



HAL
open science

Évaluation biomécanique du PEEK en implantologie : revue de littérature

Pierre Martin

► **To cite this version:**

Pierre Martin. Évaluation biomécanique du PEEK en implantologie : revue de littérature. Chirurgie. 2017. dumas-01452692

HAL Id: dumas-01452692

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01452692>

Submitted on 2 Feb 2017

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.

Université de Bordeaux
Collège des Sciences de la Santé
UFR des Sciences Odontologiques

Année 2017

N°8

Thèse pour l'obtention du
DIPLOME d'ETAT de DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement
Par Pierre Thomas Jean-Jacques MARTIN
Né(e) le 3 Septembre 1990 à Nantes

Le Jeudi 26 Janvier 2017

**ÉVALUATION BIOMÉCANIQUE DU PEEK EN
IMPLANTOLOGIE : REVUE DE LITTÉRATURE**

Directeur de thèse

Docteur Cyril SEDARAT

Membres du Jury

Président	Mr. J-C. FRICAIN	Professeur des Universités
Directeur	M. C. SEDARAT	Maître de Conférences des Universités
Rapporteur	M. J. COLAT PARROS	Maître de Conférences des Universités
Assesseur	M. J-C. COUTANT	Maître de Conférences des Universités

Président M. TUNON DE LARA Manuel
Directeur de Collège des Sciences de la Santé M. PELLEGRIN Jean-Luc

COLLEGE DES SCIENCES DE LA SANTE UNITE DE FORMATION ET DE RECHERCHE DES SCIENCES ODONTOLOGIQUES

Directrice	Mme BERTRAND Caroline	58-02
Directrice Adjointe – Chargée de la Formation initiale	Mme ORIEZ-PONS Dominique	58-01
Directeur Adjoint – Chargé de la Recherche	M. FRICAIN Jean-Christophe	57-02
Directeur Adjoint – Chargé des Relations Internationales	M. LASSERRE Jean-François	58-02

ENSEIGNANTS DE L'UFR

PROFESSEURS DES UNIVERSITES

Mme	Caroline	BERTRAND	Prothèse dentaire	58-02
Mme	Marie-José	BOILEAU	Orthopédie dento-faciale	56-02
Mme	Véronique	DUPUIS	Prothèse dentaire	58-02
M.	Bruno	ELLA NGUEMA	Sciences anatomiques et physiologiques - Biomatériaux	58-03
M.	Jean-Christophe	FRICAIN	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-02

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

Mme	Elise	ARRIVÉ	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-03
Mme	Cécile	BADET	Sciences biologiques	57-03
M.	Etienne	BARDINET	Orthopédie dento-faciale	56-02
M.	Michel	BARTALA	Prothèse dentaire	58-02
M.	Cédric	BAZERT	Orthopédie dento-faciale	56-02
M.	Christophe	BOU	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-03
Mme	Sylvie	BRUNET	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-02
M.	Sylvain	CATROS	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-02
M.	Stéphane	CHAPENOIRE	Sciences anatomiques et physiologiques	58-03
M.	Jacques	COLAT PARROS	Sciences anatomiques et physiologiques	58-03
M.	Jean-Christophe	COUTANT	Sciences anatomiques et physiologiques	58-03
M.	François	DARQUE	Orthopédie dento-faciale	56-02
M.	François	DE BRONDEAU	Orthopédie dento-faciale	56-02
M.	Yves	DELBOS	Odontologie pédiatrique	56-01
M.	Raphael	DEVILLARD	Odontologie conservatrice- Endodontie	58-01
M.	Emmanuel	D'INCAU	Prothèse dentaire	58-02
M.	Bruno	ELLA NGUEMA	Sciences anatomiques et physiologiques	58-03
M.	Dominique	GILLET	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M.	Jean-François	LASSERRE	Prothèse dentaire	58-02
M.	Yves	LAUVERJAT	Parodontologie	57-01
Mme	Odile	LAVIOLE	Prothèse dentaire	58-02
M.	Jean-Marie	MARTEAU	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-02
Mme	Javotte	NANCY	Odontologie pédiatrique	56-01
M.	Adrien	NAVEAU	Prothèse dentaire	58-02
Mme	Dominique	ORIEZ	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01

M.	Jean-François	PELI	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M.	Philippe	POISSON	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-03
M.	Patrick	ROUAS	Odontologie pédiatrique	56-01
M.	Johan	SAMOT	Sciences biologiques	57-03
Mme	Maud	SAMPEUR	Orthopédie dento-faciale	56-02
M.	Cyril	SEDARAT	Parodontologie	57-01
Mme	Noélie	THEBAUD	Sciences biologiques	57-03
M.	Eric	VACHEY	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01

ASSISTANTS

Mme	Audrey	AUSSEL	Sciences anatomiques et physiologiques	58-03
M.	Wallid	BOUJEMAA AZZI	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
Melle	Camille	BOULÉ-MONTPEZAT	Odontologie pédiatrique	56-01
M	Julien	BROTHIER	Prothèse dentaire	58-02
M.	Mathieu	CONTREPOIS	Prothèse dentaire	58-02
M	Jean-Baptiste	CULOT	Sciences anatomiques et physiologiques	58-03
Mme	Clarisse	DE OLIVEIRA	Orthopédie dento-faciale	56-02
M.	Cédric	FALLA	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-03
M.	Guillaume	FENOUL	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
Mme	Elsa	GAROT	Odontologie pédiatrique	56-01
Mme	Sandrine	GROS	Orthopédie dento-faciale	56-02
Mme	Olivia	KEROUREDAN	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
Mme	Alice	LE NIR	Sciences anatomiques et physiologiques	58-03
Mme	Karine	LEVET	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-03
M.	Alexandre	MARILLAS	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
Mme	Marie	MÉDIO	Orthopédie dento-faciale	56-02
Mme	Darrène	NGUYEN	Sciences biologiques	57-03
M.	Ali	NOUREDDINE	Prothèse dentaire	58-02
Mme	Chloé	PELOURDE	Orthopédie dento-faciale	56-02
M	Jean-Philippe	PIA	Prothèse dentaire	58-02
M.	Mathieu	PITZ	Parodontologie	57-01
Mme	Charlotte	RAGUENEAU	Prothèse dentaire	58-02
M.	Clément	RIVES	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M.	François	ROUZÉ L'ALZIT	Prothèse dentaire	58-02
M.	François	VIGOUROUX	Parodontologie	57-01

REMERCIEMENTS

À notre juge et président de thèse,

Monsieur le Professeur Jean-Christophe FRICAIN,

- Professeur des Universités – Praticien Hospitalier (sous-section Chirurgie Buccale)
- Docteur de l'Université Bordeaux 2 Mention Sciences Biologiques et Médicales Option Sciences Odontologiques
- Docteur en Chirurgie Dentaire

Vous me faites un grand honneur en ayant accepté de présider ce jury.

Je tiens à vous remercier pour l'ensemble de l'enseignement théorique et clinique que vous m'avez transmis tout au long de mon cursus.

J'espère que vous puissiez trouver, par la réalisation de ce travail l'expression de mes sentiments les plus respectueux.

À notre juge et directeur de thèse,

Monsieur le Docteur Cyril SEDARAT,

- Maître des Conférences des Universités – Praticien Hospitalier
- Docteur de l'Université Bordeaux 2 Mention Sciences Biologiques et Médicales Option Sciences Odontologiques
- Docteur en Chirurgie Dentaire

Je vous remercie d'avoir dirigé et supervisé l'ensemble de ce travail.

Je vous suis par ailleurs particulièrement reconnaissant pour votre disponibilité, votre sympathie, votre écoute et vos conseils avisés sans lesquels je n'aurai pas obtenu ce résultat.

Pour l'ensemble de votre enseignement à l'université et en clinique, veuillez trouver, par la réalisation de ce travail l'expression de ma sincère reconnaissance et de ma profonde estime.

À notre juge et rapporteur de thèse,

Monsieur le Docteur Jacques COLAT PARROS,

- Maître des Conférences des Universités – Praticien Hospitalier
- Docteur de l'Université Bordeaux 2 Mention Sciences Biologiques et Médicales
Option Sciences Odontologiques
- Docteur en Chirurgie Dentaire

Je tiens à vous remercier d'avoir accepté d'être le rapporteur de ce travail.

Merci pour votre enseignement et votre sympathie qui m'ont permis reproduire dans ma pratique, ainsi que dans ce travail, les qualités humaines et scientifiques que vous m'avez montré tout au long de ma formation.

Veillez trouver dans ce travail le témoignage de mes plus vifs remerciements.

À notre juge et assesseur de thèse,

Monsieur le Docteur Jean-Christophe COUTANT,

- Maître des Conférences des Universités – Praticien Hospitalier
- Docteur de l'Université Bordeaux 2 Mention Sciences anatomiques et
physiologiques
- Docteur en Chirurgie Dentaire

Je vous remercie très sincèrement d'avoir accepté de siéger à mon jury.

Puissez-vous trouver ici l'expression de nos sentiments les plus respectueux et de notre profonde reconnaissance.

À mes parents,

Comment vous exprimer ce que vous savez déjà en si peu de mots... Votre amour, votre gentillesse, votre force et tant d'autres choses m'ont construites et me construisent chaque jour. Pour tout ça je ne vous remercierai jamais assez, mais sachez que j'y travaillerai tout de même tous les jours.

À mon frère,

Chaque jour je m'impatiente un peu plus des prochains moments à tes côtés, on a encore tant de choses à partager. Quoique tu puisses choisir de faire, je serai toujours à tes côtés, prêt à te soutenir, et te supporter. Je suis fier de toi fwverre !

À mes grands-parents,

Les piliers de mon éducation, la base la plus ancienne et la plus solide sur laquelle je peux me reposer. Vous représentez pour moi un modèle familial, un ensemble de valeurs et de vertus vers lesquelles je souhaite grandir. Merci à vous d'avoir toujours été si aimants.

À mes amis,

Je ne prendrais pas le risque d'en nommer un seul pour ne pas faire de jaloux, et surtout par peur d'en oublier, mais quoiqu'il en soit je ne puis vous dire qu'une chose. Partout où j'ai grandi que ce soit à NIORT, Poitiers, Bordeaux, et même plus récemment en Martinique ; partout où j'ai eu la chance de voyager ; à Paris, La Rochelle, Bayonne, Perpignan, (Rodez) et à l'étranger, 974 rpz, je me suis toujours trouvé entouré de personnes formidables et à qui je dois énormément de choses. Même si je ne vous témoigne pas au quotidien toute l'amitié que vous méritez, sachez que j'ai apprécié, j'apprécierai mais surtout que j'apprécie chaque moment que la vie m'offre en votre compagnie !

*A très vite pour de nouvelles aventures ; sous le soleil, en cannes et prêts à tout fracasser !
Jah bless !*

TABLE DES MATIÈRES

INDEX DES ABRÉVIATIONS 9

I. INTRODUCTION 10

- I-1. RAPPELS SUR LE CONCEPT D'OSTEO-INTEGRATION..... 10
- I-2. NOTION DE BIOMATERIAU IMPLANTAIRE..... 13
- I-3. INTRODUCTION A LA BIOMECHANIQUE DU COMPLEXE OS/IMPLANT 13

II. MATÉRIEL ET MÉTHODE..... 16

- II-1. SCHEMA D'ETUDE 16
- II-2. STRATEGIE DE RECHERCHE 16
- II-3. CRITERES D'INCLUSION / EXCLUSION 17
- II-4. SELECTION DES ETUDES 17
- II-5. ACCES AUX ARTICLES 17

III. RÉSULTATS 18

- III-1. RECHERCHE ET DESCRIPTION DES ETUDES..... 18
- III-2. LE PEEK ET SES COMPOSITES 26
 - III-2.1. La famille des PAEK 26*
 - III-2.2. Structure du PEEK et présentation de ses propriétés chimiques et de biocompatibilité 27*
 - III-2.2.1. Structure cristalline, morphologie et transition thermique du PEEK. 27
 - III-2.2.2. Propriétés chimiques, thermiques 28
 - III-2.2.3. Biocompatibilité et bio-activité 29
 - III-2.3. Implants PEEK composites céramique 31*
 - III-2.3.1. HA/PEEK : Matrice de PEEK - Hydroxyapatite 31
 - III-2.3.2. PEEK β -TCP - TiO₂ 32
 - III-2.4. Implants PEEK composites fibrés 32*
 - III-2.4.1. CFR/PEEK : Matrice de PEEK renforcé avec des fibres de carbone32
 - III-2.4.2. GFR/PEEK : Matrice de PEEK renforcé avec des fibres de verre ... 33
 - III-2.5. Implants PEEK avec traitements de surfaces nano-structurées 34*
 - III-2.5.1. Traitement de surface par pulvérisation thermique au plasma : HA et/ou TiO₂ 34
 - III-2.5.2. Traitement de surface par enduction centrifuge, « Spin-coating » : HA 35
 - III-2.5.3. Traitement de surface par plasma-gaz : O₂ / Ar / NH₄ 35

III-2.5.4. Traitement de surface par plasma à faisceau d'électrons, « electron beam deposition » : Ti / TiO ₂	35
III-2.5.5. Traitement de surface par immersion de plasma et implantation d'ion (PIII) : TiO ₂	36
III-3. COMPORTEMENT ET PROPRIETES BIOMECHANQUES DU PEEK ET DE SES COMPOSITES	37
<i>III-3.1. Comportement élastique sous contrainte de traction, compression et flexion</i>	37
III-3.1.1. Le module d'élasticité ou module de Young	37
III-3.1.2. Le coefficient de Poisson	39
III-3.1.3. La limite d'élasticité	40
III-3.1.4. La résistance à la traction et l'allongement à la rupture	40
III-3.1.5. La rigidité et la ténacité	40
III-3.1.6. La ductilité	41
<i>III-3.2. Les essais de fatigue</i>	41
<i>III-3.3. Les essais de fluage</i>	42
<i>III-3.4. Synthèse sur les propriétés mécaniques du PEEK</i>	43
III-4. DIFFUSION DES CONTRAINTES A L'INTERFACE OS-IMPLANT	45
<i>III-4.1. Analyse par éléments finis</i>	45
<i>III-4.2. Résultats des différentes études par analyse d'éléments finis</i>	47
<i>III-4.3. Étude des déformations prédictives</i>	49
III-4.3.1. Etudes réalisées en orthopédie	49
III-4.3.2. Etudes réalisées en implantologie orale	50

IV. DISCUSSION..... 55

V. CONCLUSION 60

BIBLIOGRAPHIE 61

INDEX DES ABRÉVIATIONS

- **ASTM** = Société américaine d'essais de matériaux : « American Society for Testing Materials »
- **β -TCP** = Phosphate Tri-Calcique Bêta
- **CAO** = Conception Assistée par Ordinateur
- **CFR** = Renforcés par fibres de carbone : « Carbon Fibers Reinforced »
- **FDA** = Agence américaine des produits alimentaires et médicamenteux : « Food and Drugs Administration »
- **FEA** = Analyse des éléments finis : « Finite Element Analysis »
- **FTIR** = Spectroscopie infrarouge à transformée de Fourier : « Fourier Transform Infrared Spectroscopy »
- **GFR** = Renforcés par fibres de verre : « Glass Fibers Reinforced »
- **GPa** = Giga Pascal
- **HA** = Hydroxy-Apatite
- **HAF** = Hydroxy-Fluoro-Apatite
- **ISO** = Organisation internationale de normalisation : « International Organisation for Standardisation »
- **ISQ** = Implant Stability Quotient
- **MeSH** = Système d'indexation de métadonnées médicales : « Medical Subject Heading »
- **MPa** = Mega Pascal
- **N** = Newton
- **NaCl** = Chlorure de Sodium
- **PAEK** = Poly Aryl Ether Ketone
- **PEEK** = Poly Ether Ether Ketone
- **PEEKK** = Poly Ether Ether Ketone Ketone
- **PEK** = Poly Ether Ketone
- **PEKK** = Poly Ether Ketone Ketone
- **PEKEKK** = Poly Ether Ketone Ether Ketone Ketone
- **SED** = Densité d'énergie de déformation : « Strain Energy Density »
- **SEM** = Microscopie électronique à balayage : « Scanning Electron Microscopy »
- **TA6V4** = Titane Aluminium 6 Vanadium 4
- **TEM** = Microscopie électronique en transmission : « Transmission Electron Microscopy »
- **TiO₂** = Dioxyde de Titane
- **Ti-cp** = Titane commercialement pur

I. INTRODUCTION

Le dispositif implantaire largement utilisé et documenté, fait désormais figure de thérapeutique de choix dans le remplacement des dents absentes et permet aujourd'hui d'obtenir des taux de succès proches de 95% tel qu'il est rapporté dans la littérature scientifique (1,2).

La découverte des propriétés intrinsèques des différents types de matériaux implantables et notamment du Titane, ainsi que l'amélioration des connaissances sur la physiologie des processus de cicatrisation osseuse et tissulaire a permis à ALBRETKSSON et al. (3) d'établir des critères de succès implantaires. Ils reposent à la fois sur des facteurs généraux et systémiques, des facteurs locaux (volume et qualité osseuse), des facteurs chirurgicaux (asepsie, absence d'échauffement et de traumatisme osseux), et enfin sur des facteurs liés à la mise en charge de l'implant (mise en charge différée).

Ainsi, la façon dont le dispositif implantaire va interagir avec l'os environnant a fait l'objet de nombreuses recherches. L'étude du comportement biomécanique d'un implant en situation osseuse repose à la fois sur la connaissance des propriétés mécaniques ainsi que sur l'évaluation de la transmission des contraintes à l'interface os-implant à travers des modèles théoriques (4-7).

I-1. Rappels sur le concept d'Ostéo-intégration

Avec les travaux du Professeur Per-Ingvar BRANEMARK naît le concept de l'ostéo-intégration qu'il définira en 1977 et selon ses termes comme étant « une jonction anatomique et fonctionnelle directe entre l'os vivant remanié et la surface de l'implant mis en charge ». À long terme, la pérennité du système implantaire repose sur le maintien de son intégration mécanique et biologique initiale à savoir l'ostéo-intégration (8).

Cette définition a été avalisée et complétée par LISTGARTEN et al. (9), comme étant une coaptation directe structurale et fonctionnelle se traduisant cliniquement par une absence d'interposition de tissu fibreux conférant alors au matériel implanté une grande stabilité dans le tissu osseux.

L'obtention et le maintien dans le temps de cette interface intime entre l'os vivant et la surface implantaire implique le respect des prérequis chirurgicaux édictés par BRANEMARK et révisés depuis (10,11).

L'ostéo-intégration résulte d'un processus dual faisant intervenir à la fois une rétention mécanique stable, la stabilité primaire ; et un phénomène d'intégration biologique après remodelage de l'os, la stabilité secondaire (3,12,13).

La stabilité primaire représente l'ensemble des contacts qui s'établissent au niveau de l'interface os/implant lors de la mise en place de ce dernier. Elle est dépendante à la fois de la forme et du design de l'implant, de son état de surface, de la qualité et de la densité du tissu osseux de l'hôte, ainsi que de la technique de préparation chirurgicale du site implantaire par le praticien.

Lors du vissage de l'implant dans l'os le praticien recherche un blocage cortical, pour avoir un ancrage primaire devant être égal ou supérieur à 25 N/cm afin d'assurer son immobilité (14). Il permet alors de prévenir les micromouvements de l'implant considérés comme bien tolérés et ne perturbant pas l'ostéo-intégration primaire lorsqu'ils sont inférieurs à 50 μm (15).

Plusieurs techniques et systèmes électroniques permettent au praticien d'évaluer et de contrôler la stabilité primaire (16–18). Le contrôle du torque d'insertion associé à une radiographie rétro-alvéolaire de l'implant sont les principaux moyens faisant appel au sens clinique du praticien (19). L'utilisation du système Osstell® permet quant à lui au moyen d'une sonde électromagnétique de mesurer l'indice ISQ afin d'évaluer l'absence de mobilité implantaire primaire ou secondaire (20).

La stabilité secondaire s'exprime au cours du processus de cicatrisation. La stabilité primaire biomécanique va progressivement diminuer pour laisser place à une réponse biologique qui va conduire à une néo-apposition osseuse au contact direct de la surface implantaire (21).

