

JOÃO RODRIGO SAROT

**Análise da Distribuição de Tensões em
Implantes Dentários de PEEK
Pelo Método de Elementos Finitos 3D**

Florianópolis-SC
Dezembro, 2008

JOÃO RODRIGO SAROT

**Análise da Distribuição de Tensões em
Implantes Dentários de PEEK
Pelo Método de Elementos Finitos 3D**

Tese apresentada ao Curso de Pós-graduação em Odontologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Santa Catarina, como requisito parcial para obtenção do título de Doutor em Odontologia – Área de concentração Implantodontia.

Este artigo está formatado de acordo com as Normas para Elaboração de Artigos da revista "Biomaterials".

Orientador: Prof. Dr. Ricardo de Souza Magini

Florianópolis-SC
Dezembro, 2008

S246a Sarot, João Rodrigo
Análise da distribuição de tensões em implantes dentários de PEEK pelo método de elementos finitos 3D / João Rodrigo Sarot; orientador Ricardo de Souza Magini. - Florianópolis, 2008.
108 f.

Tese (Doutorado) – Universidade Federal de Santa Catarina. Centro de Ciências da Saúde. Programa de Pós-Graduação em Odontologia - Opção Implantodontia.

Inclui bibliografia.

1. PEEK. 2. Titânio. 3. Materiais dentários. 4. Implantes dentários.
I. Magini, Ricardo de Souza. II. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.
CDU 616.314-089.843

JOÃO RODRIGO SAROT

**Análise da Distribuição de Tensões em
Implantes Dentários de PEEK
Pelo Método de Elementos Finitos 3D**

Esta tese foi julgada adequada para a obtenção do título de Doutor em Odontologia, Área de Concentração Implantodontia, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Florianópolis, 11 de dezembro de 2008.

Ricardo de Sousa Vieira
Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia

Banca Examinadora

Orientador: Ricardo de Souza Magini

Antonio Carlos Cardoso

Jayme Bordini Jr

Nelson Luis Barbosa Rebellato

Ederson Áureo Betiol

À minha Patrícia.

Meu amor, minha companheira, minha cúmplice.

Esta conquista é sua também.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador professor Ricardo Magini pelo acolhimento como aluno, pela liberdade no desenvolvimento do curso e por desmistificar a vida acadêmica mostrando novos rumos e alternativas profissionais.

Ao professor Antonio Carlos Cardoso pelo estímulo no desenvolvimento profissional e pessoal. Por despertar em mim novos interesses e, principalmente, o gosto por desafios.

À professora Ariadne Cristiane Cabral da Cruz pela atenção, carinho, dedicação e participação fundamental na realização deste trabalho.

Aos meus colegas de curso, agora irmãos, Aline, Cleide, César e Ricardo pelo companheirismo, a amizade e os ensinamentos que enriqueceram muito nossa caminhada juntos.

Ao meu amigo e “sócio” Ernesto Barquero pela amizade sincera e parceria durante o curso.

Aos colegas do mestrado em implantodontia Rodrigo, André, Gabriela, Elisa, Leonardo e Gisele pela amizade e momentos agradáveis.

Às minhas amigas Miriam, Gisella e Dolores pelo empenho em suas funções e o carinho com que me receberam no CEPID.

Aos professores Gastão Valle Nicolau, Jayme Bordini Jr por acreditarem em mim e pelo apoio em mais esta empreitada.

À Patrícia Peters pelo companheirismo e dedicação insuperáveis, sem os quais esta conquista não seria possível.

À minha mãe, dona Mari, pelo exemplo de perseverança que sempre me norteou.

Aos meus sogros, Mary e Valdir Peters, pela confiança e apoio incondicionais depositados em mim.

À minha amiga Cintia Milani Contar, companheira desde os tempos de graduação, pelo auxílio na execução deste trabalho.

À Sonia Mara Saldanha Bach, bibliotecária da Biblioteca Ciências da Saúde do Campus Botânico da Universidade Federal do Paraná, pela amizade e prestabilidade na pesquisa e obtenção da bibliografia necessária para este trabalho.

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIMBOLOS	7
RESUMO	8
ABSTRACT	9
INTRODUÇÃO	10
PROPOSIÇÃO	13
MATERIAL E MÉTODO	14
RESULTADOS	20
DISCUSSÃO	22
CONCLUSÃO	26
FIGURAS	27
TABELAS	35
REFERÊNCIAS	38
VERSÃO EM INGLÊS	46
APÊNDICE – REVISÃO DE LITERATURA ESTENDIDA	78
BIBLIOGRAFIA CONSULTADA	100

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

Å	Angstrom
°C	Graus Celsius
CFR	Reforço de Fibra de Carbono
GPa	Giga Pascal
GPEEK	Glass Poly Ether Ether Ketone
HA	Hidroxiapatita
KGy	Unidade de dosagem de radiação no SI
MGy	Unidade de dosagem de radiação no SI
MPa	Mega Pascal
N	Newton
PAEK	Poly Aryl Ether Ketone
PEEK	Poly Ether Ether Ketone
Ti	Titânio
UHMWPE	Polímero Alifático - Poliolefina
w/w	Unidade de solubilidade em água
%	Porcentagem
µm	Micrometro

SAROT, João Rodrigo. **Análise da Distribuição de Tensões em Implantes Dentários de PEEK pelo Método de Elementos Finitos 3D**. 2008. 108 f. Tese (Doutorado em Odontologia – Área de Concentração Implantodontia) – Curso de Pós-graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

RESUMO

O PEEK vem se mostrando um excelente material na substituição do titânio em aplicações ortopédicas. Seus compostos relacionados podem ser fabricados com larga escala de propriedades físicas, mecânicas e de superfície e nos mais diversos formatos. Esta versatilidade abre um novo horizonte de possibilidades no projeto de novos implantes e componentes para reabilitação bucal, especialmente ao se levar em consideração o comportamento biomecânico deste material. O objetivo deste estudo foi comparar, por meio do Método de Elementos Finitos (MEF), a distribuição de tensões ao osso de suporte periimplantar em modelos distintos compostos por componentes e implantes de PEEK com 30% de reforço de fibras de carbono (30% CFR-PEEK) e titânio. Nas simulações, com união perfeita entre implante e osso, o 30% CFR-PEEK apresentou maior concentração de tensões no pescoço do implante e osso adjacente devido a sua menor rigidez e maior deformação em relação ao titânio. Implantes e componentes de 30% CFR-PEEK não mostraram vantagens, no que se refere à distribuição de tensões, quando comparados aos implantes e componentes de titânio.

Palavras-chave: PEEK, poli éter éter cetona, implante dentário, distribuição de tensões, método de elementos finitos (MEF).

Evaluation of the Stress Distribution in PEEK Dental Implants by the Three-dimensional Finite Element Method.

ABSTRACT

PEEK (poly ether ether ketone) has proved to be an excellent material for the titanium substitute in orthopedic applications. Its related composites can be manufactured with many physical, mechanical and surface properties and in several shapes. This versatility opens a new horizon of possibilities in the development of new implants and components for bucal rehab, especially when the biomechanical behavior of this material is taken into consideration.

The aim of this study was to compare, using the three-dimensional finite element method, the stress distribution in the peri-implant support bone in distinct models composed by PEEK components and implants with 30% carbon fiber reinforced (30% CFR-PEEK) and titanium. In the simulations, with a perfect bonding between the bone and the implant, the 30% CFR-PEEK presented higher stress concentration in the implant neck and the adjacent bone due to its lower hardness and higher deformation in relation to the titanium. 30% CFR-PEEK implants and components did not show any advantages in relation to the stress distribution when compared to the titanium implants and components.

Keywords: PEEK, poly ether ether ketone, dental implant, stress distribution, finite element method (FEM).

1. INTRODUÇÃO

Em quarenta anos de evolução a Implantodontia avança rompendo barreiras e quebrando paradigmas na busca por soluções e aprimoramento na arte da reabilitação bucal. Tópicos como quantidade de implantes, formato, tratamento de superfície e componentes protéticos mais estéticos são amplamente discutidos. Vem se introduzindo nesta discussão a utilização de polímeros para fabricação de implantes osseointegrados em substituição aos convencionais de titânio.

Nos anos 90 o PEEK (*poly ether ether ketone*, em português poli éter éter cetona), membro dominante da família dos polímeros PAEK (*poly aryl ether ketone*, em português poli aríl éter cetona) despontou como candidato principal dos polímeros termo plásticos de alta performance para substituir componentes e implantes metálicos, especialmente na ortopedia e trauma [1,2]. O interesse por polímeros poliaromáticos surgiu no desenvolvimento de próteses para o quadril e de placas de fixação de fratura com rigidez comparável a do osso [3,4]. Embora os polímeros poliaromáticos puros exibam um módulo de elasticidade que varia de 3 a 4 GPa, este valor pode ser modificado e se aproximar ao do osso cortical (18 GPa) com a adição de compostos como fibra de carbono (CFR-PEEK) [5].

PEEK e compostos de PEEK são considerados biocompatíveis de acordo com testes realizados em cultura celular, tecido subcutâneo e muscular [6-13], incluindo pesquisas de cultura celular com osteoblastos sobre compostos de PEEK testados como arcabouço [14-16]. Vários estudos [17-20] também mostram o bom desempenho clínico deste polímero em pacientes ortopédicos.

O PEEK e compostos relacionados podem ser fabricados com larga escala de propriedades físicas, mecânicas e de superfície, nos mais diversos formatos, dependendo da utilização como implante. Esta versatilidade abre um novo horizonte de possibilidades no projeto de novos implantes e componentes para reabilitação bucal, especialmente ao se levar em consideração o comportamento biomecânico deste material.

Baseados na hipótese da dissipação de energia [21] sabe-se que, graças a característica de conservação de energia apresentada pelos implantes rígidos, uma força aplicada a uma coroa implanto-suportada é transferida, pelo implante, com pequenas alterações, resultando em uma deformação elástica e mínima absorção da energia mecânica pelo implante. Implantes metálicos são, no mínimo, 8 vezes mais duros que o osso circunvizinho. Esta diferença de gradiente gera estresse na interface osso/implante durante a dissipação das cargas [22]. A idéia de um implante com módulo de elasticidade similar ao do osso sugere uma distribuição das tensões mais homogênea aos tecidos de suporte com decréscimo do estresse nesta interface.

Quando um implante dentário é carregado oclusalmente a carga é transferida ao osso de suporte e com maior intensidade à porção coronal. Isto é consequência de um princípio geral de Engenharia que determina que quando um corpo composto por duas partes recebe carga o estresse é maior na linha de união destas partes [17]. Isto foi observado também em outros estudos com simulações de carga em implantes odontológicos em análises com resinas fotoelásticas e por método de elementos finitos (MEF) [23,24].

O MEF é uma técnica que permite a formulação virtual de um modelo matemático adequado que representa ou simula o comportamento de um

sistema físico específico [25-27]. Este método tem grande aplicação na Engenharia e tem sido utilizado em Medicina e Odontologia para simular situações clínicas e o comportamento das estruturas corporais desde 1975 [28]. Auxiliando no desenvolvimento e aperfeiçoamento de protótipos, predizendo seu comportamento mecânico, térmico e elétrico, reduzindo custo e tempo de desenvolvimento, fornecendo informações difíceis de serem obtidas pelos métodos experimentais convencionais como distribuição de tensões e deformação da estrutura ou componente [29].

Outro fator que favorece as pesquisas com método dos elementos finitos é a ausência do comprometimento de estruturas biológicas, uma vez que, atualmente por motivos éticos, tem-se dado muita atenção e preferência por estudos que não incluam indiscriminadamente tecidos vivos, seja de origem humana ou animal.

Outros estudos utilizaram o MEF para avaliação da distribuição das tensões ao osso tendo como variáveis o material constituinte de componentes protéticos [30], formato [31], diâmetro e comprimento [32] do implante ou materiais para superfície oclusal [33,34]. Nas simulações deste estudo a variável foi o material de fabricação do implante e componente protético comparando-se titânio e PEEK.

2. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi comparar, por meio do Método de Elementos Finitos (MEF), a distribuição de tensões ao osso adjacente periimplantar em quatro modelos distintos compostos por componente e implante de titânio, componente de PEEK e implante de titânio, componente de titânio e implante de PEEK e componente e implante de PEEK.

3. MATERIAL E MÉTODO

A análise da distribuição de tensões periimplantares foi realizada pelo método computacional denominado de Método dos Elementos Finitos (MEF).

3.1 Método dos Elementos Finitos

Seguiram-se os seguintes passos: modelagem da geometria, aplicação das condições de contorno (fixação do modelo, aplicação das cargas) e informações das propriedades dos materiais empregados.

Para execução do software alimentou-se as propriedades dos materiais:

Módulo de elasticidade, Módulo de Young ou Módulo elástico (E) :

Define a inclinação da curva tensão-deformação até o limite de proporcionalidade. E é uma medida de rigidez do material em sua região elástica e tem as mesmas unidades da tensão. A maioria dos materiais exhibe esse comportamento linear. Também a maior parte dos materiais dúcteis, o módulo de elasticidade em compressão é o mesmo que em tensão.

Coefficiente de Poisson (ν):

Quando um corpo deformável é submetido a uma força axial compressiva o material deforma-se longitudinalmente e transversalmente. Para caracterizar estas deformações define-se o coeficiente de Poisson como a relação da deformação transversal (alongamento ou contração) com a deformação longitudinal (alongamento ou contração) do material.

3.2 Etapas do Processo de Simulação por MEF

O processo de simulação seguiu basicamente três etapas : pré-processamento (construção do modelo), processamento (solução do problema) e pós-processamento (análise dos resultados).

Pré-processamento: Consistiu na construção do modelo geométrico e informações pertinentes das propriedades dos materiais empregados na construção do modelo. Em seguida, a estrutura do modelo foi dividida em um número finito de elementos (discretização) que são interconectados por pontos nodais os quais se encontram no sistema de coordenadas X,Y,Z, onde o conjunto resultante é denominado "malha". Posteriormente, ainda após o processo de modelagem são consideradas as restrições do modelo físico, onde as condições de contorno estruturais foram aplicadas com a finalidade de simular o modelo físico real. Essas condições de contorno resumiram-se em fixação do modelo e aplicação do carregamento.

Processamento: Após a criação do modelo, com o processamento numérico, o problema estrutural foi solucionado computacionalmente. Os resultados dos campos de tensões, deformações e deslocamentos foram obtidos.

Pós-processamento: A análise do modelo foi efetuada utilizando-se os resultados obtidos. A análise de tensões foi feita pela comparação dos componentes de tensões normais, tensões principais ou ainda tensão equivalente de Von Mises (tensão efetiva).

No critério de Von Mises todos os componentes de tensões normais, como também os componentes de tensões cisalhantes, são incorporados no cálculo da chamada tensão de Von Mises [35].

3.3 Reconstrução virtual de tomografia computadorizada

Para a fase inicial do trabalho um voluntário foi submetido a exame de tomografia computadorizada (i-CAT, Xoran Technologies, Ann Arbor, USA) para obtenção do modelo digital. O exame de tomografia foi realizado no terço ântero-inferior da face com objetivo de analisar a região da mandíbula, em cortes transversais de 0,25 mm de distância perfazendo um total de 212 cortes. Estes cortes foram gravados no formato Dicom (Digital imaging and communications in medicine standart) e importados para um programa de processamento de imagens e reconstrução digital (software desenvolvido pelo curso de pós-graduação em Métodos Numéricos e Engenharia da Universidade Federal do Paraná). Neste o programa reconstruiu digitalmente a mandíbula resultando em um modelo 3D, como mostra a figura 1.

Deste modelo, foi extraída apenas a parte correspondente ao dente 35, como mostra a figura 2.

3.4 Edição dos modelos

Após a reconstrução virtual, o modelo 3D foi exportado para o software Ansys DesignModeler v11 (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA) para edição dos modelos virtuais. Foi modelado um implante unitário, componentes protéticos (pilar e parafuso), osso cortical e medular ao redor do implante. O dente previamente scaneado foi seccionado na porção cervical e unido ao modelo para representar uma coroa protética unida ao implante conforme especificações abaixo.

Implante , pilar e parafuso:

- Implante cilíndrico rosqueável, com conexão do tipo hexágono externo, 10 mm de altura, diâmetro da plataforma de 4.1mm (figura 3).
- Pilar universal com conexão do tipo hexágono externo, plataforma inferior de 4,1 mm e porção superior cônica (figura 4).
- Parafuso de titânio com roscas apenas no terço inferior (figura 5).

Prótese:

- Infra-estrutura de cromo cobalto de no mínimo 0,3 mm de espessura sobre o pilar do implante, e de forma semelhante a coroa cerâmica.
- Porcelana feldspática recobrimo a infra-estrutura e modelando a forma coronária da prótese (figura 6).

Demais estruturas:

- uma linha de cimento de fosfato de zinco de aproximadamente 0,1 mm de espessura entre o pilar e a prótese.
- Osso cortical recobrimo a crista do osso em espessura de 1,0 mm.
- Osso medular recobrimo as porções internas do osso cortical (figura 6).
- Cilindros em esmaltes distribuídos na superfície oclusal da cerâmica simulando contatos dentários conforme figura 7.

3.5 Fatores de variação

Os diferentes modelos deste trabalho tiveram o objetivo de avaliar a influência nas tensões que o uso de componentes e implantes do material PEEK reforçado com 30% de fibra de carbono (30% CFR- PEEK) acarretam em um tratamento com implante unitário:

- Modelo A ou controle: este modelo foi configurado com o pilar e o implante em titânio.
- Modelo B: semelhante ao modelo A, mas o pilar em PEEK.
- Modelo C: semelhante ao modelo A, mas com o implante em PEEK.
- Modelo D: semelhante ao modelo A, mas com o implante e o pilar em PEEK.

Com exceção das propriedades dos materiais todos os modelos foram idênticos.

3.6 Simulação

Todos os modelos foram exportados do software DesignModeler (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA) para o software de simulação de elementos finitos Ansys Workbench V11. (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA).

Cada elemento dos modelos foi configurado com um módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson retirados da literatura conforme o modelo simulado (Tabela 1).

Todos os contatos entre as estruturas foram considerados como união perfeita, com exceção da união entre cimento e pilar. Os contatos entre titânio e cimento foram considerados como friccionais permitindo

deslizamentos e formação de espaços para se aproximar de uma situação real. Foram utilizadas aproximações dos coeficientes de fricção baseado em outros materiais semelhantes [43]. Embora o coeficiente de fricção varie de acordo com diversos fatores, para simular uma cimentação com cimento de fosfato de zinco foi usado um coeficiente de 0,2 nas uniões entre cimento de fosfato de zinco e titânio e cimento de fosfato de zinco e PEEK. As simulações foram do tipo não-linear em relação ao contato .

Suportes rígidos foram adicionados na região inferior e laterais do osso simulando a união do modelo ao resto de uma mandíbula. Cargas verticais paralelas em relação ao longo eixo do dente com 100 N de magnitude foram adicionadas nos cilindros de esmalte, conforme mostra figura 8.

As malhas foram validadas por meio de um processo de refinamento da malha, verificando-se a convergência dos resultados. Quando a diferença entre os picos de tensão dos resultados atingiu um erro estipulado de 5% ou menos a malha foi considerada válida. A malha foi gerada com elementos tetraédricos, conforme mostram as figuras 9 e 10, resultando em malhas com 1402615 nós e 894630 elementos. Todos os modelos foram então resolvidos (Windows XP X64, processador Intel Core 2 quad Q6600, 8 Gb memória RAM), a plotagem gráfica e numérica dos dados foi registrada, avaliada e comparada.

