même effort sous contraintes maximales ont été dans les différentes configurations de découpe de 278 à 321 MPa pour un implant de diamètre 9 et

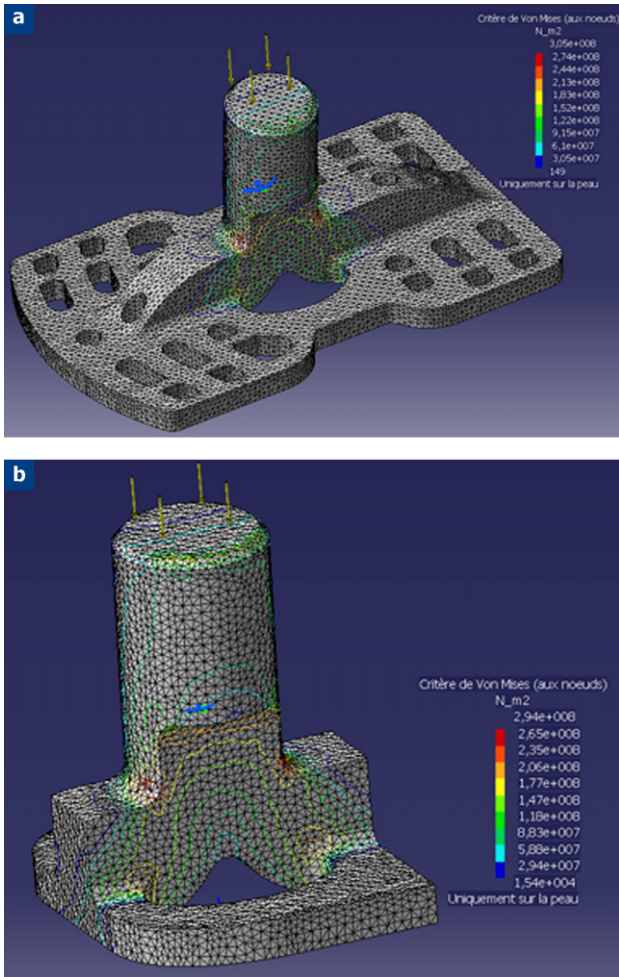


Figure 1. **a** : implant basal (P-BIS) de diamètre 9 mm avec son pourtour maximum, soit 12 × 19 mm, sous contrainte ; **b** : implant basal (P-BIS) de diamètre 7 mm, découpé à son pourtour minimum, sous contrainte.

de 205 à 298 MPa pour un implant de diamètre 7. L'implant de diamètre 7 résiste donc mieux à l'effort de 500 N que l'implant de diamètre 9 ! Les diamètres intérieurs et extérieurs sont plus faibles que pour l'implant de diamètre 9. Cela s'explique par le fait que l'implant le plus compact est le plus à même de maintenir sa cohésion. Le bras de levier étant moindre, la contrainte est moindre. La contrainte maximale ici mesurée étant inférieure à la limite de l'élasticité du PEEK (337 MPa), on peut en déduire que l'implant résistera bien aux efforts qui lui seront appliqués lors de la mastication.

Les essais mécaniques pour cette même forme d'implant ont été effectués en appliquant des contraintes de flexion statique et dynamique à l'aide d'une machine de traction-compression ADAMEL LHOMARGY DY34, équipée d'un capteur de force de 1 kN de classe 0,5 c'est-à-dire à très faible tolérance d'erreur et assurant un résultat très fiable.

Pour les conditions d'essai dynamique la machine utilisée comprenait :

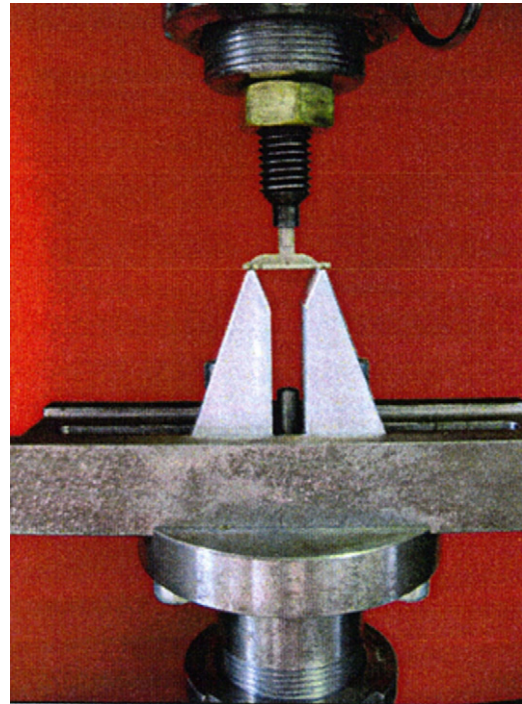


Figure 2. Implant basal (P-BIS) sous contrainte mécanique au laboratoire LNE (scan LNE).