Cette stabilité secondaire fait intervenir la notion de biocompatibilité du matériau implanté, définie en 1986 lors de la conférence de Chester, comme « la capacité d'un matériau à provoquer une réponse appropriée de l'organisme hôte en vue d'une application spécifique ».

L'implant endo-osseux est fabriqué à l'aide d'un biomatériau qui est défini selon les termes de la Société Européenne des Biomateriaux comme étant un « matériau non vivant, utilisé dans un dispositif médical et conçu pour interagir avec des systèmes biologiques, qu'il participe à la constitution d'un appareillage à visée diagnostique ou à celle d'un substitut de tissu ou d'organe, ou encore à celle d'un dispositif de suppléance (ou d'assistance) fonctionnelle » Elle résulte donc en l'aptitude d'un matériau à ne pas interférer, ni dégrader le milieu biologique dans lequel il intervient. Tout matériau répondant à cette définition est alors qualifié de « BIO » matériau (22).

Cependant tous les matériaux biocompatibles ne sont pas égaux face au tissu dans lesquels ils sont utilisés. On distingue principalement deux types de biomateriaux.

Les matériaux dit bio-inerte n'induisant aucun effet qu'il soit positif ou négatif sur le tissu dans lequel il est utilisé.

Les matériaux dit « bioactif » qui vont chercher à favoriser leur intégration dans le tissu au sein duquel ils sont utilisés en provoquant une réponse biochimique qui vise à induire une différenciation tissulaire ou à stimuler le processus de cicatrisation et par conséquent aboutir à une néoformation osseuse (23).

On parle d'ostéo-conduction d'un matériau ou d'une surface lorsqu'il conduit à une ostéogénèse de contact. Au contact du matériau, les cellules ostéogéniques migrent et guident les éléments cellulaires et vasculaires afin de former une nouvelle matrice osseuse. On parle « d'ostéo-induction » d'un matériau ou d'une surface lorsqu'il a la capacité d'induire la néoformation de tissu osseux dans un environnement tissulaire non destiné à former de l'os. Dans un environnement tissulaire donné, le matériau initie la différenciation des cellules souches mésenchymateuses en cellules à potentiel ostéoblastique (21,24).

L'état de la surface implantaire va conditionner la réponse tissulaire péri-implantaire par le biais de ses propriétés physiques et chimiques.

Ainsi pour améliorer à la fois le taux et la qualité de l'ostéo-intégration, et donc la survie du matériel implantaire, les fabricants ont utilisé des méthodes biochimiques de modification de surface puis ils ont mis l'accent sur des changements topographiques de surface plutôt que sur ces altérations des propriétés chimiques.

L'objectif général des modifications d'origine biochimique est de contrôler l'interface tissu implant avec des molécules qui sont délivrés directement à l'interface et qui induisent une réponse spécifique des cellules et des tissus environnant le complexe implantaire et favorisant l'ostéo-conduction (25–27).

Les modifications topographiques créent quant à elles, des irrégularités de surfaces qui vont améliorer l'ancrage mécanique entre l'os et l'implant. En plus de fournir une meilleure stabilité mécanique entre le tissu osseux et la surface de l'implant, la rugosité de surface nouvellement créée va permettre de retenir les caillots sanguins et de stimuler ainsi le processus de cicatrisation.

L'ensemble des traitements de surface ont donc pour but de créer une rugosité de surface optimale tout en augmentant l'hydrophilie et éventuellement la bio-activité de surface, afin d'accroître les propriétés d'ostéo-conduction et ainsi d'augmenter le contact osseux à la surface implantaire pour favoriser une ostéo-intégration plus rapide (25).

Ainsi, après un remodelage osseux initial consécutif à la mise en place de l'implant ce processus de stabilité biologique se divise en trois étapes distinctes avec successivement :

- 1) Apposition d'os immature à la surface implantaire.
- 2) Adaptation de la masse osseuse à la charge (apposition osseuse).
- 3) Adaptation structurelle et fonctionnelle de l'os résultant en un remodelage osseux continu (28,29).

Une fois ce processus de cicatrisation secondaire terminé, l'intégration de l'implant est alors de nature mécanique et biologique, on peut parler d'« ankylose fonctionnelle » de l'implant (30).

I-2. Notion de biomatériau implantaire

Dans l'état actuel des connaissances, plusieurs biomatériaux ont fait l'objet de recherches afin de développer des implants. Parmi les différents matériaux exploités aujourd'hui, on retrouve :

- Le Titane (Ti-cp Grade 1, 2, 3 et 4) (31).
- Les alliages de Titane (TA6V4– Titane-Zircone « RULID® ») (32).
- Les céramiques (Zircone) (33).
- Le tantale (34).
- Les polymères composites (PEEK) (35).

Le Titane est le matériau le plus référencé de la littérature scientifique, et est naturellement considéré comme le leader des biomatériaux en implantologie. (36–38).

Cependant de récents travaux portant sur la céramique et plus particulièrement la Zircone, nous montre que ce type de matériaux représente une alternative viable au Titane en terme d'implant endo-osseux. Mais les études n'offrent pas le recul nécessaire dont on dispose avec le Titane pour attester de sa fiabilité. (39,40).

I-3. Introduction à la biomécanique du complexe os/implant

Le complexe os-implant nouvellement créé représente deux entités très différentes en terme de structure biomécanique.

D'une part, le tissu osseux qui est un tissu en remodelage permanent, sa structure hétérogène composé d'une phase minérale (cristaux d'hydroxyapatite) lui conférant sa rigidité et d'une phase organique (collagène) lui assurant son élasticité. Cette dualité structurelle permet à l'os d'être considéré comme étant à la fois dur, cassant et souple. Il présente un caractère anisotrope et viscoélastique, adaptant son architecture en fonction de la direction des contraintes qu'il reçoit (41,42).

De l'autre, l'implant : structure inerte homogène, isotrope (se déformant de façon identique) et qui selon les propriétés mécaniques initiales du biomatériau choisit sera plus ou moins dur, plus ou moins élastique (43).

Le système implantaire ostéo-intégré est soumis au cycle des forces occlusales physiologiques ou non, et les contraintes qui en résultent vont se diffuser et se propager à partir de l'implant à travers l'os selon la théorie de la dissipation d'énergie. Ainsi une force appliquée à la couronne implanto-portée est connue pour être transférée à travers l'implant avec de petites altérations dues à l'énergie de conservation caractéristique des implants rigides, ce qui se traduit par une déformation élastique et un stockage de l'énergie minimale par l'implant (44).

De plus et selon les lois de Wolff, le remodelage osseux est dépendant de la charge qui lui est appliquée. En dehors des limites physiologiques du tissu osseux, des charges trop importantes ou insuffisantes peuvent être à l'origine d'une fracture d'un élément du système implantaire (implant, pilier), d'un dévissage ou d'une résorption osseuse avoisinant les zones de transmission des contraintes. Les surcharges occlusales entraînent une perte d'ostéo-intégration de l'implant. A l'inverse, des charges occlusales à l'intérieur des limites physiologique de l'os favorisent un remodelage osseux ainsi que le maintien à long terme de l'ostéo-intégration (45–48).

La perte d'ostéo-intégration synonyme d'échec du traitement implantaire a conduit plusieurs chercheurs à vouloir savoir comment se répartissaient et se transmettaient les contraintes à l'interface os/implant. Ils ont mis en évidence plusieurs facteurs ayant une influence directe sur ce phénomène (49,50) :

- Le concept prothétique choisi (fixe unitaire, fixe plurale, amovible) (51,52).
- La forme et l'aspect de surface de l'implant (micro et macro-géométrie de surface) (53,54).
- Les propriétés mécaniques du biomatériau utilisé (49,55,56).

Même si l'amélioration des traitements de surface et des modifications de conception ont fourni de meilleurs résultats en minimisant la perte osseuse marginale, certaines préoccupations existent encore au sujet de la capacité des biomatériaux implantables à s'adapter aux propriétés mécaniques du tissu osseux hôte.

Ainsi en poussant leurs recherches sur les facteurs mécaniques mettant en péril l'ostéo-intégration des matériaux de référence, à savoir le Titane et ses alliages ou la Zircone, les chercheurs se sont aperçus que ceux-ci présentaient une dureté trop importante et un module d'élasticité très éloigné de celui l'os (au moins 8 fois plus dur que l'os pour les implants métalliques). Cette différence de gradient génère des contraintes au niveau de l'interface os-implant pendant le transfert de charge et peut endommager l'os péri-implantaire. Ce phénomène est appelé le « Stress-shielding » et représente une cause importante d'échec implantaire car il en résulte une résorption osseuse (57).

BRUNSKI et al. (43), proposent alors, pour limiter la résorption de l'os péri-implantaire lié à ce « stress shielding », un cahier des charges des propriétés mécaniques idéales. Ils avancent l'idée qu'un matériau doté d'un module d'élasticité similaire à l'os serait susceptible d'homogénéiser la distribution des contraintes aux tissus de soutien avec une diminution des contraintes notamment au niveau de l'interface os/implant.

Les récentes investigations dans le domaine des biomatériaux menées à travers la chirurgie orthopédique et la traumatologie ont permis de mettre au point un nouveau matériau non métallique ou « metal free » : le PEEK dont les propriétés mécaniques s'avèrent intéressantes pour la transmission des contraintes (58,59).

Malgré d'excellentes propriétés de biocompatibilité, l'absence de capacité d'ostéo-conduction de surface ne permet pas l'application du PEEK à l'implantologie orale (60).

Afin de palier à cet inconvénient, différents polymères PEEK composites ont été proposés (58,60).

Ces matériaux composites à base de PEEK combinent donc de très bonnes propriétés de biocompatibilité associées à des capacités d'ostéo-conduction et par conséquent d'ostéo-intégration satisfaisantes ; ainsi que des propriétés mécaniques ajustées qui seraient favorables à la diffusion des contraintes au niveau de l'os péri-implantaire.

Néanmoins, il n'existe pas encore de revue de littérature systématique sur les propriétés structurelles et mécaniques intrinsèques du PEEK et de ses composites appliquée à l'implantologie orale.

Par conséquent, l'objectif de cette revue systématique est d'évaluer l'intérêt de ces matériaux, où l'intérêt du PEEK et des composites PEEK sur le plan biomécanique en implantologie orale.

II. MATÉRIEL ET MÉTHODE

II-1. Schéma d'étude

Nous avons réalisé une revue systématique de la littérature scientifique orthopédique et odontologique.

II-2. Stratégie de recherche

Des recherches informatiques exhaustives utilisant plusieurs combinaisons de mots clés ont été réalisées sur les bases de données électroniques PubMed, Science Direct-Elsevier et Scopus afin de balayer à la fois la littérature orthopédique ainsi que la littérature odontologique. Les combinaisons de mots-clés « Keywords » et équivalents « MeSH Terms » suivantes ont été utilisés tels que :

- Sur PubMed :
 - (ketones) AND (stress, mechanical) AND (mechanical phenomena) AND (dental implants) = MeSH Terms
 - (ketones) AND (stress, mechanical) AND (mechanical phenomena) AND (orthopedics) = MeSH Terms
 - (ketones) AND (stress, mechanical) AND (mechanical phenomena) AND (material testing) = MeSH Terms
 - (peek) AND (stress, mechanical) AND (mechanical phenomena) AND (material testing) = Keywords
- Sur ScienceDirect :
 - (peek) AND (dental implants) AND (mechanical phenomena) AND (stress, mechanical) AND (material testing) = Keywords
 - (peek) AND (orthopedics) AND (mechanical phenomena) AND (stress, mechanical) AND (material testing) = Keywords
- Sur Scopus :
 - (peek) AND (dental implants) = Keywords
 - (peek) AND (orthopedics) = Keywords

Cette recherche a été complétée par l'ajout d'articles extraits des références bibliographiques des articles identifiés lors de la recherche informatique.

Nous nous sommes également appuyé sur les Thèses et Mémoires des Docteurs Gonzague Faudemer, Lorraine Hoff, Julie Rozé, et Astrid Richard, pour enrichir notre travail.

La recherche électronique finale a été conduite le 25 Février 2016.

II-3. Critères d'inclusion / exclusion

D'une manière générale, les critères retenus pour la sélection d'articles se sont focalisés sur :

→ Le « Stress Shielding » ou l'absorption du stress et sa retransmission dans l'os sous-jacent

→ Les revues de littérature préexistantes

→ Les études in vitro portant sur les propriétés mécaniques du PEEK

→ Les études de modélisation numérique par analyse d'éléments-finis

Ont été exclues, toutes les publications concernant :

→ Les propriétés de biocompatibilité

→ Les propriétés radiologiques

→ Les procédés de fabrication et de mise en forme

→ Les procédés de stérilisation

Plus spécifiquement, du point de vue de la littérature scientifique, la recherche électronique a été focalisée exclusivement sur l'implantologie endo-osseuse en excluant l'implantologie prothétique (pilier, vis, prothèse implantaire).

Du point de vue de la littérature orthopédique, la recherche électronique a été focalisée sur les revues de littérature préexistantes ainsi que sur les études in vitro. Toutes les études faisant in vivo faisant intervenir du matériel spécifique à l'orthopédie à base de PEEK tels que les plâtres, les vis et plaque de fixation, les disques intervertébraux, les implants spinaux et crâniens ont été exclues.

II-4. Sélection des études

Les titres et les résumés des articles identifiés lors des recherches électroniques ont été étudiés, les doublons ont été éliminés et si l'incorporation d'un article semblait probable, le texte intégral était lu. De plus les références bibliographiques des articles sélectionnés ont été passées en revue pour des inclusions possibles.

Les articles n'abordant pas les critères d'inclusion ont été rejetés.

II-5. Accès aux articles

L'accès à la totalité des articles choisis a été possible grâce au réseau de l'université ainsi que grâce l'inscription sur le site internet ResearchGate.

Une formation Zotero a été effectuée pour l'organisation de la bibliographie.

III. RÉSULTATS

III-1. Recherche et description des études

Les recherches électroniques décrites précédemment ont contribué à regrouper initialement :

- Sur PubMed : 195 articles
- Sur ScienceDirect : 202 articles
- Sur Scopus : 92 articles

Après avoir éliminé les doublons, lu les titres et résumés des articles résultant des recherches, seulement 25 publications ont été retenues. L'analyse bibliographique des articles sélectionnés a permis d'inclure 3 nouvelles publications à notre recherche.

Une lecture complète du texte et une analyse de la pertinence des articles à enfin conduit à un résultat final regroupant 13 articles. Deux publications sont en langues française tandis que toutes les autres sont en anglais. Les dates des publications sont comprises entre 2007 et 2015.

Concernant la littérature orthopédique, 3 articles ont été retenus. Le premier est une étude d'analyse par éléments finis. Le second est un article de revue tandis que le dernier est une revue systématique de la littérature orthopédique sur le PEEK.

Concernant la littérature odontologique, 10 articles ont été retenus. 3 articles sont des revues de la littérature odontologique sur le PEEK. 3 articles sont des études d'analyse par éléments finis en rapport avec la distribution du stress au niveau de l'os péri-implantaire. 3 articles sont des études in-vitro portant sur le comportement biomécanique du PEEK. La dernière publication correspond à un article de revue présentant le biomatériau PEEK et ses potentielles applications en dentisterie.

Un arbre de sélection des articles a donc été réalisé à partir de 13 articles, dont 4 revues de littérature (60,64–66), 4 études par analyse d'éléments finis (67–70), 3 études expérimentale in-vitro (71–73) et 2 articles de revue (58,59).

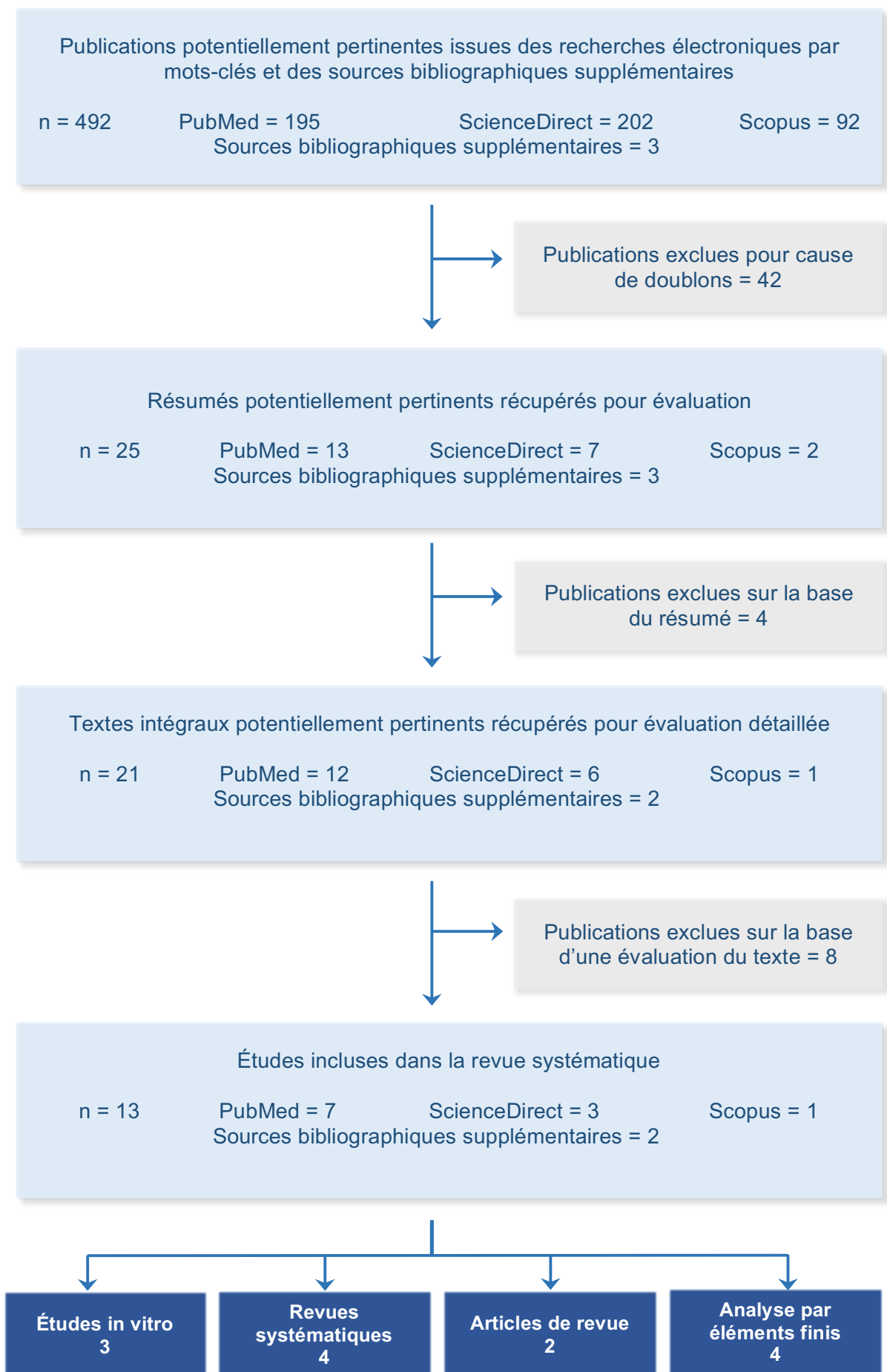


Figure 1 : Arbre de sélection des articles pour la revue systématique

Articles	Type de littérature et Schéma d'étude	Objectifs	Méthodes	Types de biomatériaux étudiés et leur composition	Résultats
2006 Titre : The long-term mechanical integrity of non-reinforced PEEK-OPTIMA polymer for demanding spinal applications : experimental and finite-element analysis Auteur : FERGUSON S. J. et Al. Mots-clefs : PEEK + Material properties + Creep + Cages + Fusion Référence : (67)	Type : Orthopédique Schéma : Étude in-vitro et analyse par éléments finis	Comparer les performances biomécaniques du PEEK et du Titane sous contraintes et analyser leurs diffusions	Étude in vitro : tests de fluage et de compression quasi-statique à la fois en conditions sèches et en solution saline (NaCl) à 37° sur des spécimens cylindrique de PEEK et de Titane Étude par analyse d'éléments finis : Modélisation 3D de vertèbres et simulation pose d'implant cage intervertébrale à base de PEEK et de Titane en vue de comparer la diffusion du stress sous différentes contraintes	1. PEEK-OPTIMA® LT1 (Grade LT1R30) 2. Titane	Structure présentée : Non Propriétés mécaniques : Module d'élasticité, fluage Contraintes à l'interface os/implant et Stress Shielding Coefficient de Von Mises et analyse de la distribution du stress après contraintes de compressions, de flexion, de flexion latérale et de rotation axiale
2007 Titre : PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants Auteur : KURTZ S. M. et Al. Mots-clefs : PEEK + PEAK + Composites + Carbon fiber + Wear + Fracture Fixation + Mechanical behavior + Physical properties + Tribology + Biocompatibility + Review Référence : (58)	Type : Orthopédique Schéma : Article de revue	Présentation du biomatériau PEEK et prospections futures en orthopédie.	Synthèse de la littérature orthopédique existante sur la structure, les propriétés mécaniques et la résistance chimique de la famille des PAEK et notamment du PEEK	1. PEEK non modifié 2. PEEK composites	Structure présentée : Oui Propriétés mécaniques : Module d'élasticité, coefficient de Poisson, résistance et allongement à la traction, fatigue, résistance à la fracture, rigidité, usure Contraintes à l'interface os/implant et Stress Shielding Relation entre contraintes de tension et compression et le stress observé sur le PEEK