4. RESULTADOS

Os resultados foram apresentados por diagramas de tensão/deformação, com a distribuição de tensões, para avaliação qualitativa e por valores numéricos dos picos de tensão para avaliação quantitativa.

A figura 11 mostra exclusivamente as forças de compressão com comportamento similar nos quatro modelos, indicando a predominância do formato do implante no padrão de distribuição das cargas. Os implantes de PEEK (modelos C e D) apresentam maior concentração de força na porção cervical e sobre o osso cortical que os implantes de titânio (modelos A e B), isto ocorre indistintamente em relação ao material constituinte do pilar.

As forças de tração, representadas na figura 12, têm intensidade inferior as de compressão e sem diferenças significativas no padrão de distribuição entre os diferentes modelos.

A tensão de Von Mises, critério que engloba todos os componentes de tensão sobre os implantes, inclusive cisalhante, é demonstrada na figura 13. Os implantes de titânio, nos modelos A e B, apresentam picos de tensão equivalentes na porção cervical e uma distribuição mais homogênea das cargas por todo corpo do implante. Já os implantes de PEEK, nos modelos C e D, as tensões aparecem mais concentradas em uma porção menor da área cervical com menor aproveitamento do comprimento do implante. Mais uma vez, não houve distinção entre os modelos relacionada ao pilar.

Na figura 14 vemos o critério de Von Mises aplicado com destaque para os componentes protéticos. Semelhante aos implantes, os pilares de titânio (modelos A e C) têm a distribuição das tensões mais homogênea com os picos de tensão equivalentes. Nos modelos C e D os pilares de PEEK repetem o comportamento dos implantes de PEEK concentrando as cargas em uma área menor.

O resultado da deformação sofrida pelos modelos compostos por implante e pilar de titânio (A) e implante e pilar de PEEK (D), com destaque para porção do implante e osso periimplantar, é apresentada na figura 15. O pico de deformação do modelo A é menor e nota-se maior deformação na porção de osso medular em relação ao modelo D, onde é clara a maior deformação na porção de osso cortical cervical.

Para análise quantitativa a tabela 2 apresenta os picos de tensões nas diferentes estruturas dos modelos referentes às simulações apresentadas nas figuras 11, 12, 13 e 14. A tabela 3 mostra os picos de tensões em uma simulação com carga aplicada apenas nos dois pontos de contato na face lingual da coroa, verificando uma oclusão e conseqüentemente distribuição de tensões menos homogênea.

5. DISCUSSÃO

As promissoras propriedades mecânicas dos polímeros da família PAEK juntamente com a enorme versatilidade de formas e aplicações como implantes despertam a curiosidade acadêmica para este biomaterial desde os anos 90. Até agora, os melhores resultados na medicina são relatados na ortopedia, em especial no campo de coluna vertebral [17] com os chamados Cages para estabilização intervertebral. Estes bons resultados são atribuídos ao módulo de elasticidade similar ao do osso, característica do PEEK reforçado com 30% de fibra de carbono. Razão pela qual foi este o material de opção para realização deste experimento.

Dados sobre o módulo de elasticidade do PEEK e compostos selecionados, enquanto úteis para finalidades comparativas, devem ser vistos como o ponto de partida mais básico para a seleção do biomaterial para um projeto de implante [44]. As aplicações são específicas, conseqüentemente o desenvolvimento de métodos analíticos assim como os testes funcionais deve considerar o contexto específico que o projeto esta inserido.

O método dos elementos finitos é uma técnica destinada para resolver modelos computacionais que representam o comportamento de um sistema físico determinado, em outras palavras, o protótipo físico pode ser estudado mediante a formulação de um modelo matemático adequado [25-27].

Apesar de alguns autores [45] lembrarem que o MEF é um modelo matemático que não pode representar a complexidade biológica plenamente, é expressiva a multiplicidade de aplicações nas pesquisas em odontologia por este método. Como a otimização do desenho de

restaurações, implantes dentais, pinos ou núcleos, próteses parciais fixas ou removíveis, interações entre osso periodontal, ligamento e dente, efeitos físicos e biomecânicos das forças de mastigação e aparelhos ortodônticos [46].

Visto que a forma dos modelos não difere, o objetivo deste trabalho foi avaliar as propriedades mecânicas dos materiais.

Como em outros estudos [47-49], utilizou-se a força de 100 N como valor da carga oclusal aplicada por 3 pontos de contato sobre a superfície oclusal do dente com relevo natural, com incidência da carga no eixo axial.

Não existe nenhum estudo clínico randomizado sobre a influência de forças controladas ou estandardizadas no osso peri-implantar. Certamente, é difícil quantificar clinicamente o valor e sentido naturais de forças oclusais [47]. Sabe-se que o tecido ósseo é mais resistente às forças compressivas, menos resistente às cargas de tração e menos ainda às forças no sentido de cisalhamento [50]. Entretanto é válido ressaltar que o processo de maior importância, considerando o implante em função, é a remodelação óssea e esta ainda não é completamente elucidada na literatura, inclusive sobre o efeito distinto das cargas de tração e compressão neste processo [51].

Alguns autores [24,32,48,] apontam que a remodelação óssea periimplantar pode influenciar a distribuição das cargas após algum tempo do implante em função. Os modelos deste estudo foram idealizados considerando a adaptação normal esperada do nível ósseo ao redor do pescoço de um implante padrão, como o utilizado, com a lâmina cortical incidindo na primeira espira da rosca do implante.

Na simulação apenas da força de compressão (figura 11) o resultado foi de uma maior concentração das cargas na porção cervical óssea, com intensidade levemente maior nos implantes de PEEK (tabela 2). Mesmo

fenômeno visto em outros estudos [23,24,52] similares, que pode ser explicado pela hipótese da dissipação de energia [21], formato do implante [31,52, 53] ou pela maior resistência oferecida pelo osso cortical nesta área [24,54].

As cargas de tração se mostraram com intensidade muito menor em relação às de compressão (tabela 2), com padrão de distribuição muito similar entre os quatro modelos (figura 12) e mantendo-se com valores proporcionais na simulação com carga lingual (tabela 3).

Analisando de forma subjetiva e objetiva pelo critério de Von Mises (figura 13 e tabela 2) percebemos a tendência, nos diferentes modelos, da concentração de tensões no pescoço do implante, concordando com relatos prévios na literatura [55-58]. Entretanto, constatamos a menor dissipação das cargas pelo corpo do implante de PEEK, com maior concentração de força em uma área menor do pescoço. Nos modelos com implante de titânio pode-se notar que este transmite as cargas de forma mais homogênea, alcançando a porção apical do implante aumentando a área com maior concentração de tensões na porção cervical.

A simulação de deformação (figura 15) ajuda a entender os padrões de distribuição das tensões apresentados pelos diferentes modelos. Quando o modelo D com implante e pilar em PEEK foi simulado a porção cervical do implante sofreu maior deformação que a do modelo A, com implante e pilar de titânio, conseqüentemente com maior deslocamento gerando maiores tensões (tabela 2). Este achado corrobora o consenso de que micro movimentações do implante dentário são prejudiciais ao osso de suporte [51,59,60].

O PEEK apresenta resultados superiores ao titânio em suas aplicações na ortopedia [17,18] por apresentar menor rigidez. Ou seja, maior deformação,

acompanhando a movimentação da coluna vertebral, aumentando a área de distribuição das tensões e diminuindo a concentração de forças. Na implantodontia dental a união entre implante e osso é rígida, o que não possibilita a expansão por deformação inerente ao PEEK tendo um comportamento funcional diferente, concentrando ainda mais as tensões no pescoço do implante. Descoberta surpreendente, visto que se esperava exatamente o oposto, uma distribuição mais homogênea das tensões pelo corpo do implante diminuindo o estresse na interface osso/implante.

Em relação aos componentes protéticos as distribuições de tensões foram equivalentes para cada material, sem alterações significativas em relação aos implantes adjacentes e sem influência na dissipação das cargas ao osso periimplantar. Estas foram determinadas exclusivamente pelo formato e material constituinte dos implantes. Mesmo resultado encontrado em estudo [30] que testou pilares modelados em Polioximetileno e também em outro experimento [61] que avaliou a distribuição de tensões por análise fotoelástica.

A idéia de que uma carga não axial é mais prejudicial aos implantes dentários do que uma carga axial é suportada por achados em estudos [48,62] com análise de elementos finitos 3D, onde as cargas não axiais resultaram em níveis maiores de estresse no osso periimplantar do que cargas axiais. O mesmo foi observado em estudo [30] com MEF onde a concentração de tensões no osso e nos componentes do sistema de implante foram maiores quando submetidos a cargas oblíquas (30 graus), do que quando sujeitos a cargas verticais. Os resultados deste trabalho confirmam os destes estudos quando a simulação foi feita com a carga incidindo apenas na porção lingual da coroa por dois pontos de contato, como mostram os dados da tabela 3.

6. CONCLUSÃO

O implante de titânio distribui de forma mais homogênea as tensões em relação ao implante de PEEK, devido a sua menor deformação.

O implante de PEEK não demonstrou vantagens em relação ao implante de titânio no que se refere à distribuição das tensões ao osso periimplantar.

FIGURAS

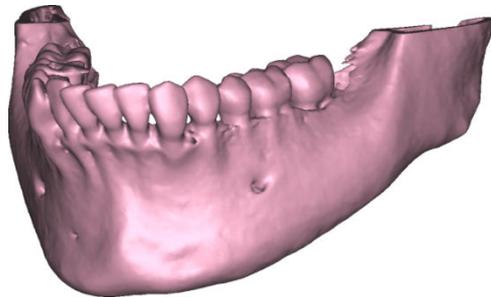


Figura 1



Figura 2



Figura 3

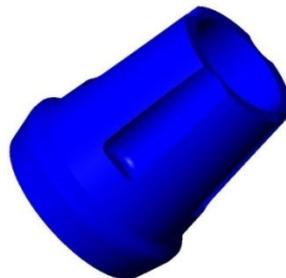


Figura 4



Figura 5

Figura 1- Reconstrução digital a partir de tomografia sem qualquer edição.

Figura 2- Reconstrução digital do dente 35.

Figura 3- Vista do implante modelado.

Figura 4- Vista do pilar modelado.

Figura 5- Vista do parafuso modelado.

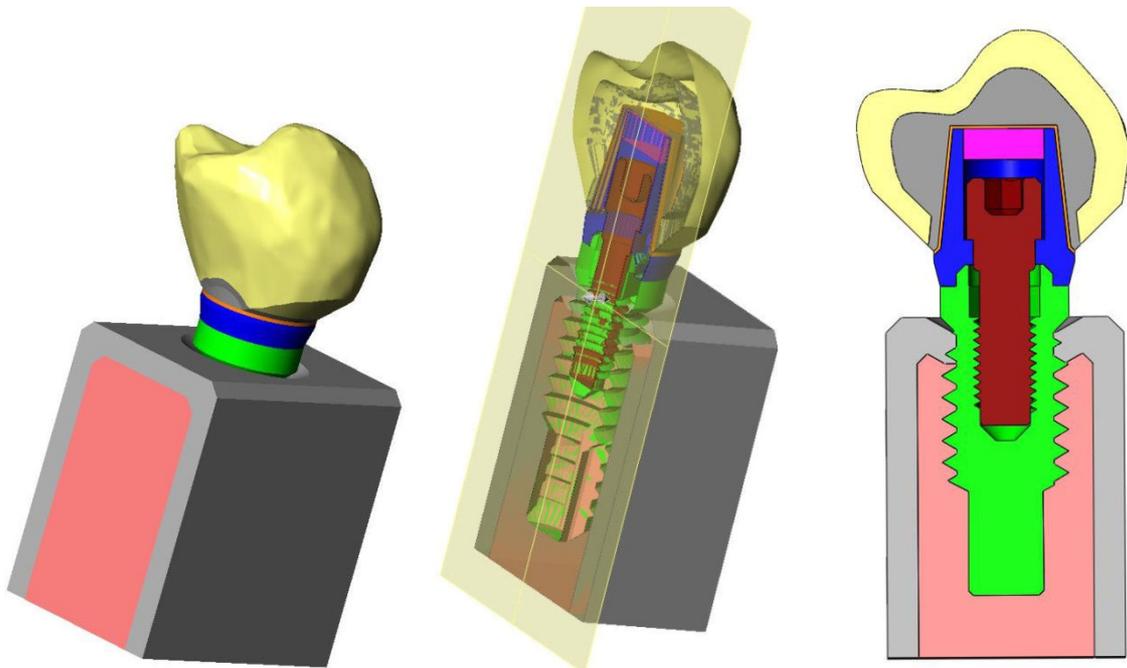


Figura 6

Figura 6- Figura do modelo final, com remoção apenas das estruturas de esmalte para simular contatos dentários. Corte explicativo à direita: rosa - osso medular, cinza - osso cortical, verde - implante, vermelho - parafuso, azul - pilar, roxo - guta percha, laranja - cimento de fosfato de zinco, cinza escuro - infra-estrutura metálica e amarelo - cerâmica.

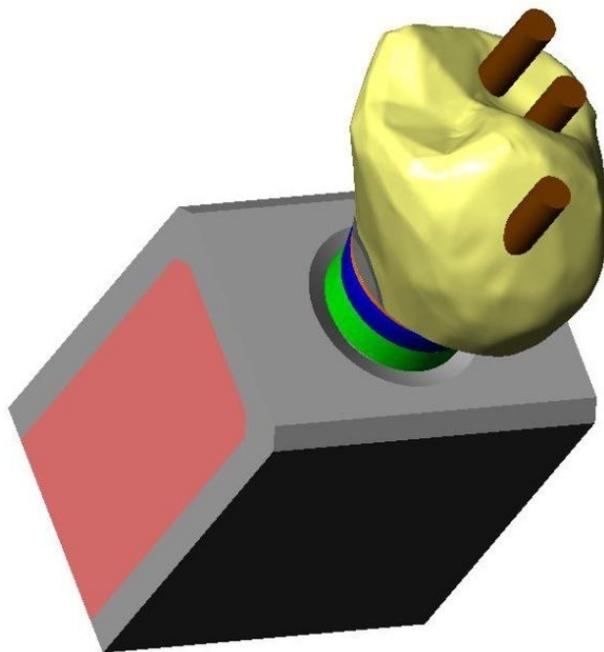


Figura 7

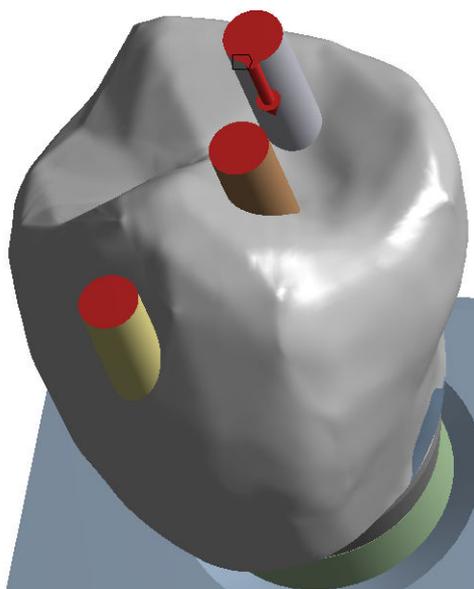


Figura 8

Figura 7- Vista dos cilindros de esmalte para simular contatos dentários em marrom, os cilindros foram dispostos a fim de representar uma oclusão estável.

Figura 8- Em vermelho aparecem áreas onde a carga de 100N foi aplicada, distribuída igualmente entre os três cilindros. Detalhe da seta mostra a direção das tensões

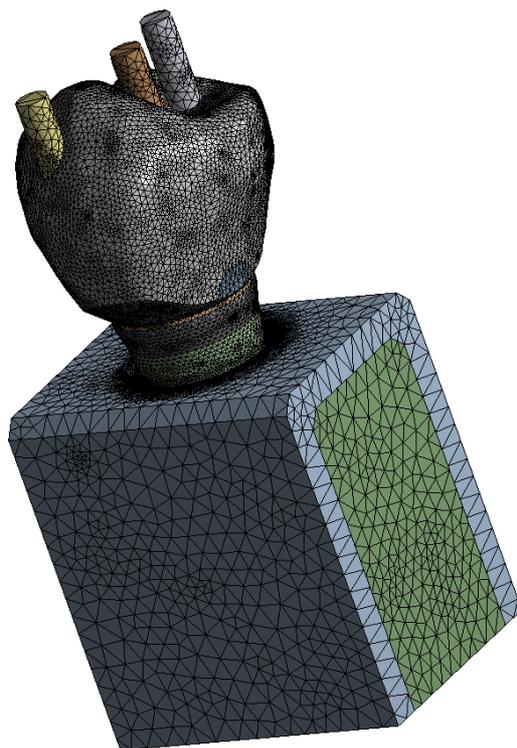


Figura 9

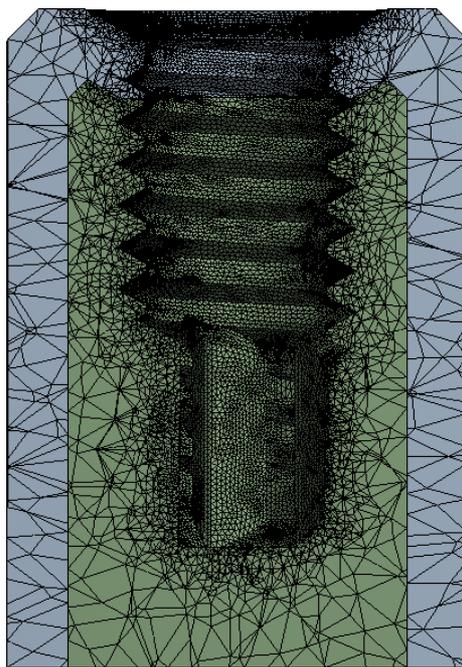


Figura 10

Figura 9- Malha do modelo completo. A malha foi refinada a fim de apresentar maior densidade nas regiões de importância para este estudo.

Figura 10- Vista da malha na porção de maior interesse para avaliação da distribuição das tensões ao osso.