- un système hydraulique asservi générant un effort adapté à la taille de l'implant ;
- un système de génération de signal sinusoïdal assurant une fréquence de mise en charge avec une distorsion inférieure à 2 %, donc très fiable ;
- un capteur d'effort, des compteurs de cycles et un oscilloscope permettant le contrôle de la forme du signal et affichant les valeurs captées en décaNewton.

Ces investigations ont montré dans la configuration indiquée en *fig. 2*, qu'après 5 millions de cycles de contrainte de 1,2 daN à 12 daN, on ne constatait aucune fracture ni même la moindre déformation.

Conclusion

De nombreuses publications scientifiques ont confirmé que le matériau PEEK était apte à être utilisé pour l'implantation sur le long terme dans le corps humain.

Nos recherches précliniques font apparaître le PEEK-Optima® comme un matériau parfaitement apte du point de vue biomécanique à supporter et transférer les contraintes habituelles auxquelles sont soumis les maxillaires et les os de la face lors de la mastication. Il offre en outre une radio-transparence, la possibilité d'une découpe facile en salle d'opération, l'absence d'effet de corrosion et les possibilités de renforcement et d'adaptation du module d'élasticité au cas individuel. Les analyses par éléments finis et les essais mécaniques nous

incident à formuler l'hypothèse que le matériau PEEK est au moins aussi performant que le titane pour nos indications en implantologie.

Une expérimentation clinique est prévue après étude sur modèle animal à l'hôpital Henri-Mondor dans le cadre de la réglementation en vigueur.

Déclaration d'intérêts

F. Spahn déclare ne pas avoir d'intérêts commerciales dans la société SisoMM qui commercialise des implants en PEEK. Cependant, il est membre et président du conseil scientifique de cette firme et il a eu, dans le passé, le mandat de faire des expertises concernant les produits en PEEK de cette firme.

Références

- [1] Katzer A, Marquardt H, Westendorf J, Wening JV, von Foerster G. Polyetheretherketone – cytotoxicity and mutagenicity in vitro. *Biomaterials* 2002;23:1749–59.
- [2] Cook SD, Rust-Dawicki AM. Preliminary evaluation of titanium-coated PEEK dental implants. *J Oral Implantol* 1995;21:176–81.
- [3] Tetelman ED, Babbush CA. A new transitional abutment for immediate aesthetics and function. *Implant Dent* 2008;17:51–8.
- [4] Cho DY, Liao WR, Lee WY, Liu JT, Chiu CL, Sheu PC. Preliminary experience using a polyetheretherketone (PEEK) cage in the treatment of cervical disc disease. *Neurosurgery* 2002;51:1343–9.
- [5] Katoozian H, Davy DT, Arshi A, Saadati U. Material optimization of femoral component of total hip prosthesis using fiber reinforced polymeric composites. *Med Eng Phys* 2001;23:503–9.
- [6] Briem D, Strametz S, Schröder K, Meenen NM, Lehmann W, Linhart W, et al. Response of primary fibroblasts and osteoblasts to plasma treated polyetheretherketone (PEEK) surfaces. *J Mater Sci Mater Med* 2005;16:671–7.
- [7] Citak M, Kendoff D, Wanich T, Look V, Stuber V, Geerling J, et al. The influence of metal artifacts on navigation and the reduction of artifacts by the use of polyether-ether-ketone. *Comput Aided Surg* 2008;13:233–9.
- [8] Ferguson SJ, Visser JM, 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;15:149–56.
- [9] Hao L, Harris R. Customised implants for bone replacement and growth. In: Bartolo P, Bidanda B, editors. *Bio-materials and prototyping applications in medicine*. New York: Springer; 2008.
- [10] Scolozzi P, Martinez A, Jaques B. Complex orbito-fronto-temporal reconstruction using computer-designed PEEK implant. *J Craniofac Surg* 2007;18:224–8.
- [11] Hanasono M, Goel N, DeMonte F. Calvarial reconstruction with polyetheretherketone implants. *Ann Plastic Surg* 2009;62:653–5.
- [12] Petrovic L, Pohle D, Münstedt H, Rechtenwald T, Schlegel KA, Rupprecht S. Effect of beta-TCP filled polyetheretherketone on osteoblast cell proliferation in vitro. *J Biomed Sci* 2006;13:41–6.
- [13] Chabrier F, Lloyd CH, Scrimgeour SN. Measurements at low strain rates of the elastic properties of dental polymeric materials. *Dent Mater* 1999;15:33–8.
- [14] Meijer GJ, Starmans FJ, de Putter C, van Blitterswijk CA. The influence of a flexible coating on the bone stress around dental implants. *J Oral Rehabil* 1995;22:105–11.
- [15] Meningaud JP, Donsimoni JM, Lantieri L. Allogreffe de face et implantologie basale. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 2009;110:353–8.