Articles	Type de littérature et Schéma d'étude	Objectifs	Méthodes	Types de biomatériaux étudiés et leur composition	Résultats
2010 Titre : Un nouveau matériau "metal free" en implantologie : le Biopik® Auteur : COUGOULIC J.-P. et Al. Référence : (59)	Type : Odontologique Schéma : Article de revue	Présentation des propriétés mécaniques et biologiques du "Biopik®" en vue d'une application pour l'implantologie	Présentation Biopik® Étude in vitro de l'interface cellules ostéogènes humaines & matériau Étude in vivo, expérimentation animale sur l'ostéointégration à 4 semaines	Biopik® : Phosphate Tricalcique (TCP) 10% + Oxyde de Titane (TiO2) 10% + matrice PEEK	Structure présentée : Non Propriétés mécaniques : Module de Young Contraintes à l'interface os/implant et Stress Shielding Non
Titre : L'après titane, le PEEK? Auteur : MÉNINGAUD J.-P. et Al. Mots-clefs : Implants dentaires + Matériaux biocompatibles + Polyétherethercétone Référence : (71)	Type : Odontologique Schéma : Étude in-vitro	Présentation des propriétés mécaniques et biologiques du PEEK en vue d'une application pour l'implantologie	Essais mécaniques avec contraintes de flexion statique et dynamique	PEEK-OPTIMA®	Structure présentée : Oui Propriétés mécaniques : Densité, dureté, limite élastique, résistance à la flexion, au cisaillement, en compression, allongement, module de flexion, de cisaillement, coefficient de Poisson Contraintes à l'interface os/implant et Stress Shielding Non
Titre : Evaluation of the stress distribution in CFR-PEEK dental implants by the three-dimensional finite element method Auteur : SAROT J. R. et Al. Référence : (68)	Type : Odontologique Schéma : Étude in-vitro et analyse par éléments finis	Comparer la distribution du stress au niveau de l'os péri-implantaire de différents implants assemblés avec différents biomatériaux (PEEK modifié et Titane)	Modélisation 3D mâchoire humaine et simulation de 4 implants avec différent étages de biomatériaux posés et les caractéristiques de l'os cortical et médullaire puis étude par analyse d'éléments finis avec première force verticale de 100N et seconde force de 100N appliquée pour un angle d'inclinaison de 30° par rapport au grand axe de l'implant	Implant - Pilier 1. Titane - Titane 2. Titane - CFR-PEEK (30% fibre de carbone) 3. CFR-PEEK - Titane 4. CFR-PEEK - CFR-PEEK	Structure présentée : Non Propriétés mécaniques : Module d'élasticité, Coefficient de Poisson Contraintes à l'interface os/implant et Stress Shielding Analyse du stress au niveau de l'os péri-implantaire en comparant le stress par compression et le stress de Von Mises

Articles	Type de littérature et Schéma d'étude	Objectifs	Méthodes	Types de biomatériaux étudiés et leur composition	Résultats
2011 Titre : PEEK dental implants : A review of the literature Auteur : SCHWITALLA A. et Al. Mots-clefs : PEEK + Dental implants + Finite element method + Animal experiments + Osseointegration Référence : (60)	Type : Odontologique Schéma : Revue systématique	Évaluer la littérature odontologique en rapport avec le PEEK pour savoir si c'est une alternative viable aux implants titane	1er article : analyse par éléments finis de la distribution du stress d'un implant PEEK modifié 2ème article : étude in vivo, expérience animale pour comparer l'indice BIC de contact os-implant entre deux implants PEEK modifiés 3ème article : étude in vivo, expérience animale pour comparer l'ostéointégration d'implants Titane, Zircone et PEEK	1er article : CFR-PEEK 2ème article : CFR-PEEK Vs Titanium-coated CFR-PEEK 3ème article : PEEK Vs Titane Vs Zircone	Structure présentée : Non Propriétés mécaniques : Non Contraintes à l'interface os/implant et Stress Shielding 1er article : Pic de Stress + Pic de Tension 2ème article : Indice BIC (bone implant contact) 3ème article : Niveau osseux
2012 Titre : Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants Auteur : LEE W.-T. et Al. Mots-clefs : Poly-ether-ether-ketone (PEEK) + Dental implants + Fatigue + Stress analysis + Finite element analysis Référence : (70)	Type : Odontologique Schéma : Étude in-vitro et analyse par éléments finis	Évaluer la limite de fatigue d'implants en PEEK et les effets d'un faible module d'élasticité sur l'os péri-implantaire	Étude in vitro : tests de compression cyclique sur différents batonnets fait à partir de PEEK et contrôle avec témoin Titane Étude par analyse d'éléments finis : Modélisation 3D d'une mâchoire avec os cortical de 1mm d'épaisseur recouvrant os spongieux et simulation pose de différents implants de 15,3mm de long et diamètres de 4,1 et 4,8mm avec application de charges verticale puis horizontale et analyse de la distribution du stress	Étude in vitro : 1. GFR-PEEK 30% (avec matrice de PEEK OPTIMA®) 2. CFR-PEEK 30% (avec matrice de PEEK OPTIMA®) 3. Titane-cp (Grade IV) Étude par analyse d'éléments finis : 1. PEEK 2. Titane 3. Zircone 4. Titane + couche de surface de PEEK 5. Zircone + couche de surface de PEEK	Structure présentée : Non Propriétés mécaniques : Module d'élasticité, Coefficient de Poisson, limite de fatigue Contraintes à l'interface os/implant et Stress Shielding Prédictions de densité d'énergie de contrainte et effets théoriques en termes de perte osseuse, d'absence d'effets et de gain de osseux

Articles	Type de littérature et Schéma d'étude	Objectifs	Méthodes	Types de biomatériaux étudiés et leur composition	Résultats
2014 Titre : Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone Auteur : SCHWITALLA A. et Al. Mots-clefs : Finite element analysis + Platform-switched dental implant + PEEK + Titanium + Endolign Référence : (69)	Type : Odontologique Schéma : Étude in-vitro et analyse par éléments finis	Montrer les différences de comportement biomécanique de 3 implants (2 PEEK vs 1 titane)	Modélisation 3D mandibule humaine et simulation pose 3 implants différents de même design, puis étude par analyse d'éléments finis avec première force verticale de 100N et seconde force de 100N appliquée pour un angle d'inclinaison de 30° par rapport au grand axe de l'implant	1 : Endolign® = CFR-PEEK (60% fibre de carbone parallèles) 2 : PEEK (poudre commerciale) 3 : Titane	Structure présentée : Non Propriétés mécaniques : Module d'élasticité, Coefficient de Poisson, Limite de rupture Contraintes à l'interface os/implant et Stress Shielding Coefficient de stress de Von Mises, Déformation et Pression à la surface de l'os péri-implantaire
2015 Titre : Flexural behavior of PEEK materials for dental application Auteur : SCHWITALLA A. et Al. Mots-clefs : PEEK + CFR-PEEK + Three-point bending test + Bending modulus + Bending strength + Prosthetic dentistry Référence : (72)	Type : Odontologique Schéma : Étude in-vitro	Évaluation des propriétés mécaniques de différents composites PEEK par le test de flexion trois points	Étude in-vitro : 150 spécimens en forme de petite barre de 11 composites PEEK (9 à application biomédicale, 2 à application industrielle) différents testés par un test de flexion trois points	1. VESTAKEEP® M4 R 2. PEEK-OPTIMA® LT1 3. PEEK-CLASSIX® BC1-WH (10%TiO2) 4. VESTAKEEP® DC4420 R (20%TiO2) 5. PEEK-OPTIMA® LT16BA (6%BaSO4) 6. PEEK-OPTIMA® LT120BA (20%BaSO4) 7. PEEK-OPTIMA® LT1CA30 (30% CFR coupé multidirectionnelle) 8. CF/PEEK (>50% CFR continue multidirectionnelle) 9. PEEK-OPTIMA® Ultra Reinforced (>50% CFR continue unidirectionnelle) 10. VICTREX® PEEK™ 450GL30 (30% GFR coupée multidirectionnelle) 11. VICTREX® PEEK™ 450CA30 (30% CFR coupée multidirectionnelle)	Structure présentée : Non Propriétés mécaniques : Module de flexion, Résistance à la flexion Contraintes à l'interface os/implant et Stress Shielding Non

Articles	Type de littérature et Schéma d'étude	Objectifs	Méthodes	Types de biomatériaux étudiés et leur composition	Résultats
2015 Titre : Pressure behavior of different PEEK materials for dental implants Auteur : SCHWITALLA A. et Al. Mots-clefs : PEEK + Carbon fibers + Pressure behavior + Dental implants Référence : (73)	Type : Odontologique Schéma : Étude in-vitro	Évaluation des propriétés mécaniques de différents composites PEEK par le test de pression statique	Étude in-vitro : 11 composites PEEK (9 à applications biomédicale, 2 à application industrielle) différents en forme de cylindre testés par un test de pression statique	1. VESTAKEEP® M4 R 2. PEEK-OPTIMA® LT1 3. PEEK-CLASSIX® BC1-WH (10%TiO2) 4. VESTAKEEP® DC4420 R (20%TiO2) 5. PEEK-OPTIMA® LT16BA (6%BaSO4) 6. PEEK-OPTIMA® LT120BA (20%BaSO4) 7. PEEK-OPTIMA® LT1CA30 (30% CFR coupé multidirectionnelle) 8. CF/PEEK (>50% CFR continue multidirectionnelle) 9. PEEK-OPTIMA® Ultra Reinforced (>50% CFR continue unidirectionnelle) 10. VICTREX® PEEK™ 450GL30 (30% fGFR coupée multidirectionnelle) 11. VICTREX® PEEK™ 450CA30 (30% CFR coupée multidirectionnelle)	Structure présentée : Non Propriétés mécaniques : Module d'élasticité, limite d'élasticité, résistance à la compression Contraintes à l'interface os/implant et Stress Shielding Non
Titre : The use of Carbon-Fiber-Reinforced (CFR) PEEK material in orthopedic implants : A systematic review Auteur : LI C. S. et Al. Mots-clefs : Carbon-fiber-reinforced polyetheretherketone + Implants + CFR-PEEK + Review + Orthopedics Référence : (66)	Type : Orthopédique Schéma : Revue systématique	Présenter les propriétés mécaniques et biologiques, les données techniques et les conclusions sur le CFR-PEEK et évaluer son potentiel pour de nouvelles applications dans le design d'implants orthopédiques	Recherche électronique de publications internationales parues entre 1990 et 2013 sur les bases de données Medline et Embase en utilisant la combinaison de mots clés "CFR-PEEK" et "implants" et "orthopedics"	CFR-PEEK (compositions différentes en fonction des fabricants)	Structure présentée : Non Propriétés mécaniques : Oui Contraintes à l'interface os/implant et Stress Shielding Non

Articles	Type de littérature et Schéma d'étude	Objectifs	Méthodes	Types de biomatériaux étudiés et leur composition	Résultats
2015 Titre : Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics Auteur : NAJEEB S. et Al. Mots-clefs : PEEK + Implants + Prosthodontics + Polymers + Bioactivity Référence : (64)	Type : Odontologique Schéma : Revue systématique	Synthétiser les résultats des recherches conduites sur le PEEK en vue d'applications dentaire et émettre des perspectives sur l'utilisation du PEEK et ses applications cliniques potentielles	Recherche électronique de publications anglaise menées sur les 15 dernières années sur PubMed en utilisant la combinaison de mots-clés "polyetheretherketone" et "dental" et "dentistry"	1. PEEK non modifié 2. CFR-PEEK 3. PEEK modifiés : A. PEEK nano-structurés (dépôt centrifuge de nano-HAp ; traitement par plasma-gaz O2/Ar, NH4 ; déposition par plasma electron beam Ti, TiO2 ; implantation par plasma ion immersion TiO2) B. PEEK nano-composites (TiO2-PEEK ; HAF-PEEK)	Structure présentée : Oui Propriétés mécaniques : Module d'élasticité, résistance à la traction Contraintes à l'interface os/implant et Stress Shielding : Non
Titre : High-performance polymers and their potential application as medical an oral implant materials : A review Auteur : WIESLI MG. et Al. Mots-clefs : Biocompatibility + High-performance polymer + Implantology + Oral Implants + Osseointegration + Polyetheretherketone + Titanium + Young modulus Référence : (65)	Type : Odontologique Schéma : Revue systématique	Effectuer une revue de littérature sur les propriétés chimiques, mécaniques et biologiques des polymères de hautes performances (HPP) utilisés comme matériaux médicaux et implants dentaires et les comparer avec le Titane	Recherche électronique de publications anglaise menées entre Janvier 1995 et Juin 2013 sur PubMed et Picarta literature en utilisant la combinaison de mots-clés "dental implant" et "polyetheretherketone" et "orthopedics" et "fiber-reinforced composite" et "high performance polymers" . 7 études animales et 1 étude clinique ont été retenues	HPP : PEEG / PEG / PEK / PEKK / PEKEKK / PEEK	Structure présentée : Oui Propriétés mécaniques : Module d'élasticité Contraintes à l'interface os/implant et Stress Shielding : Non

Tableau 1 : Résumé des études incluses dans la revue de littérature

III-2. Le PEEK et ses composites

Afin de comprendre le comportement biomécanique du PEEK en site implantaire, il convient tout d'abord de connaître l'historique de sa synthèse et ses bases structurales qui lui permettent de générer ses propriétés. Dans leur article de revue sur le biomatériau PEEK en orthopédie, Steven KURTZ et John DEVINE fournissent l'essentiel des informations nécessaires à la compréhension de ces processus (58).

III-2.1. La famille des PAEK

L'avènement du Poly-Ether-Ether-Cétone (PEEK) dans le domaine biomédical est relativement récent puisqu'il a été commercialisé pour la première fois en tant que biomatériau implantaire en 1998 (Invibio, Ltd : Thornton Cleveles, Royaume-Uni). Principal polymère de la famille des Poly-Aryl-Ether-Cétone (PAEK), il doit son utilisation actuelle aux investigations menées par l'industrie chimique, médicale et pétrolière dans les années 1980 pour développer cette famille de polymères thermoplastiques à haute température, constitués d'une chaîne moléculaire dont le squelette aromatique est interconnecté par des cétones et des groupes fonctionnels éther (58,64,65,71).

Parmi les autres PAEK développés, on trouve notamment le Poly-Ether-Cétone (PEK), le Poly-Ether-Cétone-Cétone (PEKK), le Poly-Ether-Ether-Cétone-Cétone (PEEKK) et le Poly-Ether-Cétone-Ether-Cétone-Cétone (PEKEKK). Seuls le PEKK et le PEEK ont été utilisés précédemment pour des implants orthopédiques et spinaux mais à la fin des années 1990, c'est le PEEK qui s'impose comme principal candidat au remplacement des implants métalliques notamment en chirurgie orthopédique et en traumatologie (58).

Historiquement, on distingue deux voies principales impliquée dans la production des PAEK.

La première voie, électrophile, qui relie les espèces éther aromatiques par des groupes cétones produit des polymères possédant des groupes terminaux réactif et présentant une instabilité thermique élevée. Récemment, des modifications du procédé électrophile ont permis de rendre ces polymères PAEK thermiquement stable et de voir leur utilisation dans des procédés industriels.

La seconde voie qui mène notamment au PEEK, consiste en une route nucléophile qui relie les cétones aromatiques par une liaison éther. Elle a permis de mettre au point des variantes de polymères PAEK avec diverses propriétés par l'utilisation de différents bisphénols.

A l'état résineux, le PEEK pur est disponible sous forme de poudre ou de granulés de couleur beige et la mise en forme des polymères fait alors intervenir des techniques de traitement thermoplastique standard comme le moulage par injection, l'extrusion, ou le moulage par compression (58,65).

À l'inverse du Titane, le PEEK présente une bonne usinabilité et se trouve sous des formes standards pouvant être façonnée extemporanément en fonction des cas et situations anatomiques en présence.

III-2.2. Structure du PEEK et présentation de ses propriétés chimiques et de biocompatibilité

III-2.2.1. Structure cristalline, morphologie et transition thermique du PEEK

Le PEEK est un polymère thermoplastique synthétique qui apparaît sous la formule semi-développée plane $(-C_6H_4-O-C_6H_4-O-C_6H_4-CO-)_n$, n représentant le nombre de répétition du motif.

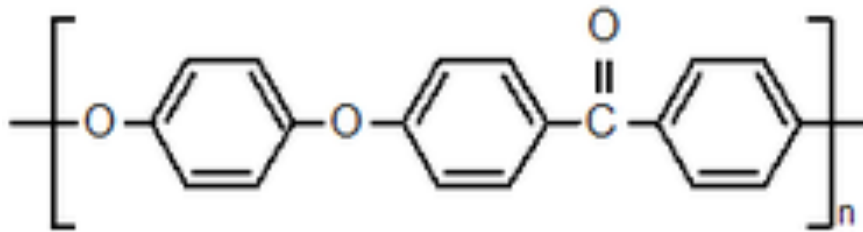


Figure 2 : Formule Topologique du PolyEtherEtherCétone (PEEK)

Il s'agit donc d'un polymère semi-cristallin thermostable à deux phases (amorphe et vitreuse). Sa phase cristalline qui confère ses propriétés mécaniques au PEEK est très difficile à caractériser car elle est fonction de plusieurs variables et notamment des températures de transition thermique, du temps et de la vitesse de refroidissement.

À température ambiante et de même en condition biologique, le PEEK est parfaitement stable et se trouve dans son état « vitreux ». La température de transition de fusion du cristallin se produit autour de 343° C tandis que sa transition vitreuse se trouve environ à 143° C. Ceci définit le caractère thermoplastique du PEEK ; au-delà de sa température de transition vitreuse, les polymères se ramollissent et deviennent ductiles. A l'inverse, la rigidité augmente au fur et à mesure que la température diminue. Une fois polymérisé, le PEEK devient chimiquement inerte et insoluble (sauf dans l'acide sulfurique à 98%) (58,64).

À l'inverse d'une trempe, la lenteur du refroidissement des polymères influence la cristallisation en entraînant une modification de la conformation de sa chaîne qui passe de linéaire à une conformation en zigzag ce qui crée par extension la formation de petites zones cristallines plus denses appelées cristallites. Ces formations cristallines, qui peuvent occuper jusqu'à 30 à 35% de la matrice amorphe du PEEK, vont apporter de la rigidité ce qui lui confère son statut de polymère semi-cristallin (58,65).

Parmi les méthodes utilisées pour quantifier la teneur en cristaux et évaluer la microstructure du PEEK et de ses composites on trouve notamment la microscopie à électronique à balayage (SEM), la microscopie électronique en transmission (TEM), l'analyse gravimétrique (densité), la spectroscopie infrarouge à transformée de Fourier (FTIR) et la diffraction par rayon X.