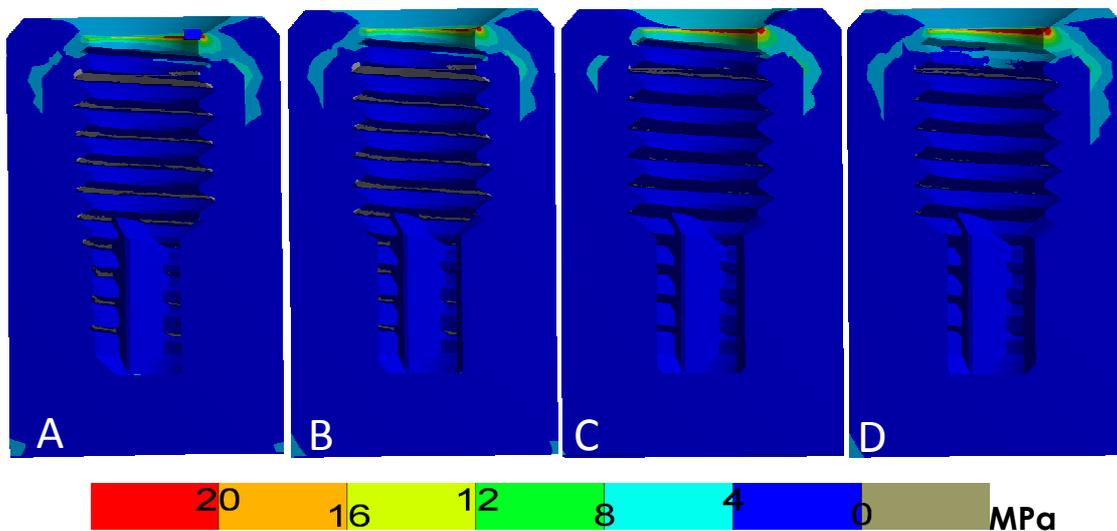


Figura 11

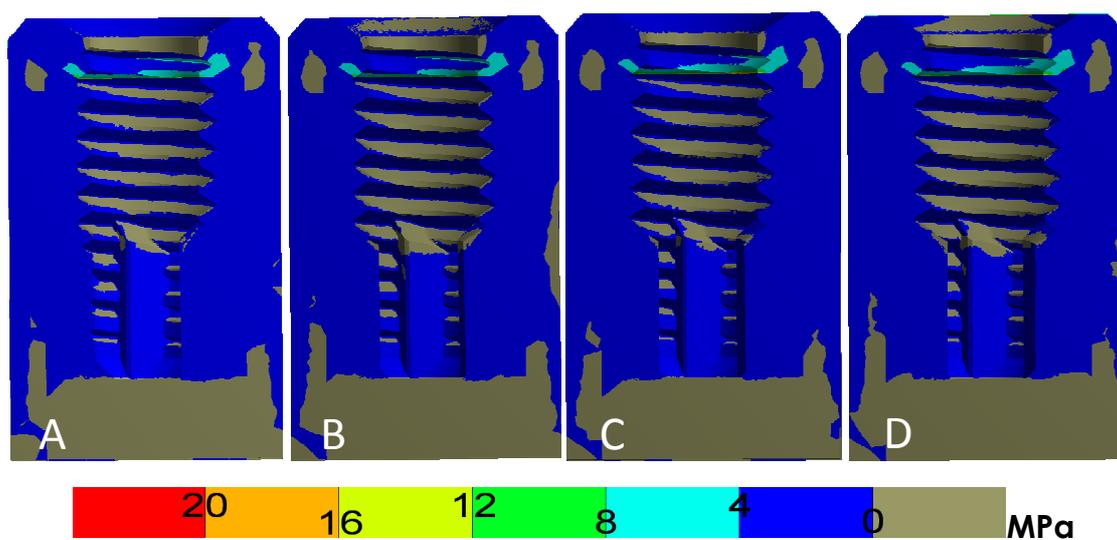


Figura 12

Figura 11- Imagens das simulações apenas da força de compressão. A- implante e pilar em titânio, B- implante em titânio e pilar em PEEK, C- implante em PEEK e pilar em titânio e D- implante e pilar em PEEK.

Figura 12- Imagens das simulações apenas da força de tração. A- implante e pilar em titânio, B- implante em titânio e pilar em PEEK, C- implante em PEEK e pilar em titânio e D- implante e pilar em PEEK.

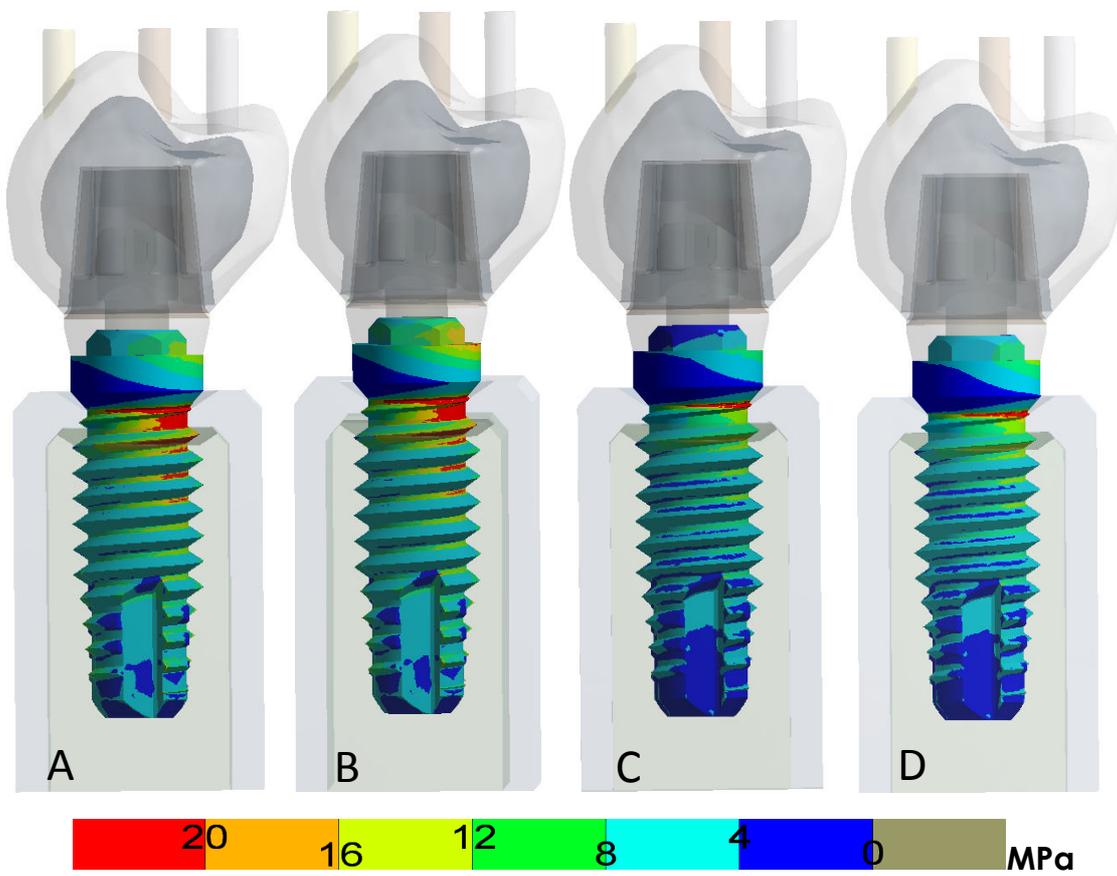


Figura 13

Figura 13- Comparação de tensão de Von Mises entre os implantes. A- implante e pilar em titânio, B- implante em titânio e pilar em PEEK, C- implante em PEEK e pilar em titânio e D- implante e pilar em PEEK.

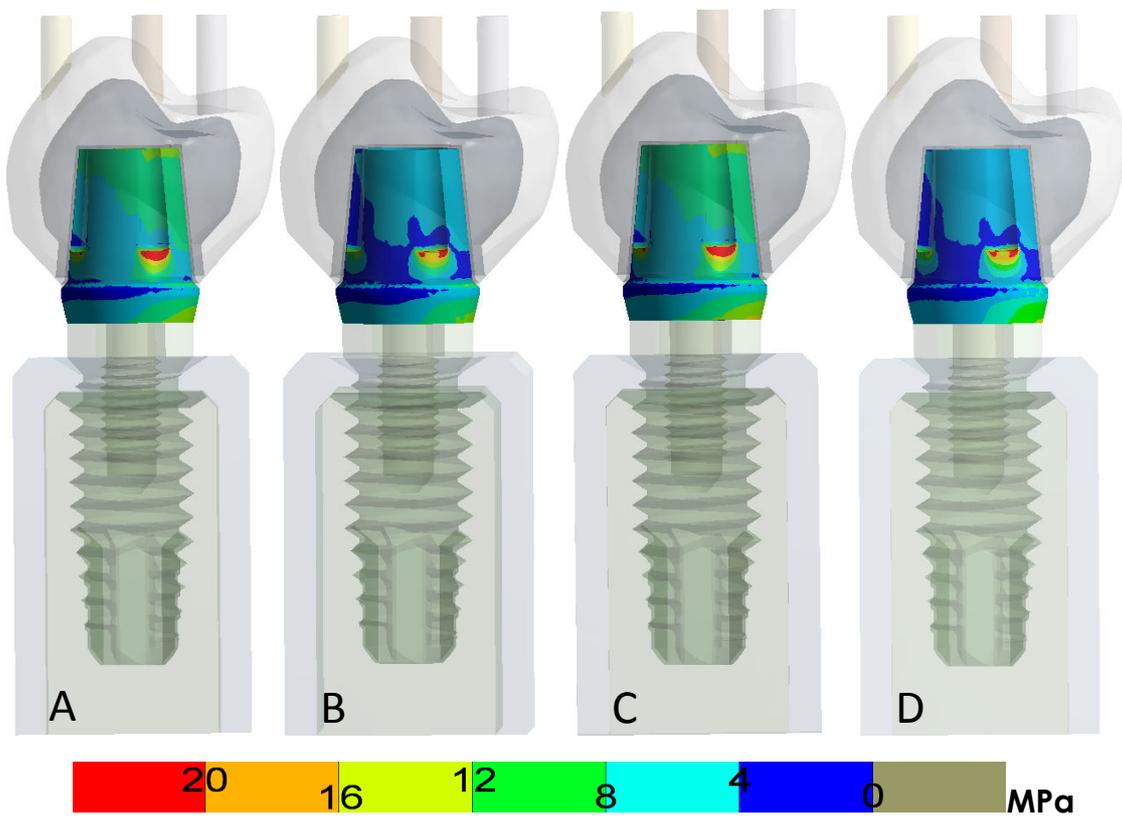


Figura 14

Figura 14- Comparação de tensão de Von Mises entre os pilares. A- implante e pilar em titânio, B- implante em titânio e pilar em PEEK, C- implante em PEEK e pilar em titânio e D- implante e pilar em PEEK.

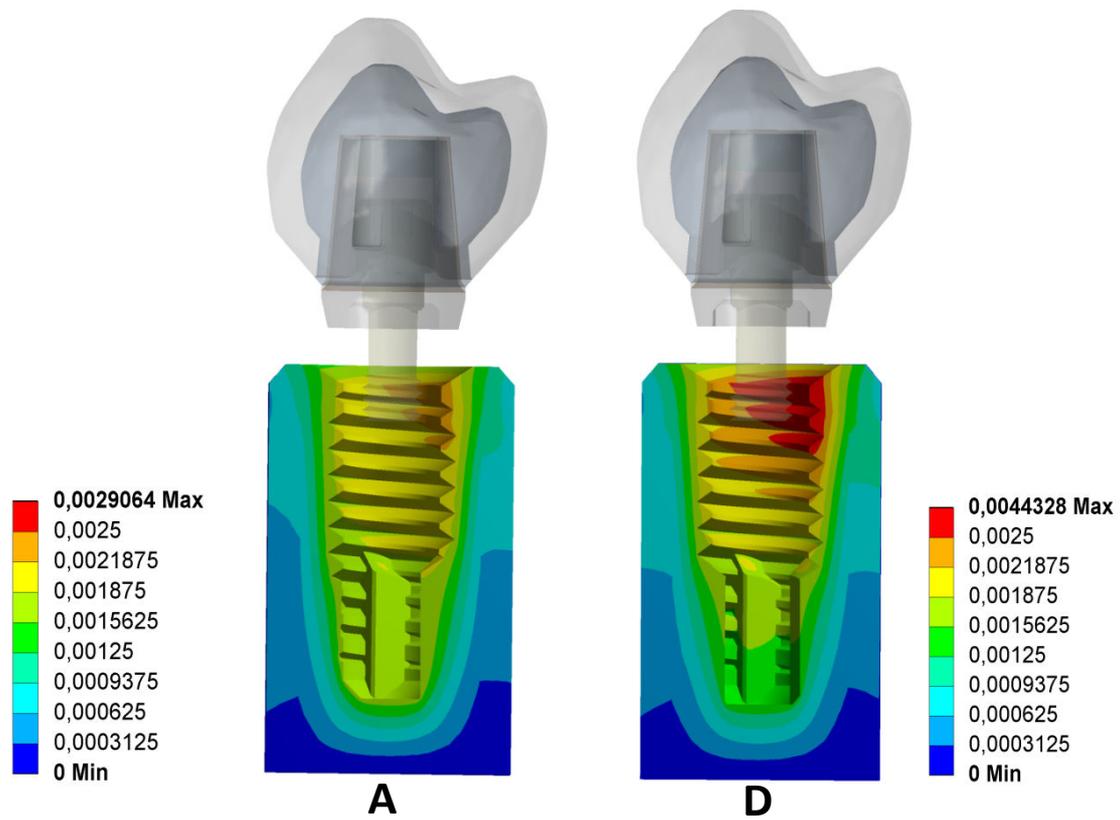


Figura 15

Figura 15- Comparação de deformação com escala em milímetros. A- implante e pilar em titânio e D- implante e pilar em PEEK. Observe as maiores deformações na região cervical e menores na apical do implante no modelo D.

TABELAS

Tabela 1: Propriedades mecânicas dos materiais		
Material	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson
Guta percha [36]	0,69	0,45
Esmalte [37]	84100	0,20
Osso cortical [38]	17400	0,30
Osso Medular [38]	1740	0,30
Cimento de fosfato de zinco [36]	22400	0,25
Porcelana feldspática [39]	69000	0,30
Titânio [40]	110000	0,35
30% CFR - PEEK [5,41]	18000	0,39
Liga de cromo-cobalto [42]	218000	0,33

Tabela 1

**Tabela 2: Resultados dos picos de tensão nas diferentes estruturas do modelo.
(em MPa)**

	Von Mises implante	Von Mises pilar	Tração	Compressão
			Cortical/Medular	Cortical/Medular
Modelo A ou controle (1+3)	76,46	41,76	32,70 / 2,48	81,14 / 3,19
Modelo B (1+4)	74,70	33,82	32,70 / 2,47	81,04 / 3,19
Modelo C (2+3)	85,54	41,32	27,77 / 4,22	89,47 / 3,58
Modelo D (2+4)	86,61	33,96	27,90 / 4,2	86,57 / 3,6

1 = implante titânio 2 = implante peek 3 = pilar titânio 4 = pilar peek

Tabela 2

Tabela 3: Resultados dos picos de tensão nas diferentes estruturas do modelo com carga lingual. (em MPa)				
	Von Mises implante	Von Mises pilar	Tração	Compressão
			Cortical/Medular	Cortical/Medular
Modelo A ou controle (1+3)	171,42	84,82	22,02/2,65	146,26/3,95
Modelo B (1+4)	172,02	69,96	21,85/2,65	146,04/3,96
Modelo C (2+3)	188,95	84,17	58,82/4,90	177,81/6,42
Modelo D (2+4)	189,72	69,41	57,53/4,89	177,58/6,44

1 = implante titânio 2 = implante peek 3 = pilar titânio 4 = pilar peek

Tabela 3

REFERÊNCIAS

1. Kelsey DJ, Springer GS, Goodman SB. Composite implant for bone replacement. *J Compos Mater* 1997;31(16):1593–632.
2. Corvelli AA, Biermann PJ, Roberts JC. Design, analysis, and fabrication of a composite segmental bone replacement implant. *J Adv Mater* 1997:2–8.
3. Fujihara K, Huang ZM, Ramakrishna S, Satknanantham K, Hamada H. Feasibility of knitted carbon/PEEK composites for orthopedic bone plates. *Biomaterials* 2004;25(17):3877–85.
4. Fujihara K, Huang ZM, Ramakrishna S, Satknanantham K, Hamada H. Performance study of braided carbon/PEEK composite compression bone plates. *Biomaterials* 2003;24(15):2661–7.
5. Skinner HB. Composite technology for total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1988 Oct; 235:224–36.
6. Wenz LM, Merritt K, Brown SA, Moet A, Steffee AD. In vitro biocompatibility of polyetheretherketone and polysulfone composites. *J Biomed Mater Res* 1990;24:207-215.
7. Williams DF, McNamara A, Turner RM. Potential of polyetheretherketone (PEEK) and carbon-fibre-reinforced PEEK in medical applications. *J Mater Sci Lett* 1987;6:188.
8. Hunter A, Archer CW, Walker PS, Blunn GW. Attachment and proliferation of osteoblasts and fibroblasts on biomaterials for orthopaedic use. *Biomaterials* 1995;16(4):287–95.

9. 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; 6(13):987–92.
10. Cook SD, Rust-Dawicki AM. Preliminary evaluation of titanium coated PEEK dental implants. *J Oral Implantol* 1995;21(3):176–81.
11. Lin TW, Corvelli AA, Frondoza CG, Roberts JC, Hungerford DS. Glass PEEK composite promotes proliferation and osteocalcin production of human osteoblastic cells. *J Biomed Mater Res* 1997;36(2):137–44.
12. Katzer A, Marquardt H, Westendorf J, Wening JV, von Foerster G. Polyetheretherketone—cytotoxicity and mutagenicity in vitro. *Biomaterials* 2002;23(8):1749–59.
13. Scotchford CA, Garle MJ, Batchelor J, Bradley J, Grant DM. Use of a novel carbon fibre composite material for the femoral stem component of a THR system: in vitro biological assessment. *Biomaterials* 2003;24(26):4871–9.
14. Sagomonyants KB, Jarman-Smith ML, Devine JN, Aronow MS, Gronowickz GA. The in vitro response of human osteoblasts to polyetheretherketone (PEEK) substrates compared to commercially pure titanium. *Biomaterials* 2007, doi:10.1016/j.biomaterials.2007.12.001.
15. Tan KH, Chua CK, Leong KF, Cheah CM, Cheang P, Abu Bakar MS et al. Scaffold development using selective laser sintering of polyetheretherketone–hydroxyapatite biocomposite blends. *Biomaterials* 2003; 24(18):3115–23.
16. Wintermantel E, Mayer J, Blum J, Eckert KL, Luscher P, Mathey M. Tissue engineering scaffolds using superstructures. *Biomaterials* 1996;17(2):83–91.

17. Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic and spinal implants. *Biomaterials* 2007;28:4845–4869.
18. Toth JM, Wang M, Estes BT, Scifert JL, Seim III HB, Turner AS. Polyetheretherketone as a biomaterial for spinal applications. *Biomaterials* 2006;27(3):324–34.
19. Brantigan JW, Neidre A, Toohey JS. The Lumbar I/F Cage for posterior lumbar interbody fusion with the variable screw placement system: 10-year results of a Food and Drug Administration clinical trial. *Spine J* 2004; 4(6):681–8.
20. Akhavan S, Matthiesen MM, Schulte L, Penoyar T, Kraay MJ, Rimnac CM, et al. Clinical and histologic results related to a lowmodulus composite total hip replacement stem. *J Bone Jt Surg Am* 2006;88(6):1308–14.
21. Sheets C, Earthman J. Natural intrusion and reversal in implant assisted prosthesis; evidence of and a hypothesis for the occurrence. *J Prosthet Dent* 1993;70(6):513-20.
22. Corvelli AA, Roberts JC, Biermann PJ, Cranmer JH. Characterization of a PEEK composite segmental bone replace implant. *J Mater Science* 1999;34:2421–2431.
23. Bidez MW, Misch CE. Issues in bone mechanics related to oral implants. *Impl Dent* 1992;1:289–294.
24. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Impl Res* 2004;15:401–412.
25. Beloti AM. Influência da configuração do prepare e aplicação de carga na distribuição de tensões de facetas laminadas. Tese

- (Doutorado em Reabilitação Oral) - Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista, Araraquara; 2004:145f.
26. Oliveira LCA. Análise comparativa da distribuição de tensões em incisivo central superior restaurado com diferentes sistemas de pinos intraradiculares. Dissertação (Mestrado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista, Araraquara; 2002: 149f.
 27. Rocha IJPB. Estudo das tensões em dente restaurado com coroa metalocerâmica e dois formatos de retentores intra-radiculares - método dos elementos finitos. Tese (Doutorado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo; 2000:75f.
 28. Selna LG, Shillingburg HT, Kerr PA. Finite element analysis of dental structures – axisymmetric and plane stress idealizations. *J Biomed Mater Res* 1975;9:253-254.
 29. Lang AL et al. Validation of finite element analysis in dental ceramics research. *J Prosthet Dent* 2001 Dec;86(6):650-654.
 30. Holmes DC, Grigsby WR, Goel VK, Keller JC. Comparison of stress transmission in the IMZ implant system with polyoxymethylene or titanium intramobile element: a finite element stress analysis. *Int J Oral Maxillofac Impl* 1992;7(4):450-8.
 31. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4(4):333-40.
 32. Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A

- three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Impl Res* 2005;16(4):486-94.
33. Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont* 1997;10(2):19-27.
34. Sendyk CL. Distribuição de tensões nos implantes osseointegrados – análises não linear em função do diâmetro do implante e do material da coroa protética (Tese de Doutorado) São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP 1998.
35. Albuquerque RC. Estudo da distribuição de tensões em um incisivo central superior, reconstruído com diferentes pinos intra-radiculares, analisado através do método dos elementos finitos. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista, Araraquara 1999:175f.
36. Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent* 1996 Feb;75(2):140-7.
37. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Impl Res* 2002 Jun;13(3):334-41.
38. Cowin SC. *Bone Mechanics Handbook*. 2 ed. CRC Press; 2001.
39. Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R et al. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis. *Dent Mater* 2006 Nov;22(11):1035-44.

40. Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Impl* 1995 Mar-Apr;10(2):188-98.
41. Matweb – Online Materials Information Resource. Blacksburg. Virginia: Automation Creations, Inc; 2008 [cited 21/7/2008]; Available from: www.matweb.com.
42. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influencia of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent* 2004 Feb;91(2):144-50.
43. Bowden F, Taabor D. The friction and lubrication of solids. Oxdord: Oxford University Press 2000.
44. Jones DP, Leach DC, Moore DR. Mechanical properties of poly (ether-ether-ketone) for engineering applications. *Polymer* 1985;26:1385–93.
45. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac implants* 1998;13(3):369-76.
46. Rubin C. Stress analysis of human tooth using a three dimensional finite element model. *J Dent Res* 1983;62: 82-6.
47. Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Impl Res* 2006; 17(2):8-18.
48. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S & Miyakawa O. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant – a three dimensional finite element analysis. *J Oral Rehab* 2005;32:279–286.
49. Williams KR, Edmundson JT, Rees JS. Finite element stress analysis of restored teeth. *Dent Mater* 1987;3(4):200-6.

50. Misch CE, Suzuki JB, Misch-Dietsh FM & Bidez MW. A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: literature support. *Impl Dent* 2005;14:108–116.
51. Hobkirk JA, Wiskott HWA. Biomechanical aspects of oral implants: Consensus report of Working Group I. *Clin Oral Impl Res* 2006;17(2):52-54.
52. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent* 2004 Dec; 92(6):523-530.
53. Geng JP, Ma QS, Xu W, Tan KBC, Liu GR. Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. *J Oral Rehab* 2004; 31:233-239.
54. Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite-element analysis. *J Cranio-Max Surg* 2001;29:100-105.
55. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *Int J Oral Maxillofacial Impl* 1994;9: 345-360.
56. Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofacial Impl* 1998;13: 781-790.
57. Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A. Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *J Prosthet Dent* 2005 Jan;93(1): 38-44.

58. Zampelis A, Rangert B, MechEng, Heiji L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2007 Jun;97(6):535-543.
59. Geramy A, Morgano SM. Finite element analysis of three designs of na implant-supported molar crown. *J Prosthet Dent* 2004;92(5):434-440.
60. Natali NA, Carniel EL, Pavan PG. Investigation of bone inelastic response in interaction phenomena with dental implants. *Dent Mater* 2008;24:561-569.
61. Cehreli M, Duyk J, Cooman MD, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer: a photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Impl Res* 2004;15:249-257.
62. Sütpeleler M, Eckert SE, Zobitz M, An K. Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. *Int J Oral Maxillofac Impl* 2004;19(6):819-825.

VERSÃO EM INGLÊS

**Evaluation of the Stress Distribution in PEEK Dental
Implants by the Three-dimensional Finite Element
Method**

This article is formatted according to the Guidelines for Preparing Manuscripts for the journal "Biomaterials".

Evaluation of the Stress Distribution in PEEK Dental Implants by the Three-dimensional Finite Element Method.

ABSTRACT

PEEK (poly ether ether ketone) has proved to be an excellent material for the titanium substitute in orthopedic applications. Its related composites can be manufactured with many physical, mechanical and surface properties and in several shapes. This versatility opens a new horizon of possibilities in the development of new implants and components for bucal rehab, especially when the biomechanical behavior of this material is taken into consideration.

The aim of this study was to compare, using the three-dimensional finite element method, the stress distribution in the peri-implant support bone in distinct models composed by PEEK components and implants with 30% carbon fiber reinforced (30% CFR-PEEK) and titanium. In the simulations, with a perfect bonding between the bone and the implant, the 30% CFR-PEEK presented higher stress concentration in the implant neck and the adjacent bone due to its lower hardness and higher deformation in relation to the titanium. 30% CFR-PEEK implants and components did not show any advantages in relation to the stress distribution when compared to the titanium implants and components.

Keywords: PEEK, poly ether ether ketone, dental implant, stress distribution, finite element method (FEM).

1. INTRODUCTION

Implantodontics has been progressing for more than forty years of evolution, breaking barriers and paradigms in the search for solutions and improvement in the buccal rehab art. Topics such as implants amount, shape, surfaces treatment and more esthetic prosthetic components have been widely discussed. The use of polymers for the manufacture of bone integrated implants as a substitute for the titanium conventional ones has been introduced.

In the 90's, PEEK (*poly-ether-ether-ketone*), a dominant member of the PAEK (*poly-aryl-ether-ketone*) polymer family has appeared as a main substitute to the metallic components and implants from the high performance thermoplastic polymers side, especially in orthopedics and trauma [1, 2]. The interest for poly-aromatic polymers has appeared in the development of hip prosthesis and plates for fracture fixation with a similar hardness to the bone [3, 4]. Although pure poly-aromatic polymers exhibit an elastic modulus that varies from 3 to 4 GPa, this value can be modified and made closer to the cortical bone (18 GPa), with the addition of composites such as carbon fiber (CFR-PEEK) [5].

PEEK and PEEK composites are considered biocompatible according to tests carried out in cellular culture, subcutaneous and muscular tissue [6-13], including cellular culture researches with osteoblasts on PEEK composites tested as scaffolds [14-16]. Several studies [17-20] have also shown favorable clinical performance of this polymer in orthopedic patients.

PEEK and related composites can be manufactured with a wide range of physical, mechanical and surface properties, in several shapes, depending on how the implant is going to be used. This versatility opens a new horizon of possibilities in the development of new implants and components for buccal

rehab, especially when the biomechanical behavior of this material is taken into account.

Based on the energy dissipation theory [21], it is known that thanks to the energy conservation feature presented by the rigid implants, a force applied to the implant-supported crown is transferred through the implant, with small alterations, resulting in an elastic deformation and minimal mechanical energy absorption by the implant. Metallic implants are at least 8 times harder than the neighbor bone. This gradient difference generates stress in the bone / implant interface during load dissipation [22]. The idea of an implant with an elastic modulus similar to the bone suggests a more homogenous tension distribution to the support tissues with a stress decrease in this interface.

When a dental implant is occlusally loaded, the load is transferred to the support bone and to the coronal portion at a higher intensity. This is a consequence of a general engineering principle which determines that when a two-part composed body receives a load, the stress is higher in the line bonding these two parts [17]. This has also been observed in other studies with load simulation in orthodontics implants in analyses with photoelastic resins and by the finite elements method (FEM) [23, 24].

FEM is a technique that allows the virtual planning of an adequate mathematical model which represents or simulates the behavior of a specific physical system. This method is widely applied in Engineering and has been used in Medicine and Orthodontics in order to simulate clinical situations and the behavior of body structures since 1975 [25]. It helps in the development and improvement of prototypes, predicting its mechanical, thermal and electrical behavior, reducing the development time and cost, providing information that

is difficult to obtain through the conventional experimental methods such as tension distribution and structure or component deformation [26].

Another factor that favors the researches with the finite elements method is the absence of the biological structures impairment, once that studies which do not include human or animal live tissues indiscriminately have been favored lately and given a lot of attention to for ethical reasons.

Other studies have also used FEM for the evaluation of the stress distribution to the bone having the prosthetic components constituent material [27], shape [28], implant diameter and length [29] or material for the occlusal surface [30] as variables. In the simulations of this study, the variables were the implant manufacture material and the prosthetic component comparing titanium and PEEK.

2. PROPOSITION

The aim of this study was to compare, using the Finite Elements Method (FEM), the stress distribution near to the peri-implant bone in four distinct models composed by titanium abutment and implant, PEEK abutment and titanium implant, titanium abutment and PEEK implant and PEEK abutment and implant.

3. MATERIAL AND METHOD

A volunteer was submitted to a computerized tomography exam (i-CAT, Xoran Technologies, Ann Arbor, USA) for obtaining the digital model in the initial phase of the work. The tomography exam was carried out by analyzing the third front bottom part of the face in order to analyze the jaw region, in transversal cuts of 0.25 mm in length forming a total of 212 cuts. These cuts were recorded in Dicom format (Digital imaging and communications in medicine standart) and imported to an image processing and digital reconstruction program (software developed by the post graduation course in Numeric Methods and Engineering of Universidade Federal do Paraná, Brazil). The program has digitally reconstructed the jaw and the result is a 3D model. Only the part that corresponds to the tooth 35 was extracted from this model.

After the virtual reconstruction, the 3D model was exported to the Ansys DesignModeler v11 software (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA) for virtual models edition. A unitary implant, prosthetics components (abutment and bolt), cortical and medullar bone around the implant were modeled. The previously scanned tooth was cut in the cervical portion and bonded to the model in order to represent a prosthetic crown bonded to the implant according to the specifications below (figure 1).

Implant, *abutment* and screw:

- Cylindrical implants that can be screwed, with an outer hexagon type connection, 10 mm in height and platform diameter of 4.1 mm.
- Universal abutment with an outer hexagon type connection, 4.1 mm bottom platform and upper conic portion.
- Titanium bolt with screws only in the lower third.

Prosthesis:

Chrome-cobalt structure of at least 0.3 mm thick on the implant *abutment* and having a similar shape to the ceramic crown.

- Feldspatic porcelain covering the structure and modeling the coronary shape of the prosthesis.

Other structures:

- A zinc phosphate line of approximately 0.1 mm thick between the connector and the prosthesis.
- Cortical bone covering the bone crest of 1.0 mm thick.
- Medullar bone covering the inner portion of the cortical bone.
- Enamel cylinders distributed on the ceramic occlusal surface simulating dental contacts.

The different models of this work aimed to evaluate the impact on the stresses in the use of PEEK components and implants reinforced with 30% carbon fiber (30% CFR- PEEK) on a treatment with unitary implant:

- Model A or control: this model was configured with the titanium abutment and implant.
- Model B: similar to model A, but with a PEEK abutment.
- Model C: similar to model A, but with a PEEK implant.
- Model D: similar to model A, but with a PEEK implant and abutment.

All the models were identical except for the materials properties.

All the models were exported from the DesignModeler software (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA) to the Ansys Workbench V11 finite elements simulation software (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA).

Each element from the models was configured with an elastic modulus and Poisson ratio taken from the literature according to the simulated model (Table 1).

All the contacts among the structures were considered a perfect bonding, except for the bonding between cement and abutment. The contacts between titanium and cement were considered frictional, allowing slides and space formation in order to approach a real situation. Approaches of the friction coefficients were used based on other similar materials [38]. Although, friction coefficient varies according to several factors, in order to simulate a cementation with zinc phosphate cement, a 0.2 coefficient was used in bonding between zinc phosphate cement and titanium and between zinc phosphate cement and PEEK. The simulations were non-linear in relation to the contact.

Rigid supports were added in the lower and lateral regions of bone simulating the bonding of the model to the rest of a jaw. Parallel vertical loads in relation to the long axis of the tooth with 100 N in magnitude were added to the enamel cylinders.

The meshes were validated through a refinement process of the mesh, checking the convergence of the results. When the difference between the stress peaks of the results reached a predetermined error of 5% or less, the mesh was considered valid. The mesh was created with tetrahedral elements, as shown in figures 2 and 3, resulting in meshes with 1402615 nodes and 894630 elements. All the models were then solved (Windows XP X64, Intel Core 2 quad Q6600 processor, 8 Gb of RAM memory), the graphic and numeric plotting of the data was registered, evaluated and compared.

4. RESULTS

The results were presented in stress/strain diagrams, with the stress distribution for qualitative evaluation and in numeric values of the stress peaks for quantitative evaluation.

Figure 4 shows only the compression strengths with similar behavior in the four models, indicating the predominance of the implant shape in the load distribution pattern. The PEEK implants (models C and D) presented a higher strength concentration in the cervical portion and on the cortical bone than the titanium implants (models A and B). This does not occur very clearly in relation to the abutment component material.

The stress strengths, presented in figure 5, have lower intensity than the compression strengths and no significant difference in the distribution pattern among the different models.

The Von Mises stresses, a criterion that includes all the tension components on the implants, including shearing, is demonstrated in figure 6. The titanium implants, in the models A and B, presented equivalent stress peaks in the cervical portion and a more homogeneous load distribution throughout the implant body. However, the PEEK implant, in models C and D, presented more concentrated tensions in a smaller portion of the cervical area, taking less advantage of the implant length. One again, there was no difference among the models in relation to abutment.

In figure 7, we see the Von Mises criterion applied with emphasis to the prosthetics components. Similar to the implants, the titanium abutments (models A and C) have a more homogeneous tension distribution with equivalent tension peaks. In models C and D, the PEEK abutments repeat the same behavior as the PEEK implants, concentrating the loads in a smaller area.

The result of the deformation felt in the models composed by titanium implant and abutment (A) and PEEK implant and abutment (D), with emphasis to the implant portion and peri-implant bone, is presented in figure 8. The deformation peak of model A is lower and a higher deformation is noticed in the medullar bone portion in relation to model D, where a higher deformation in the cortical cervical bone portion is clear.

Table 2 presents the stress peaks in the different structures of the models relative to the simulations presented in figures 4, 5, 6 and 7 for quantitative analysis. Table 3 shows the tension peaks in a simulation with the load applied only to the two contact points in the lingual face of the crown, confirming an occlusion and consequently, a less homogeneous tension distribution.

5. DISCUSSION

The promising mechanical properties of the PAEK polymer family together with an enormous versatility of shapes and applications such as implants have aroused the academic curiosity towards this biomaterial since the 90's. Until these days, the best achieved results in medicine are reported in orthopedics, especially regarding the spine field [17] with the cages for intervertebral stabilization. These good results are attributed to the elastic modulus being similar to the bone, which is a feature of the PEEK reinforced with 30% of carbon fiber. For this reason, this material was chosen for this experiment.

Although the data about the elastic modulus of PEEK and selected composites are useful for comparative means, they must be seen as the most basic starting point for the biomaterial selection for an implant project [39]. The applications are specific, so, the development of analytical methods as well as functional tests must consider the specific context in which the project is in.

Despite some authors [40] having recalled that MEF is a mathematical model which can not represent in full the biological complexity, the variety of applications in orthodontics researches by this method is expressive. We can cite the restoration design optimization, dental implants, pins or nucleus, fixed or removable partial prosthesis, interactions among the periodontal bone, ligament and tooth, physical and biomechanical effect of the chewing strengths and orthodontic braces [41].

Due to the fact that the shape of the models does not differ, we have concentrated in evaluating the materials mechanical properties in this work.

As in other studies [42-44], we used the strength of 100 N as the value for occlusal load applied in 3 contact points on the tooth occlusal surface with

natural relief, aiming to achieve a stable occlusion simulation with load incidence in relation to the axial axis, which is similar to the real function situation.

There are no random clinical studies about the influence of controlled or standardized strengths on the peri-implant bone. Certainly, it is hard to clinically quantify the natural sense and value of the occlusal strengths [42]. It is known that the bone tissue is more resistant to the compressive strengths, less resistant to the tension loads and even less resistant to the strengths towards the shearing [45]. However, we should highlight that the most important process, considering the implant in function, is the osseous remodeling and it is not entirely clear in the literature yet, including the distinct effect of the traction and compression loads in this process [46].

Some authors [24, 29, 43] pointed out that the peri-implant bone remodeling may influence the load distribution some time after the implant in function. The models from this study were idealized considering the expected normal adaptation of osseous level around the neck of a standard implant, as the one used, with cortical plate happening in the first spiral of the implant flange.

Observing the simulation of the compression strength only (figure 4), the result was a higher concentration of the loads in the osseous cervical portion, with a slightly higher intensity in the PEEK implants (table 2). This same phenomenon was seen in other similar studies [23, 24, 47] and can be explained by the energy dissipation hypothesis [21], implant shape [28, 47, 48] or by the highest resistance offered by the cortical bone in this area [24, 49].

The tensile loads showed a much lower intensity in relation to the compression loads (table 2), with a very similar distribution pattern among the

four models (figure 5) and keeping proportional values in the simulation with lingual load (table 3).

Analyzing in a subjective and objective way by the Von Mises criterion (figure 6 and table 2), we noticed a stress concentration tendency in the implant neck in the different models, which is in agreement with previous reports in the literature [50-53]. However, we observed a smaller load dissipation by the PEEK implant body with a higher strength concentration in a smaller area of the neck. In the models with titanium implant, it can be noticed that it transmits the loads in a more homogenous way, reaching the apical portion of the implant and increasing the area with a higher strength concentration in the cervical portion.

The deformation simulation (figure 8) helps understand the stress distribution patterns presented by the different models. When the model D with PEEK implant and abutment was simulated, the cervical portion of the implant suffered more deformation than model A, with titanium implant and abutment. Consequently, it had a higher displacement generating higher tensions (table 2). This finding confirms the consensus that micro movements of the dental implant are harmful for the support bone [46, 54, 55].

PEEK presents better results than titanium in terms of orthopedics applications [17,18] for being less rigid. In other words, a higher deformation following the spine movement, increases the stress distribution area and reduces the strength concentration. In dental implantodontics, the bonding between the implant and bone is rigid and perfect, not allowing the expansion by deformation which is inherent of PEEK and it presents a different functional behavior, concentrating the stresses in the neck implant even more. This discovery came as a surprise, once we expected just the opposite, a more

homogenous distribution of the stresses through the implant body, diminishing thus, the stress in the interface implant / bone.

Regarding the prosthetics components, the stress distribution was equivalent for each material without any significant alteration in relation to the adjacent implants and without any influence in the load dissipation to the peri-implant bone. This was solely determined by the shape and the material forming the implants. This same result was found in a study [30] that tested Polyoxymetilen modeled abutments and also in another experiment [56] that evaluated the tension distribution by photoelastic analysis.

The idea that a non axial load is more harmful to the dental implants than an axial load is supported by findings in studies [48, 57] with 3D finite element analysis, where the non axial loads resulted in higher stress levels in the peri-implant bone than the axial loads. The same was observed in a study [30] with MEF, where the tension concentration in the bone and components of the implant system was higher when submitted to sidelong loads (30 degrees) than when subject to vertical loads. Our results confirmed this study results when the simulation was done with the load applied only to the lingual portion of the crown in two contact points, as the data shows in table 3.

