

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA**

Douglas Fabris

**ANÁLISE BIOMECÂNICA ATRAVÉS DO MÉTODO DOS
ELEMENTOS FINITOS DE IMPLANTES DENTÁRIOS
COM GRADIENTE FUNCIONAL DE PROPRIEDADES**

Florianópolis

2018

Douglas Fabris

**ANÁLISE BIOMECÂNICA ATRAVÉS DO MÉTODO DOS
ELEMENTOS FINITOS DE IMPLANTES DENTÁRIOS
COM GRADIENTE FUNCIONAL DE PROPRIEDADES**

Dissertação submetido ao Programa
de Pós-Graduação em Ciência e En-
genharia de Materiais para a obtenção
do Grau de Mestre.

Orientador: Prof. Dr. -Ing. Márcio
Celso Fredel

Coorientador: Prof. Dr. Bruno Ale-
xandre Pacheco de Castro Henriques

Florianópolis

2018

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Fabris, Douglas

Análise biomecânica através do método dos elementos finitos de implantes dentários com gradiente funcional de propriedades / Douglas Fabris ; orientador, Márcio Fredel, coorientador, Bruno Henriques, 2018.

111 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa Catarina, Centro Tecnológico, Programa de Pós Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais, Florianópolis, 2018.

Inclui referências.

1. Ciência e Engenharia de Materiais. 2. Implantes dentários. 3. Osseointegração. 4. Materiais com gradiente funcional. 5. Método dos elementos finitos. I. Fredel, Márcio. II. Henriques, Bruno. III. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais. IV. Título.

Douglas Fabris

**ANÁLISE BIOMECÂNICA ATRAVÉS DO MÉTODO DOS
ELEMENTOS FINITOS DE IMPLANTES DENTÁRIOS
COM GRADIENTE FUNCIONAL DE PROPRIEDADES**

Este Dissertação foi julgado aprovado para a obtenção do Título de “Mestre”, e aprovado em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais.

Florianópolis, 04 de Dezembro 2018.

Prof. Dr. Guilherme Mariz de Oliveira Barra
Coordenador
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Dr. -Ing. Márcio Celso
Fredel
Orientador
Universidade Federal de Santa
Catarina

Prof. Dr. Bruno Alexandre
Pacheco de Castro Henriques
Coorientador
Universidade Federal de Santa
Catarina

Banca Examinadora:

Profª. Dra. Andréa Cândido dos Reis
Universidade de São Paulo

Prof. Dr. Carlos Rodrigo de Mello Roesler
Universidade Federal de Santa Catarina

À minha família e à minha namorada
Thiara.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente à Universidade Federal de Santa Catarina e ao PGMAT pela oportunidade, estrutura e suporte necessário para realizar a pós-graduação.

Ao Prof. Dr. -Ing. Márcio Fredel pela oportunidade de desenvolver este trabalho de mestrado e por toda orientação dada neste período.

Ao Prof. Dr. Bruno Henriques por toda orientação, ajuda e suporte dados para a realização deste trabalho e de muitos outros durante o período de mestrado.

A CAPES pelo apoio financeiro, em forma de bolsa de estudos, concedido para a realização deste trabalho.

À equipe do COMSOL pelo suporte prestado ao longo deste trabalho, ajudando a resolver todos os problemas que apareceram durante as simulações.

A todos os companheiros de CERMAT por toda ajuda prestada, pelas conversas e pelos momentos de descontração.

À minha família, por todo suporte, amor e carinho que me deram durante todas as etapas da minha vida.

À minha namorada Thiara Kuchler por todo amor, carinho, suporte e paciência que foram imprescindíveis para a realização deste trabalho, principalmente nos momentos difíceis, me dando forças até o fim.

A todas as demais pessoas que contribuíram direta ou indiretamente para a realização deste trabalho.

Um navio no porto é seguro, mas não é
para isso que os navios foram feitos.
(John Shedd, 1928)

RESUMO

Implantes dentários têm como função a substituição de dentes naturais que foram perdidos naturalmente ou devido a doenças ou traumas, sendo fixados diretamente no osso, garantindo excelente conforto e saúde bucal para os pacientes. Implantes dentários são feitos tradicionalmente de titânio, mas outros materiais, como zircônia e PEEK, têm se mostrado como ótimas alternativas a materiais metálicos. Em conjunto com esses materiais, que são bioinertes, materiais bioativos, como o biovidro, podem ser utilizados, acelerando o crescimento ósseo e a integração entre osso e implante. O objetivo deste trabalho é verificar a influência do ponto de vista biomecânico do material utilizado no implante e do revestimento de biovidro no processo de osseointegração dos implantes dentários utilizando o método dos elementos finitos. Para isso foram simulados implantes dentários de zircônia ($E=210$ GPa), PEEK ($E=4,2$ GPa) e PEEK reforçado com fibras de carbono (CFPEEK) ($E=24$ GPa) fixados no osso mandibular e submetidos a um esforço mecânico próximo ao da mastigação humana. Foram testados implantes sem revestimento de biovidro, com revestimento de $100 \mu\text{m}$ de espessura e com uma camada com gradiente de propriedades com quatro diferentes composições. Foi avaliado o estado de tensões e deformações do implante e do osso, que possui relação direta com a osseointegração. Em relação aos implantes sem revestimento, os resultados mostraram que as tensões atingidas nos implantes de zircônia e CFPEEK (69,1 MPa e 76,6 MPa, respectivamente) ficaram bastante abaixo de seus limites de resistência, enquanto no implante de PEEK (96,0 MPa) houve a formação de tensões elevadas que podem levar à fratura do implante. O revestimento de biovidro causou uma pequena diminuição nas tensões no implante de zircônia, para 64,3 MPa, sendo benéfica. A utilização do conceito de gradiente melhorou a distribuição de tensões, com o modelo com composição rico em zircônia apresentando melhores resultados, diminuindo a tensão máxima para 56,0 MPa. No entanto, nos implantes de PEEK e CFPEEK, devido ao módulo elástico mais baixo em relação ao biovidro, houve a formação de tensões deletérias na camada do vidro bioativo, tanto no revestimento convencional quanto no com gradiente, ultrapassando 352 MPa e 159 MPa para o PEEK e CFPEEK, respectivamente, para qualquer composição do revestimento. Em relação às tensões e deformações no osso, não foi possível chegar ao resultado otimizado em relação aos três

materiais testados devido a resultados divergentes entre o osso cortical e trabecular. No entanto, os resultados destes três materiais foram satisfatórios, com valores de tensão e deformação dentro de uma região em que há crescimento ósseo. Não houve influência significativa da camada de biovidro na osseointegração ativada mecanicamente, o que pode ser considerado positivo, visto que esta camada tem efeitos comprovadamente positivos do ponto de vista bioquímico.

Palavras-chave: Implantes dentários. Osseointegração. PEEK. Zircônia. Biovidro. Materiais com gradiente funcional. Método dos elementos finitos.

ABSTRACT

Dental implants replace natural teeth that have been lost naturally or due to illness or traumas. Unlike other techniques, dental implants are fixed surgically in to the jawbone, resulting in excellent comfort and oral health for the patients. Dental implants are traditionally made of titanium, but other materials, such as zirconia and PEEK, have proven to be great alternatives to metallic materials. Together with these materials, which are bioinerts, bioactive materials, such as bioglass, can be used to accelerate bone growth and bone-implant integration. The objective of this work is to evaluate the influence of the material used in the implant and the bioglass coating in the stress state and in the process of osseointegration of dental implants using the finite element method. Dental implants made of zirconia ($E=210$ GPa), PEEK ($E=4,2$ GPa) and PEEK reinforced with carbon fibers (CF-PEEK) ($E=24$ GPa) were simulated fixed to the jawbone and submitted to a mechanical loading close to that of human chewing. Implants without bioglass coating, with coating and with a gradient layer of properties with four different material distributions were tested. The stress and deformation state of the implant and the bone, which has a direct relation to osseointegration, was evaluated. Regarding the uncoated implants, the results showed that the maximum stresses reached in the zirconia and CFPEEK implants (69,1 MPa and 76,6 MPa, respectively) were below their mechanical strength, while in the PEEK implant (96,0 MPa) there was the formation of high stresses that could lead to fracture of the implant. The bioglass coating induced to a small decrease in zirconia stress to 64,3 MPa and it was beneficial. The use of the gradient of composition improved the stress distribution, with the zirconia rich distribution showing better results decreasing the maximum stress to 56,0 MPa. However, in the PEEK and CFPEEK implants, due to their lower elastic modulus in relation to the bioglass, deleterious stresses were generated in the bioactive glass layer, both in the conventional and gradient coating, surpassing 352 MPa and 159 MPa for the PEEK and CFPEEK models, respectively, for any coating composition. Regarding the stresses and deformations in the bone, it was not possible to reach the optimized result in relation to the three materials tested due to the divergent results between the cortical and trabecular bone. However, the three materials achieved satisfactory results, with values of stress and strain within the ideal range where there is bone growth.

There was no significant influence of the bioglass layer on the mechanically activated osseointegration, which can be considered positive, since this layer has proven to be beneficial on the biochemical side.

Keywords: Dental implants. Osseointegration. PEEK. Zirconia. Bioglass. Functionally graded materials. Finite elements method.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Principais fatores que contribuem para a falha de implantes de quadril.....	32
Figura 2	Implante dentário e seus componentes.....	37
Figura 3	Tipos de implantes dentários.....	37
Figura 4	Estrutura com gradiente de vidro bioativo em substrato de zircônia (a) e o módulo elástico ao longo da espessura (b).....	39
Figura 5	Ilustração comparando revestimento tradicional de biovidro com o revestimento com gradiente, destacando a mudança do módulo elástico ao longo de sua espessura.....	40
Figura 6	Implante dentário com gradiente de propriedades estudado por Lin et al.....	42
Figura 7	Algumas formas de elementos utilizadas pelo MEF.....	45
Figura 8	Discretização do domínio (malha).....	46
Figura 9	Implante genérico em que foi baseada a geometria (a) e geometria simplificada a ser utilizada no MEF com suas dimensões (b). A rosca será considerada matematicamente.....	50
Figura 10	Geometria do osso, mostrando osso cortical e osso trabecular (a) e geometria completa, com osso e implante (b).....	51
Figura 11	Variação de composição de biovidro e zircônia ao longo da espessura da camada infiltrada. A variação dos outros materiais é feita de maneira análoga.....	53
Figura 12	Regiões mecanicamente fixadas no modelo em amarelo. A região oposta também está fixa.....	55
Figura 13	Superfície de aplicação da força com 100 N de intensidade e ângulo de 15° em relação ao eixo vertical.....	56
Figura 14	Histograma da qualidade dos elementos da malha do modelo sem revestimento.....	59
Figura 15	Malha do implante dentário sem revestimento (a) e do osso (b) e a qualidade dos elementos, variando de 0 a 1.....	59
Figura 16	Erro relativo entre a malha utilizada no modelo (parâmetro = 1) e malhas mais grosseiras para a deformação equivalente média dos ossos trabecular e cortical.....	60
Figura 17	Histograma da qualidade dos elementos da malha do modelo com revestimento de biovidro.....	61

Figura 18 Malha do implante dentário com revestimento (a), corte mostrando em detalhe o revestimento (b), e malha do osso (c) e a qualidade dos elementos, variando de 0 a 1.....	61
Figura 19 Histograma da qualidade dos elementos da malha do modelo com revestimento com gradiente de composição.....	62
Figura 20 Malha do implante dentário com gradiente (a), corte mostrando em detalhe o revestimento (b), e malha do osso (c) e a qualidade dos elementos, variando de 0 a 1.....	63
Figura 21 Regiões de desuso, estado adaptado e sobrecarga do osso com base em sua deformação.....	64
Figura 22 Deslocamento do implante (a), osso cortical (b) e osso trabecular (c) do modelo Zi.....	68
Figura 23 Tensão de Von Mises no parafuso de zircônia.....	68
Figura 24 Primeira tensão principal no osso cortical (a) e no osso trabecular (b) do modelo Zi.....	69
Figura 25 Deformação equivalente de Von Mises do osso cortical (a) e trabecular (b) do modelo Zi.....	70
Figura 26 Deslocamento do implante (a), osso cortical (b) e osso trabecular (c) do modelo PEEK.....	70
Figura 27 Tensão de Von Mises do implante de PEEK.....	71
Figura 28 Primeira tensão principal no osso cortical (a) e no osso trabecular (b) do modelo PEEK.....	72
Figura 29 Deformação equivalente de Von Mises do osso cortical (a) e trabecular (b) do modelo PEEK.....	72
Figura 30 Deslocamento do implante (a), osso cortical (b) e osso trabecular (c) do modelo CFPEEK.....	73
Figura 31 Tensão de Von Mises do implante de CFPEEK.....	73
Figura 32 Primeira tensão principal no osso cortical (a) e no osso trabecular (b) do modelo CFPEEK.....	74
Figura 33 Deformação equivalente de Von Mises do osso cortical (a) e trabecular (b) do modelo CFPEEK.....	75
Figura 34 Deslocamento do implante (a), osso cortical (b) e osso trabecular (c) do modelo ZiBg.....	75
Figura 35 Tensão de Von Mises do implante de zircônia com revestimento de biovidro (a) e detalhe mostrando a tensão no revestimento (b).....	76
Figura 36 Primeira tensão principal no osso cortical (a) e no osso	

trabecular(b) do modelo ZiBg.	77
Figura 37 Deformação equivalente de Von Mises do osso cortical (a) e trabecular (b) do modelo ZiBg.	77
Figura 38 Deslocamento do implante (a), osso cortical (b) e osso trabecular (c) do modelo PEEKBg.	78
Figura 39 Tensão de Von Mises do implante de PEEK com revestimento de biovidro e detalhe mostrando a tensão no revestimento.	78
Figura 40 Primeira tensão principal no osso cortical (a) e no osso trabecular (b) do modelo PEEKBg.	79
Figura 41 Deformação equivalente de Von Mises do osso cortical (a) e trabecular (b) do modelo PEEKBg.	80
Figura 42 Deslocamento do implante (a), osso cortical (b) e osso trabecular (c) do modelo CFPEEKBg.	80
Figura 43 Tensão de Von Mises do implante de CFPEEK com revestimento de biovidro e detalhe mostrando a tensão no revestimento.	81
Figura 44 Primeira tensão principal no osso cortical (a) e no osso trabecular (b) do modelo CFPEEKBg.	82
Figura 45 Deformação equivalente de Von Mises do osso cortical (a) e trabecular (b) do modelo CFPEEKBg.	83
Figura 46 Deslocamento do implante (a), osso cortical (b) e osso trabecular (c) do modelo ZiBgLinear.	83
Figura 47 Tensão de Von Mises do implante de zircônia com gradiente de biovidro ($p=1$) e detalhe mostrando a tensão no revestimento.	84
Figura 48 Primeira tensão principal no osso cortical (a) e no osso trabecular (b) do modelo ZiBgLinear.	84
Figura 49 Deformação equivalente de Von Mises do osso cortical (a) e trabecular (b) do modelo ZiBgLinear.	85
Figura 50 Deslocamento do implante (a), osso cortical (b) e osso trabecular (c) do modelo PEEKBgLinear.	86
Figura 51 Tensão de Von Mises do implante de PEEK com gradiente de biovidro ($p=1$)(a) e detalhe mostrando a tensão no revestimento (b).	87
Figura 52 Primeira tensão principal no osso cortical (a) e no osso trabecular (b) do modelo PEEKBgLinear.	87
Figura 53 Deformação equivalente de Von Mises do osso cortical (a) e trabecular (b) do modelo PEEKBgLinear.	88
Figura 54 Deslocamento do implante (a), osso cortical (b) e osso	

trabecular (c) do modelo CFPEEKBgLinear.....	89
Figura 55 Tensão de Von Mises do implante de CFPEEK com gra- diente de biovidro (p=1)(a) e detalhe mostrando a tensão no revestimento (b).....	89
Figura 56 Primeira tensão principal no osso cortical (a) e no osso trabecular (b) do modelo CFPEEKBgLinear.....	90
Figura 57 Deformação equivalente de Von Mises do osso cortical (a) e trabecular (b) do modelo CFPEEKBgLinear.	91

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Propriedades dos materiais utilizados no implante.....	51
Tabela 2	Propriedades do osso cortical e trabecular utilizados das simulações.....	52
Tabela 3	Nomenclatura utilizada para descrever os diferentes conjuntos de materiais analisados.	54
Tabela 4	Valores máximos da tensão no implante e no revestimento para todos os modelos estudados.....	92
Tabela 5	Valores máximos e médios da deformação equivalente de Von Mises no osso cortical e trabecular para todos os modelos estudados.	95

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

BG	Biovidro (<i>Bioglass</i>)
CAD	<i>Computer-aided design</i>
CTE	Coefficiente de expansão térmica (<i>Coefficient of thermal expansion</i>)
EDP	Equação diferencial parcial
FGM	Material com gradiente funcional (<i>Functionally graded materials</i>)
CFPEEK	PEEK reforçado com fibras de carbono
HA	Hidroxiapatita
MEF	Método dos elementos finitos
PEEK	Poli(éter-éter-cetona)
ZrO ₂	Zircônia

LISTA DE SÍMBOLOS

E	Módulo de Young
ν	Coefficiente de Poisson
σ	Tensão
p	Parâmetro de mudança de curva
u	Campo de deslocamento

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	27
1.1	OBJETIVOS	28
1.1.1	Objetivo Geral	28
1.1.2	Objetivos Específicos	28
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	31
2.1	BIOMATERIAIS	31
2.2	IMPLANTES DENTÁRIOS	35
2.3	MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS	43
3	MATERIAIS E MÉTODOS	49
3.1	GEOMETRIA	49
3.2	PROPRIEDADES DOS MATERIAIS	50
3.3	MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS	54
3.3.1	Condições de contorno	54
3.3.2	Carregamento	55
3.3.3	Contato	56
3.3.4	Malha	57
3.3.5	Solução e análise	63
4	RESULTADOS	67
4.1	SEM REVESTIMENTO	67
4.1.1	Zircônia	67
4.1.2	PEEK	69
4.1.3	CFPEEK	72
4.2	MODELOS COM REVESTIMENTO	74
4.2.1	Zircônia	74
4.2.2	PEEK	77
4.2.3	CFPEEK	79
4.3	REVESTIMENTO COM GRADIENTE DE PROPRIE- DADES	81
4.3.1	Zircônia	82
4.3.2	PEEK	85
4.3.3	CFPEEK	88
5	CONCLUSÃO	97
5.1	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	98
	REFERÊNCIAS	101

1 INTRODUÇÃO

Com o aumento da expectativa de vida da população e o crescente aumento da preocupação com estética e saúde, existe uma tendência de crescimento da demanda por implantes, tanto ortopédicos quanto dentários, que possam substituir tecidos ósseos e dentes perdidos por traumas, doenças ou até mesmo naturalmente pelo envelhecimento do paciente. Implantes dentários são utilizados na substituição de dentes que caíram ou sofreram graves danos ao ponto de não poderem ser recuperados. Estes dispositivos, em forma de parafusos, são implantados no osso mandibular do paciente, no local onde o dente natural foi perdido, gerando um ancoramento mecânico. Posteriormente, após a devida osseointegração (cicatrização e conexão do osso com o implante dentário) do parafuso, uma coroa dentária, com o formato e aspecto de um dente natural, é cimentada sobre o implante. Um dos fatores que influenciam o fenômeno de osseointegração, principalmente na estabilidade secundária, é o estado de tensões agindo sobre o osso durante a mastigação, que estimula o crescimento ósseo. Ou seja, sem o devido estímulo, poderá ocorrer perda óssea e, conseqüentemente, afrouxamento do implante e rejeição óssea. No entanto, tensões muito elevadas podem levar à falha do osso e/ou implante ao exceder o seu limite de resistência, por isso é necessária a otimização do implante.