C'est cette dernière technique qui fournit la base des résultats acceptés par la communauté scientifique pour définir la densité théorique et la température de fusion de la phase cristalline du PEEK (58).

III-2.2.2. Propriétés chimiques, thermiques

Grâce à l'inertie inhérente de la structure chimique des cétones aromatiques polycycliques, les polymères semi-cristallins PEEK jouissent d'une bonne stabilité thermique aux hautes températures (supérieures à 300°), d'une excellente résistance aux produits chimiques et aux dégâts d'irradiation, d'une plus grande résistance que de nombreux métaux ainsi que la possibilité de coupler les polymères avec de nombreux agents de renforcement (58,65).

Bien qu'insoluble, certains chercheurs ont exprimé des inquiétudes quant à la capacité du PEEK à maintenir une bonne cohésion au niveau de son interface avec ses potentiels renforts (tels que les fibres de carbone) dans des milieux fluides in-vivo.

À partir de ces constats tous les tests biomécaniques de matériaux composites PEEK ont tenu compte de l'exposition prolongée dans des fluides et il n'a été noté aucun changement significatif en terme de fatigue ni même en terme de propriétés mécaniques (flexion, compression, coefficient de Poisson) (74).

D'autres études ont montré que la dégradation thermique du PEEK se produisait pour des températures comprises entre la température de transition vitreuse et la température de fusion cristalline. Il n'y a donc aucun risque de dégradation thermique pour une utilisation clinique des biomatériaux PEEK à 37° C (75,76).

Enfin, la stabilité au rayonnement gamma du PEEK a été étudié en raison de l'intérêt de l'industrie aéronautique et spatiale. Il a été conclu que la structure chimique aromatique particulière offre une résistance remarquable aux rayons gamma et diminue par la même la formation de radicaux libres. De ce fait, la stérilisation répétée par rayon gamma des dispositifs médicaux à base de biomatériaux PEEK est possible et elle n'entraîne aucun changement de ses comportements mécaniques (75).

En résumé, l'excellente stabilité dimensionnelle du PEEK en fait un matériau possédant une grande résistance à l'abrasion, à l'hydrolyse ainsi qu'aux attaques thermiques et aux radiations ionisantes. De plus le PEEK est radiologiquement transparent et n'induit donc aucun artefact sur les images radiographiques. Cependant l'ajout de sulfate de baryum nous permet de le rendre radio-opaque et donc identifiable sur un cliché radiographique (77).

Enfin, il s'agit d'un matériau non métallique, il n'est donc pas soumis aux phénomènes de corrosion, d'électro-galvanisme et de poly-métallisme que l'on retrouve généralement avec des implants Titane (58,77).

III-2.2.3. Biocompatibilité et bio-activité

La stabilité structurelle, chimique et thermique a justifié l'intérêt porté au développement de ces polymères dans les domaines de l'orthopédie, de la traumatologie et désormais de l'implantologie orale (62,63,78).

Afin de répondre aux normes internationales (FDA, ISO, CE), il a été prouvé via de nombreuses études que les polymères PEEK était des matériaux biocompatibles (58).

KURTZ et NAJEEB (58,64), affirment que les résultats des diverses expériences menées sur la toxicité systémique, la réponse inflammatoire et les tests de génotoxicité du PEEK et des biomatériaux composites PEEK vont dans le sens de sa biocompatibilité.

En effet il n'affecte pas de façon nuisible les ostéoblastes et fibroblastes et peut être considéré comme non cytotoxique. Implanté, il n'induit pas de réponse inflammatoire et ne montre aucun signe d'infection. De plus il ne présente pas de caractère mutagène (58,77).

Cependant NAJEEB (64), note que malgré la bio-inertie du PEEK non modifié, celui-ci ne présente aucune preuve concluante d'effets ostéo-conducteur ou ostéo-inducteur in-vivo et in-vitro contrairement aux matériaux d'implants conventionnels (Oxyde de Zirconium et Titane). Ainsi, dans sa forme non modifiée, le taux de survie à long terme des implants PEEK est discutable.

Cette lacune dans le processus d'ostéo-intégration et la volonté d'améliorer la fixation de l'implant en site osseux a conduit les chercheurs à modifier le PEEK vierge en lui adjoignant certains renforts dans le but d'améliorer sa bio-activité (Hydroxyapatite, Dioxyde de Titane, Phosphate tricalcique) et d'ajuster ses propriétés mécaniques (fibres de verre, fibres de carbone) en fonction des applications souhaitées (63).

Plusieurs méthodes ont été proposées, et on distingue principalement d'un côté les modifications chimiques comportant des particules bioactives et de l'autre des traitements de surface afin d'augmenter la rugosité et la mouillabilité des implants puis un recouvrement secondaire avec un revêtement ostéo-conducteur (64).

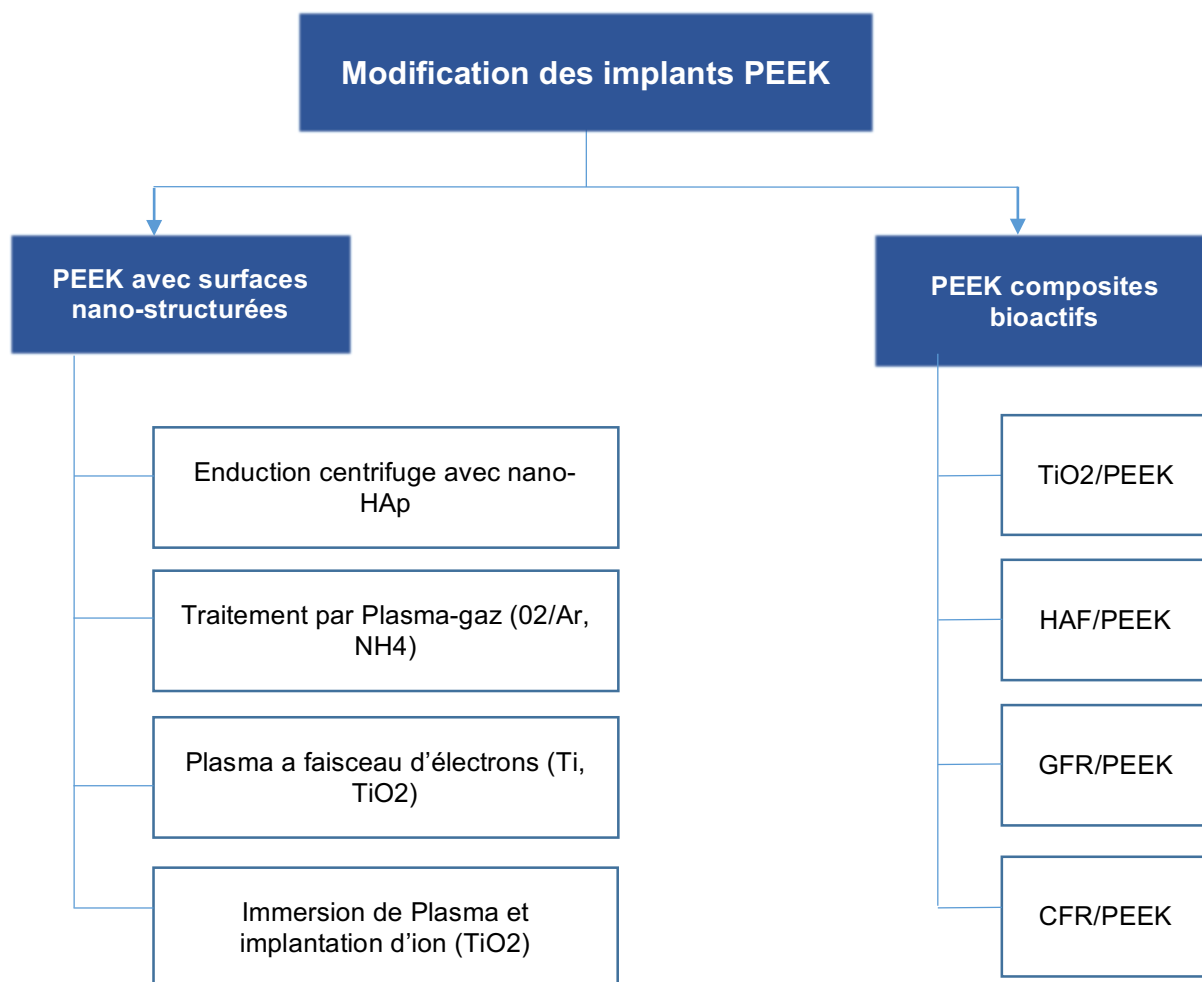


Figure 3 : Schéma des nano-modifications du PEEK afin d'améliorer sa bio-activité d'après NAJEEB (64)

Nous proposons un résumé des différents bio-composites PEEK présents sur le marché de l'implantologie orale.

III-2.3. Implants PEEK composites céramique

Afin de stimuler l'apposition osseuse et en vue d'améliorer l'intégration tissulaire du PEEK, KURTZ et NAJEEB (58,64), rapportent tous deux la nécessité d'incorporer des particules inorganiques bioactives céramiques, tels l'hydroxyapatite (HA), l'hydroxy-fluoro-apatite (HAF), le phosphate tricalcique bêta (β -TCP), ou encore le dioxyde de Titane (TiO_2) (58,64).

III-2.3.1. HA/PEEK : Matrice de PEEK - Hydroxyapatite

Les premières investigations pour améliorer la bio-activité du PEEK se sont concentrées sur l'incorporation de particules d'hydroxyapatite.

La technique de moulage par injection est une méthode commune dans la littérature pour produire des composites PEEK-HA avec des fractions d'hydroxyapatite pouvant aller jusqu'à 40% du poids. L'adjonction de nano particules de HA donne des résultats encourageants en ce qui concerne la bio-activité, et semble par la même occasion augmenter significativement le module d'élasticité et donc les propriétés mécaniques (79).

Cependant, l'augmentation de la quantité de HA a pour effet de réduire sensiblement la résistance et la ténacité des composites et il a été démontré que pour 40% de HA la résistance à la traction diminuait de 45% et se rapprochait de celle de l'os cortical (44 MPa) ce qui était le minimum requis en vue des applications dentaires. Ainsi pour avoir les propriétés mécaniques les plus proches de l'os, une quantité de 20 à 30% d'HA semble souhaitable (58,64).

D'autres études ont rapporté que l'incorporation de nano particules d'hydroxy-fluoro-apatite (HAF) favorisait une amélioration de la bio-activité et conférait de plus des propriétés antibactériennes dirigées contre *Streptococcus mutans*, un agent pathogène commun de l'environnement buccal (80).

Concernant le recouvrement (« *Coating* ») d'un implant en PEEK par des cristaux d'hydroxyapatite, un décollement des particules de HA de la matrice du PEEK a été rapporté via des micrographies électroniques à balayages. Des analyses micromécaniques ont confirmé que les deux éléments constitutifs ne partageaient pas une grande affinité et que leur point faible se situait au niveau de leur interface (81,82).

Bien que les composites HA/PEEK se montrent prometteurs en termes d'implants bioactifs, il convient de réaliser d'autres études afin de trouver des voies pour améliorer l'adhérence des particules HA à la matrice du PEEK, ou pour délimiter plus clairement les concentrations nécessaires de HA en vue des diverses applications souhaitées (58,64,77).

III-2.3.2. PEEK β -TCP - TiO₂

Les recherches menées sur l'incorporation de phosphate tricalcique bêta à une matrice de PEEK ont prouvé que la prolifération cellulaire était progressivement inhibé lorsque ces particules étaient présentes et que l'ostéo-conduction à la surface de ces implants qui découlait des propriétés inhérentes du β -TCP favorisait l'ostéo-intégration (58).

COUGOULIC et al. (59), présentent un implant fabriqué dans ce matériau commercialisé sous le nom de SMARTPIK®, ayant obtenu le marquage CE après avoir répondu à la norme ISO 10993 : « Evaluation biologique des dispositifs médicaux ».

En plus de la matrice de PEEK conférant l'essentiel des propriétés mécaniques de l'implant et du β -TCP (17%) améliorant son potentiel ostéo-conducteur, l'ajout de dioxyde de Titane (8% de TiO₂) permet d'obtenir une radio-opacité. Un traitement de surface spécifique optimise ses propriétés biologiques (58).

III-2.4. Implants PEEK composites fibrés

Après le potentiel révélé par les premières investigations menées sur l'amélioration de la bio-activité du PEEK, les chercheurs ont souhaité accroître les propriétés mécaniques du PEEK en vue notamment des applications orthopédiques (35,76).

Ils ont découvert que l'adjonction de fibres de verre (GFR : « Glass Fibers Reinforced ») ou de carbone (CFR : « Carbon Fibers Reinforced ») à une matrice de PEEK augmentait substantiellement les propriétés mécaniques des composites alors créés (35,58,60,67,68).

III-2.4.1. CFR/PEEK : Matrice de PEEK renforcé avec des fibres de carbone

D'un point de vue biologique les composites CFR-PEEK, sont considérés comme biologiquement stable et il a été démontré que les fibres de carbone possédaient une activité ostéo-inductrice favorisant l'intégration tissulaire et ne montrant aucune toxicité (58,77).

Afin d'obtenir une connexion solide à la matrice, les fibres de carbone subissent une oxydation ce qui leur permet de former une liaison covalente suffisante pour résister à la dislocation lorsqu'une force est appliquée sur le matériau (60,66).

Ce matériau est commercialisé sous le nom de PEEK-OPTIMA®.

La matrice de PEEK immuable, ne varie qu'en fonction du taux de fibres adjoint à celle-ci. Elle confère aux composites une structure leur permettant grâce à ses qualités naturelles d'assurer une transmission et une répartition plus homogènes des forces (60,64,66–73).

On trouve dans la littérature des teneurs en fibres de carbone allant de 30% à 60%. Les fibres peuvent être à la fois continues ou coupées et elles sont soit unidirectionnelles (orientés parallèlement) ou multidirectionnelles (60,64,66–73).

La variation de ces critères dans l'élaboration des différents implants modifie en conséquence les propriétés mécaniques du PEEK pur en apportant plus ou moins de rigidité au matériau souhaité.

Ainsi tous les auteurs notent que l'adjonction de ces fibres au PEEK a pour effets d'augmenter le fluage, la dureté, la résistance à la pression, à la fatigue, mais aussi de réduire considérablement le Stress-shielding subi par l'os car le module d'élasticité du matériau peut s'ajuster à celui-ci en fonction de la quantité de fibre incorporé (60,64,66–73).

Il a été montré qu'une orientation unidirectionnelle des fibres se traduisait par une résistance à la flexion et un module d'élasticité plus élevé que pour les composites avec des fibres orientées de façon désordonnée. Ceci est dû au fait que des fibres parallèles favorisent le caractère anisotrope du matériau tandis que l'orientation multidirectionnelle favorise quant à elle un caractère isotrope. Avec la diminution du degré d'anisotropie, l'effet de renforcement lié aux fibres diminue légèrement et ceci entraîne une réduction de la stabilité (60,66,72,73).

En ce qui concerne la quantité de fibres, les auteurs estiment qu'au-delà de 60% le matériau ne présente plus aucun avantage en terme de répartition des contraintes et d'induction de stress que le Titane (60,66,68,70,71,77).

Un point négatif à l'utilisation de ce matériau en zone esthétique est lié à la couleur noire des composites en raison des fibres de carbone.

Cependant, en raison de leurs propriétés mécaniques ajustables à volonté, les auteurs ont suggéré à travers leurs études que les composites CFR-PEEK étaient les plus aptes à être utilisés à la fois en orthopédie et en implantologie orale.

En effet ils sont les plus susceptibles de compenser les forces provoquant des pics de stress et d'assurer ainsi une répartition plus uniforme de la charge à l'os péri-implantaire que les implants gold-standard (58,60,64–73,77).

Bien qu'en augmentation, les études sur ce sujet méritent selon les auteurs encore plus d'intérêt afin de développer le potentiel de ces implants notamment en implantologie orale (58,60,64–73,77).

III-2.4.2. GFR/PEEK : Matrice de PEEK renforcé avec des fibres de verre

L'adjonction de fibres de verre offre aux composites la possibilité d'ajuster le module d'élasticité à celui de l'os et d'augmenter l'ensemble des propriétés mécaniques déjà citées aux fins que l'on connaît.

Cependant, et en raison de la supériorité des propriétés mécaniques des composites CFR-PEEK, les études à leur sujet sont relativement limitées (58,70,72,73).

III-2.5. Implants PEEK avec traitements de surfaces nano-structurées

Plusieurs procédés ont été développés afin d'améliorer et de contrôler la texture de surface des implants tout en leur incorporant des revêtements bioactifs afin d'améliorer la qualité de l'intégration à l'interface osseuse (64).

III-2.5.1. Traitement de surface par pulvérisation thermique au plasma : HA et/ou TiO₂

La surface des implants à base de PEEK a d'abord été revêtu de particules de matériaux bioactifs tels que l'hydroxyapatite, ou le dioxyde de Titane, et même les deux combinés ; en utilisant un procédé de pulvérisation à travers une torche à plasma (58,64).

NAJEEB (64), s'appuie sur les résultats d'une étude animale de Nakahara et al. (83), qui suggèrent un fort potentiel d'intégration biologique et biomécanique pour l'utilisation d'implants CFR-PEEK revêtus de la combinaison d'hydroxyapatite et de dioxyde de Titane par projection au plasma. Ils avaient en effet rapporté pour ces derniers une excellente biocompatibilité sans libération d'ions métalliques et avec de très bonnes propriétés mécaniques pour l'implantation de la hanche chez des lapins (64,83,84).

COOK et RUST-DAWICKI (85), avaient quant à eux déjà étudié en 1995 l'apposition osseuse d'implants CFR-PEEK enrobés de Titane pour des applications d'implants dentaires.

Des implants CFR-PEEK enduits et non enduits de Titane avaient été implantés chez des chiens jusqu'à 8 semaines puis retirés afin d'évaluer l'apposition osseuse ainsi que la solidité de l'interface os/implant à l'aide de tests push-out.

Ils avaient alors remarqué que les implants enduits présentaient significativement plus d'apposition osseuse que des implants non enduits mais qu'il n'y avait aucune différence en ce qui concerne la résistance de l'interface entre les deux groupes d'implants. Lors des tests push-out ou tests d'extraction, qui ont pour but de quantifier la résistance mécanique de l'interface os/implant en mesurant la force nécessaire à l'extraction d'un implant, aucune différence n'a pu être faite entre les deux groupes d'implants.

Cependant, ce procédé présente deux inconvénients majeurs qui limite son utilisation pour la fabrication d'implants dentaire.

En effet, la couche superficielle rugueuse obtenue en faisant fondre les particules bioactives d'hydroxyapatite et de dioxyde de Titane, et en les pulvérisant à la surface de l'implant semble être trop épaisse et trop rugueuse. A long terme, l'usure peut conduire à la délamination de cette surface bioactive ce qui serait synonyme d'échec implantaire.

L'autre inconvénient à l'utilisation de la technique de plasma-spray sont les températures élevées nécessaires au processus et qui peuvent endommager la structure du PEEK en raison de sa faible température de fusion (343°C) (64).

III-2.5.2. Traitement de surface par enduction centrifuge, « Spin-coating » : HA

Second procédé de revêtement évoqué par NAJEEB (64), consiste à déposer les nanoparticules d'hydroxyapatite bioactive dissoutes par des solvants organiques, sur la surface d'un implant en rotation à grande vitesse.

Des études animales ont montré de la même façon que pour les techniques de pulvérisation au plasma, que des implants PEEK recouverts par ce procédé présentaient un plus grand contact os/implant que des implants sans traitement de surface. Toutefois, aucune différence significative de couple de retrait des différents implants (PEEK modifié et PEEK non modifié) n'a pu être observé (86,87).

III-2.5.3. Traitement de surface par plasma-gaz : O₂ / Ar / NH₄

Les modifications de surface à l'échelle nanométrique peuvent aussi être produites en utilisant la gravure par plasma-gaz. Dans ce procédé, les gaz à basse pression sont utilisés pour créer une nano rugosité et introduire un groupe fonctionnel à la surface des implants qui induit un comportement hydrophile et favorise ainsi une meilleure interaction avec les tissus environnants (88).