6. CONCLUSION

The titanium implant distributes the stresses in a more homogenous way in relation to the PEEK implant due to its smaller deformation.

PEEK implant did not present any advantages in relation to the titanium implant in relation to the stress distribution to the peri-implant bone.

FIGURES

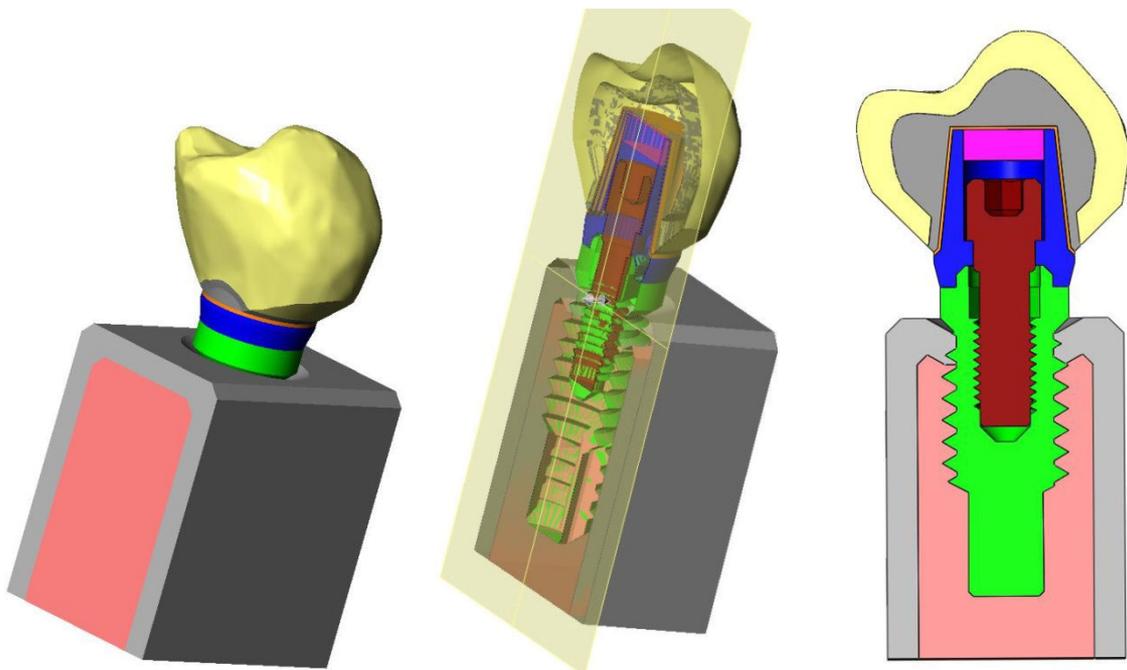


Figure 1

Figure 1 - Figure of the final model, with only the enamel structures removed in order to simulate dental contacts. Explicative cut on the right: pink – medullar bone, grey – cortical bone, green – implant, red – bolt, blue – abutman, purple - gutta percha, orange – zinc phosphate cement, dark grey – metallic infrastructure and yellow – ceramic.

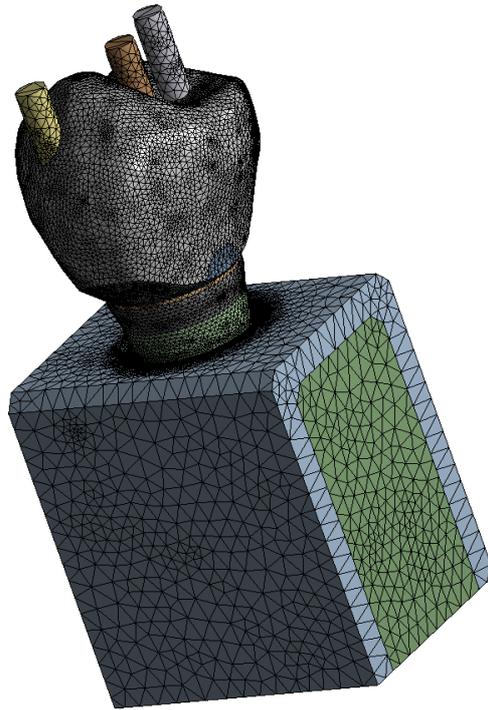


Figure 2

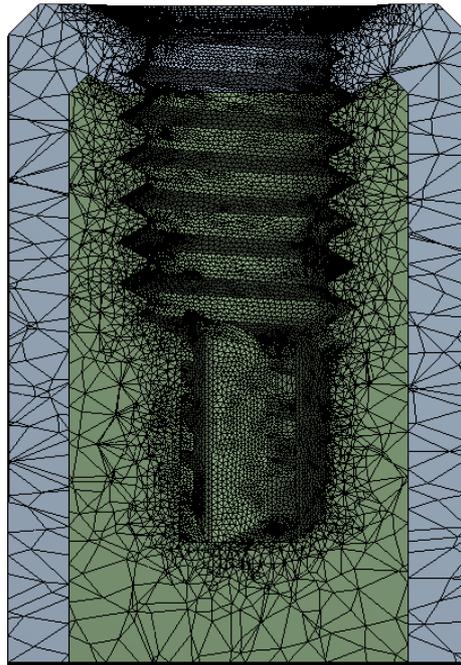


Figure 3

Figure 2- Mesh of the complete model. The mesh was refined in order to present higher density in the important regions for this study.

Figure 3- View of the mesh portion of greatest interest for the evaluation of the tension distribution to the bone.

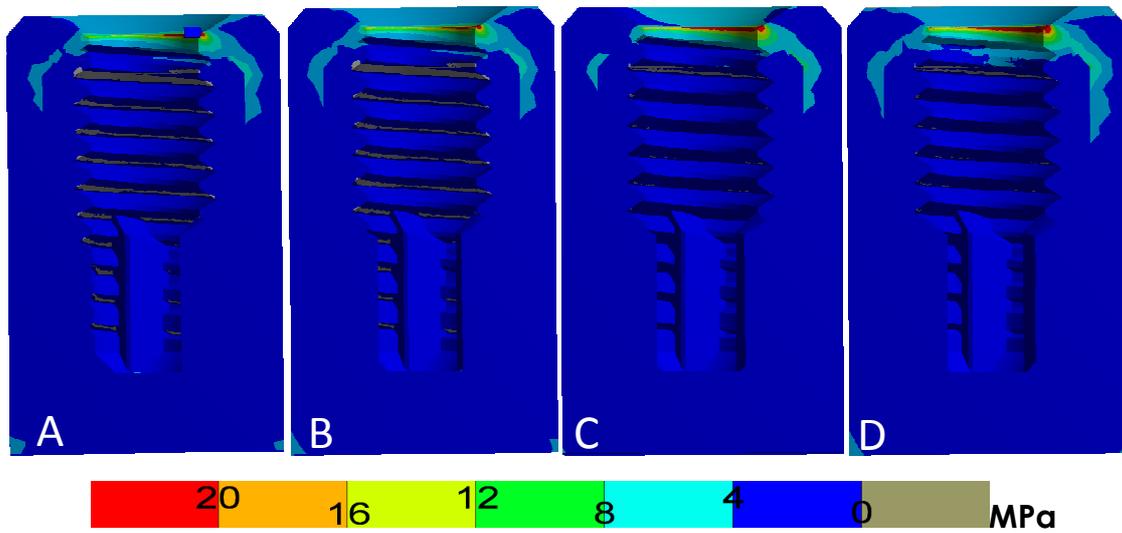


Figure 4

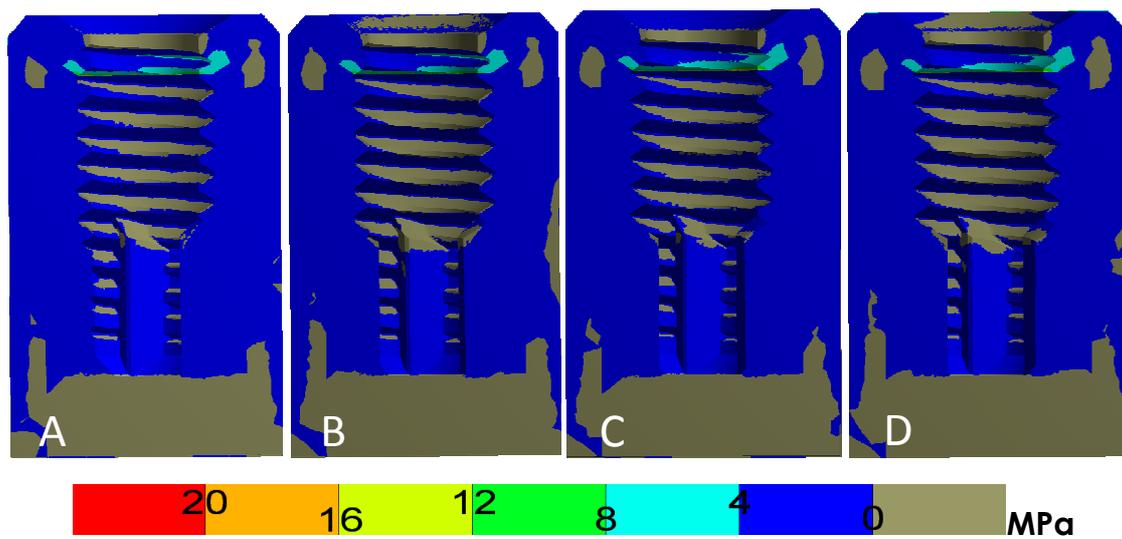


Figure 5

Figure 4- Simulation images of the compression strength only. A- titanium implant and abutment, B- titanium implant and PEEK abutment, C- PEEK implant and titanium abutment, and D- PEEK implant and abutment.

Figure 5- Simulation images of the traction strength only. A- titanium implant and abutment, B- titanium implant and PEEK abutment, C- PEEK implant and titanium abutment, and D- PEEK implant and abutment.

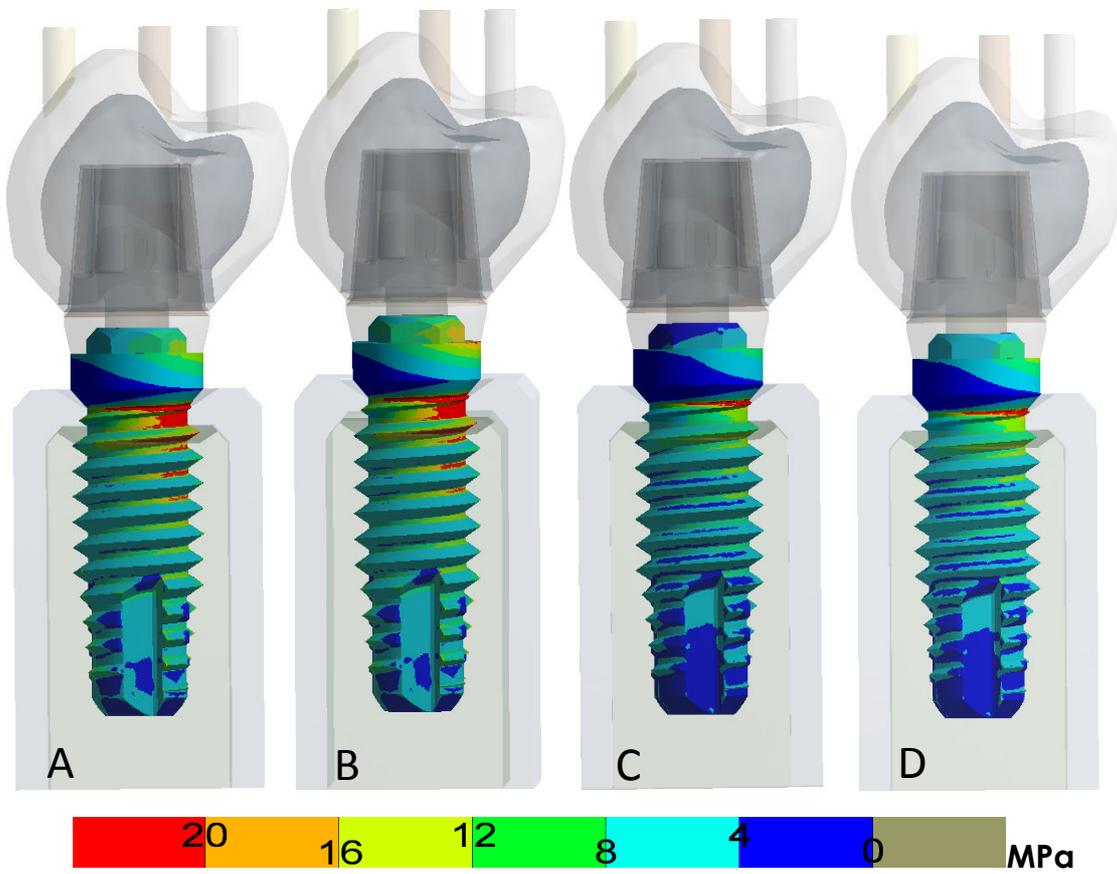


Figure 6- Von Mises stress comparison among the implants. A- titanium implant and abutment, B- titanium implant and PEEK abutment, C- PEEK implant and titanium abutment, and D- PEEK implant and abutment.

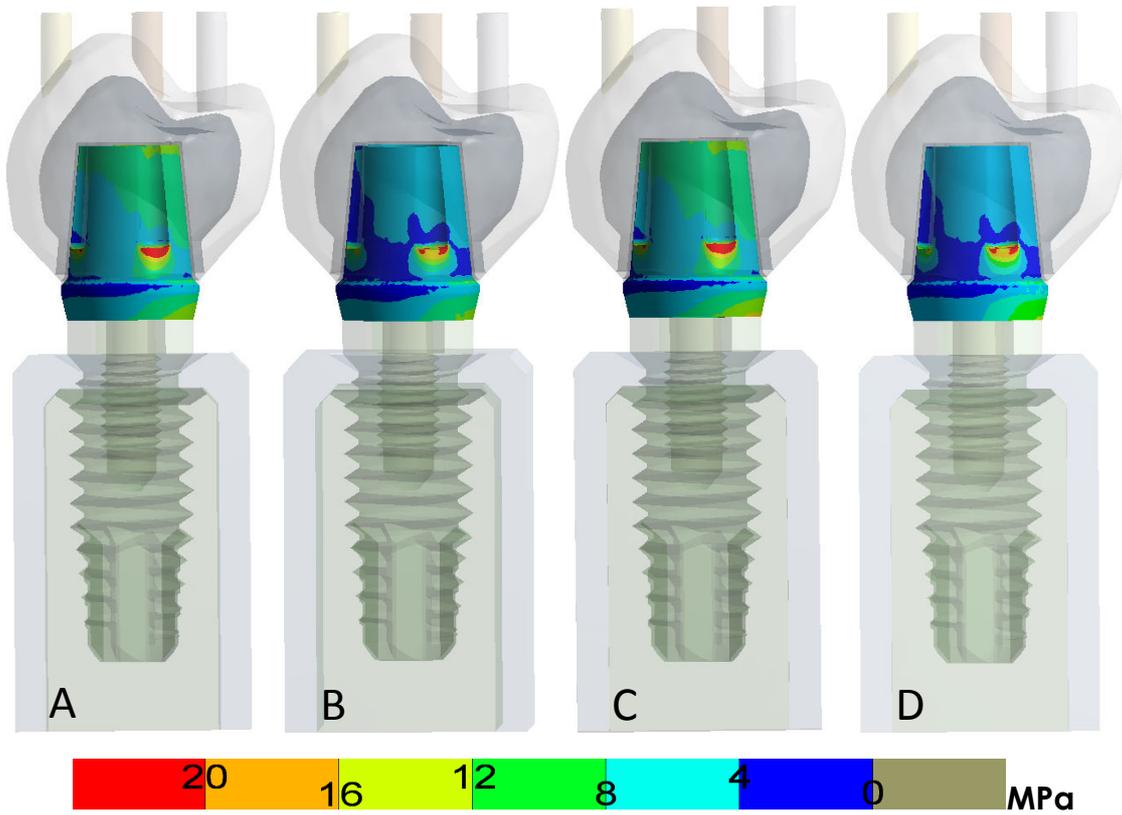


Figure 7

Figure 7- Von Mises stress comparison among the abutments. A- titanium implant and abutment, B- titanium implant and PEEK abutment, C- PEEK implant and titanium abutment, and D- PEEK implant and abutment.

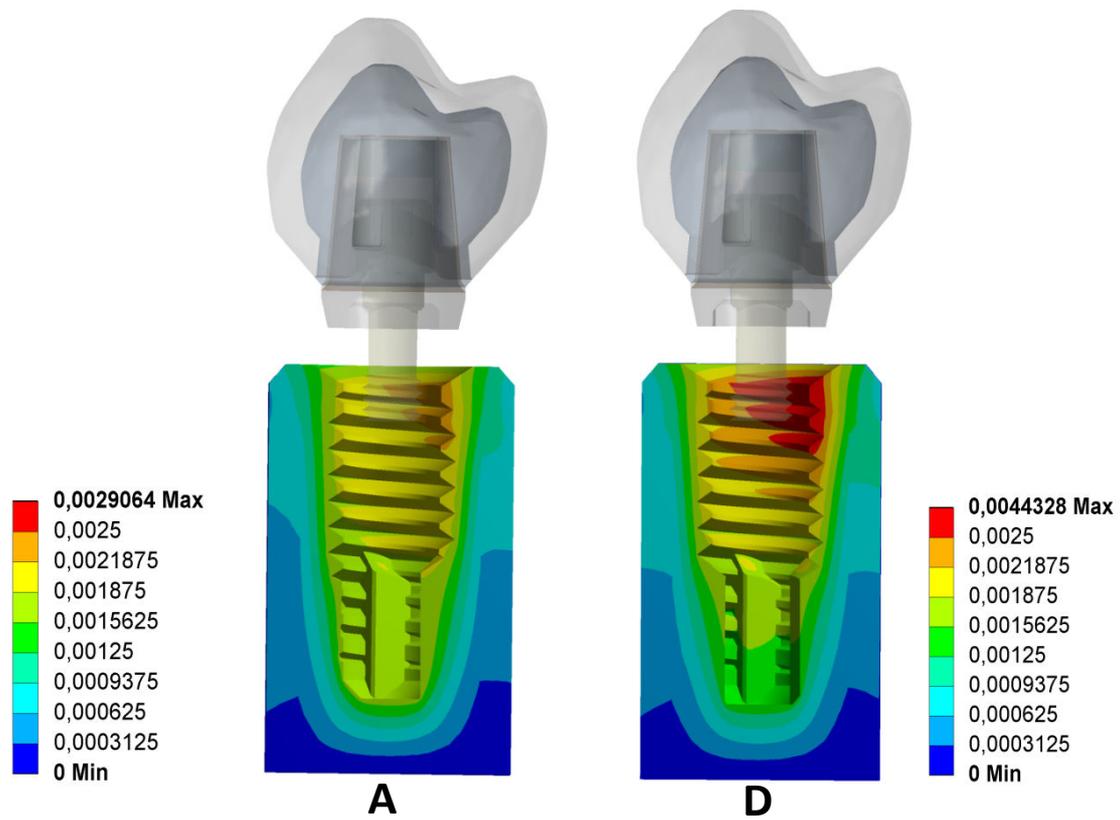


Figure 8

Figure 8- Deformation comparison with scale in millimeters. A- titanium implant and abutment, and D- PEEK implant and abutment. Observe the biggest deformations in the cervical region and the smallest ones in the apical of the implant in model D.