Tradicionalmente, os implantes dentários são feitos de materiais metálicos, principalmente ligas de aço inoxidável e titânio. No entanto, nos últimos anos está tendo um crescente interesse na utilização de materiais cerâmicos, principalmente zircônia (ZrO_2), e materiais poliméricos, como o PEEK (Poli(éter-éter-cetona)), em implantes dentários (1, 2). A zircônia apresenta excelentes propriedades mecânicas e biocompatibilidade, sendo utilizada em implantes dentários também devido à sua cor branca e, conseqüentemente, estética superior à de materiais metálicos. Por outro lado, materiais poliméricos possuem módulo elástico mais próximos ao do osso, o que deve levar a uma distribuição de tensões mais favorável ao crescimento ósseo.

Para melhorar a osseointegração de implantes, tanto metálicos quanto cerâmicos e poliméricos, alguns revestimentos de cerâmicas bioativas vêm sendo estudados. Destes se destacam revestimentos de hidroxiapatita e biovidro, que liberam íons de fosfato de cálcio ao redor do implante, estimulando o crescimento ósseo e acelerando a osseointegração. Existem diversas técnicas para revestir esses materiais, mas uma das soluções para revestir implantes cerâmicos com biovidro é

através da infiltração, onde o implante é mergulhado numa solução de biovidro, que penetra nos poros através de um efeito de capilaridade, criando uma região com gradiente de composição. A vantagem de se criar este gradiente é a minimização de tensões originadas na diferença das propriedades das camadas.

Apesar do uso do revestimento com biovidro em implantes ser considerado favorável ao crescimento ósseo do ponto de vista químico, não foram encontrados estudos avaliando a sua influência no estado de tensões no osso. Como essas tensões estão ligadas diretamente ao crescimento e/ou perda óssea, a sua análise deve ser feita para verificar o real benefício da camada de recobrimento.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo Geral

O objetivo deste trabalho de mestrado é analisar o estado de tensões e deformações de implantes dentários feitos de zircônia, PEEK e PEEK reforçado com fibra de carbono (CFPEEK) recobertos com biovidro, e do osso mandibular, através de simulações, e compará-los com implantes tradicionais (sem camada bioativa). Com isso, espera-se verificar a influência da camada de revestimento e sua composição, e do material do implante no estado de tensões e na osseointegração, de modo que se possa otimizá-la.

1.1.2 Objetivos Específicos

- Modelar um implante dentário de corpo único feito de zircônia, PEEK e CFPEEK, juntamente com o osso mandibular utilizando software CAD.
- Analisar o estado de tensões e deformações do implante de controle em condições de carga semelhantes às da mastigação utilizando o software de análise por elementos finitos COMSOL Multiphysics.
- Modelar os implantes com revestimento de biovidro e simular as suas tensões e deformações.
- Realizar o mesmo modelamento considerando uma camada exte-

rior com infiltração de biovidro, ou seja, com gradiente de propriedades, considerando diversas distribuições de material.

- Comparar as três situações para encontrar a melhor distribuição de tensões no implante e no osso e que otimize a osseointegração.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Nesse capítulo serão apresentados alguns conceitos relativos ao tema do trabalho. Será feita uma revisão de materiais para aplicações biológicas, chamados de biomateriais, listando os principais materiais utilizados com foco em implantes. Também será abordado de forma prática os implantes dentários, mostrando os seus componentes, materiais e processamento. Nesta seção também será feita uma breve descrição do estado-da-arte neste tema, mostrando a lacuna presente na literatura em que este trabalho se insere. Além disso, será abordado conceitos básicos do método dos elementos finitos, ferramenta que foi necessária para a realização deste trabalho.

2.1 BIOMATERIAIS

Segundo Park e Lakes (3), biomateriais podem ser definidos como qualquer material que será utilizado em dispositivos que irão substituir uma parte ou uma função do corpo de uma maneira que seja seguro, confiável, econômico e fisiologicamente aceitável. O biomaterial pode ser usado tanto para substituir parte de um sistema vivo ou então atuar em contato direto com um tecido vivo. Alguns exemplos comuns de dispositivos feitos com biomateriais são suturas, restaurações dentárias, agulhas, placas ósseas, etc.

Como os biomateriais estão em contato com um ambiente extremamente complexo e delicado, que é o tecido vivo, existem diversos requisitos que ele deve atender, tanto do ponto de vista do material em si, quanto do implante. O biomaterial deve ser quimicamente inerte e estável, não sofrendo corrosão ou liberando íons no corpo. Também deve ser farmacologicamente aceito, sendo não-tóxico, não-alergênico, não-imunogênico e não-carcinogênico. Além disso, deve ter propriedades mecânicas adequadas ao uso e boa resistência a fadiga e ao desgaste. Em relação ao implante, características que impactam no seu sucesso clínico estão relacionadas à sua superfície, peso e fatores de *design* (4). Para implantes de quadril, por exemplo, existem quatro fatores que contribuem para a sua falha: infecção, desgaste, fratura e afrouxamento, como mostrado na Figura 1, que estão diretamente ligadas a estas características. É possível notar que a compatibilidade biológica é mais crítica principalmente a curto prazo, enquanto fatores mecânicos são a causa de falha após certo período de tempo.

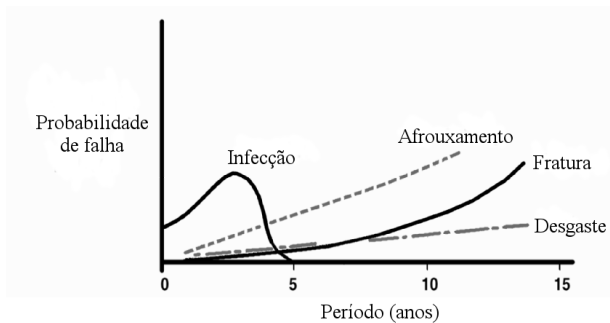


Figura 1 – Principais fatores que contribuem para a falha de implantes de quadril e sua probabilidade de falha. Adaptado de (3).

Materiais metálicos são tradicionalmente os materiais de escolha em implantes por serem relativamente bem tolerados pelo corpo, principalmente onde há alta exigência mecânica, sendo seu principal problema ligado à corrosão, com liberação de íons tóxicos. Esses íons podem causar reações inflamatórias levando à rejeição do implante e até mesmo à perda de tecido (5). Ligas de aço inoxidável, principalmente as ligas austeníticas 316 e 316L, eram extensivamente usadas devido ao seu baixo custo e a flexibilidade de se atingir uma grande faixa de propriedades, dependendo da composição, tratamento térmico e conformação mecânica. No entanto, as ligas de aço inoxidável estão sujeitas à corrosão em algumas situações, como em regiões pobres em oxigênio e com grande concentração de tensões, sendo adequadas somente para implantes temporários, como placas e parafusos (3).

Como alternativa às ligas de aço inoxidável, ligas de titânio têm apresentado excelentes resultados em aplicações biomédicas. O titânio é um material amplamente utilizado em implantes, tanto odontológicos quanto ortopédicos, por apresentar excelentes propriedades mecânicas e ótima biocompatibilidade. O titânio desenvolve uma camada passiva de titânia (TiO_2) na sua superfície, que minimiza a biocorrosão e a liberação de íons agressivos para o corpo humano. Implantes dentários à base de titânio podem ser feitos a partir do titânio comercialmente puro ou de uma de suas ligas. A liga mais utilizada é a titânio-alumínio-vanádio (Ti-6Al-4V), que possui excelentes propriedades mecânicas e permite a fabricação de um componente com seções mais finas e, consequentemente, com menor peso. Além da biocompatibilidade, o titânio e

suas ligas apresentam relativamente baixa densidade. No entanto, existem algumas preocupações em relação ao uso desse material em longo prazo, principalmente relacionadas à liberação de alumínio e vanádio no corpo, que estão associados a algumas doenças, como Alzheimer e neuropatias (6).

Recentemente, materiais cerâmicos, principalmente alumina e zircônia, têm sido objetos de grande interesse de pesquisadores para serem utilizados em implantes por apresentarem excelente biocompatibilidade e baixo desgaste devido ao atrito. A alumina apresenta boa resistência mecânica, razoável tenacidade à fratura, e grande resistência à corrosão e ao desgaste. No entanto, uma alta taxa de falha é reportada devido ao crescimento lento de trincas durante o uso *in vivo* (7). A alternativa para aumentar a confiabilidade de implantes cerâmicos é a utilização da zircônia, que na sua forma tetragonal, apresenta boa resistência mecânica e excelente tenacidade à fratura (maior que qualquer outra cerâmica monolítica), resistência à corrosão e ao desgaste e biocompatibilidade (7). O alto valor de tenacidade à fratura da zircônia tem origem na sua transformação de fase. A zircônia pode apresentar três fases cristalinas diferentes: monoclinica (M), cúbica (C) e tetragonal (T). A zircônia pura se apresenta na forma monoclinica à temperatura ambiente até 1170 °C, quando se transforma em tetragonal, e passa à forma cúbica a temperaturas maiores que 2370 °C. No entanto, a adição de certos óxidos, como CaO, MgO, CeO₂ e Y₂O₃, podem estabilizar as fases C e T à temperatura ambiente. Na presença de esforços mecânicos e na fase T, há a liberação de energia pelo avanço de trincas, causando a transformação da fase tetragonal metaestável em monoclinica, o que gera um aumento no volume de 3-4% e, conseqüentemente, indução de tensões compressivas na ponta da trinca, dificultando o seu avanço e aumentando a tenacidade à fratura da zircônia (8, 9). A zircônia mais utilizada em implantes é a Y-TZP, que é constituída de grãos nanométricos da fase tetragonal estabilizada com ítria (Y₂O₃), apresentando excelentes propriedades mecânicas. A principal desvantagem da utilização de materiais cerâmicos é o seu alto valor de módulo elástico (210 GPa para a zircônia e até 400 GPa para a alumina) em comparação com o osso humano (aproximadamente 30 GPa). Isso causa um fenômeno chamado *stress shielding*, que consiste na redução de tensões sobre o osso pelo implante e, conseqüentemente, subutilização do osso, levando à atrofia e perda óssea (10).

Materiais poliméricos também têm tido grande importância na área biomédica. Inicialmente eram utilizados como materiais de sutura, mas devido à sua facilidade de fabricação e flexibilidade de forma,

nos dias atuais materiais poliméricos encontram diversas aplicações biomédicas, como catéteres, *stents* e até mesmo implantes (11, 12). Nesse contexto, o PEEK (Poli(éter-éter-cetona)) tem se mostrado um material com propriedades interessantes, como alta resistência mecânica, ao desgaste e à fadiga, biocompatibilidade, alta tenacidade e fácil processamento (13). Uma das principais vantagens do PEEK é o seu baixo módulo elástico (~ 4 GPa), mais próximo ao do osso humano do que materiais metálicos e cerâmicos, evitando o fenômeno de *stress shielding*. Além disso, PEEK pode ser reforçado com outros materiais, como fibra de vidro e de carbono, que permitem alterar o seu módulo elástico de acordo com a aplicação (14). No entanto, apesar de sua biocompatibilidade, o PEEK é biologicamente inerte, ou seja, não possui uma boa interação com tecidos ósseos adjacentes, dificultando a osseointegração, que é a união estável e funcional entre implante e osso (15). Algumas técnicas vêm sendo utilizadas para melhorar este aspecto do PEEK, como ataque ácido, lixamento da superfície do implante e funcionalização com laser. Materiais bioativos, como hidroxiapatita, também têm sido utilizados com o PEEK, seja na forma de compósitos ou de revestimento, para melhorar a sua performance como implante (16, 17).

A osseointegração de implantes dentários pode ser dividida em duas fases. A primeira, chamada de estabilização primária, pode ser definida como a fixação primária que ocorre no momento de inserção do implante no osso. Os principais fatores que influenciam essa fase são a quantidade e qualidade óssea, o procedimento cirúrgico de colocação e a forma e textura da superfície do implante (18, 19). A segunda fase é chamada de estabilização secundária, ocorrendo durante o processo de cicatrização e remodelação óssea na interface entre osso e implante (18, 19). O foco deste trabalho está na melhora da estabilização secundária do implante através da utilização de cerâmicas bioativas no seu revestimento.

Para melhorar a estabilização secundária de implantes, cerâmicas bioativas têm sido utilizadas como revestimento de implantes, sejam metálicos, cerâmicos ou poliméricos. Os principais representantes dessas cerâmicas são a hidroxiapatita (HA), o fosfato tricálcico (TCP) e os vidros bioativos, ou biovidros (BG). Esses materiais são considerados osteocondutivos e osteoindutivos, apresentando superfícies que favorecem a adesão e proliferação dos osteoblastos, promovendo a adesão do implante ao tecido ósseo e aumentando a sua taxa de formação, ao contrário de cerâmicas tradicionais, como zircônia e alumina, que são bioinertes (20–22). Além disso, essas cerâmicas têm módulo elástico

mais baixo, na mesma ordem de magnitude dos ossos humanos, minimizando o efeito de *stress shielding*. No entanto, apesar da excelente biocompatibilidade, esses materiais são extremamente frágeis, sendo utilizados apenas como revestimento ou em pequenos enxertos ósseos.

A descoberta que certos vidros de silicato exibiam uma forte adesão ao tecido ósseo, o que foi chamado de bioatividade, ocorreu nos anos 70 pelo pesquisador Larry Hench (23–25). A composição dos primeiros biovidros têm como base o sistema SiO_2 - Na_2O - CaO - P_2O_5 , que permite a formação de uma camada de Hidroxiapatita Carbonatada (HC), a qual forma uma ligação interfacial forte com o tecido ósseo (26). Esse biovidro, chamado de 45S, por possuir 45% de sílica, é ainda utilizado nos dias atuais por suas excelentes propriedades, apesar de seu processamento ser possível apenas por fundição a altas temperaturas. Nesse contexto surgiram outros biovidros com diferentes composições, como o 58S, que possui em sua composição 58% SiO_2 , 33% CaO e 9% P_2O_5 , que podem ser processados a partir de um sistema sol-gel (27). Este processo ocorre a baixas temperaturas, eliminando algumas desvantagens da fundição e resultando em menores custos de fabricação e fácil produção de pós (28). Além de melhorar a integração do implante com o osso, biovidros também podem ser usados para acelerar a recuperação de tecidos moles, como tecido cardíaco, gastrointestinal e pulmonar, entre outros (29).

2.2 IMPLANTES DENTÁRIOS

Existem diversos métodos para substituir dentes que foram comprometidos ou perdidos por traumas, doenças ou naturalmente. Uma das técnicas mais utilizadas pelos dentistas é a colocação de próteses parciais fixas, conhecidas como pontes dentárias por criar uma ponte entre os dentes adjacentes àquele que foi perdido. Esse tipo de prótese consiste em duas coroas dentárias, que serão cimentadas nos dentes adjacentes, com uma terceira coroa ficando suspensa entre elas, fazendo o papel do dente perdido. No entanto, esta técnica pode causar problemas principalmente nos dentes que foram cimentados, aumentando a chance de cáries, além de ser um reservatório de placas (30). Os implantes dentários, que consistem em um parafuso fixado ao osso do paciente com uma coroa dentária cimentada em seu topo, têm se apresentado como uma ótima alternativa para a substituição de dentes perdidos, apresentando a melhor taxa de sobrevivência reportada entre todas as outras técnicas (31).

Os implantes dentários são usualmente compostos por três diferentes componentes: o parafuso, o pilar e a coroa dentária (Figura 2). O parafuso é o componente que será fixado no osso mandibular, sendo geralmente feito de titânio, devido às suas excelentes propriedades como discutido anteriormente, e onde irá ocorrer posteriormente a osseointegração. No entanto, devido a sua cor acinzentada, o titânio apresenta problemas com a estética, contrastando com a cor natural dos dentes. Como solução, materiais cerâmicos, principalmente a zircônia, que apresentam cor branca e melhor estética, vêm sendo utilizados por também apresentarem excelentes propriedades mecânicas e biocompatibilidade (32, 33). A coroa dentária é a parte externa do implante, que tem o formato e a estética de um dente natural, sendo geralmente composta por porcelana fundida sobre um metal. No entanto, também pode ser toda de porcelana, ou porcelana acoplada com outra cerâmica de maior resistência, como zircônia. O pilar conecta a coroa dentária ao parafuso, podendo ser feito de metal, cerâmica ou até algum polímero. O pilar pode ser parafusado ou encaixado ao parafuso, e a coroa dentária é cimentada em seu topo. Os implantes podem ser classificados de acordo com a conexão entre pilar e parafuso, podendo ser hexagonais externos, hexagonais internos ou do tipo conemorse. Quanto à forma, os implantes podem ser cilíndricos, cônicos ou híbridos. Existem também implantes dentários de corpo único, principalmente implantes de zircônia, onde parafuso e pilar são fabricados em apenas um componente. No entanto esse tipo de implante possui a desvantagem de apresentar menor flexibilidade em relação ao seu posicionamento no osso, não permitindo ao dentista realizar alterações no ângulo de inserção do implante de acordo com as condições do paciente. Essas formas estão ilustradas na Figura 3.