Une évaluation in vitro d'implants PEEK modifiés par plasma-gaz a montré la prolifération et la différenciation de cellules mésenchymateuses humaines déposées sur l'implant (88).

A l'inverse, une étude animale n'a pas montré de différence significative en terme de contact implant/os avec des implants PEEK non modifiés (64).

III-2.5.4. Traitement de surface par plasma à faisceau d'électrons, « electron beam deposition » : Ti / TiO₂

Autre alternative ayant pour objectif d'obtenir une couche très mince et rugueuse d'un matériau bioactif sur un substrat, en l'occurrence l'implant, par exposition à un faisceau d'électrons (89).

Des implants PEEK revêtus de Titane en utilisant cette méthode ont montré une augmentation du caractère hydrophile provoquant alors une prolifération cellulaire accrue (90).

Cependant ces implants n'ont pas encore été testés in vivo, de sorte que leurs perspectives cliniques ne sont pas encore très claires (64).

III-2.5.5. Traitement de surface par immersion de plasma et implantation d'ion (PIII) : TiO₂

Des implants PEEK revêtus de dioxyde de Titane par ce procédé ont montré des effets antibactériens partiels contre *Staphylococcus Aureus* et *Escherichia Coli*, mais aucun effet contre des agents pathogènes parodontaux n'a encore été déterminé (91).

Qui plus est, la littérature dans ce domaine est très faible et les auteurs considèrent que ces implants, bien que prometteurs, ne peuvent pas être utilisés en vue d'applications cliniques avant que suffisamment de données validant leur sécurité et leur longévité aient été enregistrées (64).

En résumé, de nombreuses possibilités sont actuellement explorées pour la fixation des implants PEEK dans les applications cimentées. L'addition de matériaux bioactifs à la matrice du PEEK, puis les revêtements bioactifs et le développement de la texture de surface ont permis de développer une large gamme d'implant biocompatible et avec des propriétés mécaniques ajustées à celle du tissu osseux.

III-3. Comportement et propriétés biomécaniques du PEEK et de ses composites

La résistance des polymères PEEK ainsi que leur capacité à supporter des contraintes de force sans se fracturer ou subir de déformation a été étudié par de nombreux auteurs (40,58,59,64,65,67,68,70–73).

Nous tâcherons de définir par la suite l'ensemble des propriétés mécaniques relatives au PEEK et à ses composites puis nous résumerons celles-ci dans un tableau récapitulatif en fin de partie.

III-3.1. Comportement élastique sous contrainte de traction, compression et flexion

Les essais de tractions, compression et flexion menés sur le PEEK ont conduit à déterminer son aptitude à la déformation après avoir été soumis à un processus de mise en charge augmentant de façon constante.

L'application des forces de traction engendrent un allongement progressif allant jusqu'à la rupture du matériau et permettent de définir bon nombre de ses propriétés mécaniques. Ces propriétés élastiques sont le fruit de l'interprétation d'une courbe de contrainte-déformation définissant un domaine élastique et un domaine plastique et elles sont directement dépendantes de la cristallinité du PEEK reflétant l'histoire de son traitement thermique (92).

III-3.1.1. Le module d'élasticité ou module de Young

C'est la propriété mécanique la plus évoquée dans la littérature du PEEK pour justifier son avantage vis à vis des biomatériaux gold standard en implantologie qui est le Titane (58,59,64,65,67–70,70,71,73).

En effet cette déformation élastique réversible représentée par l'allongement des matériaux est ; à l'inverse du Titane et de ses alliages ainsi que de la zircone, très similaire à celle du tissu osseux (92).

Des études antérieures ont montré que les implants rigides en Titane ou en zircone possédaient un module d'élasticité (110 GPa et 210 GPa respectivement) 5 à 14 fois supérieure à l'os cortical (17 GPa) et que cette différence significative pouvait être à l'origine de résorption osseuse et de perte de l'ostéo-intégration par un phénomène de « Stress Shielding ». La différence de comportement mécanique élastique de ces biomatériaux et de l'os entraîne une mauvaise répartition et une diffusion inégale des forces issues des contraintes masticatoires (59,69,70).

En revanche, les auteurs rapportent des valeurs du module d'élasticité des polymères poly-aromatiques purs (PEEK non modifié) variant entre 3 et 4 GPa (64,65,68). De plus ce module d'élasticité peut être ajusté par l'incorporation de différents matériaux composites (hydroxyapatite, fibre de verre, fibre de carbone, oxyde de Titane, phosphate tricalcique) afin d'obtenir un résultat encore plus proche de l'os cortical ce qui favorise une meilleure diffusion des contraintes en évitant les pics élevés de stress à l'interface os/implant qui conduisent à un échec implantaire (58,68–70,73).

SCWHITALLA et al. (72,73), ont publié à travers deux études distinctes, les résultats des tests de compression statique et de flexion trois points sur 11 matériaux PEEK différents (deux grades de PEEK non chargé, deux grades chargées de poudre de dioxyde de Titane, deux grades remplis de poudre de sulfate de baryum, deux grades renforcés par des fibres de carbone courtes, deux grades renforcés par des fibres de carbone continues et un dernier grade renforcé par fibre de verre) présentés sous formes d'éprouvettes cylindriques de diamètres et de tailles différentes.

Lors des tests de flexion trois points, les échantillons sous formes d'éprouvettes ont été placés sur deux supports écartés de 10mm chacun, puis ils ont été exposés à la charge centrale d'un pénétrateur en forme de coin.

Les caractéristiques d'élasticité des différents matériaux ont été rapportées à travers les paramètres du module d'élasticité, de la limite d'élasticité, ainsi que la résistance à la pression et à la flexion.

Ils en ont fait ressortir que tous les spécimens testés semblaient être adaptés à l'utilisation sous formes d'implants dentaire car en raison de leurs propriétés mécaniques précédemment citées, ils étaient susceptibles de résister aux pressions masticatoires les plus élevées. De même tous ces échantillons ont montré des valeurs plus élevées que la force minimum (65 MPa) en vigueur pour les matières plastique et leur application en odontologies (norme EN ISO 10477).

En outre, Stephen FERGUSON et al. (67), ont comparé le module d'élasticité d'échantillons PEEK OPTIMA® via des tests de compression effectués à la fois dans un environnement sec, à température ambiante 22°C et en conditions salines (NaCl) à 37°C afin de simulé un environnement physiologique naturel. Les résultats suggéraient que le module d'élasticité était 1,8% inférieur dans l'environnement aqueux et que par conséquent la température et l'humidité avaient une influence statistiquement significative ($P < 0,001$) sur celui-ci, même si la différence était néanmoins faible.

KURTZ et DEVINE (58), dans leur présentation des propriétés mécaniques confirment ces résultats et concluent que pour une utilisation clinique des biomatériaux PEEK, les propriétés élastiques sont relativement peu affectées par la température et la vitesse de déformation puisque ceux-ci se situent en dessous de la température de transition vitreuse du matériau. Ces résultats vont dans le sens d'une stabilité in-vivo du PEEK dans le contexte des applications des biomatériaux.

III-3.1.2. Le coefficient de Poisson

Autre constante élastique largement référencée, et caractérisant la déformation élastique dans les trois dimensions, le coefficient de Poisson du PEEK et de ses polymères composites oscille entre 0,3 et 0,4 et s'accorde selon tous les auteurs avec celui du tissu osseux (59,68–71).

Matériaux	Module d'élasticité (GPa)	Coefficient de Poisson
Os humain	7 à 30	0,3
Os Trabéculaire	1	0,3
Os Cortical	17,4	0,3
Titane (TiCP)	110	0,3
Titane (Grade 1 à 4)	102 à 104	0,35
TA6V4	110 à 114	0,3
Zircone	200 à 210	0,25
VESTAKEEP® (PEEK non modifié)	3 à 4	0,4
GFR-PEEK	12	0,4
CFR-PEEK	18 à 150	
30% CFR-PEEK	18 à 150	0,39
BIOPIK®	29	
PEEK OPTIMA®		0,35
ENDOLIGN® (60% CFR-PEEK)	150	0,35

Tableau 2 : Tableau de synthèse du module d'élasticité et du coefficient de Poisson (59,68–71)

III-3.1.3. La limite d'élasticité

Elle représente la transition entre le domaine élastique et le domaine plastique d'un matériau (92).

MENINGAUD et al. (71), dans leur étude par analyse d'éléments finis, ont mesuré les contraintes de compression maximale exercées sur des implants PEEK-OPTIMA® de différents diamètres. Ils en ont fait ressortir que les implants les plus compacts, résistaient le mieux aux compressions maximales car ils étaient les plus à même de maintenir leur cohésion. Ils en déduisent que c'est grâce à leur limite d'élasticité élevée (337 MPa) que les implants à base de PEEK résisteront bien aux forces de la mastication.

SCHWITALLA (69), affirme cette caractéristique en rapportant que les implants ne subissent pas de déformation plastique même après de très fortes charges mécaniques.

Toutefois, lors de tests de compression uni-axiale simulant un impact, et aux températures physiologiques, KURTZ (58) décrit un taux de déformation significatif et en déduit que le comportement en matière plastique est légèrement affecté ce qui peut conduire jusqu'à une augmentation de 30% de la limite d'élasticité. Cependant il faut noter que les impacts simulés dans cette étude ne sont pas représentatifs des forces qui peuvent s'exercer au sein de la cavité buccale.

III-3.1.4. La résistance à la traction et l'allongement à la rupture

Ces deux propriétés se définissent au moment de la contrainte maximale atteinte durant l'essai de traction avant la rupture (92).

NAJEEB (64), juge ces propriétés de traction du PEEK également analogues à celles de l'os, de l'émail et de la dentine, ce qui en fait un matériau approprié en terme de répartition et de dissipation des contraintes.

III-3.1.5. La rigidité et la ténacité

Ces paramètres sont peu référencés dans la littérature. Cependant on peut noter que le PEEK est tenace (il est capable de résister à la propagation d'une fissure) et relativement peu rigide du fait de son module de Young peu élevé (58).

III-3.1.6. La ductilité

KURTZ (58), évoque aussi le comportement ductile considérable du PEEK non rempli (pur) qui peut accueillir un grand flux de déformation plastique en contraintes de traction uni-axiale et en compression, malgré la structure relativement rigide de sa chaîne moléculaire. En effet, à l'inverse d'un matériau fragile qui casse, le PEEK non rempli lorsqu'il est soumis à ce type de contraintes accepte une déformation résiduelle, un allongement avant de rompre (92).

III-3.2. Les essais de fatigue

La fatigue correspond à une sollicitation mécanique alternée, souvent mais pas nécessairement périodique, et de faible amplitude. Elle peut être à l'origine de la rupture des matériaux par propagation d'une fissure sous l'action de la répétition des sollicitations. La limite de fatigue exprime quant à elle la force maximale nécessaire à la fracture du matériau (92).

LEE et al. (70), ont évalué et comparé les limites de fatigue de polymères PEEK renforcés avec des fibres de carbone (CFR-PEEK), d'autres avec des fibres de verre (GFR-PEEK) et le Titane en vue d'application pour des implants dentaires.

Ils ont effectué ces tests selon la norme ISO 14801 qui représente l'application de charges cycliques en conditions sèches et à température ambiante sur des spécimens en forme de tiges cylindriques de diamètres de 4 et 5mm, afin de se rapprocher au maximum du comportement des forces occlusales transmises à l'implant lors de la mastication : impacts cyclique sur le complexe os/implant pendant une période limitée.

La limite de fatigue des spécimens GFR-PEEK de diamètre 4mm a été trouvée à 310N, et elle était supérieure à sa résistance en compression statique 256N. Ce phénomène crucial est discuté par LEE et ses collaborateurs (70), comme étant dû au fait que la vitesse de déformation peut augmenter la limite d'élasticité des matériaux PEEK de 30% et que cette élasticité du PEEK pourrait également expliquer des limites de fatigues élevées. Les auteurs en ont conclu que des implants fait de ce type de matériau pouvait convenir au remplacement des dents antérieures où les forces de mastication maximale de la zone incisive atteignent 140 à 170N.

Dans le même temps ils ont trouvé la limite de fatigue des spécimens CFR-PEEK de diamètre 5mm à 450N ce qui était aussi supérieur à leur résistance en compression statique. Ils ont donc privilégié ce matériau car il semble indiqué pour le remplacement des dents antérieures et aussi postérieures où les forces de mastication maximale de la zone molaire atteignent 250 à 200N.

Des implants dentaires avec des revêtements de polymères PEEK ou des implants à base PEEK seraient donc avantageux pour réduire les effets de « stress shielding ».

Cependant les auteurs notent que les essais de fatigue ont été effectués à température ambiante dans cette étude et bien que le PEEK ne soit pas affecté à l'hydrolyse, des inquiétudes sont évoquées quant à sa capacité à maintenir une bonne cohésion au niveau de l'interface entre la matrice et ses renforcements. Il existe encore trop peu d'essais de fatigue en solution saline mais les premiers résultats sur des échantillons CFR-PEEK semblent aller vers une bonne stabilité in-vivo et à long-terme des propriétés physiques et mécaniques du PEEK.

KURTZ (58), avait déjà remarqué à travers l'orthopédie, que le comportement de rupture dynamique des polymères GFR-PEEK était inférieur à celui des polymères CFR-PEEK. De plus, il évoquait que ce comportement de fatigue était complexe car à la fois régi par la micromécanique de la matrice du PEEK et dépendant de l'interaction entre le polymère et ses fibres.

D'autres études explorant l'interface entre le PEEK et ses renforts en conditions physiologiques semblent donc encore nécessaire.

III-3.3. Les essais de fluage

Le fluage représente la déformation d'un matériau soumis à une charge constante et en fonction du temps. Cette déformation plastique résulte pour de faibles contraintes d'un réarrangement atomique et pour des contraintes élevées de la montée de dislocations (92).

FERGUSON et al. (67), a évalué le comportement au fluage, dans un milieu physiologique simulé (technique de visant à reproduire au plus près les conditions d'un environnement buccal sain : non pathologique), d'échantillons de polymères PEEK-OPTIMA® cylindriques avec des contraintes de 10 MPa appliquées pendant une durée de charge de 2000 heures. Cet essai de fluage a été basé sur la norme ASTM D2990-01 (organisme de normalisation international qui rédige et produit des normes techniques concernant les matériaux, les produits, les systèmes et les services).

Les résultats ont montré qu'environ 80% de la déformation de fluage total avait été atteinte dans les 200 premières heures et que le fluage total après 2000 heures était inférieur à 0,1%. Il en a conclu que les résultats expérimentaux vérifiaient la bonne stabilité mécanique de ces polymères dans un environnement physiologique simulé et sur des périodes de chargement prolongées.

III-3.4. Synthèse sur les propriétés mécaniques du PEEK

Nous avons vu précédemment que la structure semi-cristalline et plus particulièrement le degré de cristallinité (entre 30 et 35% en règle générale) influençait substantiellement les propriétés mécaniques du PEEK pur.

Les multiples processus de fabrication du PEEK permettent à travers des vitesses de refroidissement différentes de modifier l'étendue et la forme des zones cristallines et donc d'avoir un impact sur les propriétés mécaniques.

Une cristallinité accrue augmente selon SCHWITALLA (72), la rigidité, la densité, la diffusion du stress mais aussi la stabilité dimensionnelle. En revanche cette augmentation de cristallinité aura aussi pour effet de diminuer l'allongement, la résistance aux chocs, la dilatation thermique et provoquera une tendance au fluage des matériaux.

Dans le même temps nous avons vu que ces propriétés peuvent être délibérément ajustées par l'addition de charges afin d'obtenir des polymères PEEK plus performant en vue d'applications spécifiques (implantologie orale, orthopédie, traumatologie...). Cependant de nombreuses inquiétudes ont été émises quant à la capacité du PEEK à maintenir une bonne cohésion au niveau de l'interface créée avec ses renforts en milieu physiologique et les auteurs préconisent de développer les recherches dans ce sens.

Ainsi, les propriétés mécaniques des polymères PEEK, et notamment leur comportement élastique très proche du tissu osseux en font de très sérieux candidats en implantologie orale à l'instar des matériaux implantaires plus classiques (Titane et Zircône) pour la fabrication d'implants dentaire.

En effet, des implants élaborés à partir de ce matériau sembleraient favoriser une répartition harmonieuse des contraintes au sein du complexe os/implant en diminuant les effets de « stress shielding » pouvant aboutir à une perte osseuse pathologique synonyme d'échec implantaire (58–60,66,67,71).

Propriétés physiques et mécaniques	
Masse moléculaire (g.mol ⁻¹)	0.08 à 0.12.10 ⁶
Densité	1.3 à 1.46
Module de Young PEEK vierge (GPa)	3 à 4
Module de Young PEEK modifiés (GPa)	3 à 150
Coefficient de Poisson	0.35 à 0.4
Limite élastique (MPa)	337
Limite d'allongement (%)	30 à 50
Force de compression axiale (MPa)	120 à 300
Module de Flexion (Gpa)	3.7 à 24
Résistance à la flexion (MPa)	160 à 345
Résistance à la traction (MPa)	92 à 230
Résistance au cisaillement (MPa)	50 à 100
Dureté Rockwell	99
Température de fusion (°C)	343
Température de transition vitreuse (°C)	143
Indice limite d'oxygène (%)	38
Capacité thermique spécifique (J.kg ⁻¹ .K ⁻¹)	1240 à 1700
Coefficient de dilatation thermique (.10 ⁻⁶ K ⁻¹)	15 à 48
Conductivité thermique (W.m ⁻¹ .K ⁻¹)	0.25 à 0.93
Absorption d'eau après 24 heures (%)	0.06 à 0.5
Absorption d'eau à saturation (%)	0.22 à 0.50

Tableau 3 : Tableau de synthèse des propriétés physiques et mécaniques du PEEK et de ses polymères (40,58,59,64,65,67,68,70–73)

III-4. Diffusion des contraintes à l'interface os-implant

La quantification clinique de la direction (verticale, oblique) et de la valeur des charges occlusales (puissance masticatoire) est très difficile à caractériser ; et il n'existe actuellement pas d'études cliniques disponibles concernant l'influence des charges contrôlées ou normalisées sur l'os péri-implantaire pour un implant dentaire. L'évaluation des propriétés mécaniques a donc recours à la méthode dite « d'analyse par éléments finis » afin d'évaluer le comportement biomécanique d'un implant en simulant une situation de fonctionnement réelle à l'aide d'outils informatiques.

L'étude des déformations prédictives qui suit cette analyse permet alors une meilleure compréhension des schémas de répartition des contraintes (68).

III-4.1. Analyse par éléments finis

L'analyse par éléments finis (FEA : Finite Element Analysis) est couramment utilisée pour évaluer le comportement biomécanique des biomatériaux implantables *in-vitro* que ce soit en orthopédie, en traumatologie ou en implantologie orale. Ce procédé permettant d'évaluer la répartition des contraintes lors du transfert de charge d'un implant aux structures osseuses sous-jacentes, suit toujours un déroulement similaire.

La méthode consiste à réaliser une image radiographique (à l'aide d'une tomodensitométrie ou tomographie) de la partie osseuse qui va être soumise à l'étude et qui provient d'un cadavre, ou d'un sujet sain.

Cette image va ensuite être modélisée en 3 dimensions à l'aide d'un programme de conception assistée par ordinateur (CAO) et servir de base aux tests effectués sur les différents modèles créés avec chaque biomatériau implantaire.

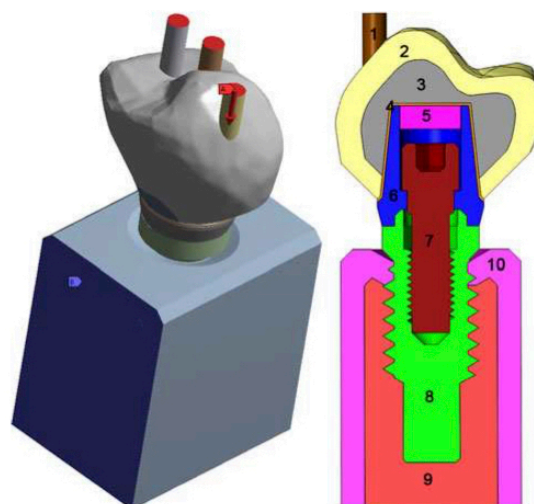


Figure 4 : Conception finale d'un modèle 3D représentant l'os péri-implantaire et un implant dentaire avec des cylindres d'émail pour simuler les contacts occlusaux via l'analyse par éléments finis, d'après SAROT (68).