TABLES

Table 1: Mechanical properties of the materials		
Material	Young Modulus (MPa)	Poisson Ratio
Guta percha [31]	0,69	0,45
Enamel [32]	84100	0,20
Cortical bone [33]	17400	0,30
Medullar bone [33]	1740	0,30
Zinc phosphate cement [31]	22400	0,25
Feldspatic porcelain [34]	69000	0,30
Titanium [35]	110000	0,35
30% CFR - PEEK [5,36]	18000	0,39
Chrome-cobalt alloy [37]	218000	0,33

Table 1

Table 2: Results of the stress peaks in the different structures of the model (MPa)				
	Von Mises implant	Von Mises abutment	Tensile	Compression
			Cortical/Medullar	Cortical/Medullar
Model A or control (1+3)	76,46	41,76	32,70 / 2,48	81,14 / 3,19
Model B (1+4)	74,70	33,82	32,70 / 2,47	81,04 / 3,19
Model C (2+3)	85,54	41,32	27,77 / 4,22	89,47 / 3,58
Model D (2+4)	86,61	33,96	27,90 / 4,2	86,57 / 3,6

1 = titanium implant 2 = peek implant 3 = titanium abutment 4 = peek abutment

Table 2

Table 3: Results of the tension peaks in the different structures of the model with lingual load. (MPa)				
	Von Mises implant	Von Mises abutment	Tensile	Compression
			Cortical/Medullar	Cortical/Medullar
Model A or control (1+3)	171,42	84,82	22,02/2,65	146,26/3,95
Model B (1+4)	172,02	69,96	21,85/2,65	146,04/3,96
Model C (2+3)	188,95	84,17	58,82/4,90	177,81/6,42
Model D (2+4)	189,72	69,41	57,53/4,89	177,58/6,44

1 = titanium implant 2 = peek implant 3 = titanium abutment 4 = peek abutment

Table 3

REFERENCES

1. Kelsey DJ, Springer GS, Goodman SB. Composite implant for bone replacement. *J Compos Mater* 1997;31(16):1593–632.
2. Corvelli AA, Biermann PJ, Roberts JC. Design, analysis, and fabrication of a composite segmental bone replacement implant. *J Adv Mater* 1997:2–8.
3. Fujihara K, Huang ZM, Ramakrishna S, Satknanantham K, Hamada H. Feasibility of knitted carbon/PEEK composites for orthopedic bone plates. *Biomaterials* 2004;25(17):3877–85.
4. Fujihara K, Huang ZM, Ramakrishna S, Satknanantham K, Hamada H. Performance study of braided carbon/PEEK composite compression bone plates. *Biomaterials* 2003;24(15):2661–7.
5. Skinner HB. Composite technology for total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1988 Oct; 235:224–36.
6. Wenz LM, Merritt K, Brown SA, Moet A, Steffee AD. In vitro biocompatibility of polyetheretherketone and polysulfone composites. *J Biomed Mater Res* 1990;24:207-215.
7. Williams DF, McNamara A, Turner RM. Potential of polyetheretherketone (PEEK) and carbon-fibre-reinforced PEEK in medical applications. *J Mater Sci Lett* 1987;6:188.
8. Hunter A, Archer CW, Walker PS, Blunn GW. Attachment and proliferation of osteoblasts and fibroblasts on biomaterials for orthopaedic use. *Biomaterials* 1995;16(4):287–95.

9. 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; 6(13):987–92.
10. Cook SD, Rust-Dawicki AM. Preliminary evaluation of titanium coated PEEK dental implants. *J Oral Implantol* 1995;21(3):176–81.
11. Lin TW, Corvelli AA, Frondoza CG, Roberts JC, Hungerford DS. Glass PEEK composite promotes proliferation and osteocalcin production of human osteoblastic cells. *J Biomed Mater Res* 1997;36(2):137–44.
12. Katzer A, Marquardt H, Westendorf J, Wening JV, von Foerster G. Polyetheretherketone—cytotoxicity and mutagenicity in vitro. *Biomaterials* 2002;23(8):1749–59.
13. Scotchford CA, Garle MJ, Batchelor J, Bradley J, Grant DM. Use of a novel carbon fibre composite material for the femoral stem component of a THR system: in vitro biological assessment. *Biomaterials* 2003;24(26):4871–9.
14. Sagomonyants KB, Jarman-Smith ML, Devine JN, Aronow MS, Gronowickz GA. The in vitro response of human osteoblasts to polyetheretherketone (PEEK) substrates compared to commercially pure titanium. *Biomaterials* 2007, doi:10.1016/j.biomaterials.2007.12.001.
15. Tan KH, Chua CK, Leong KF, Cheah CM, Cheang P, Abu Bakar MS et al. Scaffold development using selective laser sintering of polyetheretherketone–hydroxyapatite biocomposite blends. *Biomaterials* 2003; 24(18):3115–23.
16. Wintermantel E, Mayer J, Blum J, Eckert KL, Luscher P, Mathey M. Tissue engineering scaffolds using superstructures. *Biomaterials* 1996;17(2):83–91.

17. Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic and spinal implants. *Biomaterials* 2007;28:4845–4869.
18. Toth JM, Wang M, Estes BT, Scifert JL, Seim III HB, Turner AS. Polyetheretherketone as a biomaterial for spinal applications. *Biomaterials* 2006;27(3):324–34.
19. Brantigan JW, Neidre A, Toohey JS. The Lumbar I/F Cage for posterior lumbar interbody fusion with the variable screw placement system: 10-year results of a Food and Drug Administration clinical trial. *Spine J* 2004; 4(6):681–8.
20. Akhavan S, Matthiesen MM, Schulte L, Penoyar T, Kraay MJ, Rimnac CM, et al. Clinical and histologic results related to a lowmodulus composite total hip replacement stem. *J Bone Jt Surg Am* 2006;88(6):1308–14.
21. Sheets C, Earthman J. Natural intrusion and reversal in implant assisted prosthesis; evidence of and a hypothesis for the occurrence. *J Prosthet Dent* 1993;70(6):513-20.
22. Corvelli AA, Roberts JC, Biermann PJ, Cranmer JH. Characterization of a PEEK composite segmental bone replace implant. *J Mater Science* 1999;34:2421–2431.
23. Bidez MW, Misch CE. Issues in bone mechanics related to oral implants. *Impl Dent* 1992;1:289–294.
24. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Impl Res* 2004;15:401–412.

25. Selna LG, Shillingburg HT, Kerr PA. Finite element analysis of dental structures – axisymmetric and plane stress idealizations. *J Biomed Mater Res* 1975;9:253-254.
26. Lang AL et al. Validation of finite element analysis in dental ceramics research. *J Prosthet Dent* 2001 Dec;86(6):650-654.
27. Holmes DC, Grigsby WR, Goel VK, Keller JC. Comparison of stress transmission in the IMZ implant system with polyoxymethylene or titanium intramobile element: a finite element stress analysis. *Int J Oral Maxillofac Impl* 1992;7(4):450-8.
28. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4(4):333-40.
29. Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Impl Res* 2005;16(4):486-94.
30. Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont* 1997;10(2):19-27.
31. Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent* 1996 Feb;75(2):140-7.
32. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Impl Res* 2002 Jun;13(3):334-41.
33. Cowin SC. *Bone Mechanics Handbook*. 2 ed. CRC Press; 2001.

34. Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R et al. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis. *Dent Mater* 2006 Nov;22(11):1035-44.
35. Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Impl* 1995 Mar-Apr;10(2):188-98.
36. Matweb – Online Materials Information Resource. Blacksburg, Virginia: Automation Creations, Inc; 2008 [cited 21/7/2008]; Available from: www.matweb.com.
37. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influencia of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent* 2004 Feb;91(2):144-50.
38. Bowden F, Taabor D. The friction and lubrication of solids. Oxdord: Oxford University Press 2000.
39. Jones DP, Leach DC, Moore DR. Mechanical properties of poly (ether-ether-ketone) for engineering applications. *Polymer* 1985;26:1385–93.
40. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac implants* 1998;13(3):369-76.
41. Rubin C. Stress analysis of human tooth using a three dimensional finite element model. *J Dent Res* 1983;62: 82-6.
42. Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Impl Res* 2006; 17(2):8-18.

43. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S & Miyakawa O. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant – a three dimensional finite element analysis. *J Oral Rehab* 2005;32:279–286.
44. Williams KR, Edmundson JT, Rees JS. Finite element stress analysis of restored teeth. *Dent Mater* 1987;3(4):200-6.
45. Misch CE, Suzuki JB, Misch-Dietsh FM & Bidez MW. A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: literature support. *Impl Dent* 2005;14:108–116.
46. Hobkirk JA, Wiskott HWA. Biomechanical aspects of oral implants: Consensus report of Working Group I. *Clin Oral Impl Res* 2006;17(2):52-54.
47. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent* 2004 Dec; 92(6):523-530.
48. Geng JP, Ma QS, Xu W, Tan KBC, Liu GR. Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. *J Oral Rehab* 2004; 31:233-239.
49. Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite-element analysis. *J Cranio-Max Surg* 2001;29:100-105.
50. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *Int J Oral Maxillofacial Impl* 1994;9: 345-360.
51. Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofacial Impl* 1998;13: 781-790.

52. Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A. Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *J Prosthet Dent* 2005 Jan;93(1): 38-44.
53. Zampelis A, Rangert B, MechEng, Heiji L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2007 Jun;97(6):535-543.
54. Geramy A, Morgano SM. Finite element analysis of three designs of na implant-supported molar crown. *J Prosthet Dent* 2004;92(5):434-440.
55. Natali NA, Carniel EL, Pavan PG. Investigation of bone inelastic response in interaction phenomena with dental implants. *Dent Mater* 2008;24:561-569.
56. Cehreli M, Duyk J, Cooman MD, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer: a photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Impl Res* 2004;15:249-257.
57. Sütüpedeler M, Eckert SE, Zobitz M, An K. Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. *Int J Oral Maxillofac Impl* 2004;19(6):819-825.

APÊNDICE

REVISÃO DE LITERATURA ESTENDIDA

O objetivo desta Revisão de Literatura Estendida anexa é ampliar o universo de informações fornecidas sobre o PEEK.

HISTÓRICO

A aplicação médica de polímeros iniciou nos anos 1960 com a utilização de seringas e cateteres descartáveis em substituição aos convencionais de vidro e metal reutilizáveis, o que contribuiu significativamente para o controle de infecção [1]. O interesse por polímeros poliaromáticos surgiu no desenvolvimento de próteses para o quadril e de placas de fixação de fratura com rigidez comparável a do osso. Embora os polímeros poliaromáticos puros exibam um módulo de elasticidade de 3 a 4 GPa, este valor pode ser modificado e se aproximar ao do osso cortical (18 GPa) ou ao da liga de titânio (110GPa), com compostos reforçados com fibra de carbono (CFR), por exemplo [2].

Nos anos 90 o PEEK (*poly ether ether ketone*, em português poli éter éter cetona), membro dominante da família dos polímeros PAEK (*poly aryl ether ketone*, em português poli aríl éter cetona), emergiu como candidato principal dos polímeros termoplásticos de alta performance para substituir componentes e implantes metálicos, especialmente na ortopedia e trauma [3,4]. Em abril de 1998 passou a ser oferecido comercialmente como biomaterial para implantes (Invibio Ltda, Thornton-Cleveleys, Reino Unido), fomentando a pesquisa sobre este polímero que floresceu e espera-se continuar a avançar no futuro [5].

Vários estudos [6-8] documentam o sucesso clínico de polímeros em pacientes ortopédicos. Como resultado do progresso das pesquisas de biomateriais o PEEK e compostos relacionados podem ser fabricados com grande variação

de propriedades físicas, mecânicas e de superfície, nos mais diversos formatos, dependendo da utilização como implante.

Entretanto, esta versatilidade traduz complexidade aumentada para novos projetos de implantes, assim como para pesquisadores que buscam explorá-lo em novas aplicações. O avanço no processamento do PEEK progrediu firmemente, mas boa parte da pesquisa foi fragmentada entre as ciências de materiais, de compostos, de biomateriais e na literatura específica aplicada.

NOMENCLATURA

A literatura da resina de PAEK é um labirinto de nomes comerciais e de produtores, que mudaram ao longo dos anos, complicando a interpretação de dados publicados atualmente. Para os investigadores interessados em decifrar a literatura histórica da ciência do polímero a tabela 1 fornece a nomenclatura das resinas de PAEK usadas para finalidades industriais bem como para biomateriais [9].

Tabela 1: Sumário nomenclatura PAEK

Polímero	Nome Comercial	Fabricante	Comentário
PEEK	OPTIMA (Biomaterial)	Invibio (Subsidiaria da Victrex) Thornton-Cleveleys, UK	Aprovado na Comunidade Européia e pelo FDA desde 1998.
PEEK	Victrex	Victrex, Thornton-Cleveleys, UK	Fornece PEEK para contato com tecidos e sangue por menos de 24 horas.
PEEK	Gatone	Gharda, India	Não produz para uso médico.
PEEK	Keto-Spire	Solvay Advanced Polymers, LLC	Não produz para uso médico.
PEKK	PEKK	DuPont (Wilmington, DE)	Não produz para uso médico.
PEKK	OXPEKK	Oxford Performance Material (Enfield, CT)	Disponível para uso médico.
PEKEKK	Ultrapek	BASF, Estados Unidos	Produção interrompida em 1995.

Fonte: Kurtz, SM. & Devine, JN, 2007 [9]

O termo resina, quando usado no contexto desta revisão, refere-se ao pó puro, que é criado pela polimerização, visto que as classes são caracterizadas tipicamente por características do fluxo (por exemplo, por molde de injeção ou molde da compressão) ou baseadas em seu índice de preenchimento (por exemplo, a fibra de vidro ou fibra de carbono). Os polímeros de PAEK são convertidos usando técnicas de processamento termoplástico padrão, tais como o molde de injeção, a extrusão, e o molde da compressão. O polímero está disponível em forma de pó, granulado e barras (ou tarugos) com diferentes diâmetros (figura 1).

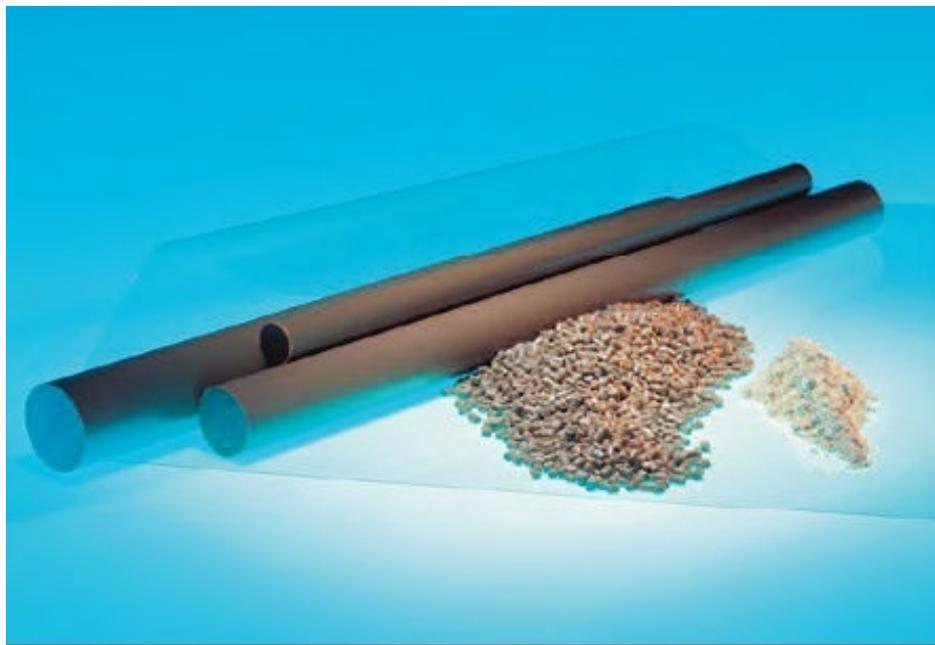


Figura 1: PEEK nos formatos de barra, granulado e pó.

Fonte: Invibio® Biomaterial Solutions,UK.

ESTABILIDADE QUÍMICA, TÉRMICA E À RADIAÇÃO

A estrutura do PEEK confere resistência química proeminente (figura 2) [2]. Os anéis aris são interconectados por meio de grupos de cetona e éter situados em extremidades opostas do anel (referido na química como “para” posição). Sabe-se [9] que o PEEK não pode ser danificado pela exposição aos solventes, à exceção do ácido sulfúrico concentrado a 98%. A inerte estrutura química do PEEK explica também sua biocompatibilidade, o que será discutido mais detalhadamente em uma seção subsequente desta revisão.

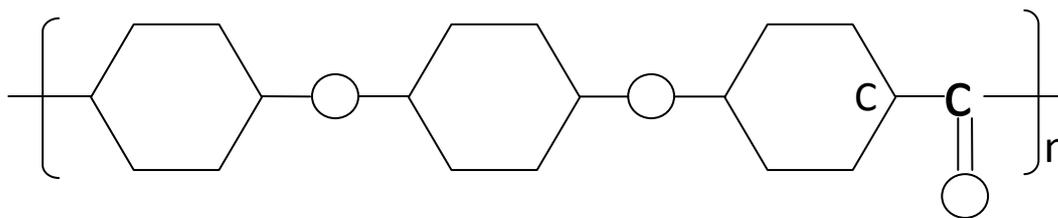


Figura 2: Molécula PEEK.

Fonte: Kurtz, SM. e Devine, JN [9].

O PEEK tem solubilidade em água de 0.5 w/w%, mas como mencionado acima não é danificado quimicamente pela exposição a longo prazo, mesmo em temperaturas de até 260°C [10]. Embora o PEEK não seja suscetível à hidrólise, foram levantadas dúvidas sobre o comportamento da interface entre o polímero e os reforços, como a fibra de carbono, que poderia ser vulnerável aos fluidos em vivo [11]. Outro estudo [10] evidenciou que a absorção de água pode ligeiramente reduzir a cristalinização do PEEK. Conseqüentemente, considerou-se importante esclarecer a exposição á fluidos em testes biomecânicos de materiais compostos com PEEK para implantes.

A absorção da água pelo PEEK e em compostos com fibra de carbono segue um relacionamento exponencial durante determinado período de tempo. Em um estudo [12] os espécimes foram preparados por 30 dias para atingir 98% de absorção de fluido pelo PEEK antes de serem submetidos ao teste mecânico a longo prazo. As experiências cíclicas de fadiga à compressão conduzidas em compostos de CFR-PEEK em solução salina com temperaturas que variaram entre 37°C e 95°C não mostraram nenhuma mudança significativa no módulo de compressão e na força compressiva após 5000 horas de teste. Outro estudo [13] observou, similarmente, que nenhuma mudança significativa ocorre às propriedades mecânicas de flexão

em compostos de PEEK após a exposição aos ambientes salinos em alta temperatura.