Brånemark foi o primeiro pesquisador a descrever o processo de osseointegração, que consiste em uma conexão direta e funcional entre o tecido ósseo e o implante, de modo que ambos não podem ser separados sem fratura (36). Esse processo é de extrema importância para os implantes, sendo o principal responsável pelo seu ancoramento mecânico. Na inserção de um implante dentário, o parafuso é fixado no osso através de sua rosca, como mostrado na Figura 2, no entanto a sua completa imobilização só ocorre após a osseointegração, ou seja, sua estilização primária e secundária. Por este motivo, na realização de uma cirurgia de implante, primeiramente o dente é fixado no osso e somente após 4-6 meses a coroa dentária e o pilar são cimentados, funcionalizando o implante. Antes disso, esforços mecânicos podem afrouxar o parafuso e causar a sua falha. A partir disso, diversos estudos

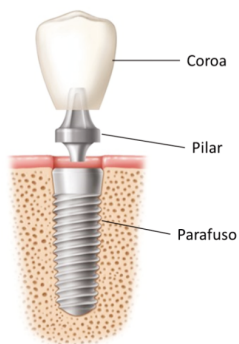


Figura 2 – Implante dentário e seus componentes. Adaptado de (34).



Figura 3 – Tipos de implantes dentários. Adaptado de (35).

começaram a serem feitos sobre a influência do formato e materiais do implante no processo de osseointegração com o objetivo de acelerá-lo. Apesar dos implantes dentários apresentarem uma ótima taxa de sobrevivência a longo prazo, ainda existem problemas relacionados à osseointegração, com taxa de falha de 1-2% a curto prazo e até 5% a longo prazo (37).

Para aumentar a taxa de osseointegração de implantes dentários, diversos tratamentos superficiais estão sendo estudados. Alguns parâmetros que influenciam na interação entre implante e tecido são a composição da superfície, a sua hidrofobicidade e a sua rugosidade (38). Estudos mostram que uma elevada rugosidade aumenta a taxa de fixação (estabilização primária) e a estabilidade a longo prazo de implantes, por criar um efeito de ancoramento com o osso (39). Diversos métodos podem ser utilizados para aumentar a rugosidade de parafusos dentários, como aspersão térmica de titânio (*plasma spray*), jateamento

de partículas (*grit-blasting*), ataque ácido (*acid etching*) e anodização (38). Estudos mostram que uma superfície hidrofílica é mais desejável no sentido de aumentar as interações entre tecidos, células e fluidos biológicos (40). Em relação à composição, revestimentos como biovidro e hidroxiapatita, como comentados anteriormente, têm influência positiva na osseointegração, e estão sendo pesquisados para utilização em implantes metálicos, cerâmicos e poliméricos.

Os primeiros revestimentos de materiais inertes com vidros bioativos começaram a ser pesquisados nos anos 70, focando em melhorar a osseointegração de implantes metálicos ortopédicos e dentários (41). O material metálico, que possui elevada resistência mecânica e tenacidade, é responsável por suportar os esforços mecânicos, enquanto a camada bioativa promove o crescimento ósseo, além de proteger o metal contra a corrosão. De maneira similar, esses revestimentos começaram a ser pesquisados em implantes cerâmicos, que possuem melhor biocompatibilidade do que materiais metálicos. Além de promover o crescimento ósseo, vidros bioativos possuem menor módulo elástico ($E=20-80$ GPa) do que zircônia ($E\sim 200$ GPa) e titânio ($E\sim 100$ GPa), o que minimiza o fenômeno de *stress shielding*. No entanto, os biovidros possuem um coeficiente de expansão térmica maior do que as cerâmicas, gerando tensões residuais trativas durante o processamento no revestimento, fragilizando-o. Uma possível solução para este problema seria a utilização de camadas intermediárias com propriedades intermediárias entre o revestimento e o núcleo do implante, solução conceituada pelo nome de material com gradiente funcional (*Functionally graded materials* (FGM)) (42–44). Materiais com gradiente funcional de propriedades consistem em materiais com duas fases distintas, cada uma com uma função específica, com uma região de variação gradual de composição entre essas duas fases, gerando uma mudança gradual nas propriedades químicas, mecânicas e térmicas. Como não existe uma interface com mudança brusca entre materiais com diferentes propriedades, tensões térmicas podem ser minimizadas, além de resultar em uma melhor distribuição de tensões no componente sujeito a esforços mecânicos (45). Parâmetros como espessura da camada de gradiente e distribuição da composição química podem ser otimizados para minimizar tensões residuais térmicas e melhorar a distribuição de tensões mecânicas. Trabalhos publicados mostram que utilizando o conceito de FGM pode-se diminuir descontinuidades de tensão mecânica na interface entre camadas (46) e reduzir em até 60% tensões residuais térmicas em componentes multicamadas (47, 48).

O processo de infiltração de vidro bioativo, descrito por Zhang

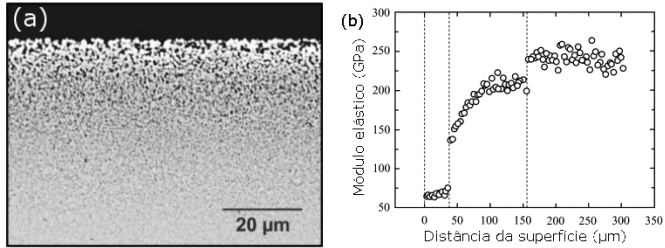


Figura 4 – Estrutura com gradiente de vidro bioativo em substrato de zircônia (a) e o módulo elástico ao longo da espessura (b) (50).

(49), é uma possível rota para criar uma camada com gradiente de propriedades que minimiza os efeitos da diferença das propriedades do material. Nesse processo, o componente de zircônia pré-sinterizada, com temperaturas entre 900 °C e 1400 °C, será revestido por uma solução com o vidro bioativo. Diferentes temperaturas de pré-sinterização resultarão em diferentes níveis de porosidade, gerando diferentes formatos e espessuras do gradiente. Os componentes de zircônia são então mergulhados na solução contendo 10-15% de biovidro, que, por processo de capilaridade, é infiltrado pelos poros da zircônia, formando uma camada com gradiente de composição ao longo da espessura. Em seguida o componente é sinterizado a uma temperatura de 1450 °C. Esse processo cria uma estrutura com gradiente na superfície, com uma espessura com cerca de 75-150 μm, como mostrado na Figura 4. A Figura 5 esquematiza e compara implantes com revestimento tradicional de biovidro e com gradiente de composição, mostrando a evolução do módulo elástico do componente na seção transversal do revestimento.

Diversos estudos mostram a vantagem de se utilizar a camada de biovidro do ponto de vista da osseointegração. O revestimento de biovidro resulta em uma estabilização do implante antecipada e aumento na capacidade de carga, mesmo em ossos mais fracos (51, 52). No entanto, não há estudos avaliando a influência de uma camada de cerâmica bioativa na distribuição de tensões do implante e do osso. Como comentado anteriormente, uma distribuição apropriada pode acelerar a regeneração óssea, evitando o fenômeno de *stress shielding*. Devido à dificuldade para medir o estado de tensões sobre componentes experimentalmente, para realizar tal estudo é necessária a utilização de técnicas de modelagem matemático e simulação, mais especificamente o método dos elementos finitos. Este método permite o cálculo de diversos problemas de engenharia, incluindo a análise de tensões, sendo bas-

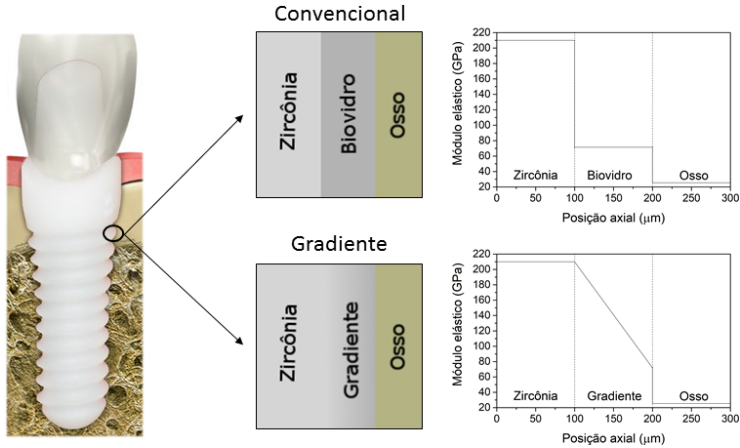


Figura 5 – Ilustração comparando revestimento tradicional de biovidro com o revestimento com gradiente, destacando a mudança do módulo elástico ao longo de sua espessura.

tante versátil, podendo ser utilizado na análise de implantes dentários com revestimento de biovidro.

O uso do método dos elementos finitos para simular as condições clínicas de implantes dentários é amplamente difundido devido à facilidade de se analisar e comparar diversas situações diferentes. Cook, Weinstein e Klawitter (53) mostraram, em 1982, que a análise tridimensional pelo método dos elementos finitos possui boa precisão para descrever o sistema implante-mandíbula, comparativamente a resultados experimentais. Neste trabalho, os autores simularam a resposta biomecânica de um implante de liga Co-Cr-Mo, calculando as tensões e deformações do sistema, e compararam com as deformações encontradas em implantes dentários após dois anos de uso. Os autores chegaram a conclusão que o método dos elementos finitos representou com boa precisão a estrutura implante-mandíbula, apesar de existirem erros no resultado devido a simplificações na interface entre o implante e a mandíbula. Com o avanço das técnicas de análise por método dos elementos finitos nos últimos 30 anos, esses erros puderam ser minimizados.

Do ponto de vista da biomecânica, há diversos trabalhos avaliando a geometria do implante na distribuição de tensões. Em trabalho publicado em 2010, Rubo e Capello Souza (54), compararam, entre outras variáveis, a influência do comprimento do implante (variando de

10 mm a 15 mm) e do pilar (variando de 3 mm a 7 mm) no estado de tensões no osso e no implante em si, utilizando o método dos elementos finitos. Os resultados mostraram que aumentando o comprimento do pilar, diminui-se a tensão máxima no implante. Por outro lado, o comprimento do implante não apresentou influência considerável no estado das tensões.

Em outro trabalho publicado em 2010, Wu et al. (55) compararam a influência da geometria do implante no estado de tensões no implante e no osso, e, conseqüentemente, no seu processo de osseointegração. Os autores compararam os implantes convencionais, que possuem geometrias genéricas para todos os pacientes, com um novo método de fabricação utilizando CAD/CAM, criando uma geometria com certo ângulo personalizado para determinado posicionamento do implante na mandíbula. O método dos elementos finitos foi utilizado para calcular o estado de tensões nesses dois implantes, considerando a aplicação de uma força de 150 N no seu topo. Neste trabalho, os autores concluíram que não houve diferença significativa entre as duas geometrias.

Em trabalho mais recente, de Faria Almeida et al. (56) estudaram a influência do tipo da conexão de implantes dentários nas tensões mecânicas. Foram testadas três angulações do implante diferentes (0° , 17° e 30°), conexão do tipo hexagonal e cone morse, e carregamentos na direção axial e oblíqua. As diferentes angulações e carregamentos foram testados para analisar diferentes situações que o implante está sujeito. Os resultados mostraram que a conexão hexagonal apresentou uma tensão significativamente maior do que o implante cone morse. Além disso, a carga oblíqua é mais danosa ao tecido ósseo do que um carregamento axial.

Existem também diversos trabalhos avaliando a influência do material do implante dentário no estado de tensões no osso. Em trabalho publicado em 2010, Lin et al. (57) utilizaram o conceito de FGMs para melhorar a integração e estabilidade de restaurações dentárias. Através do método dos elementos finitos, foi simulado um implante dentário composto de Titânio (Ti) e Hidroxiapatita (HA), com um gradiente entre os materiais. Dessa forma, o implante possui Ti na sua região superior, em contato com a coroa, e gradualmente há o aumento de fração volumétrica de HA na composição, até a região inferior em contato com o osso. Essa configuração está mostrada na Figura 6. Os autores utilizaram a energia de deformação no osso para avaliar a taxa de crescimento ósseo. Foi considerado uma carga constante de 202,3 N durante um período de 48 meses. Diversas distribuições de material

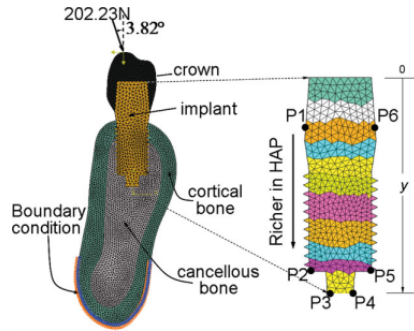


Figura 6 – Implante dentário com gradiente de propriedades estudado por Lin et al. (57).

na região de gradiente foram testadas para avaliar o melhor caso. Os resultados mostraram que a utilização da HA com gradiente melhora o crescimento ósseo, além de diminuir picos de tensão no osso trabecular, em comparação com os implantes tradicionais de titânio. Além disso, aumentar a concentração de HA através da mudança na distribuição de material do gradiente melhora a taxa de remodelamento ósseo. No entanto, isso também causa a diminuição na rigidez do implante, levando a uma concentração maior de tensões no osso cortical, podendo levar até a sua falha. Baseado nisso, os autores concluem que é necessário realizar o equilíbrio entre uma boa taxa de remodelamento ósseo e boa performance mecânica.

Outro trabalho recente avaliando diferentes materiais foi publicado por Pérez-Pevida et al. (58) em 2016. Os pesquisadores compararam implantes dentários com diferentes módulos elásticos, sendo um rígido (de zircônia), um convencional (Ti-6Al-4V) e um hiperelástico (Ti-Nb-Zr). Os resultados mostraram que a liga mais rígida, de ZrO_2 , com módulo elástico de 210 GPa, transferiu menos tensão e deformação para o osso, como esperado. Por outro lado, a liga de Ti-Nb-Zr, com módulo elástico de 71 GPa, apresentou as maiores tensões no osso cortical. Os autores também concluem que um implante com módulo elástico mais baixo resulta numa deformação maior do osso trabecular e cortical.

Existem também trabalhos avaliando a influência da morfologia da superfície do implante no remodelamento ósseo. Rungsiyakull et al. (59) estudaram a influência de partículas de um revestimento na superfície do implante a partir de uma abordagem multiescala, ou

seja, simulando o problema numa escala micrométrica, com foco na interação das partículas, para, em seguida, utilizar esses resultados na escala macrométrica, onde o implante em si será simulado. A partir dessa abordagem, os autores otimizaram o tamanho e fração volumétrica das partículas para melhorar o remodelamento ósseo do osso cortical e trabecular.

Em um artigo publicado em 2014, Bahrami et al. (60) analisaram o efeito da rugosidade superficial do implante no estado de tensões do osso. Foram analisadas quatro situações diferentes, onde foi variado o coeficiente de atrito (μ) com base no tratamento superficial do implante de titânio: (1) aspersão por plasma ($\mu=1,0$), (2) jateada ($\mu=0,6$), (3) polida ($\mu=0,4$) e (4) aspergida na região de contato com o osso trabecular e polida no contato com o osso cortical. Os autores concluíram que aumentando o coeficiente de atrito causa um aumento na tensão no osso cortical e uma diminuição no osso trabecular. Por esta razão, o implante que apresentou uma melhor distribuição de tensões foi o que apresentou dois tratamentos superficiais diferentes (4).

Estes são alguns trabalhos recentes e de relevância presentes na literatura. No entanto, existem diversos outros trabalhos publicados que seguem o mesmo tema, ou seja, avaliação do sistema implante-mandíbula a partir do método dos elementos finitos. Em 2001, Geng, Tan e Liu (61) publicaram uma revisão sistemática deste tema, apresentando um grande número de trabalhos publicados até a data. A maior parte dos trabalhos estudam a influência dos materiais, geometria, carregamentos e superfície do implante no estado de tensões e remodelamento ósseo. No entanto, não foi encontrado nenhum trabalho avaliando a influência de uma camada de revestimento de um material bioativo sobre um material bioinerte em implantes dentários.

2.3 MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

O método dos elementos finitos (MEF), assim como outros métodos numéricos, tem como objetivo facilitar os cálculos e resolução de problemas de engenharia com geometrias complexas, que seriam bastante complicados de se resolver analiticamente. O MEF se tornou uma poderosa ferramenta para solução dos mais diversos problemas de engenharia. Aplicações variam desde o cálculo de deformações e tensões nas indústrias aeroespaciais, automotivas e construção civil até a análise de reações químicas, fluxo de calor, campo magnético, entre diversos outros problemas. A diversidade e flexibilidade deste método faz dele

uma importante ferramenta de análise. E juntamente com a evolução da computação, problemas complexos podem ser resolvidos com relativa facilidade, otimizando-os sem que seja necessária a construção de protótipos ou a realização de longos e complicados experimentos empíricos. Hoje milhões de engenheiros utilizam MEF para prever o comportamento de sistemas estruturais, térmicos, eletromagnéticos e químicos, tanto para análise de desempenho quanto de design (62).

O método dos elementos finitos começou a ser desenvolvido nos anos 50 na indústria aeroespacial, com participação de empresas como a Boeing e Rolls Royce. Inicialmente o método foi utilizado para problemas lineares, como pequenas deformações, transferência de calor, mecânica dos fluidos, entre outras áreas. No final da década de 60 e começo da de 70, MEF começou a ser aplicado em problemas não-lineares e com grandes deformações. Durante a década de 70 o método evoluiu e consolidou sua base matemática (63). Os primeiros softwares de solução de elementos finitos surgiram ainda na década de 60 com o surgimento do NASTRAN, programa de código aberto desenvolvido pela NASA. Hoje diversos softwares comerciais utilizam o NASTRAN como base de seus programas. No final dos anos 60 surgiu o ANSYS, com capacidade de resolver problemas lineares e não-lineares, e é até hoje utilizado extensamente nas indústrias. A partir daí surgiram diversos novos softwares com recursos e especialidades diferentes que, junto com a rápida evolução da velocidade de processamento dos computadores, permitem que simulações utilizando este método estejam disponíveis para estudante e para pequenas empresas.

O método dos elementos finitos é uma forma de solução aproximada de equações diferenciais através da aproximação da discretização do domínio e a aproximação por equações lineares ou não-lineares mais simples. Basicamente, o MEF consiste na divisão de um problema complexo em diversos problemas simples. Neste método, o domínio é dividido em diversas pequenas e interconectadas sub-regiões com formas geométricas simples, chamadas de elementos finitos. Esses elementos podem ser unidimensionais (elementos de linha), bidimensionais (elementos de superfície) e tridimensionais (elementos de sólidos), como mostrado na Figura 7. Uma solução aproximada é considerada sobre cada elemento, que ao serem somadas, irão resultar na solução do campo de variáveis do problema. É provado matematicamente que a solução por elementos finitos converge para a solução da equação diferencial parcial. Ou seja, aumentando o número de elementos, a precisão do modelo é maior, e tende a convergir para a solução exata da EDP quando o número de elementos é infinito.