Tous les modèles sont identiques en ce qui concerne à la fois les caractéristiques mécaniques du tissu osseux et ses dimensions (épaisseur, longueur, largeur) ; ainsi que pour la forme des implants.

Les implants diffèrent donc seulement par la nature de leur composition et ont des propriétés mécaniques qui sont toujours adaptées par rapport à la littérature du moment. Elles sont supposées être linéaire, homogène et isotrope.

Les dispositifs implantaires insérés dans le site osseux forment une interaction qui est considéré comme rigide en implantologie orale. Un coefficient de frottement est cependant défini pour représenter les interactions ou il y a une absence de contact (jonction pilier-couronne prothétique en implantologie et implants vertébraux en orthopédie).

Un logiciel élabore ensuite un maillage tridimensionnel avec des éléments hexaédriques pour symboliser la géométrie et la topologie virtuelle du tissu osseux.

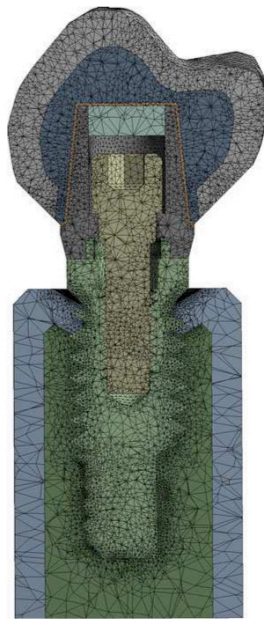


Figure 5 : Maillage tridimensionnel du modèle final 3D, d'après SAROT (68).

Enfin, la simulation d'une ou plusieurs charges (compression, traction, flexion, cisaillement) verticales ou obliques est appliquée sur chaque modèle avec des forces standards exprimées en Newton (N) qui représentent les valeurs acceptées par la littérature comme étant les valeurs des forces moyennes s'exerçant sur le site étudié. Les différents modèles élaborés sont alors résolus via des logiciels informatiques et le tracé graphique et numérique des données est enregistré, évalué et comparé (67–70).

III-4.2. Résultats des différentes études par analyse d'éléments finis

Plusieurs auteurs ont utilisé cette méthode, à la fois en orthopédie et en implantologie orale afin d'évaluer le comportement biomécanique des implants en PEEK en site osseux. Les résultats de ces études sont résumés dans le tableau ci-dessous.

ÉTUDE	"The long-term mechanical integrity of non-reinforced PEEK-OPTIMA polymer for demanding spinal applications : experimental and finite-element analysis"	"Evaluation of the stress distribution in CFR-PEEK dental implants by the three-dimensional finite element method"
Auteur de l'étude (référence)	FERGUSON S. J. et Al. (67)	SAROT J. R. et Al. (68)
Année de publication	2006	2010
Type de l'étude	Analyse par éléments finis orthopédique	Analyse par éléments finis odontologique
OBJECTIFS	Comparer les performances biomécaniques de deux types de cages inter-vertébrales fabriquées chacune à partir PEEK-OPTIMA et de Titane dans des conditions de chargement complexes et analyser la diffusion des contraintes au niveau du complexe implant/os	Comparer la répartition des contraintes au niveau de l'os peri-implantaire dans quatre modèles distincts d'implants (implant-pilier) composés de : A. Titane - Titane B. Titane - CFR-PEEK (30% fibre de carbone) C. CFR-PEEK - Titane D. CFR-PEEK - CFR-PEEK
RÉSULTATS	<ol style="list-style-type: none"> 1. Le stress et la tension maximale ont augmenté pour tous les types de cages indépendamment du matériau en comparaison avec la situation initiale mais restaient en deçà de la résistance des matériaux 2. Les différences dans la distribution des contraintes et la déformation étaient plus évidentes entre les deux conceptions de cages 3. Les cages inter-vertébrales de Titane produisent des zones de contraintes plus fortes au niveau des vertèbres adjacentes que les cages de PEEK. La déformation maximale de l'os spongieux de la vertèbre adjacente pour une même contrainte de flexion est supérieure de 22% avec la cage en Titane par rapport au PEEK 4. Dans les cages elles-mêmes, des contraintes plus faibles et une diminution des zones de contraintes ont été observées pour les cages fabriquées à partir de PEEK-OPTIMA® 	<ol style="list-style-type: none"> 1. La charge de compression a eu un résultat similaire pour les 4 modèles ce qui indique la prédominance de la forme de l'implant dans le modèle de répartition des charges 2. Les implants CFR-PEEK (modèles C et D) ont présenté une concentration des charges plus élevée dans la partie du col et sur l'os cortical que les implants en titane (modèles A et B) 3. Contrainte de Von Mises : Les implants en Titane (A et B) ont présenté des pics de contraintes équivalents dans la partie cervicale et une distribution des charges plus homogènes dans tout le corps de l'implant comparés aux implants PEEK (C et D) 4. L'analyse de la déformation totale a montré la déformation la plus faible pour le modèle A (implant + pilier Titane) et la déformation la plus élevée pour le modèle C (implant + pilier CFR-PEEK)

ÉTUDE	"Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants"	"Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone"
Auteur de l'étude (référence)	LEE W.-T. et Al. (70)	SCHWITALLA A. et Al. (69)
Année de publication	2012	2014
Type de l'étude	Analyse par éléments finis odontologique	Analyse par éléments finis odontologique
OBJECTIFS	Étudier et comparer les propriétés mécaniques d'implants PEEK, Titane et Zircane et d'implants Titane et Zircane revêtus de PEEK en réponse à des charges cycliques expérimentées dans l'environnement oral. Évaluer la diffusion des contraintes au niveau de l'os péri-implantaire	Évaluer les contraintes et les déformations de l'os pendant le chargement de six implants de même forme (avec deux diamètres différents) mais de composition différente : A. Implant Titane B. Implant PEEK pur (poudre commerciale) C. Implant Endolign® (60% CFR-PEEK)
RÉSULTATS	<ol style="list-style-type: none"> 1. Les valeurs de densité d'énergie de déformation de l'os péri-implantaire (SED : Strain Energy Density) sont plus élevées pour le PEEK, moyenne pour le Titane et inférieures pour la Zircane 2. Les implants Titane et Zircane revêtus de PEEK ont montré des valeurs de SED plus élevées que les implants sans revêtements et en contact direct avec l'os 3. L'os péri-implantaire autour des implants de Titane et de Zircane revêtus de PEEK a montré des valeurs de coefficients de Von Mises inférieures à celui avec les implants en contact direct avec l'os (sans revêtement) 4. La répartition de la SED dans la couche de l'os cortical montre une plus grande quantité de déformation dans implants PEEK et implants revêtus de PEEK 	<ol style="list-style-type: none"> 1. L'implant PEEK pur a montré des taux maximum de déformation ainsi qu'un pic de stress de Von Mises de l'os péri-implantaire plus élevés que pour les deux autres implants 2. Les implants Titane et Endolign® ont montré des valeurs maximales similaires (Von Mises et déformation) pour des charges verticales et obliques 3. Répartition des contraintes selon les charges : - Charge verticale : Les implants Titane et Endolign® ont causé un stress, une déformation osseuse plus élevée au niveau de la partie apicale de l'implant. Aucune déformation observé pour l'implant PEEK pur - Charge oblique (30° grand axe de l'implant) : Les trois implants ont causé un stress, une déformation osseuse plus élevée au niveau de la partie contralatérale de l'os cortical à la direction de la charge. Le pic de stress, de déformation le plus élevée a été observé pour l'implant PEEK pur 4. Les implants Titane et Endolign® ont provoqué des contraintes plus faibles au niveau de l'os cortical mais plus élevées au niveau de la partie apicale de l'implant que l'implant PEEK pur

Tableau 4 : Résumé des résultats des différentes études par analyse d'éléments finis (67–70)

III-4.3. Étude des déformations prédictives

En orthopédie et en implantologie orale, les contraintes sont définies comme l'intensité moyenne des forces exercées sur la zone soumise à l'étude (100 Newton pour une charge de compression verticale et 30N pour une charge oblique de la région molaire mandibulaire par exemple).

L'étude de la distribution des contraintes qui fait suite à la FEA est effectuée en comparant les caractéristiques des contraintes (type, force, direction) avec les mesures de plusieurs critères.

Le principal critère mesuré est le coefficient de contrainte de Von Mises qui inclut toutes les composantes de stress que subissent les implants que ce soit en termes de traction, de compression et même de cisaillement.

De plus on trouve dans l'étude de LEE (70), une mesure des densités d'énergie de déformation (*SED : Strain Energy Density*) qui est un critère associant les théories mathématiques du remodelage osseux (éditées Mellal et al.) à la méthode des éléments finis. En exprimant les taux de variation osseuse, il permet d'analyser le processus de remodelage osseux.

Une analyse du degré de déformation des modèles (implant et os péri-implantaire) vient alors compléter ce schéma de répartition des contraintes (67–70).

III-4.3.1. Etudes réalisées en orthopédie

Les travaux de FERGUSON et al. (67), dans le domaine de la chirurgie de la colonne vertébrale ont permis d'approuver la performance clinique des implants porteurs et de cages intervertébrales à base de polymères PEEK.

En effet, les résultats expérimentaux établissent que les cages intervertébrales en PEEK-OPTIMA[®] présentent des performances équivalentes à celles réalisées en Titane de conception similaire.

Ainsi quelles que soit les conditions de charge, les paramètres évalués tels la déformation de l'os péri-implantaire, la répartition des contraintes à l'intérieur même des cages et les zones de distribution des contraintes à l'os péri-implantaire semblent équivalentes.

La déformation de la cage à base de PEEK due à son élasticité permet une meilleure répartition des contraintes et entraîne une moindre déformation de l'os adjacent. Les modifications osseuses locales résultant du transfert de charge mécanique vont alors dans le sens d'une formation osseuse et donc d'une stabilité accrue.

Ainsi FERGUSON conclut de ses résultats que les différences liées au transfert de charge à travers des implants à bases de Titane et de PEEK sont relativement faibles avec cependant une légère tendance à trouver des zones de contraintes, de Stress-shielding, plus prononcées au niveau de l'os péri-implantaire (vertèbres adjacentes) avec les cages faites de Titane.

III-4.3.2. Etudes réalisées en implantologie orale

Forts de ces conclusions et à l'aide de toutes les données scientifiques dont ils disposent, SAROT, LEE et SCHWITALLA (68–70), s'intéressent à la diffusion des contraintes autour d'un implant dentaire en PEEK.

III-4.3.2.1 Analyse de deux implants CFR-PEEK composites bioactifs : les études de SAROT et SCHWITALLA

En 2010, SAROT et al. (68), publient une première étude qui compare les résultats de la diffusion des contraintes entre des implants Titane et un implant PEEK composite : le CFR-PEEK renforcé avec 30% de fibre de carbone orientées obliquement, et choisi en raison de la similitude de son module d'élasticité avec celui de l'os.

Il note alors à l'inverse de FERGUSON, que les implants à base de CFR-PEEK ont une tendance à la concentration des contraintes plus faible au niveau du corps de l'implant mais plus importante dans le col des implants et dans la partie cervicale de l'os-cortical adjacent.

Les implants Titane quant à eux montrent une répartition plus homogène des contraintes.

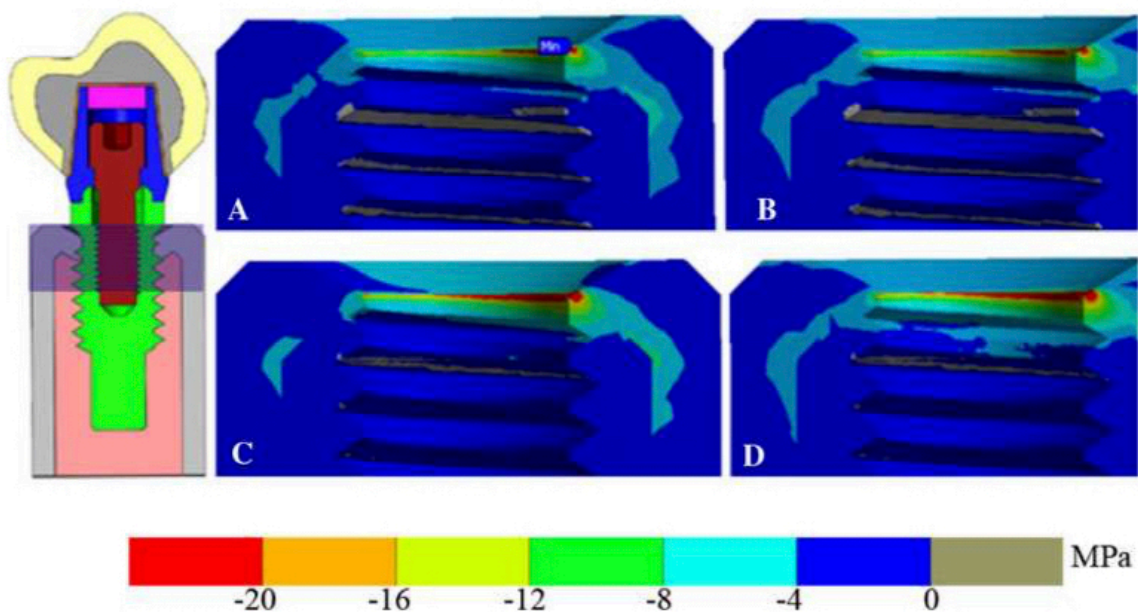


Figure 6 : Résultat de la simulation de la charge de compression seule, avec la prééminence de la zone de plus forte concentration de la contrainte dans le col de l'implant.

A : Implant / pilier Titane ; B : Implant Titane / pilier CFR-PEEK ; C : Implant CFR-PEEK / pilier Titane ;

D : Implant / pilier CFR-PEEK ; d'après SAROT (68).

En effet, l'étude des déformations prédites montre que l'implant et le pilier à base de CFR-PEEK a subi une déformation de plus que le modèle avec un implant et le pilier en Titane. Par conséquent le premier a généré un stress plus élevé ce qui confirme selon lui que les micromouvements de l'implant dentaire sont nuisibles pour l'os de soutien.

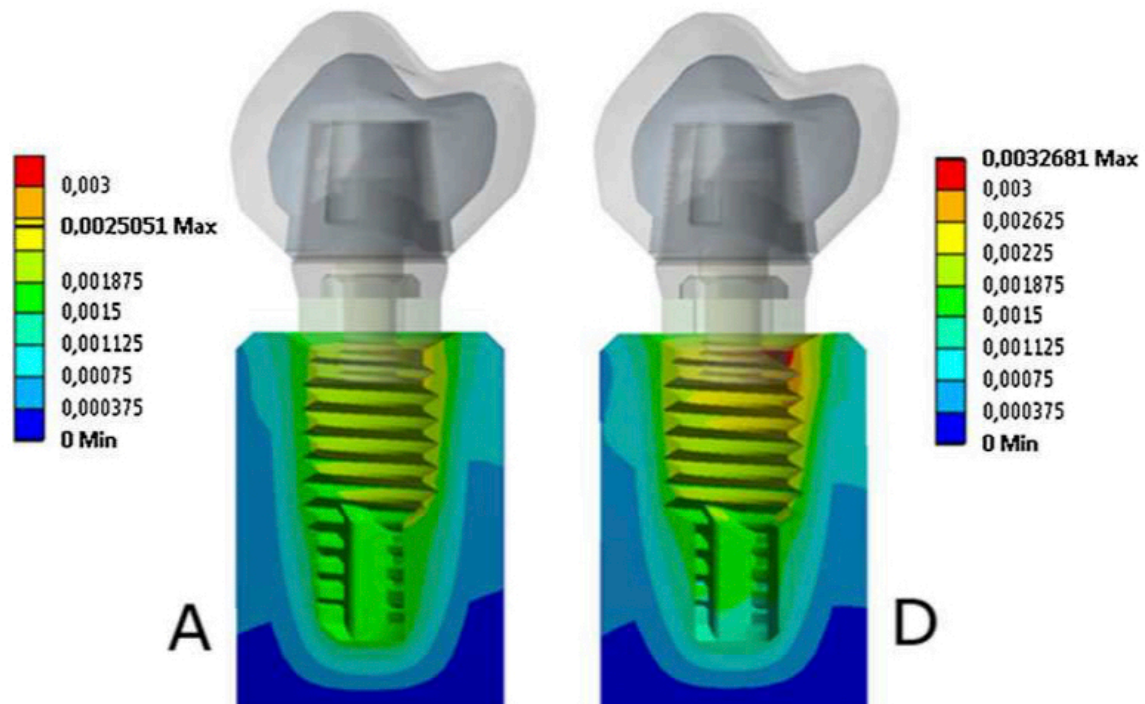


Figure 7 : Comparaison de la déformation totale avec graduation en millimètres.

A : Implant / pilier Titane ; D Implant / pilier CFR-PEEK. Observez les plus grandes déformations dans la région cervicale et les plus petites dans la pointe de l'implant dans le modèle D, d'après SAROT (68).

Ces résultats tiennent au fait d'après SAROT que la liaison entre l'implant et l'os est rigide en implantologie orale, à l'inverse des implants orthopédique de types cages intervertébrale.

Après un mouvement de la colonne vertébrale, la déformation plus élevée des implants à base de PEEK, en raison de la diminution de leur rigidité, augmente la surface de répartition des contraintes et réduit la concentration de la charge.

À contrario, la liaison rigide en implantologie orale ne permet pas d'expansion du matériau par déformation. Une telle déformation est pourtant inhérente au CFR-PEEK et ce dernier présente donc un comportement fonctionnel différent avec comme résultat une concentration des contraintes dans le col de l'implant.

Il conclut donc que les implants CFR-PEEK ne présentent aucun avantage par rapport aux implants en Titane au sujet de la distribution de contraintes à l'os péri-implantaire.

Partant des conclusions émises par SAROT, SCHWITALLA et al. (69), publient en 2014 une étude dont l'hypothèse est qu'un implant PEEK renforcé pourrait montrer une réduction des pics de contrainte à l'interface os-implant en raison d'une déformation élastique réduite.

Il propose donc de souligner les différences de comportement mécanique cette fois-ci de 3 implants :

- Type 1 : Implant Titane, dont le module d'élasticité est de 110 GPa
- Type 2 : Implant à base de poudre commerciale de PEEK, dont le module d'élasticité est de 4 GPa
- Type 3 : Implant composite PEEK renforcé : l'Endoligns® qui représente un composite CFR-PEEK avec 60% de fibres de carbone orientées parallèlement sans fin et dont le module d'élasticité est de 150 GPa.

Il a prouvé que dans les deux cas de charge évalués (verticale puis oblique) ; l'implant de Type 2 montrait des pics de stress de Von Mises et des taux maximums de déformation plus élevés tandis que les implants en Titane et l'Endoligns® montraient quant à eux une distribution des contraintes similaires.

La traduction de cette homogénéisation des contraintes se retrouve notamment dans l'étude des déformations après une contrainte verticale où l'on voit bien que le Type 1 et le Type 3 montrent des déformations similaires principalement dans la partie crestale de l'os cortical et au niveau de la région apicale de l'implant.

Les déformations du Type 2 se situent elles, au niveau de l'interface entre l'os cortical et l'os spongieux.