A estabilidade térmica do PEEK foi estudada por suas aplicações industriais em altas temperaturas. Hay e Kemmish [14] relataram que a degradação térmica, acompanhada pela geração de compostos voláteis instáveis, foi de difícil aferição abaixo de 427°C. Cole e Casella [15] estudaram a degradação térmica de compostos de PEEK e CFR-PEEK entre 400°C e 480°C utilizando técnicas de espectroscopia infravermelha e nenhuma diferença significativa foi encontrada no comportamento térmico da degradação do PEEK puro em comparação aos compostos de CFR-PEEK. Buggy e Carew [16] investigaram a degradação de propriedades de flexão e cristalinização em compostos de PEEK laminados entre 120°C e 310°C por até 76 semanas. A 120°C mudanças insignificantes na estática e nas propriedades de fadiga do composto foram observadas. Em 250°C, a degradação mecânica foi detectada após 16 semanas de envelhecimento térmico, visto que envelhecer a 310°C produziu "rápida" degradação. Baseado nestes estudos fica claro que a degradação térmica não é significativa durante o uso clínico de biomateriais com PEEK em torno de 37°C.

Utilizado como arcabouço para culturas celulares de fibroblastos da córnea e submetido a múltiplos ciclos de autoclavagem o PEEK não apresentou deformação, bem como efeitos citotóxicos ou inibidores sobre as culturas [17].

Dois diferentes estudos comprovaram que o PEEK preserva suas propriedades mesmo após a esterilização a vapor por 2500 horas [18] ou após 3000 ciclos de autoclavagem [19].

Outro trabalho [20] que comparou os efeitos dos processos de esterilização por vapor e radiação gama na integridade estrutural do PEEK com reforço de fibras de carbono não encontrou mudança significativa no módulo de elasticidade ou dureza do polímero em ambos os processos.

O PEEK possui notável resistência às radiações gama e à de feixe de elétrons, com valores G da formação de radicais livres aproximadamente cem vezes mais baixos do que outros polímeros, como o polietileno [21]. Nos estudos de deterioração por radical livre usando a ressonância de rotação de elétron (ESR), Li e col [22] não encontraram nenhuma evidência de radicais livres residuais no PEEK imediatamente após a exposição com até 600 kGy de radiação gama, indicando que todos os radicais livres produzidos pela irradiação do PEEK têm vida inferior a 20 minutos, tempo necessário para transferir as amostras da câmara de irradiação ao aparelho de ESR em sua experiência.

A estabilidade à radiação do PEEK cristalino e não cristalino foi estudada extensivamente por duas décadas passadas devido ao interesse em aplicações aeroespaciais e em reatores de fusão nuclear, onde a exposição total às escalas da radiação variam entre 10 e 50 MGy (isto é, 10.000-50.000 kGy) [21,23,24]. Embora a degradação do PEEK ocorra em doses acima de 10 MGy, deve-se lembrar que as exposições de interesse da indústria aeroespacial e de energia nuclear excedem as doses padrões de esterilização para os dispositivos médicos (25-40 kGy) em mais de mil vezes. Outra experiência [25] com esterilizações repetidas pela radiação gama não detectou mudanças significativas no comportamento mecânico do PEEK puro, bem como no reforçado com fibra do carbono.

COMPORTAMENTO MECÂNICO

Como uma família de biomateriais poliméricos, o PEEK e seus compostos, fornecem uma ampla escala de propriedades mecânicas para diferentes modelos e aplicações de implantes médicos. Devido ao grande interesse no comportamento mecânico do PEEK, em especial ao que se refere à fadiga e fratura, percebeu-se que estas propriedades são governadas pela micro-mecânica da matriz do PEEK e de suas relações com as fibras de reforço [26].

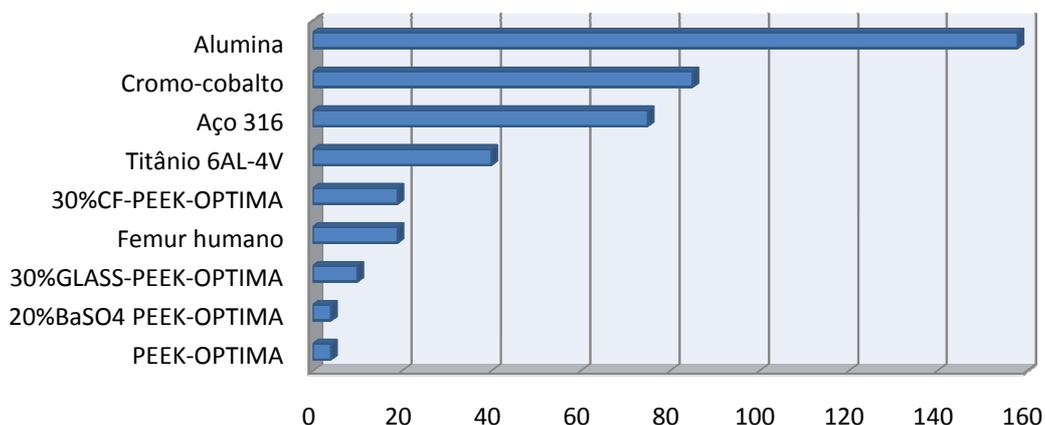
O comportamento da fadiga do PEEK foi revisto primeiramente por Jones e col [27], que relatou que o comportamento dinâmico do PEEK carbono-reforçado era superior ao PEEK vidro-reforçado e puro. Entretanto, o comportamento da fadiga de CFR-PEEK é complexo, porque envolve interações entre o polímero e a fibra de reforço. A incorporação das estruturas compostas laminadas que usam fibras longas de carbono introduz uma complexidade adicional na resposta estrutural sob circunstâncias dinâmicas de carregamento (aplicação de carga), porque a intensidade da fadiga depende do comprimento, bem como da orientação das fibras relativas ao sentido do carregamento [16].

Embora a compreensão fundamental de mecanismos de fadiga e de fratura do PEEK seja essencial para uma perspectiva científica básica, no presente a habilidade em aplicar estes testes e dimensionar o impacto dos resultados ao projeto de engenharia dos implantes remanesce extremamente limitada. Na prática, os métodos mecânicos dos testes são usados mais freqüentemente por bioengenheiros para classificar materiais e compostos, melhor que para tomar decisões nos projetos de implantes. Um exemplo desta

prática pode ser encontrado na avaliação da fadiga dos materiais bioativos do PEEK que incorporam Hidroxi Apatita (HA) [28]. O teste da fadiga funcional ao que os componentes do implante foram submetidos utilizou cargas previstas para placas de fixação de fratura de quadril feitas de CFR-PEEK.

Dados sobre o módulo de elasticidade do PEEK e compostos selecionados são sumariados no gráfico 1. Entretanto, estes dados sumários, enquanto úteis para finalidades comparativas, devem ser vistos como o ponto de partida mais básico para a seleção do biomaterial para um projeto de implante [27]. As aplicações são específicas, conseqüentemente o desenvolvimento de métodos analíticos assim como os testes funcionais de fadiga e desgaste deve considerar o contexto específico que o projeto esta inserido.

Gráfico 1: Módulo de elasticidade em GPa



Fonte: Invibio® Biomaterial Solutions,UK.

Implantes metálicos são, no mínimo, 8 vezes mais duros que o osso circunvizinho, esta diferença de gradiente gera um estresse excessivo na interface osso/implante durante a distribuição das cargas [29]. Um implante

com módulo de elasticidade similar ao do osso minimizaria este estresse na interface e teria uma distribuição das cargas mais homogênea ao osso adjacente.

Não existe nenhum estudo clínico randomizado sobre a influência de forças controladas ou estandardizadas no osso peri-implantar. Certamente, é difícil quantificar clinicamente o valor e sentido naturais de forças oclusais [30]. Sabe-se que o tecido ósseo é mais resistente às forças compressivas, menos resistente às cargas de tração e menos ainda às forças no sentido de cisalhamento [31].

A idéia de que uma carga não axial é mais prejudicial aos implantes dentários do que uma carga axial é suportada por achados em estudos [32] com análise de elementos finitos 3D, onde as cargas não axiais resultaram em níveis maiores de estresse no osso periimplantar do que cargas axiais.

Quando um implante dentário é carregado oclusalmente a carga é transferida ao osso de suporte e com maior intensidade à porção coronal. Isto é consequência de um princípio geral de engenharia que determina que quando um corpo composto por duas partes recebe carga o estresse é maior na linha de união destas partes [9]. Isto foi observado também em outros estudos com simulações de carga em implantes odontológicos em análises de elementos finitos e com resinas fotoelásticas [33,34].

Alguma perda óssea marginal cervical nos implantes dentários no primeiro ano em função é uma observação comum. Muitas causas diferentes para este fenômeno foram sugeridas como trauma cirúrgico, preparo do leito do implante, micro espaço entre o componente protético e implante, invasão bacteriana, espaço biológico, configuração da porção coronal do implante e também sobrecarga oclusal [35].

Foi aferida a mesma perda óssea ao redor dos pescoços de implantes expostos à alta tensão axial cíclica, mas não em torno dos controles sem carga em um estudo com implantes tipo parafuso introduzidos em tíbias de cães [36]. Resultados similares também foram observados em outro modelo animal por Duyck e col [37]. Cargas estáticas e cíclicas foram aplicadas por 14 dias em implantes de 10 mm de comprimento instalados bicorticalmente em tibia de coelho. A análise histológica era similar para o grupo controle sem carga e o grupo com carga estática, sem nenhuma perda óssea em ambos. Por outro lado, defeitos ósseos em forma de cratera ocorreram na porção marginal dos implantes submetidos às cargas cíclicas.

Uma série de experiências [38-41] estudou os efeitos da carga estática criada com parafusos de expansão em implantes introduzidos em mandíbula de cão. Em nenhum dos estudos os implantes falharam. Ao contrário, uma adaptação estrutural à carga direcionada lateralmente ocorreu com o aumento da densidade óssea e maior contato osso implante no grupo carregado do que no grupo que não recebeu carga.

Juntos estes estudos indicam que altas cargas cíclicas têm efeito prejudicial maior ao osso periimplantar do que cargas estáticas.

BIOCOMPATIBILIDADE

Atualmente já existe considerável evidência científica para suportar a biocompatibilidade do PEEK e de compostos de PEEK como uma família de biomateriais [1,42-47]. PEEK-OPTIMA e compostos CFR-PEEK-OPTIMA submeteram-se a extensivos testes de biocompatibilidade para atingir os critérios de aprovação do FDA. Estes incluem numerosos estudos de toxicidade

intracutânea e intramuscular sem nenhum efeito adverso. Testes de sensibilidade de acordo com ISO 10993-10-1995 não mostraram sensibilização de tecidos, assim como testes de toxicidade genética não apresentaram nenhuma aberração cromossômica devido ao PEEK [9].

Williams e col [42] relataram os primeiros estudos animais com PEEK na literatura em 1987. Amostras puras do PEEK e do CFR foram implantadas subcutaneamente em coelhos por 6 meses e implantadas submuscularmente em ratos por 30 semanas. Os autores indicaram que o PEEK obteve uma “resposta mínima” em ambos os modelos animais.

A primeira experiência de cultura celular e citotoxicidade publicada para o PEEK foi executada por Wenz e col [1] que usou fibroblastos de rato. Um material composto CFR-PEEK/30% foi avaliado. Depois que 96 h da exposição ao PEEK a cultura celular estava saudável e não parecia diferente dos controles. Concluíram que o composto do PEEK exibiu uma “excelente” biocompatibilidade *in vitro* neste modelo de cultura celular.

O crescimento e a ligação de osteoblastos e fibroblastos ao PEEK foram avaliados por Hunter e col [43] em uma série de experiências com cultura celular. Foram usados como controle liga de Ti, liga de CoCr, e UHMWPE. As linhagens celulares foram obtidas de sarcoma osteogênico de rato (osteoblastos), do tendão da cauda de rato (fibroblastos), e do pulmão fetal humano (fibroblastos). Embora a composição do material tivesse um efeito na ligação do fibroblasto (UHMWPE teve o mais baixo), nenhuma diferença significativa foi notada na ligação do osteoblasto entre os vários materiais avaliados. Os resultados deste estudo sugeriram que o PEEK não pareceu afetar nocivamente osteoblastos e fibroblastos.

Em um estudo similar, com cultura celular, Macnair e col [48] enfatizaram especialmente a caracterização de superfície do PEEK para ser significativamente mais áspera que a de liga de titânio. A resposta celular para o PEEK foi similar aos resultados do estudo de Hunter e col [43].

Culturas celulares de osteoblastos humanos foram usadas para avaliar um composto de PEEK com fibra de vidro a 10% [46]. Nesta experiência, a aspereza de superfície do "GPEEK" variou entre 3 e 9 μm . Todas as superfícies de GPEEK promoveram a proliferação e sustentabilidade dos osteoblastos nos 5 dias de exposição.

Mais recentemente, Scotchford e col [49] examinaram a resposta biológica in vitro de osteoblastos humanos (osso trabecular) ao CFR-PEEK. Não encontraram diferença significativa na extensão da ligação do osteoblasto e proliferação entre CFR-PEEK e os discos de liga de titânio (Ti6Al4V).

A resposta de osteoblastos e fibroblastos ao PEEK foi estudada também por Morrison e col [44]. Linhagens de fibroblastos foram derivadas de rato adulto e linhagens de osteoblastos foram derivadas de rato neonatal. Os autores descreveram que o PEEK não era citotóxico e sugeriram que fosse considerado no desenvolvimento de próteses isoelásticas para aplicação ortopédica. E de fato, a linhagem de células osteoblásticas pareceu ser estimulada pelo CFR-PEEK, sugerindo algum efeito estimulante do material em osteoblastos.

Seguindo a linha de pesquisa de cultura celular sobre o PEEK somam estudos [17,47,50] que corroboram a biocompatibilidade deste material bem como indicam um possível efeito de estimulação sobre culturas de osteoblastos. Resultados promissores que já o incluem como opção de arcabouço em estudos de engenharia tecidual [51,52].

COMPOSTOS DE PEEK BIOATIVOS

Como o PEEK foi considerado ser inerte em um contexto biológico na década passada houve um interesse maior em modificar o polímero para estimular a justaposição do osso em aplicações ortopédicas que recebem carga [28,53,55-58]. Os compostos de PEEK Bioativos foram criados combinando o PEEK com biomateriais de fosfato de cálcio, tais como o fosfato beta-tricálcio (b-TCP) e a HA.

Em um trabalho que comparou a eficácia de Cages feitos de PEEK para o tratamento de Espondilose Cervical concluiu-se que o Cage de PEEK associado com fosfato de cálcio bifásico cerâmico obteve resultados semelhantes aos Cages de PEEK associados com enxerto ósseo autógeno de íliaco, com as vantagens de menor morbidade do procedimento, diminuição do tempo de internação e melhor pós-operatório para o paciente [59].

A pesquisa inicial com compostos PEEK-HA objetivou caracterizar a composição e as características térmicas da mistura do polímero [60,61]. Estes estudos pilotos confirmaram que o HA não interferiu com a cristalização ou os processos de derretimento de misturas de pó PEEK-HA.

O molde de injeção tem sido um método comum relatado na literatura para produzir compostos PEEK-HA com as frações da HA de até 40% do peso [28,55-58].

Experimentos subseqüentes focaram em caracterizar a bioatividade *in vitro* [53,58], bem como o comportamento mecânico estático e de fadiga dos compostos PEEK-HA. Apesar dos estudos proporcionarem resultados incentivadores a respeito da bioatividade de compostos PEEK-HA, os dados da caracterização mecânica são antagônicos. Por um lado, carregar PEEK com

partículas de HA resulta em um aumento significativo no módulo de elasticidade [55-58]. O reforço com 40% e 50% em volume exibiu os módulos de elasticidade de 17 e 23 GPa respectivamente, muito semelhantes ao do osso [62]. Entretanto, em contraste com os aditivos de fibra de carbono e de vidro, a HA em particular, não mostra uma forte afinidade mecânica à matriz do PEEK.

A eletromicrografia de varredura da superfície da fratura do composto de PEEK-HA mostra as partículas do HA completamente não aderidas à matriz do PEEK (figura 3) [9]. Em consequência, aumentar a concentração da HA no PEEK tem efeito substancial na redução da dureza dos compostos. Nenhum benefício em relação à resistência foi relatado para compostos de PEEK-HA [9].

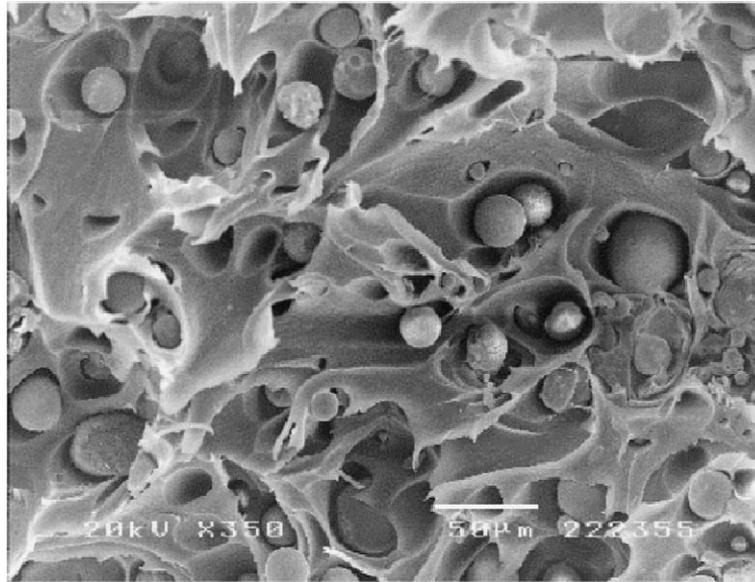


Figura 3: Eletromicrografia de varredura da superfície da fratura do composto PEEK-HA mostrando as partículas de HA não aderidas à matriz.

Fonte: Kurtz, SM. e Devine, JN [9].

Em resumo, compostos de PEEK-HA mostram grande promessa como implantes bioativos mas podem ser inferiores na capacidade de suportar carga quando comparados a outros compostos do PEEK, especialmente em níveis de concentração de 40% de HA. Análises micro mecânicas detalhadas [28,54] sugerem ligação fraca em compostos bioativos PEEK-HA. Por outro lado, estudos [55] em animais com PEEK carregado com HA a 20% mostraram que células crescem nos poros do composto. Embora os investigadores advoguem compostos de PEEK-HA para aplicações ortopédicas com carga elevada, uma pesquisa adicional é necessária para melhorar a adesão de partículas de HA à matriz do PEEK, bem como para delinear mais claramente quais concentrações de HA são apropriadas para aplicações ortopédicas específicas.

TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE DE IMPLANTES DE PEEK

Como vimos, incorporar níveis elevados de HA no PEEK pode promover a bioatividade, mas apresenta inconvenientes no que diz respeito à resistência e à dureza. Conseqüentemente, o estudo e a modificação de interfaces do polímero é outra área ativa da pesquisa acadêmica e comercial que envolve o PEEK. Em um esforço em melhorar a relação osso-implante, investigadores revestiram o PEEK e os compostos de PEEK com liga de titânio e HA [63]. Técnicas de processamento de deposição por plasma são compatíveis com o PEEK [64-66]. A modificação de superfície do PEEK também pode ser feita por imersão [67,68] para melhorar a biocompatibilidade.

Cook e Rust-Dawicki [45] investigaram a justaposição do osso em CFR-PEEK Ti-revestido para aplicações em implantodontia. Os autores relataram

que o revestimento de titânio com 2000Å de espessura foi criado por deposição com plasma spray, mas nenhum detalhe é fornecido sobre as especificações do PEEK ou a metodologia do revestimento. Implantes de CFR-PEEK revestidos e sem revestimento foram implantados em cães e avaliados histologicamente a justaposição óssea bem como a força de união osso-implante usando o teste de tração em 4 e 8 semanas. Interessantemente, os implantes revestidos exibiram uma justaposição significativamente maior de osso em relação aos implantes sem revestimento, de acordo com a histologia, mas a direta justaposição óssea foi observada em ambas as amostras. Entretanto, o teste de tração não revelou nenhuma diferença significativa na força de união entre os dois grupos de implantes.