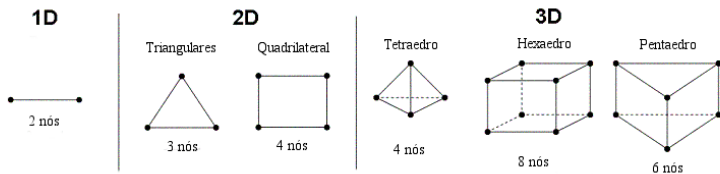


Figura 7 – Algumas formas de elementos utilizadas pelo MEF.

A simulação de problemas pelo MEF pode ser dividida em três passos: pré-processamento, resolução e pós-processamento. O pré-processamento consiste basicamente na obtenção da geometria a ser utilizada e definição das condições de contorno e das propriedades dos materiais utilizados. A etapa de resolução pode ser basicamente dividida em seis passos que serão discutidos a seguir: a discretização do contínuo; seleção das funções de interpolação ou forma; formulação das equações dos elementos; montagem das equações para obter o sistema de equações algébricas simultâneas; solução deste sistema de equações; e o cálculo das variáveis secundárias (64). O pós-processamento consiste na visualização e interpretação dos resultados. Tanto o pré- quanto o pós-processamento, apesar de contarem com o auxílio dos softwares de MEF, são realizados pelo operador, sendo essencial o seu planejamento e execução para garantir a precisão do modelo. A etapa de resolução é feita de forma automática pelos softwares atuais, sendo o usuário responsável apenas por eventuais ajustes finos na maioria das simulações. A evolução destes softwares tem permitido o aumento na robustez da resolução dos problemas, diminuindo eventuais erros e aumentando a flexibilidade e a gama de problemas que podem ser resolvidos.

A discretização do contínuo consiste em dividir a região de solução em diversos elementos ou sub-regiões menores. Estes elementos são formas geométricas simples, como triângulos ou quadriláteros, que dependem da física do problema que está se resolvendo. É importante salientar que o conjunto destes elementos devem representar com fidelidade o domínio original. A ligação entre os elementos é feita em pontos denominados nós. Cada elemento possui certa quantidade de nós, que depende da sua forma, e a solução por elementos finitos será resolvida em termos das variáveis desconhecidas em cada nó do modelo. A discretização do modelo resulta na chamada malha do domínio, e é exemplificada na Figura 8, que mostra os seus elementos, bordas e nós.

O próximo passo é escolher a função de interpolação, também

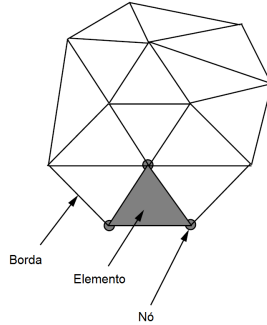


Figura 8 – Discretização do domínio (malha). Adaptado de (64).

chamada de função de forma, que representa a variação das variáveis que serão calculadas nos nós sobre os elementos. O número de nós de cada elemento, a natureza do problema e o número de variáveis em cada nó irão decidir a forma da função de interpolação. Inserindo-se a função de forma na equação do problema, é determinada a equação matricial que expressa as propriedades e condições de cada elemento, formando a chamada matriz de rigidez e um vetor de carga. Por exemplo, tipicamente uma matriz de rigidez e um vetor de carga para análise estrutural podem ser respectivamente descritos pelas equações (2.1) e (2.2) para um elemento e unidimensional.

$$[K]_e = \frac{Ak}{L} \begin{bmatrix} 1 & -1 \\ -1 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.1)$$

$$\{f\}_e = \begin{Bmatrix} F_i \\ F_j \end{Bmatrix} \quad (2.2)$$

onde E representa o módulo elástico, A é a área do elemento, l é o seu comprimento, F é a força atuando sobre o nó, e os índices i e j representam os nós que formam o elemento. Para este caso, as variáveis que serão calculadas são os valores de deslocamento para cada nó.

A seguir é feita a montagem de um sistema global utilizando as equações de todos os elementos. As matrizes e vetores para cada elemento são combinados de um modo que a matriz resultante irá representar o comportamento de todo o domínio sob análise. As condições de contorno, como valores fixos de deslocamento ou temperatura, por exemplo, são incorporadas após a montagem do sistema. A matriz de rigidez global $[K]$ e o vetor de carga global $[F]$ são obtidos a partir da

superposição das matrizes e vetores de cada elemento, que são montados em função do deslocamento u como mostrado na equação (2.3), que mostra o procedimento para dois nós (65).

$$\begin{bmatrix} \frac{E_1 A_1}{L_1} & -\frac{E_1 A_1}{L_1} & 0 \\ -\frac{E_1 A_1}{L_1} & \frac{E_1 A_1}{L_1} + \frac{E_2 A_2}{L_2} & -\frac{E_2 A_2}{L_2} \\ 0 & -\frac{E_2 A_2}{L_2} & \frac{E_2 A_2}{L_2} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ u_3 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} F_1 \\ F_1 + F_2 \\ F_3 \end{Bmatrix} \quad (2.3)$$

Na sua forma compacta e generalizada, essa equação pode ser escrita como:

$$[K] \{u\} = \{F\} \quad (2.4)$$

onde $[K]$ é a matriz global de rigidez, $\{u\}$ é o vetor campo de deslocamento e $\{F\}$ é o vetor global de força. Este sistema pode ser adaptado para resolver outros problemas de engenharia, como fluxo de calor.

No próximo passo é feita a resolução do sistema de equações considerando as condições de contorno para achar os valores do campo da variável, que neste exemplo é o deslocamento. E finalmente valores secundários para cada nó podem ser calculados, como o campo de tensões gerado.

Os softwares de elementos finitos geralmente fazem automaticamente a parte de escolha das equações, a montagem e a sua resolução, sendo os usuários responsáveis apenas pelos chamados pré-processamento e pós processamento, que envolvem o desenho da geometria, a escolha dos materiais, a inserção das condições de contorno, a definição da malha, a obtenção e processamento dos resultados e eventuais ajustes finos no método de solução.

Apesar da flexibilidade e robustez do MEF, existem alguns erros associados principalmente a aproximações e simplificações, tanto da geometria, quanto do próprio MEF. Simplificações da geometria são necessárias em estruturas complexas, que requerem um elevado poder computacional para o seu processamento. Além disso, muitas vezes há a necessidade de padronização da geometria para comparação de resultados com estudos já feitos, levando o uso de modelos pré-determinados, muitas vezes com algumas diferenças em relação à peça real. Quanto a erros do MEF, podem estar tanto associados às formulações e solução das equações, gerando problemas de falta de convergência da solução, quanto a erros de discretização. Estes estão relacionados principalmente a dois problemas. O primeiro é a falta de representatividade da geometria pelos elementos. Isso é bastante comum em geometrias com regiões curvas, que contrasta com as arestas retas (Figura 7) dos

elementos finitos, gerando uma diferença no modelo da simulação para a peça real. O segundo problema está relacionado a grandes gradientes das variáveis calculadas (como deformação) em determinadas regiões, que podem não ser fielmente representadas se os elementos forem muito grandes, pois na região central do elemento, há somente uma aproximação com base em seus nós. A solução de ambos os problemas está no aumento do número de elementos e diminuição de seu tamanho, aumentando a acuracidade do modelo. No entanto, o refinamento da malha aumentará de forma proporcional as capacidades computacionais requeridas (66).

O método dos elementos finitos se tornou uma poderosa ferramenta para resolver os mais diversos problemas de engenharia. E com o avanço no poder de processamento dos computadores e nos softwares especializados na resolução de problemas por método dos elementos finitos, problemas complexos podem ser modelados e resolvidos com relativa facilidade, diminuindo consideravelmente o tempo e custo para realizar cálculos complexos, e eliminando a necessidade de se realizar experimentos empíricos.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo será explicado o processo de construção do modelo e condições utilizadas na simulação pelo método dos elementos finitos. O processo começa pela construção da geometria a ser utilizada em um programa específico de CAD (*Computer-aided design*). Essa geometria é importada para o programa de elementos finitos, onde as condições da simulação serão inseridas, como propriedades dos materiais e condições de carregamento e deslocamento. Através do programa também define-se a malha do modelo.

3.1 GEOMETRIA

Neste trabalho será simulado um implante de corpo único, ou seja, parafuso e pilar em um mesmo componente (Figura 3). Para aumentar a precisão da simulação, um modelo tridimensional será construído. O modelo CAD, que será utilizado para as simulações, foi construído no *software SolidWorks 2016 (Dassault Systèmes SolidWorks Corp., Waltham, MA, USA)*, tendo como base um implante genérico (Figura 9(a)). Como existem diversas geometrias utilizadas pelos diferentes fabricantes, e o objetivo deste trabalho é avaliar apenas a influência dos materiais e do revestimento do implante, a geometria genérica utilizada foi considerada adequada para realizar o trabalho. Para efeitos de simplificação, a rosca foi removida da geometria, pois é uma região que apresenta muitas singularidades e difícil de ser representada utilizando elementos finitos. No entanto, essa simplificação não deve trazer prejuízos aos resultados da análise, pois a rosca será representada matematicamente, como será explicado posteriormente. A forma final do implante, após a remoção da rosca, juntamente com suas dimensões, está mostrada na Figura 9(b). Ao redor dos implantes com infiltração de biovidro, será considerada uma camada de revestimento com $100 \mu\text{m}$ de espessura, que é um valor médio às espessuras obtidas por Zhang (75-150 μm) (49).

O implante dentário será fixado diretamente ao osso mandibular. No entanto, para poupar processamento computacional e devido a não-uniformidade da seção transversal do osso, será considerada uma geometria genérica e simplificada, que deverá fornecer todas as informações necessárias de modo preciso. A simplificação foi baseada em uma geometria montada através da técnica de tomografia computadorizada, que

faz imagens de diversos cortes do osso do paciente. Através do software *Simpleware ScanIP* e CAD (*Solidworks*), esses cortes são transformados na geometria 3D da mandíbula. Apesar da simplificação, ainda será considerado o osso cortical e trabecular na construção do modelo, visto que suas diferentes propriedades podem alterar a distribuição de tensões. A geometria possui 23 mm de altura, 14,3 mm de largura, e 3,75 mm de espessura do osso cortical. Com isso foi criada a geometria mostrada na Figura 10(a). A Figura 10(b) mostra a geometria completa do modelo, com o implante já fixado no osso. Apesar da geometria apresentar simetria, esta não será considerada, pois o carregamento não é simétrico.

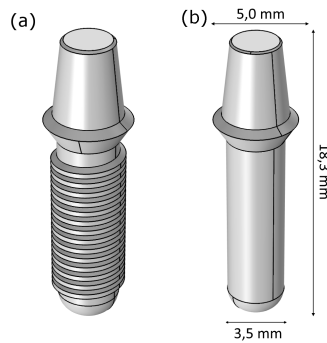


Figura 9 – Implante genérico em que foi baseada a geometria (a) e geometria simplificada a ser utilizada no MEF com suas dimensões (b). A rosca será considerada matematicamente.

3.2 PROPRIEDADES DOS MATERIAIS

Serão testados três materiais distintos no implante dentário: zircônia, PEEK e PEEK com carregamento de fibra de carbono (CF-PEEK). A zircônia utilizada é a Y-TZP, estabilizada com ítria na fase tetragonal. O PEEK sem adição de reforço foi baseado no material utilizado em nosso grupo de pesquisa, com as propriedades retiradas do fabricante (TECAPEEK natural, Ensinger). O CFPEEK foi baseado em um PEEK com adição de 30% de fibras curtas de carbono (LARPEEK 10 K/30, LATI). O revestimento será composto por bio-vidro 45S, que possui 44% SiO_2 , 24,5% CaO e 4% P_2O_5 . No entanto, resultados simulares devem ser esperados para outras composições de

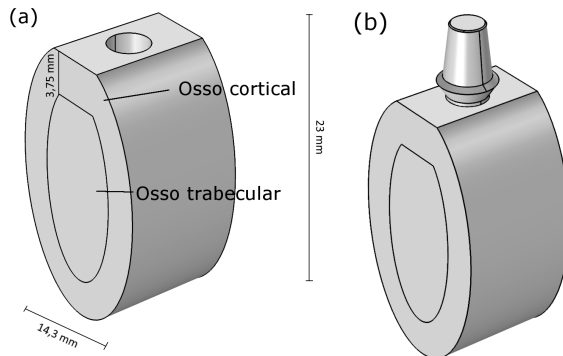


Figura 10 – Geometria do osso, mostrando osso cortical e osso trabecular (a) e geometria completa, com osso e implante (b).

biovidro, visto que suas propriedades mecânicas não devem mudar significativamente. Implantes com e sem revestimento serão analisados para avaliar a sua influência. As propriedades dos materiais utilizadas nas simulações estão mostradas na Tabela 1. Todas as propriedades foram retiradas de procedimentos experimentais encontrados na literatura ou diretamente do fabricante (67–69).

Tabela 1 – Propriedades dos materiais utilizados no implante.

	Módulo elástico	Densidade	Poisson
Zircônia	210 GPa	6095 kg/m ³	0,31
PEEK	4,2 GPa	1800 kg/m ³	0,36
CFPEEK	24 GPa	1390 kg/m ³	0,38
Biovidro 45S	76 GPa	2700 kg/m ³	0,26

Este trabalho irá considerar que o osso é um material ortotrópico, ou seja, apresenta diferentes propriedades em diferentes direções, o que é constatado na realidade, aumentando assim a confiabilidade das simulações. Além disso, ambos os ossos trabecular e cortical foram considerados homogêneos e linear-elásticos. Suas propriedades foram retiradas da literatura (61, 70). As propriedades do osso trabecular e cortical utilizados na simulação estão mostrados na Tabela 2.

Visto que o processo de infiltração gera um gradiente de composição na superfície, este trabalho irá considerar inicialmente uma

Tabela 2 – Propriedades do osso cortical e trabecular utilizados das simulações. E refere-se ao módulo elástico, G ao módulo de rigidez, ν ao módulo de Poisson e x, y e z referem-se às direções de referência.

	Osso cortical	Osso trabecular
Densidade	1800 kg/m ³	300 kg/m ³
E_x	19,5 GPa	0,38 GPa
E_y	13,6 GPa	0,38 GPa
E_z	10,2 GPa	0,38 GPa
G_{xy}	5,9 GPa	0,15 GPa
G_{yz}	6,2 GPa	0,15 GPa
G_{xz}	4,1 GPa	0,15 GPa
ν_{xy}	0,39	0,30
ν_{yz}	0,20	0,30
ν_{zx}	0,55	0,30

variação linear ao longo do gradiente, de modo que a superfície será composta por 100% de biovidro e o final da região de infiltração será 100% zircônia. Mas para efeitos de comparação, também serão testados gradientes exponenciais e sigmoide. O gradiente exponencial considera a variação de composição ao longo da espessura com base uma função com expoente p (equação (3.1)), que neste trabalho irá assumir valores de 0,5 e 2, que são mais ricos em biovidro e zircônia, respectivamente. Para $p=1$, tem-se a variação linear. A distribuição de material sigmoide é importante para ser analisada pois é um perfil típico de quando ocorre interdifusão entre os dois componentes (71). Essas funções estão descritas nas equações (3.1) e (3.2), onde $f_{biovidro}$ representa a fração volumétrica de biovidro ao longo da espessura da camada de revestimento, z é a distância ao início da camada, t_{med} é metade da espessura da camada (50 μm), t é a espessura total e p e k são parâmetros de mudança de curva. Como descrito anteriormente, p assumirá valores de 1 (distribuição linear), 0,5 e 2. O valor de k equivale a um décimo da espessura da camada de revestimento, ou seja, $k = 10\mu\text{m}$.

$$f_{biovidro} = \left(\frac{z}{t}\right)^p \quad (3.1)$$

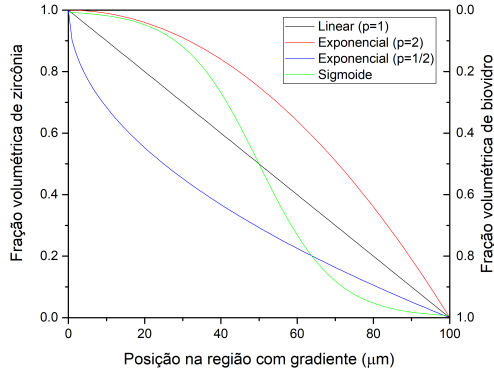


Figura 11 – Variação de composição de biovidro e zircônia ao longo da espessura da camada infiltrada. A variação dos outros materiais é feita de maneira análoga.

$$f_{biovidro} = \frac{1}{1 + e^{-\frac{z-t_{med}}{k}}} \quad (3.2)$$

Além desses perfis, um revestimento de biovidro puro, sem gradiente, também será analisado. As curvas de distribuição de material ao longo da espessura da camada infiltrada analisadas neste trabalho estão mostradas na Figura 11.

As propriedades mecânicas da camada de revestimento serão calculadas através da lei das misturas (equação (3.3)), onde p é a propriedade a ser calculada, p_i e p_b são as propriedades do material do implante e do biovidro, respectivamente, e V_i e V_b são as respectivas frações volumétricas. V_i e V_b são função da distância do ponto em que está sendo calculado a propriedade e o substrato do implante. A lei das misturas é um modelo simples de cálculo de propriedades de misturas e resulta apenas em um valor aproximado, pois não inclui possíveis interações entre os componentes. No entanto, espera-se que o erro em função desse cálculo seja pequeno o suficiente para não influenciar significativamente o resultado final.

$$p = p_i V_i + p_b V_b \quad (3.3)$$

A Tabela 3 sumariza todas as situações que serão analisadas neste trabalho, apresentando também a nomenclatura que será utilizada no restante do texto. A nomenclatura considera o material do

implante (Zircônia, PEEK ou CFPEEK), se possui revestimento com biovidro e o formato do gradiente do revestimento.

Tabela 3 – Nomenclatura utilizada para descrever os diferentes conjuntos de materiais analisados.