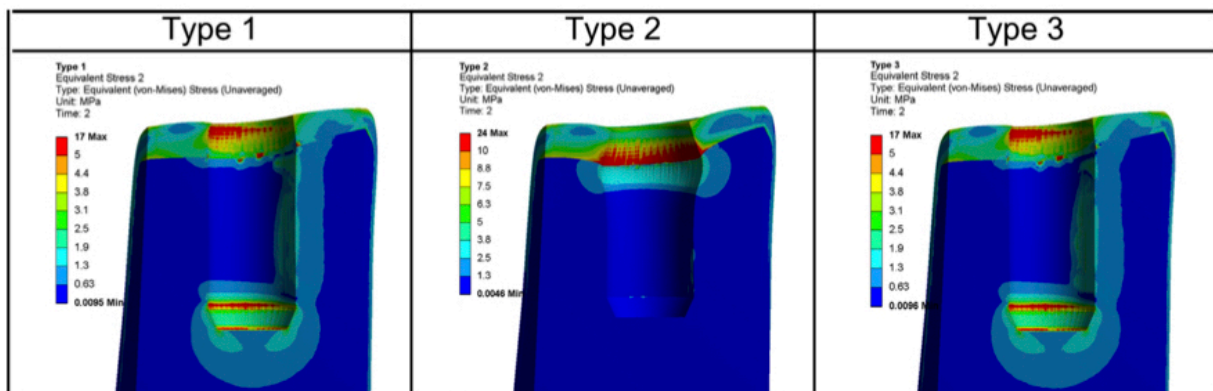


Figure 8 : Photos découlant de la FEA après une charge verticale et montrant la répartition des contraintes de Von-Mises et la déformation résultante de l'os péri-implantaire. Echelle agrandie environ deux cents fois à des fins de démonstration, d'après SCHWITALLA (69).

SCHWITALLA (69) conclut donc que les fibres de carbone sans fin (continues, non coupé) donnent au PEEK une grande stabilité, ce qui lui permet de se rapprocher du comportement du biomatériau référence à savoir le Titane.

Les résultats interprétés ne montrant pas de différences significative avec le Titane, il propose d'effectuer de nouvelles recherches afin de définir une quantité distincte de fibres de carbone (en dessous de 60%) nécessaire au implants composites bioactifs PEEK, afin d'obtenir une élasticité optimale qui serait favorable à une meilleure répartition des contraintes.

III-4.3.2.2 Analyse d'implants Titane et Zircono avec traitements de surface au PEEK : l'étude de LEE

LEE et ses collaborateurs (70) évaluent l'effet d'implants dentaires recouvert de PEEK et présentant un faible module d'élasticité et une faible rigidité sur la perte osseuse marginale. Ils ont voulu vérifier de ce fait, si les pouvaient entraîner un effet de protection contre la réduction du stress.

Les auteurs ont étudié le comportement de huit implants de deux diamètres différents (4,1mm et 4,8mm) en Titane, Zircono, Titane avec revêtement PEEK et enfin de Zircono avec revêtement PEEK.

Après avoir simulé l'application de charges verticale et horizontale, ils ont calculé les critères de stress de *Von Mises* et élaborés des modèles SED grâce à la méthode des éléments finis qui leur ont permis d'envisager une prévision du remodelage osseux péri-implantaire. Ces modèles ont recours à des données mathématiques permettant, après un paramétrage rigoureux des données initiales des différents matériaux, de simuler le remodelage osseux. Les valeurs sont exprimées en variations de densité du niveau osseux (93,94).

Les résultats ont montré que l'os autour des implants revêtus de PEEK présentait des niveaux inférieurs de stress de *Von Mises* ce qui peut être expliqué selon les auteurs, par le fait que l'augmentation de surface ait été plus grande sur ces implants due à l'élasticité du PEEK.

Dans le même temps, ces implants avaient des valeurs de SED plus élevés que l'os en contact direct avec les implants Titane et Zircono signe d'une déformation plus importante.

Enfin les implants de gros diamètres montraient des niveaux inférieurs de SED.

Les effets théoriques sur l'os environnant ont alors été résumés dans le tableau ci-dessous.

Strain Energy Density Stimulus ($U/\rho \times 10^{-3}$ J/g)					
Force Direction	Diameter	Materials	Bone Loss	Bone Gain	
Vertical (100 N)	Ø4.1	Titanium		7.13	
		Titanium + PEEK coating		8.92	
		Zirconia		6.23	
		Zirconia + PEEK coating		7.95	
	Ø4.8	Titanium		4.65	
		Titanium + PEEK coating		7.34	
		Zirconia			6.68
		Zirconia + PEEK coating			6.68
Horizontal (30 N)	Ø4.1	Titanium		5.94	
		Titanium + PEEK coating		9.25	
		Zirconia			6.53
		Zirconia + PEEK coating			6.53
	Ø4.8	Titanium	3.28		7.78
		Titanium + PEEK coating			7.78
		Zirconia	2.05		5.85
		Zirconia + PEEK coating			5.85

Tableau 5 : Les prédictions théoriques des modèles SED de densité d'énergie. Les effets théoriques sont prévus en fonction des valeurs pics de SED et présentés en termes de perte osseuse, sans effet ou gain osseux, d'après LEE (70).

D'après ces résultats, ils notent une apposition osseuse péri-implantaire dans tous les groupes ou le PEEK enrobait l'implant. De plus, il semble que lorsque l'utilisation de l'implant de grand diamètre soit dictée, une réduction de la perte osseuse marginale peut être envisagée avec ces types d'implants.

Ils en ont conclu que les implants dentaires conventionnels (Titane et Zirconie) avec un revêtement PEEK au niveau de la zone cervicale permettaient de réduire les effets de Stress-shielding et conduisaient par la même occasion à une apposition osseuse.

IV. DISCUSSION

La pérennité du système implantaire, repose sur le maintien à long terme de son ostéo-intégration. Ce processus alliant une stabilité mécanique primaire et une stabilité secondaire par intégration biologique garantit le maintien de l'ostéo-intégration implantaire par la mise en place d'un complexe os/implant doté d'une grande stabilité sous l'action de charges fonctionnelles.

Depuis les années 1960, le Titane et ses alliages font figure de matériaux de référence en implantologie orale avec des taux de succès fiables et durables (3,58,77).

Cependant les implants, soumis à des contraintes fonctionnelles excessives, sont parfois victime d'une résorption osseuse marginale au niveau de leur interface favorisant une péri-implantite et/ou aboutissant à la perte de l'ostéo-intégration partielle puis totale conduisant à la perte de l'implant (47,48).

L'analyse de ces échecs a mis en lumière des différences majeures en termes de structure et de comportement biomécanique du tissu osseux d'une part, et des biomatériaux implantaires d'autre part. Cette divergence peut être responsable d'une répartition néfaste des contraintes à l'interface os-implant et est qualifiée de « Stress-shielding » (43,52,55).

À la fin des années 1990, le Poly-Ether-Ether-Ketone, alias PEEK, a émergé en orthopédie comme une alternative aux implants métalliques.

L'intérêt croissant dans ce type de polymères vient d'une part, en réponse aux limites biologiques des matériaux métalliques (corrosion, électro-galvanisme, hypersensibilité, potentiel allergène) et d'une autre, dans la nécessité de mise au point de biomatériaux implantables pour l'orthopédie dont les propriétés mécaniques se rapprochaient de celles du tissu osseux tout en offrant des propriétés de biocompatibilité et/ou d'ostéo-intégration permettant une utilisation en site osseux (58).

Malgré un recul clinique très satisfaisant sur l'utilisation sur l'utilisation PEEK en orthopédie et en traumatologie, il n'existe encore que peu d'études à ce sujet en implantologie orale (58,67,70).

Il nous a donc semblé nécessaire d'effectuer une revue systématique de la littérature scientifique à la fois orthopédique et odontologique, avec un regard plus particulier porté sur l'odontologie, afin de déterminer si ces matériaux pouvaient représenter une alternative viable au Titane en terme de propriétés mécaniques et de répartition des contraintes à l'interface os-implant.

Ainsi nous nous sommes intéressés aux caractéristiques structurelles et mécaniques du PEEK et de ses composites, et nous avons souhaité évaluer le comportement biomécanique de ces polymères en implantologie orale à travers une analyse bibliographique la plus exhaustive possible.

Comme support de cette étude, nous avons sélectionné et analysé 13 articles selon leur concordance aux mots-clés prédéfinis dans notre section « Matériels et Méthodes ».

Nous jugeons que nos sources sont fiables, car provenant de sources scientifiques incontestables extraits d'articles parus dans des journaux reconnus présentant à impact factor important, et reconnues dans le domaine médical, telles l'*European Spine Journal*, la revue *Biomaterials*, la revue *Implantologie*, la *Revue de Stomatologie et de Chirurgie Maxillo-faciale*, le *Journal of Materials Science*, le *Journal of Oral Implantology*, le journal de la *Society for Biomaterials*, le *Journal of Biomaterials*, le journal *Dental Materials*, le *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, le journal *Clinical Medical Insights*, le *Journal of Prosthodontic Research* et l'*International Journal of Implant Dentistry*. Les multiples champs d'investigation où le PEEK est évoqué et démontre le grand intérêt porté à son développement.

Nous avons mis en évidence à travers nos résultats que les qualités structurelles physiques et chimiques du PEEK pur lui permettent, via l'adjonction de renforts (dioxyde de Titane, β -TCP, Hydroxyapatite, fibres de carbones), de créer des polymères composites dont les propriétés mécaniques sont ajustées afin de favoriser une répartition des contraintes plus harmonieuses (58–60,64–73,77).

En effet le PEEK pur est un matériau « metal-free », relativement inerte, il possède une excellente stabilité dimensionnelle qui lui confère une grande résistance à l'abrasion, à l'hydrolyse, ainsi qu'aux attaques thermiques et aux radiations ionisantes (58,60,65,77).

D'un point de vue biologique, les investigations menées confirment sa biocompatibilité et ne montrent aucune preuve de cytotoxicité. En outre certains PEEK composites présentent des propriétés d'ostéo-conduction et donc sont ostéo-intégrables. De plus il est radiologiquement transparent et n'induit donc aucun artefact sur les images radiographiques (58,59,77).

Le PEEK présente d'excellentes propriétés mécaniques qui sont directement dépendantes du degré de cristallinité de sa structure reflétant son traitement thermique (58).

Les volontés successives d'améliorer l'intégration tissulaire tout d'abord, puis d'ajuster les propriétés mécaniques au tissu osseux ensuite, ont été rendu possible par l'adjonction de multiples renforts à une matrice de PEEK (58,64).

À ce jour, le composite CFR-PEEK concentre la majorité des recherches en raison de ses bonnes propriétés biologiques et de sa capacité à obtenir un module d'élasticité à proximité de celui de l'os cortical. Ce matériau biocompatible peut être réalisée avec une large gamme de propriétés physiques, mécaniques et de surface et ce dans plusieurs formes. Il offre ainsi de nombreuses possibilités dans le développement de nouveaux implants et l'étendue de ses propriétés indiquent qu'il pourrait avoir un effet de protection contre le stress plus important que pour des implants en Titane (58,60,64–73,77).

Les différentes études d'analyse par éléments finis de ce type de composites PEEK apportent des résultats contrastés (67–70). La communauté scientifique orthopédique a en effet admis les résultats convaincants des polymères CFR-PEEK en terme de répartition des contraintes au sein d'un complexe os/implant (67). Cependant ces résultats ne font pas encore l'unanimité au sein de la communauté odontologique car à ce jour aucune étude n'a pu montrer l'emphase de ces polymères sur les implants Titane (68–70).

En chirurgie de la colonne vertébrale, les implants vertébraux fabriqués à base de ce matériau ont prouvé sous l'action de contraintes simulées, leur capacité à se déformer de façon plus importante que des implants plus rigides à base de Titane. De ce fait, en augmentant la surface de répartition des contraintes ils réduisent la concentration de la charge au niveau vertèbres adjacentes (67).

La transposition de ce résultat aux implants dentaires n'est pas encore acquise.

Une première étude sur des implants dentaires CFR-PEEK (renforcé à 30% de fibres de carbone) a montré les difficultés à reproduire ce type de résultats due au fait principalement que la liaison entre l'implant et l'os est rigide en implantologie orale. Ainsi celle-ci ne permet pas d'expansion du matériau par déformation. Il en résulte une concentration des contraintes plus marquée au niveau du col de l'implant que pour les implants en Titane. Selon les conclusions de cette première étude, les composites CFR-PEEK ne présentent donc aucun avantage sur les implants Titane (68).

La seconde étude a été réalisée à l'aide d'un implant CFR-PEEK renforcé avec encore plus de fibre de carbone (60%), afin d'augmenter sa rigidité et donc de diminuer son potentiel intrinsèque de déformation. Cet implant montre des résultats similaires au Titane en matière de répartition des contraintes.

Un compromis dans la teneur en fibre de carbone autour de 45% semble donc souhaitable pour envisager de nouvelles études d'analyse par éléments finis (69).

La dernière étude prouve qu'en associant à un implant Titane ou Zircone, un revêtement à base de CFR-PEEK au niveau de la partie cervicale des implants, nous obtenons des résultats tout à fait probants pour réduire le « Stress-shielding » et même favoriser une apposition osseuse (70).

Toutes ces études soulignent que les composites CFR-PEEK ne montrent pas de différences significatives avec des implants en Titane en terme de répartition des contraintes au sein du complexe os/implant. Ainsi malgré le fait que SAROT et al. (68), aient conclu de manière défavorable quant à l'utilisation de leur implant CFR-PEEK par rapport aux implants Titane, les deux dernières études menées par SCHWITALLA et LEE (69,70), semblent tout de même suggérer qu'en ajustant les taux de fibres de carbone et les procédés de mises en formes de ces composites, nous puissions à l'avenir parvenir à une réduction du « Stress-shielding » plus conséquente qu'avec les implants Titane.

Le principal problème lié à l'utilisation du PEEK en tant qu'implant dentaire demeure donc encore à ce jour, lié au manque d'études menées à son sujet et à la difficulté de tirer des conclusions unanimes quant à ses potentiels effets bénéfiques. Il n'existe actuellement pas d'études cliniques disponibles concernant l'influence des charges contrôlées ou normalisées sur l'os péri-implantaire.

Il n'y avait en effet que 13 articles inclus dans cette revue. Ce petit nombre d'articles inclus est encore aggravé par l'hétérogénéité accrue parmi les études. En effet, la recherche d'articles a été menée à travers deux champs d'investigations principaux que sont l'odontologie et l'orthopédie. En outre, les multiples combinaisons offertes par les propriétés mécaniques de la matrice du PEEK et des différents renforts bioactifs, associés aux différents procédés de mise en forme de ces nouveaux composites PEEK bioactifs, ont conduit les chercheurs à l'élaboration de nombreux composites PEEK différents dont les études isolées sont insuffisamment pertinentes.

Nous n'avons pas pu déterminer de consensus dans les techniques de tests utilisés pour évaluer les propriétés mécaniques du PEEK. Qui plus est, ces propriétés mécaniques sont évaluées in-vitro via des tests dont les forces de compression, traction, flexion ne représentent pas la réalité de la cavité buccale, mais plutôt des valeurs moyennes obtenues dans la littérature du moment. Beaucoup de ces articles ont pourtant fourni des conclusions favorables concernant les propriétés mécaniques, les résultats techniques et la sécurité des composites PEEK (67–70,72,73).

La multiplicité et la polyvalence des composites bioactifs PEEK et notamment les CFR-PEEK sont un autre frein à l'élaboration de conclusions formelles, faute de n'avoir pas encore trouvé le composite aux propriétés idéales pour l'implantologie orale.

Enfin, les critiques quant aux études d'analyse par éléments finis sont nombreuses. Les FEA ont été largement utilisés dans la biomécanique des implants dentaires pour estimer les contraintes et les déformations dans la région péri-implantaire. Toutefois ces méthodes sont très sensibles aux hypothèses retenues en ce qui concerne les paramètres du modèle et basées sur un ensemble spécifique de valeurs moyennes ou représentatives.

La simplification des modèles tient surtout au fait que ces analyses supposent que tous les matériaux et en particulier l'os, ont un comportement élastique linéaire et isotrope. Ce qui ne représente pas la situation réelle où l'os est une structure hétérogène, anisotrope et avec un comportement viscoélastique.

En outre, la complexité de la définition de l'interface os/implant, la difficulté à quantifier cliniquement le sens naturel et la valeur des charges occlusales, les effets distincts des charges de traction, compression et cisaillement sont autant de paramètres dont les auteurs ne peuvent pas assurer qu'ils représentent la réalité. D'autres recherches, y compris certaines études plus complexes avec les propriétés des matériaux plus réalistes comme l'anisotropie sont nécessaires pour parvenir à une meilleure compréhension de la distribution des charges d'un implant PEEK.

Les résultats obtenus sur la diffusion des contraintes ainsi que les prévisions quantitatives sur la formation et la résorption osseuse réaliste dans les structures osseuses (qui sont faites en combinant les théories mathématiques du remodelage osseux avec les modèles d'éléments finis) restent encore à ce jour controversées.

Même s'il n'existe pas de différences fondamentales dans la transmission des contraintes à l'os péri-implantaire entre le Titane les composites à bases de PEEK, ceux-ci semblent pourtant avoir des propriétés favorables.

Pour considérer un peu plus le PEEK comme un biomatériau de remplacement des implants métalliques, il semble que le comportement biomécanique complet d'un implant à base PEEK doit encore être testé expérimentalement en uniformisant les tests utilisés et en se concentrant sur le composite bioactif PEEK le plus susceptible d'homogénéiser les contraintes afin d'obtenir des données précises.

V. CONCLUSION

Les matériaux métalliques, en particulier le titane et ses alliages, continuent d'être les matériaux de choix pour l'implantologie dentaire et médicale en raison de leur biocompatibilité et de leurs propriétés mécaniques. Malgré leurs avantages, ces matériaux posent certaines questions telles que l'ostéolyse suivie par l'échec de l'implant, le rayonnement diffusé, une hypersensibilité occasionnelle, ou encore des phénomènes allergiques (3,36,43,50,57).

La polyvalence des biomatériaux PEEK se traduit nécessairement par une complexité accrue, tant pour les concepteurs d'implants, que pour les chercheurs qui souhaitent explorer de nouvelles modifications du PEEK pur en vue de nouvelles applications d'implants.

Au cours de ces dernières années, les études menées dans le traitement et les applications de ces biomatériaux ont progressé de façon constante jusqu'à pouvoir présenter des résultats comparables à ceux du Titane et de ses alliages.

Les analyses par éléments finis ont même suggéré qu'il pourrait induire un effet de protection contre le stress et aller jusqu'à favoriser une apposition osseuse comparé aux mêmes implants en Titane.

Des essais cliniques apparaissent essentiels pour conclure sur le comportement biomécanique des implants PEEK et PEEK-composites.

L'adoption généralisée d'un nouveau biomatériau est toujours un processus lent et prudent et c'est pourquoi d'autres recherches comportant des études in-vivo et in-vitro et évidemment des études cliniques seront encore nécessaires pour trouver des moyens d'améliorer le comportement biomécanique et clinique de ces implants.

BIBLIOGRAPHIE

1. **Ravald N, Dahlgren S, Teiwik A, Gröndahl K.** Long-term evaluation of Astra Tech and Brånemark implants in patients treated with full-arch bridges. Results after 12-15 years. *Clin Oral Implants Res.* 2013 Oct;24(10):1144–51.
2. **Lang NP, Pjetursson BE, Tan K, Brägger U, Egger M, Zwahlen M.** A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. II. Combined tooth--implant-supported FPDs. *Clin Oral Implants Res.* 2004 Dec;15(6):643–53.
3. **Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR.** The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1986;1(1):11–25.
4. **Natali AN, Pavan PG, Ruggero AL.** Analysis of bone–implant interaction phenomena by using a numerical approach. *Clin Oral Implants Res.* 2006 Feb 1;17(1):67–74.
5. **Sotto-Maior BS, Lima C de A, Senna PM, Camargos G de V, Del Bel Cury AA.** Biomechanical evaluation of subcrestal dental implants with different bone anchorages. *Braz Oral Res.* 2014;28.
6. **Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Gilat A.** Use of an Axisymmetric Finite Element Method to Compare Maxillary Bone Variables for a Loaded Implant. *J Prosthodont.* 1993 Sep 1;2(3):183–9.
7. **Huang C-C, Lan T-H, Lee H-E, Wang C-H.** The Biomechanical Analysis of Relative Position Between Implant and Alveolar Bone: Finite Element Method. *J Periodontol.* 2010 Oct 11;82(3):489–96.
8. **Brånemark PI, Zarb G, Albrektsson T.** Tissue-integrated prostheses : Osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence Publishing Company, Inc.; 1985. 352 p.
9. **Listgarten MA, Lang NP, Schroeder HE, Schroeder A.** Periodontal tissues and their counterparts around endosseous implants. *Clin Oral Implants Res.* 1991 Sep;2(3):1–19.
10. **Szmukler-Moncler S, Piattelli A, Favero GA, Dubruille JH.** Considerations preliminary to the application of early and immediate loading protocols in dental implantology. *Clin Oral Implants Res.* 2000 Feb;11(1):12–25.