Embora alguma informação sobre a tecnologia de revestimento possa ser obtida da literatura [64], a maioria dos detalhes da engenharia de processamento de superfície de implantes PEEK permanece sob segredo industrial. Hoje, os implantes ortopédicos de PEEK comercialmente disponíveis são produzidos por plasma spray térmico de HA. Alternativamente, os implantes são produzidos também pelo plasma spray de titânio seguido pelo plasma térmico que reveste com HA. O objetivo deste revestimento dual é prover ao tecido ósseo uma situação mais favorável, com a superfície biocompatível do implante (titânio) surgindo após a absorção da HA em vivo.

APLICAÇÕES CLÍNICAS

O emprego de polímeros de alta performance na indústria aeroespacial despertou a curiosidade sobre a aplicação destes materiais com propriedades mecânicas tão interessantes, principalmente para dispositivos ortopédicos [2,13]. Conseqüentemente, o recente histórico clínico do PEEK tem seu maior volume na literatura sobre tratamento da coluna vertebral [6,69-72].

O PEEK foi introduzido como biomaterial para cages da coluna vertebral nos anos 90 pela AcroMed (Cleveland, OH, now Depuy Spine, Raynham, MA). Estes cages foram desenvolvidos para estabilizar o pilar anterior da coluna lombar ou cervical e facilitar a fusão como tratamento da doença degenerativa do disco intervertebral (figuras 4 e 5).



Figura 4: Cages de Brantigan.

Fonte: Invibio® Biomaterial Solutions,UK.

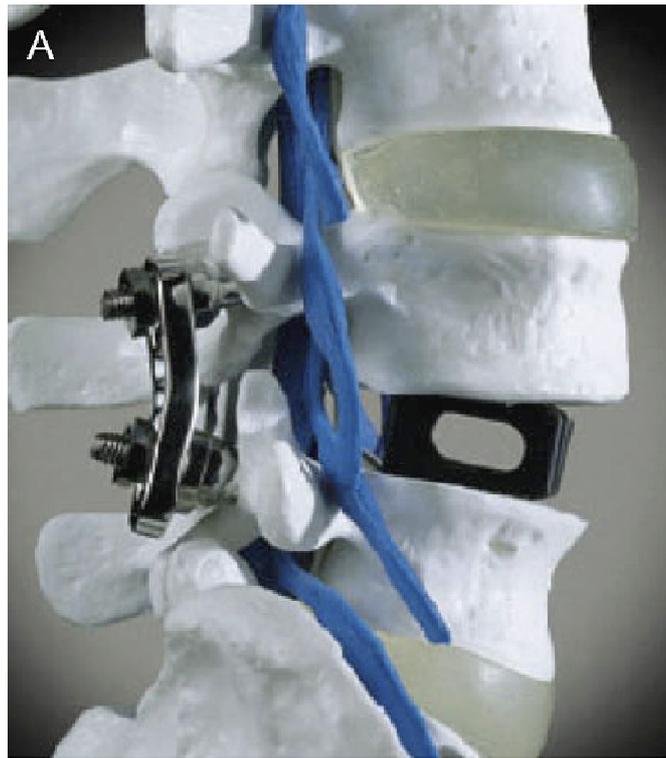


Figura 5: Demonstrativo da aplicação do Cage de Brantigan substituindo um disco intervertebral.

Fonte: Invibio® Biomaterial Solutions,UK.

Devido às exigências mecânicas, estes implantes permanentes, inicialmente foram concebidos em titânio com uma fenestração ao centro que permitisse o crescimento de osso através dele. Mas dois inconvenientes foram percebidos neste projeto inicial, a rigidez do titânio e sua radiopacidade que impedia a visualização do crescimento ósseo através do cage no exame radiográfico. Assim o PEEK foi sugerido para superar estas limitações [73].

O sucesso clínico e comercial deste dispositivo médico, que ficou conhecido como Cage de Brantigan, nome do cirurgião que o desenvolveu, fundamenta e difunde o PEEK como excelente opção para tratamento da fusão da coluna vertebral por mais de uma década e meia [9].

A possível disponibilidade nas mais variadas formas deste polímero termoplástico e o sucesso biomecânico do PEEK estimularam o interesse em aumentar suas aplicações. Como material de fixação de fraturas, por exemplo, já com pesquisas sobre componentes (placas e parafusos) [74,75] mas ainda sem relatos clínicos (figura 6).



Figura 6: Placa e parafusos de PEEK reforçado com fibras de carbono.

Fonte: Invibio® Biomaterial Solutions,UK.

Os implantes tradicionais metálicos e cerâmicos usados atualmente para reabilitação total de quadril e joelho são considerados razoavelmente bem sucedidos, com dados de sobrevivência na população idosa que excede 90% em 10 anos. Mas as necessidades clínicas na ortopedia evoluíram com o aumento da expectativa de vida desta população idosa bem como em expandir o sucesso de reabilitações totais em pacientes jovens mais ativos [9].

Conseqüentemente, novas tecnologias de implantes ortopédicos precisam demonstrar melhores desempenhos no que se refere à resistência e longevidade (figura 7).



Figura 7: Prótese de quadril.

Fonte: Invibio® Biomaterial Solutions,UK.

BIBLIOGRAFIA CONSULTADA

1. Wenz LM, Merritt K, Brown SA, Moet A, Steffee AD. In vitro biocompatibility of polyetheretherketone and polysulfone composites. *J. Biomed. Mater. Res.* 1990; 24:207-215.
2. Skinner HB. Composite technology for total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1988; Oct(235):224–36.
3. Kelsey DJ, Springer GS, Goodman SB. Composite implant for bone replacement. *J Compos Mater* 1997; 31(16):1593–632.
4. Corvelli AA, Biermann PJ, Roberts JC. Design, analysis, and fabrication of a composite segmental bone replacement implant. *J Adv Mater* 1997:2–8.
5. Williams D. New horizons for thermoplastic polymers. *Med Device Technol* 2001; 12(4):8–9.
6. Toth JM, Wang M, Estes BT, Scifert JL, Seim III HB, Turner AS. Polyetheretherketone as a biomaterial for spinal applications. *Biomaterials* 2006; 27(3):324–34.
7. Brantigan JW, Neidre A, Toohey JS. The Lumbar I/F Cage for posterior lumbar interbody fusion with the variable screw placement system: 10-year results of a Food and Drug Administration clinical trial. *Spine J* 2004; 4(6):681–8.
8. Akhavan S, Matthiesen MM, Schulte L, Penoyar T, Kraay MJ, Rimnac CM, et al. Clinical and histologic results related to a lowmodulus composite total hip replacement stem. *J Bone Jt Surg Am* 2006; 88(6):1308–14.

9. Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic and spinal implants. *Biomaterials* 28 (2007):4845–4869.
10. Boinard E, Pethrick RA, McFarlane CJ. The influence of thermal history on the dynamic mechanical and dielectric studies of polyetheretherketone exposed to water and brine. *Polymer* 2000; 41:1063–76.
11. Meyer MR, Friedman RJ, Del Schutte H, Latour RA. Long-term durability of the interface in FRP composites after exposure to simulated physiologic saline environments. *J Biomed Mater Res* 1994; 28(10):1221–31.
12. 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; 17(8):781–9.
13. Brown SA, Hastings RS, Mason JJ, Moet A. Characterization of short-fibre reinforced thermoplastics for fracture fixation devices. *Biomaterials* 1990; 11(8):541–7.
14. Hay JN, Kemmish DJ. Thermal decomposition of poly (aryl ether ether ketones). *Polymer* 1987; 28:2047–51.
15. Cole KC, Casella IG. Fourier transform infra-red spectroscopic study of thermal degradation in poly (ether ether ketone)-carbon composites. *Polymer* 1993; 34(4):740–5.
16. Buggy M, Carew A. Effect of thermal ageing on carbon fibre reinforced polyetheretherketone (PEEK), Part I: static and dynamic flexural properties. *J Mater Sci* 1994; 29:1925–1929.
17. Orwin E et al. Bioreactor design for cornea tissue engineering: Material – cell interaction. *Acta Biomaterialia* 3 (2007):1041–1049.
18. Victrex PEEK, Product Guide Medical, 1999.

19. PEEK performs in anaesthetic device. *European Plastics News*, June 1997.
20. Godara A et al. The influence of sterilization processes on the micromechanical properties of carbon fiber-reinforced PEEK composites for bone implant applications. *Acta Biomaterialia* 3 (2007):209–220.
21. Sasuga T, Hagiwara M. Radiation deterioration of several aromatic polymers under oxidative conditions. *Polymer* 1987; 28(11):1915–21.
22. Li HM, Fouracre RA, Given MJ, Banford HM, Wysocki S, Karolczak S. Effects on polyetheretherketone and polyethersulfone of electron and gamma irradiation. *Dielect Elect Insulation IEEE Trans* 1999; 6(3):295–303.
23. Sasuga T, Hagiwara M. Molecular motions of non-crystalline poly (aryl-ether-ether-ketone) PEEK and influence of electron beam irradiation. *Polymer* 1985; 26:501–5.
24. Vaughan AS, Stevens GC. On radiation effects in poly (ethylene terephthalate): a comparison with poly (ether ether ketone). *Polymer* 1995; 36(8):1541–7.
25. Kwarteng KB, Stark C. Carbon fiber reinforced PEEK (APC-2/ AS-4) composites for orthopaedic implants. *SAMPE Q* 1990:10–4.
26. Lin SH, Ma CCM, Tai NH. Mechanical properties and morphology of different carbon fiber lengths in reinforced polyetheretherketone (PEEK) composites. *J Adv Mater* 1996; 28(2):56–62.
27. Jones DP, Leach DC, Moore DR. Mechanical properties of poly (ether-ether-ketone) for engineering applications. *Polymer* 1985; 26:1385–93.
28. Tang SM, Cheang P, AbuBakar MS, Khor KA, Liao K. Tension–tension fatigue behavior of hydroxyapatite reinforced polyetheretherketone composites. *Int J Fatigue* 2004; 26:49–57.

29. Corvelli AA, Roberts JC, Biermann PJ, Cranmer JH. Characterization of a PEEK composite segmental bone replace implant. *JOURNAL OF MATERIALS SCIENCE* 1999; 34:2421 – 2431.
30. Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin. Oral Imp. Res.* 17 (Suppl. 2), 2006:8–18.
31. Misch, CE, Suzuki, JB, Misch-Dietsh, FM & Bidez, MW. A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: literature support. *Implant Dentistry* 2005; 14:108–116.
32. Kitamura, E, Stegaroiu R, Nomura S & Miyakawa O. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant – a threedimensional finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation* 2005; 32:279–286.
33. Bidez MW & Misch CE. Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dentistry* 1992; 1:289–294.
34. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S & Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clinical Oral Implants Research* 2004; 15:401–412.
35. Oh TJ, Yoon J, Misch CE & Wang HL. The causes of early implant bone loss: myth or science? *Journal of Periodontology* 2002; 73:322–333.
36. Hoshaw SJ, Brunski JB & Cochran GVB. Mechanical loading of Bra°nemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 1994; 9:345–360.
37. Duyck J, Ronold 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. *Clinical Oral Implants Research* 2001; 12:207–218.

38. Gotfredsen K, Berglundh T & Lindhe J. Bone reactions adjacent to titanium implants subjected to static load of different duration. A study in the dog (III). *Clinical Oral Implants Research* 2001a; 12:552–558.
39. Gotfredsen K, Berglundh T & Lindhe J. Bone reactions adjacent to titanium implants subjected to static load. A study in the dog (I). *Clinical Oral Implants Research* 2001b; 12:1–8.
40. Gotfredsen K, Berglundh T & Lindhe J. Bone reactions adjacent to titanium implants with different surface characteristics subjected to static load. A study in the dog (II). *Clinical Oral Implants Research* 2001c; 12:196–201.
41. Gotfredsen K, Berglundh T & Lindhe J. Bone reactions at implants subjected to experimental peri-implantitis and static load. A study in the dog. *Journal of Clinical Periodontology* 2002; 29:144–151.
42. Williams DF, McNamara A, Turner RM. Potential of polyetheretherketone (PEEK) and carbon-fibre-reinforced PEEK in medical applications. *J Mater Sci Lett* 1987; 6:188.
43. Hunter A, Archer CW, Walker PS, Blunn GW. Attachment and proliferation of osteoblasts and fibroblasts on biomaterials for orthopaedic use. *Biomaterials* 1995; 16(4):287–95.
44. 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; 16(13):987–92.
45. Cook SD, Rust-Dawicki AM. Preliminary evaluation of titaniumcoated PEEK dental implants. *J Oral Implantol* 1995; 21(3):176–81.

46. Lin TW, Corvelli AA, Frondoza CG, Roberts JC, Hungerford DS. Glass PEEK composite promotes proliferation and osteocalcin production of human osteoblastic cells. *J Biomed Mater Res* 1997; 36(2):137–44.
47. Katzer A, Marquardt H, Westendorf J, Wening JV, von Foerster G. Polyetheretherketone—cytotoxicity and mutagenicity in vitro. *Biomaterials* 2002; 23(8):1749–59.
48. Macnair R, Wilkinson R, MacDonald C, Goldie I, Jones DB, Grant MH. Application of confocal laser scanning microscopy to cytocompatibility testing of potential orthopaedic materials in immortalised osteoblast-like cell lines. *Cells Mater* 1996; 6(1–3):71–8.
49. Scotchford CA, Garle MJ, Batchelor J, Bradley J, Grant DM. Use of a novel carbon fibre composite material for the femoral stem component of a THR system: in vitro biological assessment. *Biomaterials* 2003; 24(26):4871–9.
50. Sagomyants KB et al. The in vitro response of human osteoblasts to polyetheretherketone (PEEK) substrates compared to commercially pure titanium, *Biomaterials* (2007), doi:10.1016/j.biomaterials.2007.12.001.
51. Tan KH, Chua CK, Leong KF, Cheah CM, Cheang P, Abu Bakar MS, et al. Scaffold development using selective laser sintering of polyetheretherketone–hydroxyapatite biocomposite blends. *Biomaterials* 2003; 24 (18):3115–23.
52. Wintermantel E, Mayer J, Blum J, Eckert KL, Luscher P, Mathey M. Tissue engineering scaffolds using superstructures. *Biomaterials* 1996; 17(2):83–91.

53. Yu S, Hariram Kithva P, Kumar R, Cheang P, Aik Khor K. In vitro apatite formation and its growth kinetics on hydroxyapatite/polyetheretherketone biocomposites. *Biomaterials* 2005; 26(15):2343–52.
54. Fan JP, Tsui CP, Tang CY, Chow CL. Influence of interphase layer on the overall elasto-plastic behaviors of HA/PEEK biocomposite. *Biomaterials* 2004; 25 (23):5363–73.
55. Abu Bakar MS, Cheng MHW, Tang SM, Yu SC, Liao K, Tan CT, et al. Tensile properties, tension–tension fatigue and biological response of polyetheretherketone–hydroxyapatite composites for load-bearing orthopedic implants. *Biomaterials* 2003; 24(13): 2245–50.
56. Abu Bakar MS, Cheang P, Khor KA. Tensile properties and microstructural analysis of spheroid hydroxyapatite-poly (etheretherketone) biocomposites. *Mater Sci Eng* 2003; A345:55–63.
57. Abu Bakar MS, Cheang P, Khor KA. Mechanical properties of injection molded hydroxyapatite–polyetheretherketone biocomposites. *Compos Sci Technol* 2003; 63:421–5.
58. Petrovic L, Pohle D, Munstedt H, Rechtenwald T, Schlegel KA, Rupprecht S. Effect of betaTCP filled polyetheretherketone on osteoblast cell proliferation in vitro. *J Biomed Sci* 2006; 13(1):41–6.
59. Cho DY et al. Cage containing a biphasic calcium phosphate ceramic (Triosite) for the treatment of cervical spondylosis. *Surgical Neurology* 2005; 63: 497–504.
60. Abu Bakar MS, Cheang P, Khor KA. Thermal processing of hydroxyapatite reinforced polyetheretherketone composites. *J Mater Process Technol* 1999; 89–90:462–6.

61. Meenan BJ, McClorey C, Akay M. Thermal analysis studies of poly(etheretherketone)/hydroxyapatite biocomposite mixtures. *J Mater Sci Mater Med* 2000; 11(8):481–9.
62. Converse GL et al. Processing and tensile properties of hydroxyapatite-whisker-reinforced polyetheretherketone. *Biomaterials* 2007; 28:927–935.
63. Ha S, Mayer J, Koch B, Wintermantel E. Plasma-sprayed hydroxylapatite coating on carbon fibre reinforced thermoplastic composite materials. *J Mater Sci* 1994; 5:481–4.
64. Ha SW, Gisep A, Mayer J, Wintermantel E, Gruner H, Wieland M. Topographical characterization and microstructural interface analysis of vacuum-plasma-sprayed titanium and hydroxyapatite coatings on carbon fibre-reinforced poly(etheretherketone). *J Mater Sci Mater Med* 1997; 8:891–6.
65. Schroder K, Meyer-Plath A, Keller D, Ohl A. On the applicability of plasma assisted chemical micropatterning to different polymeric biomaterials. *Plasmas Polym* 2002; 7(2):103–25.
66. Briem D, Strametz S, Schroder K, Meenen NM, Lehmann W, Linhart W, et al. Response of primary fibroblasts and osteoblasts to plasma treated polyetheretherketone (PEEK) surfaces. *J Mater Sci Mater Med* 2005; 16(7):671–7.
67. Noiset O, Schneider YJ, Marchand-Brynaert J. Adhesion and growth of CaCO₂ cells on surface-modified PEEK substrata. *J Biomater Sci Polym Ed* 2002; 11(7):767–86.
68. Noiset O, Schneider YJ, Marchand-Brynaert J. Fibronectin adsorption or/and covalent grafting on chemically modified PEEK film surfaces. *J Biomater Sci Polym Ed* 1999; 10(6):657–77.

69. Demircan MN et al. Multilevel cervical fusion without plates, screws or autogenous iliac crest bone graft. *Journal of Clinical Neuroscience* 2007; 14: 723–728.
70. Kulkarni AG et al. Solis cage (PEEK) for anterior cervical fusion: preliminary radiological results with emphasis on fusion and subsidence. *The Spine Journal* 2007; 7:205–209.
71. Eschbach L. Nonresorbable *polymers in bone surgery*. *Injury* 2000; Vol. 31, *Suppl.* 4.
72. Green S & Cartwright K. Polyetheretherketone polymer and compounds for surgical applications. Invibio Ltd, Hillhouse International, Thornton Cleveleys, Lancashire, FY5 4QD.
73. McMillin C, 1993. Evaluation of PEKEKK composites for spine implants. In: 38th international SAMPE symposium, 1993, p. 591–8.
74. Fujihara K, Huang ZM, Ramakrishna S, Satknanantham K, Hamada H. Feasibility of knitted carbon/PEEK composites for orthopedic bone plates. *Biomaterials* 2004; 25(17):3877–85.
75. Fujihara K, Huang ZM, Ramakrishna S, Satknanantham K, Hamada H. Performance study of braided carbon/PEEK composite compression bone plates. *Biomaterials* 2003; 24(15):2661–7.
76. Invibio® Biomaterial Solutions. Copyright © 2004 Invibio Ltd, UK. www.invibio.com.