Nomenclatura	Material do implante	Revestimento com BG	Gradiente
Zi	Zircônia	Não	-
PEEK	PEEK	Não	-
CFPEEK	CFPEEK	Não	-
ZiBg	Zircônia	Sim	Não
PEEKBg	PEEK	Sim	Não
CFPEEKBg	CFPEEK	Sim	Não
ZiBgLinear	Zircônia	Sim	Linear
PEEKBgLinear	PEEK	Sim	Linear
CFPEEKBgLinear	CFPEEK	Sim	Linear
ZiBg05	Zircônia	Sim	Exponencial (p=1/2)
PEEKBg05	PEEK	Sim	Exponencial (p=1/2)
CFPEEKBg05	CFPEEK	Sim	Exponencial (p=1/2)
ZiBg2	Zircônia	Sim	Exponencial (p=2)
PEEKBg2	PEEK	Sim	Exponencial (p=2)
CFPEEKBg2	PEEK	Sim	Exponencial (p=2)
ZiBgSigmoide	Zircônia	Sim	Sigmoide
PEEKBgSigmoide	PEEK	Sim	Sigmoide
CFPEEKBgSigmoide	CFPEEK	Sim	Sigmoide

3.3 MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

Todas as etapas de processamento e pós-processamento envolvendo o método dos elementos finitos foram realizadas pelo software COMSOL Multiphysics[®] 5.3a (COMSOL Inc., Suécia), contando com os módulos *Structural Mechanics* e *CAD Import*. As simulações foram realizadas em um computador com processador Am3+ FX8320E X8 e 16gb de memória RAM.

3.3.1 Condições de contorno

Condições de contorno são as restrições a que o modelo está imposto. Do ponto de vista mecânico, são, geralmente, restrições de movimento. Considerando que o modelo deve estar totalmente rígido, ou

seja, sem poder ter nenhum movimento indesejado, incluindo rotação e translação, deve-se fixar algumas regiões da geometria. Neste estudo, escolheu-se fixar as regiões que dariam continuidade ao osso mandibular, como mostrado na Figura 12, visto que é o que mais se aproxima da realidade. Essas regiões foram fixadas em todas as direções, ou seja, o deslocamento de seus nós é igual a zero em todos os eixos. Todas as demais superfícies são consideradas livres, ou seja, podem se mover dependendo dos esforços mecânicos do modelo.

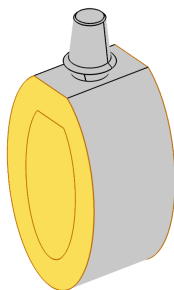


Figura 12 – Regiões mecanicamente fixadas no modelo em amarelo. A região oposta também está fixa.

3.3.2 Carregamento

Considerando os carregamentos utilizados nos demais trabalhos da literatura que usaram o método dos elementos finitos para analisar implantes dentários, foi definido que uma força de 100 N deve ser aplicada no topo do implante. Como os esforços originados na mastigação são aplicados de forma oblíqua sobre o implante, a força foi aplicada com um ângulo de 15° em relação ao eixo vertical. Isso resultou em um componente vertical com 96,6 N de intensidade e dois componentes horizontais ortogonais entre si com 18,3 N cada. A força foi aplicada diretamente sobre a superfície superior do implante, como ilustrado na Figura 13. Essa força é próxima à medida experimentalmente por Mericske-Stern, Piotti e Sirtes (72) em testes *in vivo*, ou seja, próximo à força da mordida humana, que consiste em um componente vertical de 114,6 N, um componente na direção lingual (ortogonal à direção do osso) de 17,1 N e na direção méso-distal (paralela ao osso) de 23,4 N. Mas como existe uma variação entre pessoas e o tipo de alimento que se está mastigando, esses valores foram simplificados para este traba-

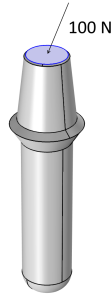


Figura 13 – Superfície de aplicação da força com 100 N de intensidade e ângulo de 15° em relação ao eixo vertical.

lho. A mesma carga foi aplicada em todas as situações analisadas para permitir a comparação entre elas. É importante destacar que a carga foi aplicada no regime estacionário, ou seja, aplicada instantaneamente, sem considerar possíveis efeitos dependentes do tempo.

3.3.3 Contato

O contato entre rosca interna e externa gera um estado de tensões bastante complexo, muitas vezes difícil de ser calculado. Ao analisar essas geometrias, existem basicamente três estratégias:

- Fazer um modelo 3D considerando todos os detalhes das roscas e considerar uma situação de contato, em que pode haver deslocamento relativo entre implante e osso. Essa situação é utilizada apenas em casos raros, quando o objeto de estudo é a tensão na rosca em si, pois o modelo apresenta uma demanda computacional enorme, além de apresentar várias regiões com singularidades.
- Considerar que implante e osso estão unidos completamente, ou seja, não podendo haver movimento relativo entre as partes. Essa estratégia foi bastante utilizada em outros trabalhos da literatura, no entanto apresenta uma solução precisa apenas a uma certa distância da região da rosca.
- Utilizar uma geometria simplificada, em que as roscas são consideradas como cilindros, juntamente com a condição *Bolt Thread Contact*, existente no COMSOL. Essa condição calcula analiticamente a influência da rosca nas tensões. Com essa abordagem,

as tensões são calculadas corretamente, principalmente tensões tangenciais que atuam no sentido de empurrar o osso. Essa abordagem somente não descreve com precisão as regiões com alta concentração de tensões, como nas cristas das roscas.

Como citado na seção 3.1, a abordagem escolhida foi a terceira, que utiliza uma geometria simplificada, poupando processamento, e, ao mesmo tempo, apresenta boa precisão nos resultados. Testes preliminares mostraram que a utilização de união entre osso e implante subestimam as tensões e deslocamentos no modelo. Também foram realizados testes considerando uma análise com contato na geometria com rosca, no entanto, para se obter bons resultados seria necessário maior poder de processamento do que o disponível para este trabalho. Com essa abordagem escolhida, foi considerada uma rosca com ângulo de 30° e passo de 0,5 mm para os cálculos, presente na mesma região da geometria base mostrada na Figura 9(a). Apesar de existir atrito entre osso e implante, este foi considerado nulo ($\mu = 0$) no modelo para efeito de simplificação e visto que o foco deste trabalho é a comparação entre diversas situações, e não a simulação das condições reais do sistema osso-implante.

As demais interfaces, como entre o osso trabecular e cortical e entre o implante e revestimento, foram consideradas totalmente unidas, ou seja, sem possibilidade de haver movimento relativo entre elas. Deste modo, poupa-se recursos computacionais, visto que condições de contato são altamente não-lineares e, conseqüentemente, exigem alto poder de processamento e memória.

3.3.4 Malha

Um dos maiores desafios de se criar a malha de um modelo de elementos finitos é alcançar um equilíbrio entre boa precisão, que requer elementos menores, e poder de processamento necessário para resolver o problema, que é proporcional ao número de elementos. De forma genérica, busca-se criar elementos menores em regiões de importância, como próximos a locais onde a análise é essencial ou regiões com grande gradiente de mudança da variável. Nos modelos simulados neste trabalho, procurou-se utilizar elementos menores na região de contato entre implante e osso, onde as tensões são maiores, e na região de revestimento, para o gradiente de propriedades deve ser devidamente representado.

Neste trabalho foi realizado um estudo de convergência da ma-

lha em apenas um dos modelos (Z_i) até atingir o limite computacional disponível. A análise de convergência consiste em realizar diversas simulações com tamanhos de malha diferentes comparando seus resultados. Apesar da importância de um estudo de convergência para todos os modelos para minimizar erros decorrentes da malha, o fato de ter-se utilizado uma malha fina nas regiões de interesse dos modelos faz com que os resultados provavelmente sejam confiáveis. Além disso, o *COMSOL Multiphysics* fornece estatísticas da malha que permitem diagnosticar problemas na malha, como a qualidade dos elementos. A qualidade do elemento é dada por um parâmetro que varia de 0 a 1. Quando possui valor 1, o elemento é perfeitamente regular, enquanto para valores próximos à zero, o elemento pode ter a sua forma degenerada. Para se gerar uma malha satisfatória, é necessário que a qualidade mínima dos elementos seja 0,1. O *COMSOL Multiphysics* fornece um histograma com a qualidade dos elementos para avaliar a qualidade geral da malha. Elementos de má qualidade podem gerar elementos invertidos, que possuem auto-intersecção, ou elementos com volume ou área igual a zero. Isso pode diminuir a precisão do modelo ou levar a problemas de convergência.

Nos modelos sem revestimento, utilizou-se uma malha tetraédrica com tamanho máximo 2,96 mm e tamanho mínimo 0,533 mm nas regiões do osso e do implante que não possuem grande importância na análise. O *software COMSOL Multiphysics* tenta utilizar elementos com tamanho próximo ao máximo definido no domínio, diminuindo seu tamanho até o limite mínimo em algumas regiões para aumentar a precisão, como em regiões pequenas, com curvatura ou quinas. Nas superfícies que estão em contato, ou seja, na interface entre implante e osso, a malha foi refinada, pois são as regiões com maior concentração de tensões e de interesse de análise. O tamanho máximo dos elementos da superfície do implante em contato com o osso foi de 0,2 mm, enquanto o tamanho mínimo foi de 0,002 mm. Na superfície do osso em contato com o implante, o tamanho máximo foi de 0,4 mm e mínimo de 0,004 mm. A utilização de tamanhos diferentes por um fator de 2 entre as superfícies é uma boa prática no uso de contatos para melhorar a convergência e a precisão dos resultados. Esses parâmetros geraram uma malha com 71923 elementos, com qualidade média de 0,66 e mínima de 0,21. A Figura 14 mostra o histograma da qualidade dos elementos.

A Figura 15(a) mostra os elementos que compõem o implante e a sua qualidade, onde os elementos em verde apresentam valores próximos a um e em vermelho apresentam valores próximo a zero. É possível no-

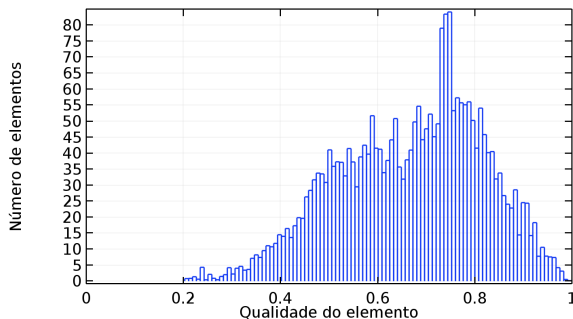


Figura 14 – Histograma da qualidade dos elementos da malha do modelo sem revestimento.

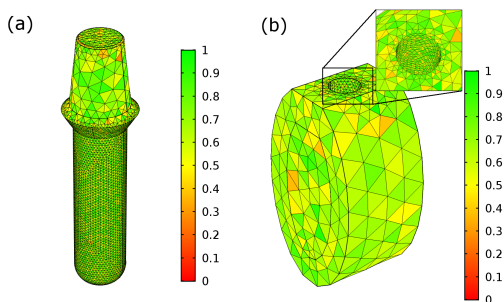


Figura 15 – Malha do implante dentário sem revestimento (a) e do osso (b) e a qualidade dos elementos, variando de 0 a 1.

tar que os elementos do implante apresentam, de forma geral, uma boa qualidade. No osso (Figura 15(b)) é possível observar alguns elementos de qualidade mediana na sua superfície externa, que possui elementos maiores. No entanto, isto não deve interferir nos resultados pois a região não é de interesse para a análise. A região de contato com o implante, que será analisada, apresentou boa qualidade dos elementos.

Com base nesta malha, foi realizado um estudo que convergência para verificar se a malha apresenta resultados consistentes. Para isso utilizou-se um parâmetro (com valores de 4, 2, 1,5, 1,2 e 1 (malha original)) multiplicando o tamanho da malha, de modo que um valor maior do parâmetro apresenta uma malha mais grosseira. Calculando o modelo para os diversos tamanhos de malha, foi comparado a deformação equivalente dos ossos cortical e trabecular na região de contato com

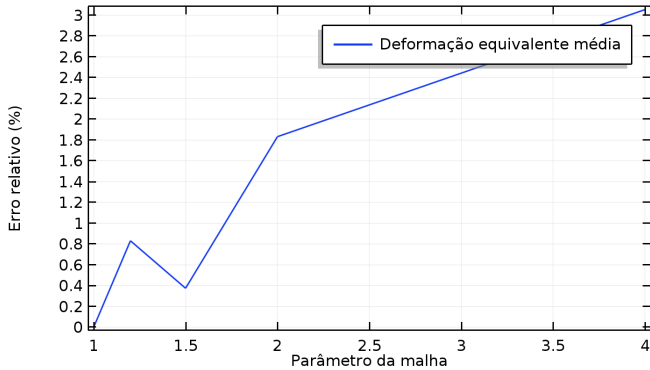


Figura 16 – Erro relativo entre a malha utilizada no modelo (parâmetro = 1) e malhas mais grosseiras para a deformação equivalente média dos ossos trabecular e cortical.

o implante calculada para cada valor do parâmetro. Para uma malha mais grosseira (parâmetro = 4), houve uma diferença de 3% comparando com a malha original. Diminuindo o tamanho da malha, a diferença diminuiu, como visto na Figura 16. Há uma leve convergência dos resultados ao tamanho da malha escolhido. No entanto, não foi possível refinar ainda mais a malha por falta de recursos computacionais. Mas como a diferença entre as diferentes malhas foi baixa e a qualidade dos elementos é alta, acredita-se que o erro devido a malha deve ser pequeno. A análise de convergência da malha não foi realizada nos demais modelos por falta de recursos computacionais.

No modelo com a camada de biovidro, houve um refinamento maior da malha na região do revestimento. A malha, de modo geral, tem elementos tetraédricos com um tamanho máximo 2,95 mm e mínimo de 0,531 mm. Na superfície do osso em contato com o implante foram criados elementos com tamanho entre 0,3 mm e 0,00591 mm. Na superfície externa do implante, que forma a camada de biovidro, foi criada uma malha com elementos com tamanho entre 0,2 mm e 0,002 mm, o que permite a representação do revestimento. Para poupar recursos, a parte superior do parafuso, onde não há contato e análise não é de interesse, não houve esse refinamento da malha. Esses parâmetros geraram uma malha com 195398 elementos, com qualidade mínima de 0,04 e média de 0,63. A Figura 17 mostra o histograma com a qualidade dos elementos.

O implante apresentou elementos com boa qualidade em geral

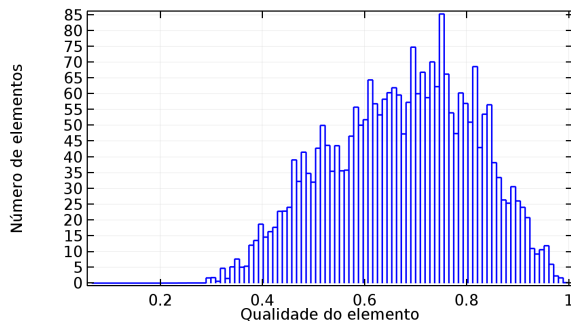


Figura 17 – Histograma da qualidade dos elementos da malha do modelo com revestimento de biovidro.

em sua superfície, com exceção da parte superior, que, por não ter sido refinada, apresentou uma malha com qualidade mediana, como pode ser visto na Figura 18(a). A Figura 18(b) mostra a malha de uma secção do modelo, detalhando a região da interface, onde pode-se perceber o refinamento da malha no local. No revestimento foi gerado apenas um elemento de espessura para fazer a sua representação. A malha, de modo geral, apresenta boa qualidade. Os elementos do osso, assim como o modelo do implante sem revestimento, apresentam boa qualidade, como mostrado na Figura 18(c),

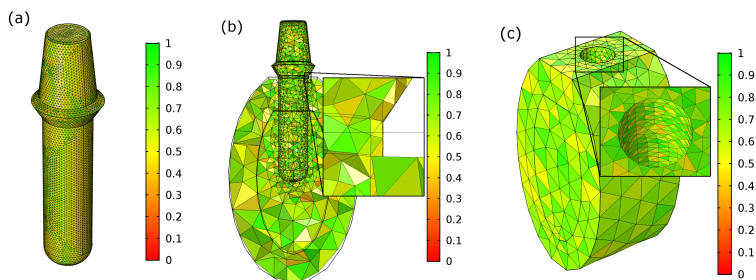


Figura 18 – Malha do implante dentário com revestimento (a), corte mostrando em detalhe o revestimento (b), e malha do osso (c) e a qualidade dos elementos, variando de 0 a 1.

No modelo com gradiente de composição na camada de biovidro, foi feito um refinamento ainda maior do tamanho dos elementos para simular corretamente o gradiente. De forma geral, a malha tem

elementos tetraédricos com tamanho máximo de 2,96 mm e mínimo de 0,1 mm. Na superfície externa do implante, que está em contato com o osso, foi definido um tamanho do elemento entre 0,005 mm e 0,4 mm. Na superfície do osso em contato com o implante, o tamanho foi definido entre 0,01 e 0,8 mm. Na região do revestimento com gradiente, foram utilizados elementos do tipo camada limite (*boundary layer*), que cria elementos prismáticos e hexaédricos com alta densidade na direção normal à superfície selecionada. Desta forma, foram criadas 5 camadas de elementos com 0,02 mm de espessura na região com gradiente. Essa camada gerou um alto número de elementos, fazendo com que fosse necessário aumentar o tamanho dos elementos na região de contato. Esses parâmetros geraram uma malha com 176089 elementos, com qualidade mínima de 0,03 e média de 0,62. A Figura 19 mostra o histograma com a qualidade dos elementos. É possível notar um certo pico de elementos com qualidade 0,2, que são alguns elementos da camada de revestimento que possuem grande razão espessura/comprimento, sendo bastante irregulares, como será visto posteriormente.

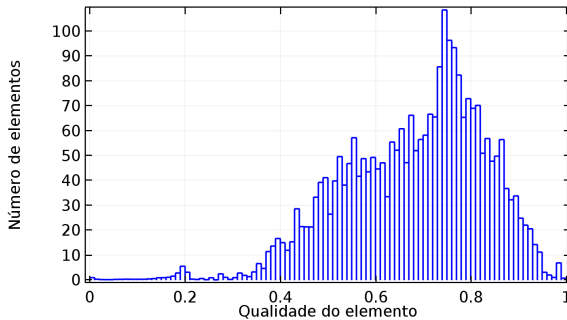


Figura 19 – Histograma da qualidade dos elementos da malha do modelo com revestimento com gradiente de composição.

A superfície do implante apresentou uma excelente qualidade como pode ser visto na Figura 20(a), com quase todos os elementos com qualidade próximo a 1. Essa boa qualidade pode ser explicada pelo grande refinamento que ocorreu na região de gradiente. Na Figura 20(b), que mostra um corte do modelo, é possível notar os pequenos elementos que foram criados na região do revestimento. Em detalhe, estão as 5 camadas de elementos que foram criadas possibilitando a formação do gradiente. No entanto, ao lado dessa região, há a formação de uma camada de elementos tetraédricos bastante irre-

gulares, podendo até ser elementos invertidos. A malha do osso (Figura 20(c)) apresentou boa qualidade, com resultado parecido com os modelos anteriores, apesar de possuir elementos maiores na região de contato.