11. **Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A.** Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1969;3(2):81–100.
12. **Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J.** Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand.* 1981;52(2):155–70.
13. **Watzek G.** Endosseous implants: Scientific and clinical aspects. Chicago: Quintessence Publishing Company, Inc.; 1996. 407 p.
14. **Choquet V, Hermans M, Adriaenssens P, Daelemans P, Tarnow DP, Malevez C.** Clinical and radiographic evaluation of the papilla level adjacent to single-tooth dental implants. A retrospective study in the maxillary anterior region. *J Periodontol.* 2001 Oct;72(10):1364–71.
15. **Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH.** Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. *J Biomed Mater Res.* 1998;43(2):192–203.
16. **Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Bernard J-P, Samson J.** Predicting osseointegration by means of implant primary stability. *Clin Oral Implants Res.* 2004 Oct;15(5):520–8.
17. **Bischof M, Nedir R, Szmukler-Moncler S, Bernard J-P, Samson J.** Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing. *Clin Oral Implants Res.* 2004 Oct;15(5):529–39.
18. **Dilek O, Tezulas E, Dincel M.** Required minimum primary stability and torque values for immediate loading of mini dental implants: an experimental study in nonviable bovine femoral bone. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008 Feb;105(2):e20–7.
19. **Cehreli MC, Karasoy D, Akca K, Eckert SE.** Meta-analysis of methods used to assess implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009 Dec;24(6):1015–32.
20. **Barewal RM, Oates TW, Meredith N, Cochran DL.** Resonance frequency measurement of implant stability in vivo on implants with a sandblasted and acid-etched surface. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003 Oct;18(5):641–51.

21. **Davarpanah N, Szmuckler-Moncler S, Houry P, Jakubowicz-Kohen B, Martinez H.** Manuel d'implantologie clinique 3e édition Concepts, intégration des protocoles et esquisse de nouveaux paradigmes. 3e édition. Rueil-Malmaison: CdP; 2012. 656 p. (JPIO).
22. **Williams DF.** Definitions in Biomaterials: Proceedings of a Consensus Conference of the European Society for Biomaterials. Chester, England: Elsevier; 1986. 72 p.
23. **Nandi SK, Biswas S.** Chapter 6 - In Vivo Characterization of Biomaterials A2 - Bose, Amit BandyopadhyaySusmita. In: Characterization of Biomaterials. Oxford: Academic Press; 2013. p. 255–97.
24. **Albrektsson T, Johansson C.** Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration. Eur Spine J. 2001 Oct;10(2):S96–101.
25. **Ogle OE.** Implant Surface Material, Design, and Osseointegration. Dent Clin North Am. 2015 Apr;59(2):505–20.
26. **Smeets R, Stadlinger B, Schwarz F, Beck-Broichsitter B, Jung O, Precht C, et al.** Impact of Dental Implant Surface Modifications on Osseointegration. BioMed Res Int. 2016;2016.
27. **Wennerberg A, Albrektsson T.** On implant surfaces: a review of current knowledge and opinions. Int J Oral Maxillofac Implants. 2010 Feb;25(1):63–74.
28. Schenk RK, Buser D. Osseointegration: a reality. Periodontol 2000. 1998 Jun;17:22–35.
29. **Khan SN, Ramachandran M, Senthil Kumar S, Krishnan V, Sundaram R.** Osseointegration and more—A review of literature. Indian J Dent. 2012 Apr;3(2):72–6.
30. **Giavaresi G, Fini M, Cigada A, Chiesa R, Rondelli G, Rimondini L, et al.** Mechanical and histomorphometric evaluations of titanium implants with different surface treatments inserted in sheep cortical bone. Biomaterials. 2003 Apr;24(9):1583–94.
31. **Leventhal GS.** Titanium, a metal for surgery. J Bone Joint Surg Am. 1951 Apr;33-A(2):473–4.
32. **Lautenschlager EP, Monaghan P.** Titanium and titanium alloys as dental materials. Int Dent J. 1993 Jun;43(3):245–53.

33. **Andreiotelli M, Wenz HJ, Kohal R-J.** Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clin Oral Implants Res.* 2009 Sep;20 Suppl 4:32–47.
34. **Maccauro G, Iommetti PR, Muratori F, Raffaelli L, Manicone PF, Fabbriciani C.** An overview about biomedical applications of micron and nano size tantalum. *Recent Pat Biotechnol.* 2009;3(3):157–65.
35. **Skinner HB.** Composite technology for total hip arthroplasty. *Clin Orthop.* 1988 Oct;(235):224–36.
36. **Osman RB, Swain MV.** A Critical Review of Dental Implant Materials with an Emphasis on Titanium versus Zirconia. *Materials.* 2015 Mar 5;8(3):932–58.
37. **McCracken M.** Dental implant materials: commercially pure titanium and titanium alloys. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont.* 1999 Mar;8(1):40–3.
38. **Emneus H, Stenram U, Baecklund J.** An x-ray spectrographic investigation of the soft tissue around titanium and cobalt alloy implants. *Acta Orthop Scand.* 1960;30:226–36.
39. **Wenz HJ, Bartsch J, Wolfart S, Kern M.** Osseointegration and clinical success of zirconia dental implants: a systematic review. *Int J Prosthodont.* 2008 Feb;21(1):27–36.
40. **Özkurt Z, Kazazoğlu E.** Zirconia dental implants: a literature review. *J Oral Implantol.* 2011 Jun;37(3):367–76.
41. **Cowin SC.** Chapter 8 - The mechanical properties of cortical bone. In: *Bone Mechanics.* Boca Raton: CRC Press; 1989. p. 97–127.
42. **Natali AN, Hart RT, Pavan PG, Knets I.** Chapter 1 - Mechanics of bone tissue. In: *Dental Biomechanics.* London: Taylor & Francis.; 2003. p. 1–19.
43. **Brunski JB, Puleo DA, Nanci A.** Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000 Feb;15(1):15–46.
44. **Sheets CG, Earthmann JC.** Natural tooth intrusion and reversal in implant-assisted prosthesis: evidence of and a hypothesis for the occurrence. *J Prosthet Dent.* 1993 Dec;70(6):513–20.

45. **Enlow DH, Moyers RE.** Growth and architecture of the face. *J Am Dent Assoc* 1939. 1971 Apr;82(4):763–74.
46. **Pauwels F.** Importance of marrow-cavity with respect to the mechanical stress of tubular bones. *Z Für Anat Entwicklungsgeschichte*. 1974;145(1):81–5.
47. **Frost HM.** Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod*. 1994;64(3):175–88.
48. **Goodship AE.** The Law of Bone Remodelling. *J Anat*. 1987 Dec;155:217.
49. **Shibata Y, Tanimoto Y, Maruyama N, Nagakura M.** A review of improved fixation methods for dental implants. Part II: biomechanical integrity at bone-implant interface. *J Prosthodont Res*. 2015 Apr;59(2):84–95.
50. **Cehreli M, Sahin S, Akça K.** Role of mechanical environment and implant design on bone tissue differentiation: current knowledge and future contexts. *J Dent*. 2004 Feb;32(2):123–32.
51. **Sahin S, Cehreli MC, Yalçın E.** The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. *J Dent*. 2002 Nov;30(7-8):271–82.
52. **Brunski JB.** In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. *Adv Dent Res*. 1999 Jun;13:99–119.
53. **Mihalko WM, May TC, Kay JF, Krause WR.** Finite element analysis of interface geometry effects on the crestal bone surrounding a dental implant. *Implant Dent*. 1992;1(3):212–7.
54. **Rungsiyakull C, Chen J, Rungsiyakull P, Li W, Swain M, Li Q.** Bone's responses to different designs of implant-supported fixed partial dentures. *Biomech Model Mechanobiol*. 2015 Apr;14(2):403–11.
55. **Haïat G, Wang H-L, Brunski J.** Effects of biomechanical properties of the bone-implant interface on dental implant stability: from in silico approaches to the patient's mouth. *Annu Rev Biomed Eng*. 2014 Jul 11;16:187–213.
56. **Clift SE, Fisher J, Watson CJ.** Finite element stress and strain analysis of the bone surrounding a dental implant: effect of variations in bone modulus. *Proc Inst Mech Eng [H]*. 1992;206(4):233–41.

57. **Cehreli MC, Akca K.** Mechanobiology of bone and mechanocoupling of endosseous titanium oral implants. *J Long Term Eff Med Implants*. 2005;15(2):139–52.
58. **Kurtz SM, Devine JN.** PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*. 2007 Nov;28(32):4845–69.
59. **Cougoulic J-P, Sedarat C, Harmand M-F.** Un nouveau matériau “metal-free” en implantologie : le Biopik. *Implantologie*. 2010 Nov;95–100.
60. **Schwitalla A, Müller W-D.** PEEK dental implants: a review of the literature. *J Oral Implantol*. 2013 Dec;39(6):743–9.
61. **Morrison C, Macnair R, MacDonald C, Wykman A, Goldie I, Grant MH.** In vitro biocompatibility testing of polymers for orthopaedic implants using cultured fibroblasts and osteoblasts. *Biomaterials*. 1995 Sep;16(13):987–92.
62. **Williams DF, McNamara A, Turner RM.** Potential of polyetheretherketone (PEEK) and carbon-fibre-reinforced PEEK in medical applications. *J Mater Sci Lett*. 1987;6(2):188–90.
63. **Katzer A, Marquardt H, Westendorf J, Wening JV, von Foerster G.** Polyetheretherketone--cytotoxicity and mutagenicity in vitro. *Biomaterials*. 2002 Apr;23(8):1749–59.
64. **Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F.** Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res*. 2016 Jan;60(1):12–9.
65. **Wiesli MG, Özcan M.** High-Performance Polymers and Their Potential Application as Medical and Oral Implant Materials: A Review. *Implant Dent*. 2015 Aug;24(4):448–57.
66. **Li CS, Vannabouathong C, Sprague S, Bhandari M.** The Use of Carbon-Fiber-Reinforced (CFR) PEEK Material in Orthopedic Implants: A Systematic Review. *Clin Med Insights Arthritis Musculoskelet Disord*. 2015 Feb 23;8:33–45.
67. **Ferguson SJ, Visser JMA, Polikeit A.** The long-term mechanical integrity of non-reinforced PEEK-OPTIMA polymer for demanding spinal applications: experimental and finite-element analysis. *Eur Spine J Off Publ Eur Spine Soc Eur Spinal Deform Soc Eur Sect Cerv Spine Res Soc*. 2006 Feb;15(2):149–56.

68. **Sarot JR, Contar CMM, Cruz ACC da, de Souza Magini R.** Evaluation of the stress distribution in CFR-PEEK dental implants by the three-dimensional finite element method. *J Mater Sci Mater Med.* 2010 Jul;21(7):2079–85.
69. **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.
70. **Lee W-T, Koak J-Y, Lim Y-J, Kim S-K, Kwon H-B, Kim M-J.** Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2012 May;100(4):1044–52.
71. **Meningaud J-P, Spahn F, Donsimoni J-M.** L'après titane, le PEEK ? *Rev Stomatol Chir Maxillofac.* 2012 Nov;113(5):407–10.
72. **Schwitalla AD, Spintig T, Kallage I, Müller W-D.** Flexural behavior of PEEK materials for dental application. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2015 Nov;31(11):1377–84.
73. **Schwitalla AD, Spintig T, Kallage I, Müller W-D.** Pressure behavior of different PEEK materials for dental implants. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016 Feb;54:295–304.
74. **Zhang G, Latour RA, Kennedy JM, Del Schutte H, Friedman RJ.** Long-term compressive property durability of carbon fibre-reinforced polyetheretherketone composite in physiological saline. *Biomaterials.* 1996 Apr;17(8):781–9.
75. **Kwarteng KB, Stark C.** Carbon fiber reinforced PEEK (APC-2/AS-4) composites for orthopaedic implants. *SAMPE Q.* 1990;22(1):10–4.
76. **Brown SA, Hastings RS, Mason JJ, Moet A.** Characterization of short-fibre reinforced thermoplastics for fracture fixation devices. *Biomaterials.* 1990 Oct;11(8):541–7.
77. **Richard A.** Evaluation du Polyetherethercetone (PEEK) en implantologie orale: intérêts, limites et perspectives. [Revue de littérature]. [Bordeaux]: de Bordeaux; 2016.
78. **Wenz LM, Merritt K, Brown SA, Moet A, Steffee AD.** In vitro biocompatibility of polyetheretherketone and polysulfone composites. *J Biomed Mater Res.* 1990 Feb;24(2):207–15.

79. **Blundell DJ, Osborn BN.** The morphology of poly(aryl-ether-ether-ketone). *Polymer*. 1983 Aug;24(8):953–8.
80. **Wang L, He S, Wu X, Liang S, Mu Z, Wei J, et al.** Polyetheretherketone/nano-fluorohydroxyapatite composite with antimicrobial activity and osseointegration properties. *Biomaterials*. 2014 Aug;35(25):6758–75.
81. **Suska F, Omar O, Emanuelsson L, Taylor M, Gruner P, Kinbrum A, et al.** Enhancement of CRF-PEEK osseointegration by plasma-sprayed hydroxyapatite: A rabbit model. *J Biomater Appl*. 2014 Feb 3;29(2):234–42.
82. **Wheeler SL.** Eight-year clinical retrospective study of titanium plasma-sprayed and hydroxyapatite-coated cylinder implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996 Jun;11(3):340–50.
83. **Nakahara I, Takao M, Bando S, Bertollo N, Walsh WR, Sugano N.** In vivo implant fixation of carbon fiber-reinforced PEEK hip prostheses in an ovine model. *J Orthop Res*. 2013 Mar 1;31(3):485–92.
84. **Nakahara I, Takao M, Goto T, Ohtsuki C, Hibino S, Sugano N.** Interfacial shear strength of bioactive-coated carbon fiber reinforced polyetheretherketone after in vivo implantation. *J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc*. 2012 Oct;30(10):1618–25.
85. **Cook SD, Rust-Dawicki AM.** Preliminary evaluation of titanium-coated PEEK dental implants. *J Oral Implantol*. 1995;21(3):176–81.
86. **Barkarmo S, Andersson M, Currie F, Kjellin P, Jimbo R, Johansson CB, et al.** Enhanced bone healing around nanohydroxyapatite-coated polyetheretherketone implants: An experimental study in rabbit bone. *J Biomater Appl*. 2014 Nov;29(5):737–47.
87. **Johansson P, Jimbo R, Kjellin P, Currie F, Chrcanovic BR, Wennerberg A.** Biomechanical evaluation and surface characterization of a nano-modified surface on PEEK implants: a study in the rabbit tibia. *Int J Nanomedicine*. 2014;9:3903–11.
88. **Waser-Althaus J, Salamon A, Waser M, Padeste C, Kreutzer M, Pielers U, et al.** Differentiation of human mesenchymal stem cells on plasma-treated polyetheretherketone. *J Mater Sci Mater Med*. 2014 Feb;25(2):515–25.
89. **Randolph SJ, Fowlkes JD, Rack PD.** Focused, nanoscale electron-beam-induced deposition and etching. *Crit Rev Solid State Mater Sci*. 2006;31(3):55–89.

90. **Han C-M, Lee E-J, Kim H-E, Koh Y-H, Kim KN, Ha Y, et al.** The electron beam deposition of titanium on polyetheretherketone (PEEK) and the resulting enhanced biological properties. *Biomaterials*. 2010 May;31(13):3465–70.
91. **Mantese JV, Brown IG, Cheung NW, Collins GA.** Plasma-Immersion Ion Implantation. *MRS Bull*. 1996 Aug;21(08):52–6.
92. **Jacquot B.** Propriétés mécaniques des Biomatériaux utilisés en Odontologie. Société Francophone de Biomatériaux Dentaires. 2009.
93. **Duyck J, Rønold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sloten J, Ellingsen JE.** The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin Oral Implants Res*. 2001 Jun;12(3):207–18.
94. **Brown TD, Pedersen DR, Gray ML, Brand RA, Rubin CT.** Toward an identification of mechanical parameters initiating periosteal remodeling: a combined experimental and analytic approach. *J Biomech*. 1990;23(9):893–905.

Vu, Le Président du Jury,

Date, Signature :

Vu, Le Directeur de l'UFR des Sciences Odontologiques,

Date, Signature :

Vu, Le Président de l'Université de Bordeaux,

Date, Signature :

Pierre Martin

, Le 26/01/2017

Thèse pour l'obtention du DIPLOME d'ETAT de DOCTEUR en CHIRURGIE DENTAIRE 2017 – n°

Discipline : Implantologie

Evaluation biomécanique du PEEK en implantologie : Revue de littérature

Résumé

Objectif : Déterminer s'il existe un réel avantage mécanique à l'utilisation d'implants dentaire fait à base de PolyEtherEtherCétone (PEEK).

Matériel et Méthode : Revue systématique de la littérature sur les propriétés mécaniques du PEEK.

Résultats : A partir de 25 articles, 13 études scientifiques ont été sélectionnées pour notre revue systématique (3 études In Vitro, 4 revues systématique de littérature, 2 articles de revue et 4 analyses par éléments finis).

L'analyse des échecs implantaires par perte d'ostéo-intégration a mis en lumière des différences majeures en termes de structures et de comportement biomécanique entre l'os et les matériaux de référence du système implantaire comme le Titane et ses alliages.

Le PEEK biomatériau non-métallique, présente des qualités structurelles lui permettant via l'adjonction de renforts de créer des polymères composites (et notamment les CFR-PEEK) dont les propriétés mécaniques sont ajustées à celle du tissu osseux.

Bien que prometteurs et présentant des résultats comparables à ceux du Titane, l'adoption généralisée d'un implant PEEK composite de référence se heurte au manque d'uniformisation des données qui entourent la polyvalence et la multiplicité de ces mêmes biomatériaux.

Conclusion : Le PEEK semble une alternative crédible au Titane, mais bon nombre d'études expérimentales et cliniques sont encore nécessaires afin d'améliorer le comportement biomécanique et clinique des implants PEEK et PEEK composites.

Mots-clés

Implant dentaire – PEEK – Orthopédie – Biomatériaux – Propriétés mécaniques

Biomechanical evaluation of PEEK in implantology : A review of literature

Summary

Objective : Determine whether there is a real mechanical advantage to the use of dental implants based on PolyEtherEtherCetone (PEEK).

Materials and methods : Systematic review of literature on the mechanical properties of PEEK.

Results : From 25 articles, 13 scientific studies were selected for our systematic review (3 In Vitro studies, 4 systematic reviews of literature, 2 review articles and 4 finite elements analysis).

The analysis of implant failures by loss of osteo-integration has revealed major differences in structure and biomechanical behavior between bone and implant system reference materials such as Titanium and its alloys.

The non-metallic biomaterial PEEK has structural qualities which allows it, with the addition of reinforcements, to create composite polymers (in particular CFR-PEEK) whose mechanical properties are adjusted to those of bone tissue.

Although promising, and showing results comparable to Titanium, the widespread adoption of a composite PEEK implant is hampered by a lack of uniformity in the data surrounding the versatility and multiplicity of these biomaterials.

Conclusion : PEEK appears to be a credible alternative to Titanium, but many experimental and clinical studies are still needed to improve the biomechanical and clinical behavior of PEEK and PEEK implants

Key-words

Dental Implants – PEEK – Orthopedic – Biomaterials – Mechanical properties

Université de Bordeaux – Collège des Sciences de la Santé

UFR des Sciences Odontologiques

16-20 Cours de la Marne

33082 BORDEAUX CEDEX