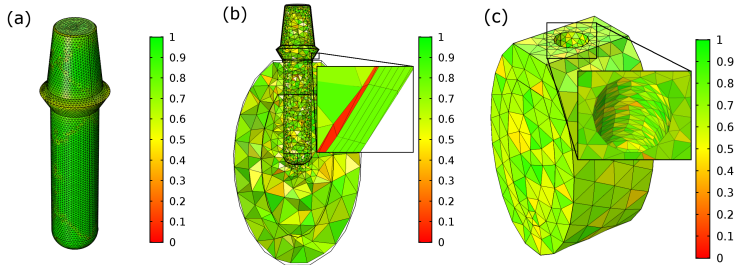


Figura 20 – Malha do implante dentário com gradiente (a), corte mostrando em detalhe o revestimento (b), e malha do osso (c) e a qualidade dos elementos, variando de 0 a 1.

3.3.5 Solução e análise

A solução foi dividida em dois passos: obtenção do gradiente e simulação estrutural. A obtenção do gradiente consiste na solução da equação de Poisson ao longo da camada de revestimento para a formação de um gradiente, que servirá como base para as curvas de distribuição de material mostradas na seção 3.2. É importante salientar que este passo somente é necessário para os modelos com gradiente de propriedades. O segundo passo é a simulação dos esforços utilizando o primeiro como base para o cálculo das propriedades dos materiais. Neste passo são calculadas as variáveis dependentes do modelo, que neste caso são o campo de deslocamento (u) e a pressão de contato. O COMSOL utiliza um método de solução segregado, em que cada variável dependente é calculada em um sistema diferente e utilizando o resultado de cada variável como base de cálculo para a outra iterativamente. O erro relativo máximo para a solução do sistema é de 0,001, ou seja, quando a solução atinge um erro menor que 0,001, o modelo é considerado resolvido.

Além da variável dependente u (deslocamentos), também serão calculadas a tensão de Von Mises para o implante, primeira tensão principal para o osso e a deformação equivalente de Von Mises para o

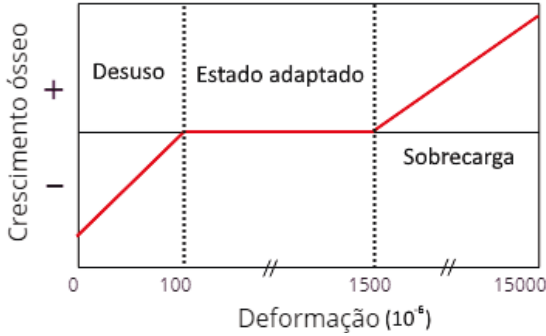


Figura 21 – Regiões de desuso, estado adaptado e sobrecarga do osso com base em sua deformação. Adaptado de (73).

osso. A deformação elástica do osso é responsável pelos estímulos de crescimento, indicando se vai haver formação ou perda óssea. Frost (73) definiu três regiões de crescimento/perda óssea com base na deformação: região de desuso, na qual existe uma perda óssea e que a deformação é menor que 100×10^{-6} mm/mm; região de estado adaptado, carga normal ou *lazy zone*, em que a taxa de formação óssea é igual à de perda, estando presente com deformação entre 100×10^{-6} e 1500×10^{-6} mm/mm; e zona de sobrecarga, com crescimento ósseo excessivo e formação de microtrincas, ocorrendo com deformações maiores que 1500×10^{-6} . Essas regiões estão ilustradas na Figura 21. É importante destacar que outros autores utilizam outros valores de cada região, principalmente na região de desuso, mas neste trabalho serão utilizados os valores de Frost por serem referência na literatura.

Como o software *COMSOL Multiphysics* não fornece diretamente a tensão equivalente de Von Mises, é preciso calculá-la utilizando as deformações principais na equação (3.4), onde ε_{eqv} é a deformação equivalente e ε_1 , ε_2 e ε_3 são, respectivamente, a primeira, a segunda e a terceira deformações principais. A tensão de Von Mises é calculada diretamente pelo *software*, utilizando as tensões principais, de maneira análoga à equação (3.4).

$$\varepsilon_{eqv} = \sqrt{\left\{ \frac{1}{2} \times [(\varepsilon_1 - \varepsilon_2)^2 + (\varepsilon_1 - \varepsilon_3)^2 + (\varepsilon_2 - \varepsilon_3)^2] \right\}} \quad (3.4)$$

No implante foi utilizado o critério de falha de Von Mises para avaliar a possível fratura do material, ou seja, a falha ocorre quando a tensão de Von Mises do componente ultrapassa o limite de resistência ou, para materiais dúcteis, de escoamento do material. Geralmente o critério de Von Mises é utilizado para materiais dúcteis, mas neste trabalho será utilizado tanto para o PEEK quanto para a zircônia para efeitos de comparação. Para o osso, que é um material frágil, foi utilizado o critério de Rankine, que define que a falha do material ocorre quando a tensão principal máxima atinge a tensão normal máxima que o material suporta, sendo que a falha pode ser tanto por tensões traativas quanto compressivas. Neste trabalho a tensão principal máxima foi sempre a primeira, que será avaliada em todos os modelos.

Como o método dos elementos finitos é um método numérico, apresentando apenas uma solução para determinada simulação, não foi necessário realizar análise estatística entre grupos.

4 RESULTADOS

Neste capítulo serão apresentados os resultados das simulações mecânicas realizadas no trabalho. Serão apresentadas as imagens com a representação das variáveis calculadas juntamente com uma breve interpretação dos valores encontrados. É importante destacar que as imagens estão na mesma orientação, ou seja, com a força aplicada na mesma direção. As exceções são as imagens que mostram o estado de tensões no parafuso, que estão rotacionadas em 180° para mostrar a região mais crítica, como será visto posteriormente. Primeiramente serão apresentados os resultados dos implantes sem revestimento, em seguida com revestimento de biovidro e, finalmente, com revestimento de biovidro com gradiente de propriedades.

4.1 SEM REVESTIMENTO

4.1.1 Zircônia

O implante de zircônia apresentou deslocamento máximo de $6,9 \times 10^{-3}$ mm, sendo maior na região superior do implante. O deslocamento máximo do osso cortical foi de $2,45 \times 10^{-3}$ mm na região de contato com o parafuso, o que mostra que a solução analítica para simular a região da rosca foi eficaz. O deslocamento máximo do osso trabecular foi na região inferior de contato com o parafuso, com valor de $3,11 \times 10^{-3}$ mm. A Figura 22 mostra os deslocamentos destes três componentes. As setas que se encontram acima e abaixo da escala de cores mostram, respectivamente, o valor máximo e mínimo.

O implante de zircônia apresentou uma tensão máxima de Von Mises de 69,1 MPa, estando concentrada próxima à cabeça do parafuso. No restante do parafuso, a tensão não ultrapassa 30 MPa, sendo maior na região em contato com o osso cortical em relação à região em contato com o osso trabecular. A tensão máxima está bastante abaixo da resistência mecânica à tração da zircônia, que é de aproximadamente 230 MPa (67), portanto não deve haver a falha. No entanto, a tensão máxima no parafuso poderia ser diminuída com ajustes na geometria. A Figura 23 mostra o estado de tensões do parafuso. Os valores estão próximos a outros estudos encontrados na literatura (74, 75), apesar de haver certa variação devido a diferente geometria e carga aplicada. No entanto, com isso valida-se o modelo, pois apesar de algumas simpli-

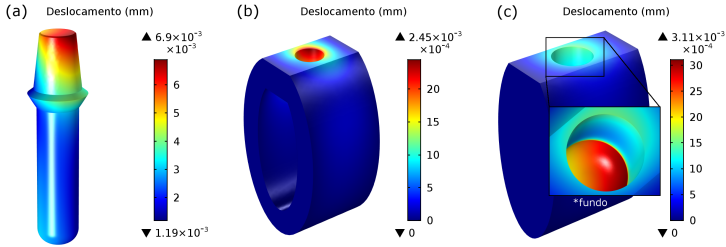


Figura 22 – Deslocamento do implante (a), osso cortical (b) e osso trabecular (c) do modelo Zi.

ficações, como a retirada da rosca da geometria, a simulação apresentou resultados similares com outros trabalhos.

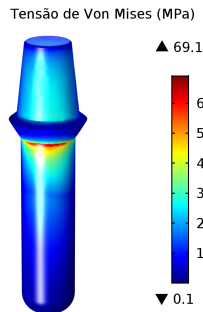


Figura 23 – Tensão de Von Mises no parafuso de zircônia.

A primeira tensão principal máxima encontrada no osso cortical é de 4,95 MPa, localizada principalmente na interface com o osso trabecular, como mostrada na Figura 24(a). Também há uma elevada concentração de tensões na região que daria continuidade à mandíbula. No contato entre o osso e o topo do parafuso, há uma região sob compressão, que chega a 5,55 MPa. No entanto, ambas as regiões estão bastante abaixo da tensão máxima tratativa e compressiva do osso cortical, que são, respectivamente, 130 MPa e 190 MPa. O osso trabecular apresentou uma tensão máxima tratativa de 1,98 MPa, concentrada na região inferior do contato com o implante, como mostrado na Figura 24(b), também bastante abaixo do limite de resistência (5 MPa à tração e 10

MPa à compressão). Isso mostra que há uma maior transferência de carga para o osso cortical, devido à geometria do osso mandibular e às suas propriedades.

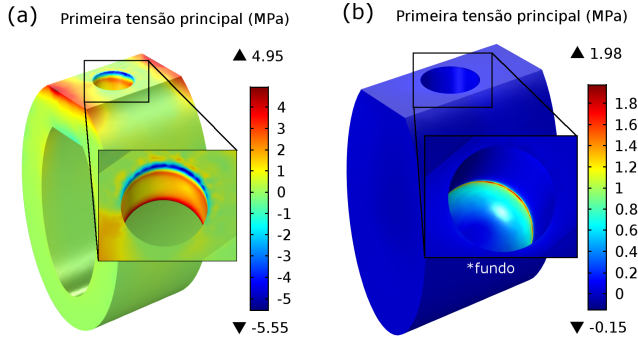


Figura 24 – Primeira tensão principal no osso cortical (a) e no osso trabecular (b) do modelo Zi.

Em relação à deformação equivalente de Von Mises, utilizada para mensurar a taxa de crescimento ósseo, o osso cortical apresentou uma deformação máxima de $1,91 \times 10^{-3}$ mm/mm e mínima de $9,55 \times 10^{-7}$ mm/mm, enquanto a deformação do osso trabecular foi entre $7,68 \times 10^{-6}$ mm/mm e $8,04 \times 10^{-3}$ mm/mm. Os valores máximos de deformação estão acima do início da região de sobrecarga definida por Frost (73) ($>1,5 \times 10^{-3}$ mm/mm), mas estão concentrados em pequenas regiões, como mostrado na Figura 25. Na região de contato com o parafuso, a deformação média no osso cortical foi de $0,5 \times 10^{-3}$ mm/mm e no osso trabecular foi de $1,18 \times 10^{-3}$ mm/mm. No osso cortical, assim como no osso trabecular, o restante da região de contato com a parafuso está com valores dentro do estado adaptado (entre $0,1 \times 10^{-3}$ e $1,5 \times 10^{-3}$ mm/mm). Esses valores mostram que deve haver uma taxa razoável de crescimento ósseo ao redor do implante, ajudando a fixá-lo mecanicamente.

4.1.2 PEEK

O implante de PEEK apresentou deslocamento máximo de 0,13 mm, sendo maior na região superior do implante, valor bastante acima do deslocamento do implante de zircônia, o que é justificado pelo seu

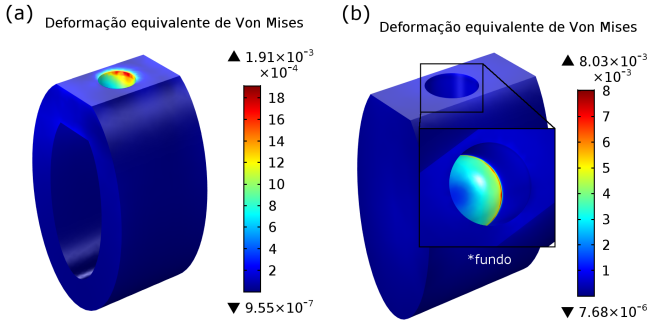


Figura 25 – Deformação equivalente de Von Mises do osso cortical (a) e trabecular (b) do modelo Zi.

menor módulo elástico. O deslocamento máximo do osso cortical foi de $7,2 \times 10^{-3}$ mm e do osso trabecular foi de $1,9 \times 10^{-3}$ mm. A Figura 26 mostra os deslocamentos destes três componentes. O implante menos rígido de PEEK fez com que o deslocamento no osso cortical aumentasse, assim como descrito no trabalho de Pérez-Pevida et al. (58), no entanto, houve uma diminuição e transferência da região do deslocamento máximo do osso trabecular.

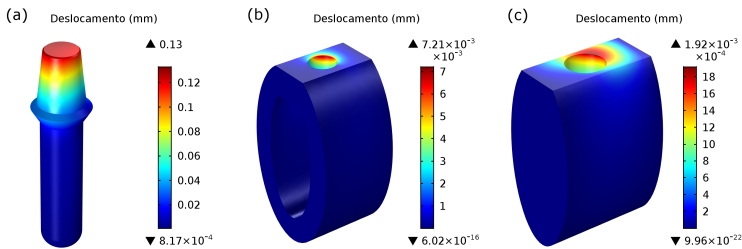


Figura 26 – Deslocamento do implante (a), osso cortical (b) e osso trabecular (c) do modelo PEEK.

A tensão máxima do implante de PEEK foi de 96 MPa. A tensão está concentrada no início do contato com o osso, em uma região bastante localizada, e com valores mais baixos no restante do parafuso, raramente ultrapassando 40 MPa, como mostrado na Figura 27. A tensão máxima é maior do que o implante de zircônia, chegando próximo ao

limite de resistência do PEEK (116 MPa), mas, novamente, poderia provavelmente ser diminuído com um estudo focado no parâmetros geométricos. No entanto, nessas condições o PEEK não poderia ser utilizado, pois carregamentos mais altos poderiam causar a falha do implante. Por isso, em princípio, deve-se evitar materiais pouco rígidos como o PEEK, a não ser que haja adição de carga de fibra de vidro ou carbono, por exemplo, para aumentar o seu módulo elástico.

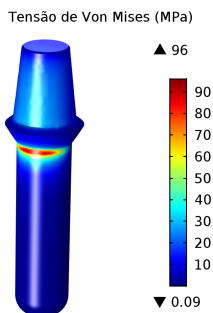


Figura 27 – Tensão de Von Mises do implante de PEEK.

O osso cortical apresentou a primeira tensão principal máxima trativa de 33,2 MPa, bastante acima da tensão máxima do modelo com implante de zircônia, concentrada em uma pequena região na sua parte superior, como mostrado na Figura 28(a). Essa tensão elevada pode ser explicada pela maior deformação que ocorre no osso. Mas, apesar de ser elevada, está abaixo da tensão de fratura do osso, assim como ocorre com a tensão compressiva máxima (9,27 MPa). No osso trabecular, há uma região trativa na interface com o osso cortical, chegando a 1,09 MPa, como mostrado na Figura 28(b), mas também bastante abaixo de seu limite de resistência à tração.

O osso cortical apresentou uma deformação equivalente de Von Mises bastante superior àquela do modelo Zi e, portanto, também dentro da região de sobrecarga. No entanto, esse valor está em uma pequena região, enquanto o restante do contato com o parafuso tem valores entre $0,1 \times 10^{-3}$ mm/mm e $1,5 \times 10^{-3}$ mm/mm, com valor médio de $1,1 \times 10^{-3}$ mm/mm, ou seja, no estado adaptado. No osso trabecular também há uma pequena região em sobrecarga, mas a maior parte da região de contato também tem valores de deformação entre $0,1 \times 10^{-3}$ mm/mm e 1×10^{-3} mm/mm, com valor médio de $0,92 \times 10^{-3}$ mm/mm. A deformação de Von Mises do osso cortical e trabecular com implante

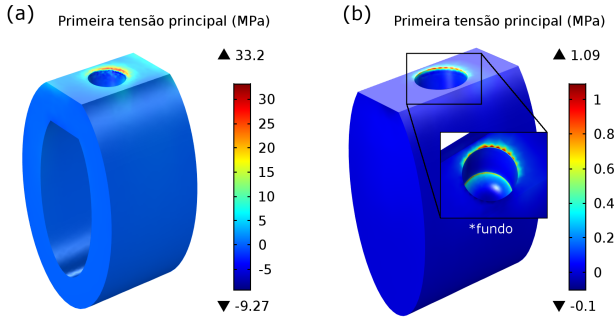


Figura 28 – Primeira tensão principal no osso cortical (a) e no osso trabecular (b) do modelo PEEK.

de PEEK está mostrada na Figura 29.

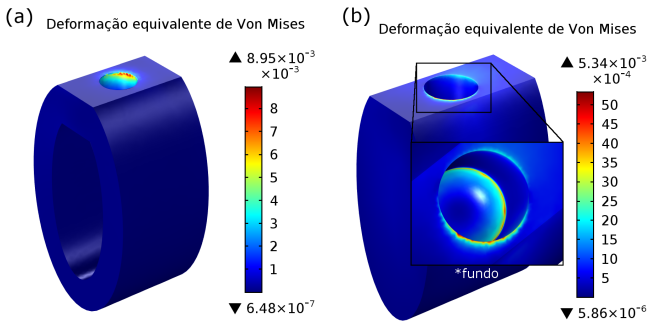


Figura 29 – Deformação equivalente de Von Mises do osso cortical (a) e trabecular (b) do modelo PEEK.

4.1.3 CFPEEK

Como esperado, o modelo utilizando PEEK reforçado com fibras de carbono teve resultados intermediários em relação aos deslocamentos do implante e do osso. O deslocamento máximo no implante foi de 0,03 mm na sua região superior, enquanto o deslocamento máximo no osso cortical foi de $4,42 \times 10^{-3}$ mm e no osso trabecular foi de $2,35 \times 10^{-3}$

mm. A região de deslocamento máximos no osso não foi mudada. Os deslocamentos do modelo estão mostrados na Figura 30.

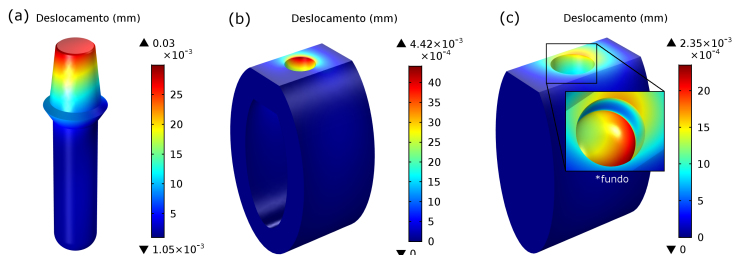


Figura 30 – Deslocamento do implante (a), osso cortical (b) e osso trabecular (c) do modelo CFPEEK.

O implante de CFPEEK está sujeito a uma tensão mais baixa comparado com o PEEK sem reforço, atingindo 76,6 MPa, como mostrado na Figura 31. Essa tensão representa aproximadamente 35% da resistência mecânica do CFPEEK (aproximadamente 214 MPa (76)), ou seja, nessas condições não deve haver a falha do material. Esse resultado mostra que do ponto de vista mecânico, implantes feitos de PEEK com reforço de fibra de carbono são viáveis.

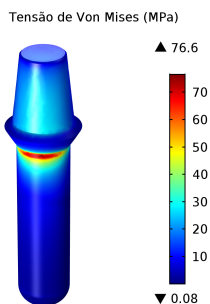


Figura 31 – Tensão de Von Mises do implante de CFPEEK.

Em relação às tensões do osso, o uso do CFPEEK diminuiu consideravelmente as tensões trativas que foram desenvolvidas no modelo PEEK, principalmente no osso cortical. A tensão trativa máxima calculada foi de 8,73 MPa, enquanto a compressiva máxima foi de 8,05 MPa, como mostrado na Figura 32(a), valores bastante abaixo do li-

mite de resistência do osso. O osso trabecular continuou com baixos níveis de tensão, atingindo uma tensão trativa máxima de 1,31 MPa e compressiva de 0,17 MPa, como mostrado na Figura 32(b).

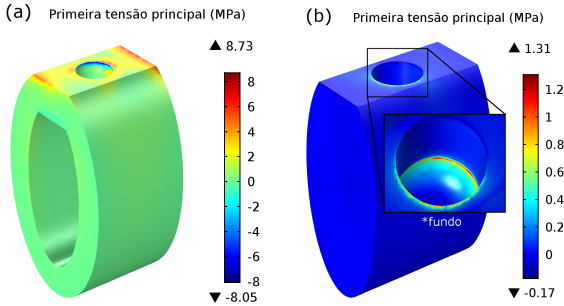


Figura 32 – Primeira tensão principal no osso cortical (a) e no osso trabecular (b) do modelo CFPEEK.

Em relação à deformação equivalente de Von Mises, como esperado os resultados mostraram valores máximos e médios intermediários entre o PEEK e a zircônia. No osso cortical, houve uma deformação máxima de $4,08 \times 10^{-3}$ mm/mm e média de $0,775 \times 10^{-3}$ mm/mm, ou seja, uma pequena região em que a deformação está em sobrecarga, mas em média, a região de contato com o parafuso está no estado adaptado. O mesmo ocorre no osso trabecular, que apresenta um valor máximo de $5,36 \times 10^{-3}$ mm/mm e um valor média de $1,05 \times 10^{-3}$ mm/mm. A deformação equivalente de Von Mises do osso trabecular e cortical está mostrada na Figura 33.

4.2 MODELOS COM REVESTIMENTO

Nesta seção serão apresentados os resultados para os modelos com revestimento de biovidro sem gradiente de propriedades dos implantes de zircônia (ZiBg), PEEK (PEEKBg) e CF-PEEK(CFPEEKBg).

4.2.1 Zircônia

O implante de zircônia revestido com biovidro teve um deslocamento máximo de $8,46 \times 10^{-3}$ mm, como mostrado na Figura 34(a),

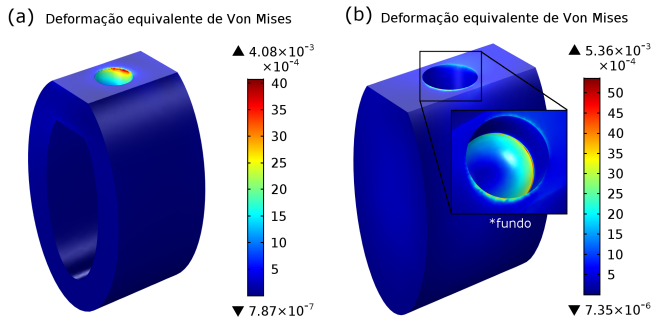


Figura 33 – Deformação equivalente de Von Mises do osso cortical (a) e trabecular (b) do modelo CFPEEK.

sendo maior do que sem revestimento, o que pode ser explicado pelo menor módulo elástico que o biovidro. Por outro lado, o osso apresentou um deslocamento levemente maior comparando ao modelo Zr, com deslocamento máximo de $2,54 \times 10^{-3}$ mm e $3,27 \times 10^{-3}$ mm no osso cortical e trabecular, respectivamente, como mostrado na Figura 34(b) e na Figura 34(c). Os locais dos deslocamentos máximos não mudaram em relação ao modelo sem revestimento.

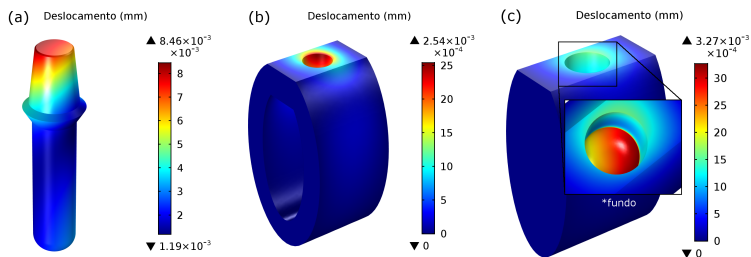


Figura 34 – Deslocamento do implante (a), osso cortical (b) e osso trabecular (c) do modelo ZiBg.

O implante de zircônia com revestimento de biovidro apresentou uma tensão máxima de 64,3 MPa, levemente abaixo da tensão sem revestimento, devido à transferência de carga para o biovidro, como mostrado na Figura 35(a). O revestimento apresentou uma tensão máxima mais baixa devido ao seu módulo elástico mais baixo, como mostrada na Figura 35(b), que mostra um corte no implante, mostrando o deta-

lhe do revestimento. A tensão máxima ao longo de todo o revestimento foi de 34,4 MPa, portanto não deve ocorrer a falha, visto que a resistência mecânica do biovidro pode chegar a 80-90 MPa (77, 78). No entanto, há uma grande concentração de tensões na interface entre o implante e o revestimento, isso pode facilitar o descolamento (falha adesiva) do biovidro, principalmente se não houver bom acoplamento entre as camadas.

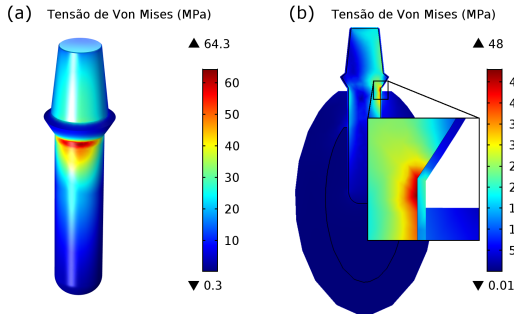


Figura 35 – Tensão de Von Mises do implante de zircônia com revestimento de biovidro (a) e detalhe mostrando a tensão no revestimento (b).

O uso do revestimento de biovidro aumentou cerca de 10% a tensão trativa máxima (para 5,52 MPa), o que pode ser explicado pelo maior deslocamento, e diminuiu a compressiva máxima em mais de 20% (para 3,6 MPa). No osso trabecular, houve uma leve diminuição na tensão trativa máxima, enquanto a compressiva praticamente não se alterou. No entanto, esses valores continuam abaixo do limite de resistência do osso. O estado de tensões do osso cortical e trabecular está mostrado na Figura 36.

Em relação à deformação equivalente de Von Mises, houve uma diminuição da deformação máxima (para $1,51 \times 10^{-3}$ mm/mm) e uma melhor distribuição na região de contato do implante com o osso cortical, que teve um valor médio de $0,506 \times 10^{-3}$ mm/mm. Ou seja, no restante da região de contato, a deformação aumentou, estando dentro do estado adaptado, o que deve melhorar a osseointegração. Fato similar ocorreu no osso trabecular, diminuindo o valor máximo e, ao mesmo tempo, mantendo um valor médio similar ao do modelo sem revestimento ($1,2 \times 10^{-3}$ mm/mm). A deformação equivalente nos ossos cortical e trabecular está mostrada na Figura 37.

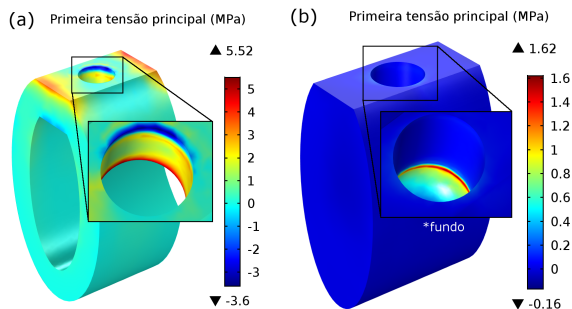


Figura 36 – Primeira tensão principal no osso cortical (a) e no osso trabecular(b) do modelo ZiBg.

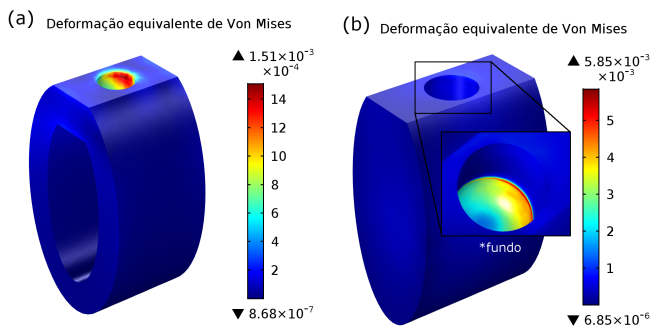


Figura 37 – Deformação equivalente de Von Mises do osso cortical (a) e trabecular (b) do modelo ZiBg.

4.2.2 PEEK

O implante de PEEK com revestimento de biovidro teve um deslocamento máximo de 0,05 mm, sendo mais rígido do que o modelo sem revestimento, devido ao maior módulo elástico do biovidro. O deslocamento máximo no osso cortical diminuiu em cerca de 40%, para $5,06 \times 10^{-3}$ mm, com o uso do revestimento. No osso trabecular houve um pequeno aumento, mas a localização do deslocamento máximo passou da região superior de contato com o implante para a região inferior. Estes fatos podem ser vistos na Figura 38.

No implante de PEEK com revestimento de biovidro, as tensões

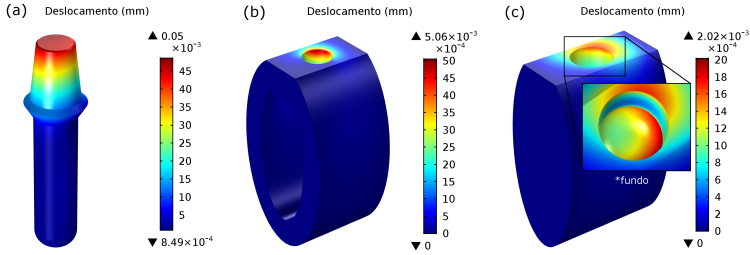


Figura 38 – Deslocamento do implante (a), osso cortical (b) e osso trabecular (c) do modelo PEEKBg.

e deformações ficaram acumuladas na região do biovidro devido ao seu maior módulo elástico, havendo pouca transferência de carga para o PEEK. Com isso houve um abaixamento nas tensões do implante para 28 MPa, bastante abaixo da sua tensão de ruptura. O estado de tensões no implante pode ser visto na Figura 39(a). No entanto, a tensão na região do biovidro chegou a um valor proibitivo (cerca de 352 MPa), bastante acima do seu limite de resistência, o que levaria a sua falha, como mostrado na Figura 39(b). Este fenômeno pode ser explicado pelo maior módulo elástico do biovidro, que transfere pouca carga para o implante e pela pequena espessura da camada de revestimento, que facilita a concentração de tensões.

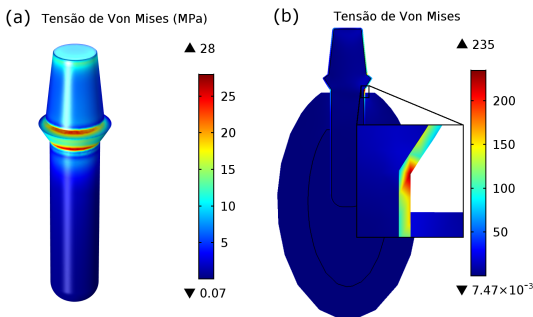


Figura 39 – Tensão de Von Mises do implante de PEEK com revestimento de biovidro e detalhe mostrando a tensão no revestimento.

O revestimento de biovidro diminuiu consideravelmente as tensões máximas tratativas e compressivas no osso cortical, como mos-

trado na Figura 40(a), apesar de ainda serem mais altas em relação aos modelos de zircônia. Também houve uma leve diminuição das tensões no osso cortical (Figura 40(b)) em relação ao modelo sem revestimento.

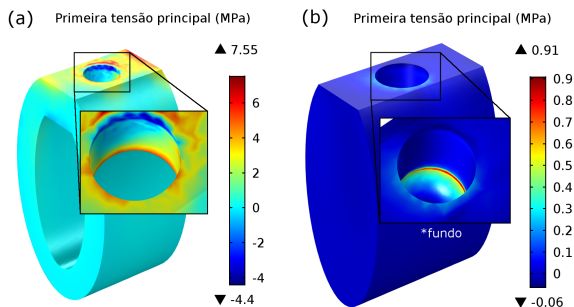


Figura 40 – Primeira tensão principal no osso cortical (a) e no osso trabecular (b) do modelo PEEKBg.

O osso cortical apresentou uma deformação equivalente máxima de $3,96 \times 10^{-3}$ mm/mm, bastante abaixo do modelo sem revestimento, o que condiz com o menor valor da tensão no osso. Também houve uma diminuição da deformação média na região de contato com o implante para $0,85 \times 10^{-3}$ mm/mm, continuando no estado adaptado. No osso trabecular também houve um abaixamento na deformação equivalente máxima e na média (para $0,89 \times 10^{-3}$ mm/mm), que continuou no estado adaptado. A deformação de ambos os ossos está mostrada na Figura 41. O revestimento de biovidro diminuiu a concentração de tensões e deformações nos ossos, ao mesmo tempo que a região em contato com o implante permaneceu em processo de osseointegração do ponto de vista mecânico.

4.2.3 CFPEEK

Devido a presença do revestimento de biovidro, que possui maior módulo elástico, o modelo de CFPEEK com revestimento apresentou um deslocamento levemente menor do que sem revestimento, atingindo um valor máximo de 0,02 mm, como mostrado na Figura 42(a). Houve também uma diminuição no deslocamento do osso cortical, que apresentou um valor máximo de $3,84 \times 10^{-3}$ mm, como mostrado na Figura 42(b). No entanto, o deslocamento no osso trabecular foi prati-

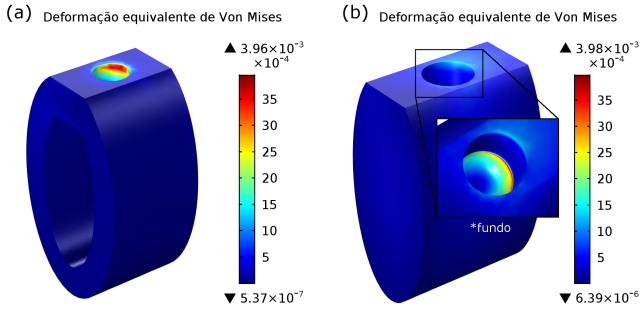


Figura 41 – Deformação equivalente de Von Mises do osso cortical (a) e trabecular (b) do modelo PEEKBg.

amente idêntico, não sendo afetado pela presença do revestimento de biovidro (Figura 42(c)).

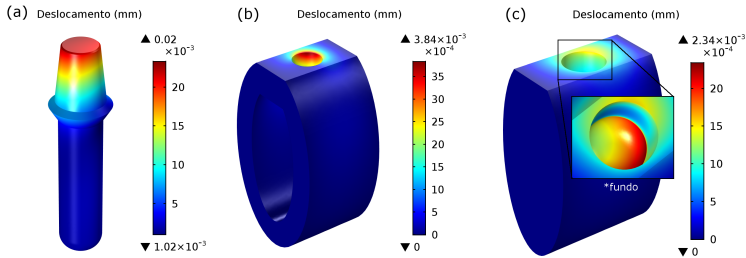


Figura 42 – Deslocamento do implante (a), osso cortical (b) e osso trabecular (c) do modelo CFPEEKBg.

Assim como no modelo PEEKBg, houve um acúmulo de tensões na região do revestimento devido ao ser maior módulo elástico, com pouca transferência para o implante. Com isso há uma diminuição no CFPEEK em comparação com o modelo sem revestimento, atingindo um valor máximo de 36,1 MPa, como mostrado na Figura 43. Além disso, como a diferença dos valores dos módulos do CFPEEK e do biovidro é menor, houve uma diminuição considerável na tensão no revestimento comparando com o modelo PEEKBg, atingindo um valor máximo de 159 MPa. No entanto, este valor ainda está acima do limite de resistência do biovidro. Mas essa diminuição mostra que é possível a utilização de compósitos de PEEK como base de implantes dentários

revestidos com biovidro através da manipulação de seu módulo elástico alterando a quantidade e distribuição de suas fibras. Assim como existem alguns vidros bioativos que possuem menor módulo elástico, o que provavelmente diminuiria ainda mais o nível de tensões no revestimento.

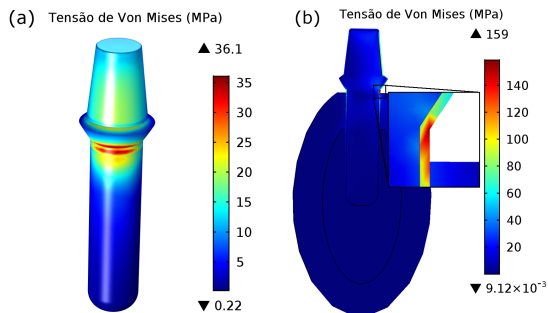


Figura 43 – Tensão de Von Mises do implante de CFPEEK com revestimento de biovidro e detalhe mostrando a tensão no revestimento.

A camada de revestimento alterou muito pouco as tensões trativas presentes no osso cortical, causando apenas um aumento nas tensões compressivas, para um máximo de 6,35 MPa, como mostrado na Figura 44(a). Em relação ao osso trabecular, há uma diminuição nas tensões máximas, com a trativa chegando a 1,08 MPa e a compressiva atingindo um nível praticamente desprezível, o que pode ser visto na Figura 44(b).

Assim como nos demais modelos, o uso do revestimento de biovidro no implante de CFPEEK causou uma diminuição considerável nos valores máximos da deformação equivalente de Von Mises apresentados pelo osso cortical e trabecular, que estão mostrados na Figura 45. Assim, há a diminuição das regiões que estão em sobrecarga. Em relação aos valores médios na região de contato com o parafuso, houve uma leve diminuição tanto para o osso cortical quanto para o osso trabecular, com valores de $0,706 \times 10^{-3}$ mm/mm e $0,99 \times 10^{-3}$ mm/mm, respectivamente. Estes valores são intermediários entre os modelos de PEEK e de zircônia.

4.3 REVESTIMENTO COM GRADIENTE DE PROPRIEDADES

Nesta seção serão apresentados os resultados do implante de zircônia, PEEK e CFPEEK com revestimento com gradiente entre o

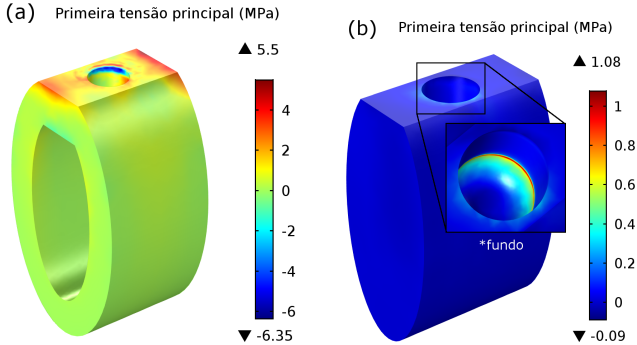


Figura 44 – Primeira tensão principal no osso cortical (a) e no osso trabecular (b) do modelo CFPEEKBg.

biovidro e o material do implante. Serão feitas também comparações entre esses modelos e os modelos com revestimento sem gradiente, apresentados anteriormente, além de comparações entre as diversas distribuições de material no gradiente.

4.3.1 Zircônia

O uso do gradiente linear ($p=1$) de composição alterou muito pouco o deslocamento sofrido pelo implante comparando com o modelo com revestimento sem gradiente, diminuindo para $8,46 \times 10^{-3}$ mm. Em relação aos ossos cortical e trabecular, a diferença foi praticamente nula. Os valores de deslocamento do modelo ZiBgLinear estão mostrados na Figura 46. O deslocamento dos modelos com distribuição exponencial de propriedades ($p=0,5$ e $p=2$) tiveram valores semelhantes de deslocamento, sendo que a distribuição com maior quantidade de zircônia ($p=2$) apresentou um deslocamento levemente maior no implante e menor no osso cortical e trabecular. O modelo com distribuição sigmoide obteve os mesmos resultados de deslocamento do que o modelo com distribuição linear.

O uso da camada com gradiente linear diminuiu em cerca de 10% a tensão máxima no implante de zircônia comparando com o modelo ZiBg, atingindo 57,8 MPa, como mostrado na Figura 47(a). Além disso, é possível notar uma distribuição de tensões mais uniforme na região entre implante e revestimento, como mostrado na Figura 47(b), dimi-

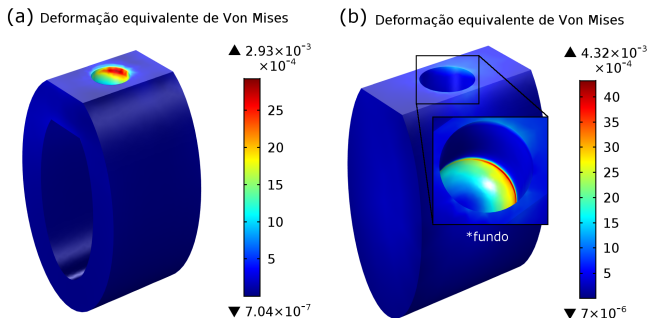


Figura 45 – Deformação equivalente de Von Mises do osso cortical (a) e trabecular (b) do modelo CFPEEKBg.

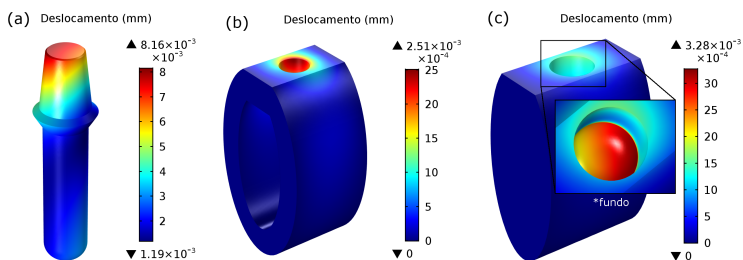


Figura 46 – Deslocamento do implante (a), osso cortical (b) e osso trabecular (c) do modelo ZiBgLinear.

nuindo a concentração de tensões na interface. No entanto, houve uma transferência maior de carga para o revestimento, que chegou a uma tensão máxima de 58,9 MPa, um aumento de quase 70% em relação ao modelo sem gradiente. Mas essa tensão não deve ser deletéria para o revestimento, pois está abaixo da tensão de ruptura do biovidro e da zircônia, apesar de não se ter dados experimentais da resistência mecânica da mistura. Além disso, as maiores tensões estão na região onde a mistura é rica em zircônia, que deve ter uma resistência mecânica maior. Em relação aos gradientes exponenciais, observou-se resultados similares. A tensão máxima no implante para $p=0,5$ e $p=2$ foi, respectivamente, 59,7 MPa e 56 MPa, enquanto no revestimento a tensão foi de 60,4 MPa e 58 MPa. Ou seja, aumentando a concentração de zircônia no revestimento, tensão máxima é diminuída tanto no implante

quanto no revestimento. Para a distribuição sigmoide, observou-se um aumento na tensão no implante, para 58,2 MPa, se comparado com a distribuição linear. A tensão no revestimento também subiu para 59,8 MPa.

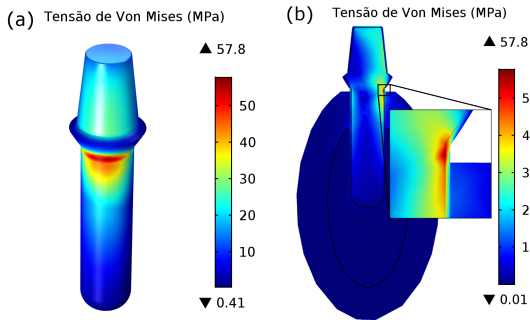


Figura 47 – Tensão de Von Mises do implante de zircônia com gradiente de biovidro ($p=1$) e detalhe mostrando a tensão no revestimento.

Não houve uma alteração significativa nas tensões geradas no osso utilizando o conceito de gradiente de composição no implante. As tensões máximas trativas no osso cortical e trabecular no modelo com gradiente linear foram, respectivamente, 5,5 MPa e 1,6 MPa, enquanto as compressivas foram 3,39 MPa e 0,17 MPa, como mostrado na Figura 48. Comparando o gradiente linear com os demais modelos, exponenciais ou sigmoide, os valores de tensão também foram virtualmente idênticos.

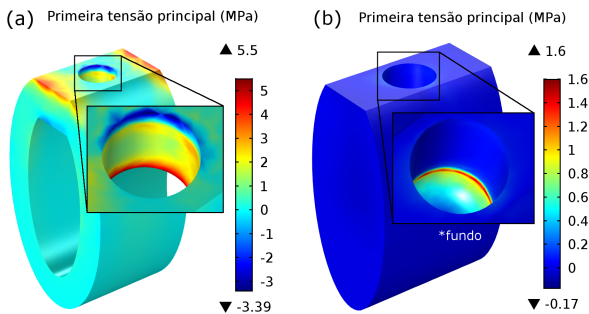


Figura 48 – Primeira tensão principal no osso cortical (a) e no osso trabecular (b) do modelo ZiBgLinear.

Houve pouca diferença na deformação equivalente de Von Mises comparando o modelo ZiBgLinear com ZiBg. Tanto os valores máximos apresentados pelo osso cortical e trabecular Figura 49, quanto os valores médios ($0,502 \times 10^{-3}$ mm/mm e $1,2 \times 10^{-3}$ mm/mm, respectivamente) foram praticamente idênticos aos apresentados pelo modelo sem gradiente. Em relação às demais distribuições de material, os valores da deformação equivalente foram virtualmente idênticas. Ou seja, não houve influência da composição da camada na deformação do osso e, conseqüentemente, na taxa de osseointegração ativada mecanicamente.

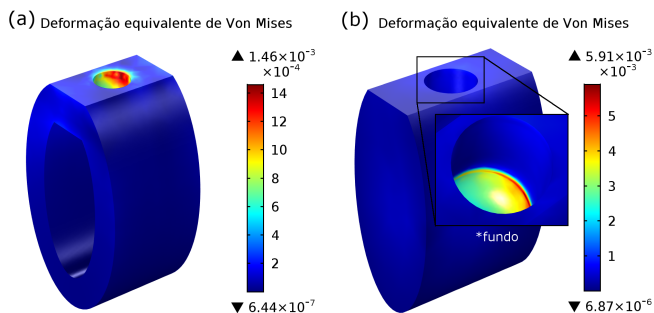


Figura 49 – Deformação equivalente de Von Mises do osso cortical (a) e trabecular (b) do modelo ZiBgLinear.

4.3.2 PEEK

O implante de PEEK com uma camada de gradiente de biovidro apresentou um deslocamento máximo de 0,06 mm, um pouco acima do que ocorreu com o implante PEEKBg, o que é justificado pela quantidade menor de biovidro utilizado, que possui maior rigidez. O uso do gradiente linear aumentou em cerca de 15% o deslocamento no osso cortical e diminuiu em 10% o deslocamento no osso trabecular comparando com o modelo sem revestimento. Os deslocamentos do implante e do osso estão mostrados na Figura 50. Ao utilizar uma concentração rica em biovidro ($p=0,5$) o deslocamento no osso cortical diminuiu e no osso trabecular aumenta. O contrário ocorre para uma distribuição mais rica em PEEK ($p=2$). No entanto a diferença não é muito significativa. O modelo com distribuição sigmoide apresentou deslocamento idêntico ao da distribuição linear.

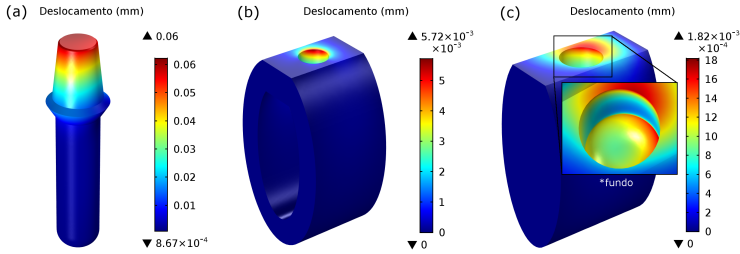


Figura 50 – Deslocamento do implante (a), osso cortical (b) e osso trabecular (c) do modelo PEEKBgLinear.

O uso do conceito de gradiente de propriedades foi particularmente maléfico para o implante de PEEK. A tensão máxima na região do PEEK subiu para 35,2 MPa, ainda dentro do seu limite de resistência, como mostrado na Figura 51(a). No entanto, para a distribuição linear, a tensão na camada de revestimento subiu para 566 MPa, valor que deve causar a sua falha. Essa tensão ficou concentrada em uma pequena região, como mostrado na Figura 51(b). Houve uma diminuição na tensão na interface entre implante e revestimento, mas há a formação de tensões deletérias na região externa da camada de revestimento, onde há maior concentração de biovidro. Utilizando um gradiente com maior concentração de biovidro ($p=0,5$), há uma diminuição na tensão máxima para 498 MPa, mas, ainda assim, acima do limite de resistência da camada. Para a curva sigmoide, a tensão máxima na camada de revestimento foi de 564 MPa, bastante próxima ao do modelo linear.

Houve um leve aumento nas tensões, tanto trativas quanto compressivas, no osso cortical utilizando um revestimento com gradiente no implante. Por outro lado, houve uma pequena diminuição nas tensões do osso trabecular. No entanto, o nível de tensões alcançado, mostrado na Figura 52, está bastante abaixo do limite de resistência do osso. A distribuição de material no gradiente não teve influência significativa nas tensões.

Em relação à deformação equivalente de Von Mises, houve um aumento na deformação máxima para $5,45 \times 10^{-3}$ mm/mm, o que pode ser ruim por estar sobrecarregando o osso. No entanto, o valor médio ($0,96 \times 10^{-3}$ mm/mm) está dentro do estado adaptado. No osso trabecular, a diferença foi pouca para o modelo PEEKBg, ocorrendo uma leve diminuição na deformação máxima e média (para $0,83 \times 10^{-3}$

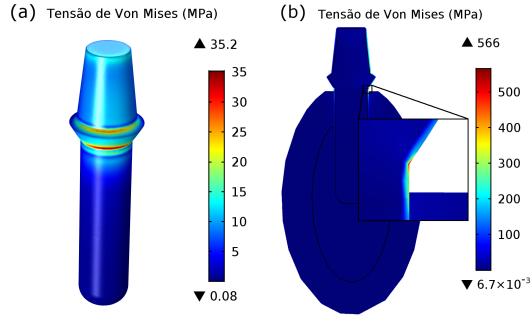


Figura 51 – Tensão de Von Mises do implante de PEEK com gradiente de biovidro ($p=1$)(a) e detalhe mostrando a tensão no revestimento (b).

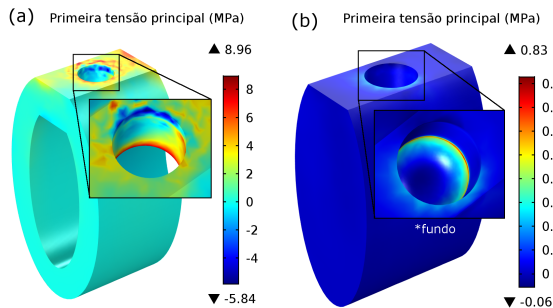


Figura 52 – Primeira tensão principal no osso cortical (a) e no osso trabecular (b) do modelo PEEKBgLinear.

mm/mm). A deformação equivalente do osso cortical e trabecular do modelo PEEKBgLinear está mostrada na Figura 53. Considerando a distribuição com $p=0,5$, há uma diminuição na deformação máxima para $4,9 \times 10^{-3}$ mm/mm e na média para $0,95 \times 10^{-3}$ mm/mm no osso cortical, e um leve aumento na deformação máxima e média do osso trabecular para $3,9 \times 10^{-3}$ mm/mm e $0,85 \times 10^{-3}$, respectivamente. O contrário ocorre para o modelo PEEKBg05, aumentando a deformação no osso cortical e diminuindo no osso trabecular. A distribuição sigmoide apresentou resultados idênticos ao modelo PEEKBgLinear.

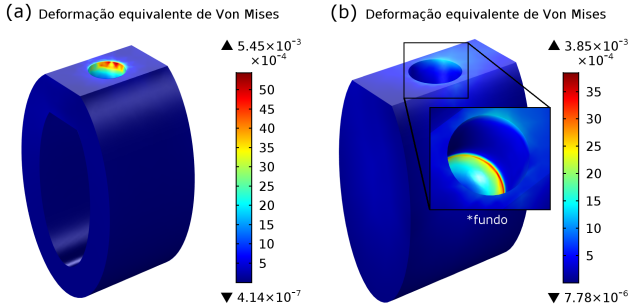


Figura 53 – Deformação equivalente de Von Mises do osso cortical (a) e trabecular (b) do modelo PEEKBgLinear.

4.3.3 CFPEEK

Houve uma alteração praticamente desprezível nos deslocamentos do implante e do osso do modelo com gradiente linear ($p=1$) em comparação com o modelo sem gradiente. O implante continuou com um deslocamento máximo de 0,02 mm (Figura 54(a)), enquanto houve uma pequena diminuição no deslocamento do osso cortical (Figura 54(b)) e um pequeno aumento no osso trabecular (Figura 54(c)). No entanto, os locais dos maiores deslocamentos permaneceram os mesmos. Em relação às outras distribuições, há um leve aumento no deslocamento do implante utilizando um gradiente pobre em biovidro ($p=0,5$) e uma leve diminuição utilizando $p=2$. No osso cortical há um leve aumento do deslocamento (para $3,59 \times 10^{-3}$ mm) utilizando o implante menos rígido ($p=0,5$) e uma leve diminuição ($3,41 \times 10^{-3}$ mm) utilizando o implante mais rígido ($p=2$). No osso trabecular ocorre o contrário, aumentando o deslocamento utilizando o implante mais rígido (para $2,55 \times 10^{-3}$ mm) e uma diminuição para $2,45 \times 10^{-3}$ mm utilizando o implante menos rígido. Os valores da distribuição sigmoide foram praticamente idênticos ao do modelo CFPEEKBgLinear.

Ao contrário do que ocorreu com o PEEK, houve uma diminuição da tensão no implante de CFPEEK com gradiente linear de propriedades, atingindo um valor máximo de 33,8 MPa, como mostrado na Figura 55(a). No entanto, há novamente um aumento na tensão no revestimento, atingindo 207 MPa, como mostrado na Figura 55. Por outro lado, esta tensão está concentrada na região rica em CFPEEK, que, teoricamente, possui maior resistência mecânica. Na região rica em

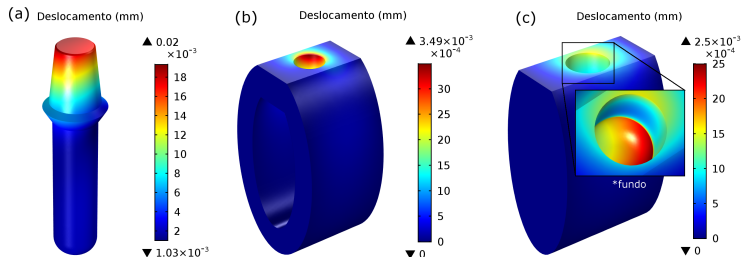


Figura 54 – Deslocamento do implante (a), osso cortical (b) e osso trabecular (c) do modelo CFPEEKBgLinear.

biovidro, a tensão máxima chega a aproximadamente 100 MPa, acima do seu limite de resistência. Portanto, nessas condições, provavelmente haverá a falha do revestimento. Utilizando um revestimento rico em biovidro ($p=2$), há uma diminuição da tensão máxima no revestimento para 188 MPa, indicando uma leve melhora. Com o gradiente rico em PEEK ($p=0,5$), há um aumento nas tensões do gradiente. Com uma distribuição sigmoide, há um leve aumento na tensão máxima tanto do implante (para 34 MPa) quanto do revestimento (212 MPa) em comparação com o modelo linear.

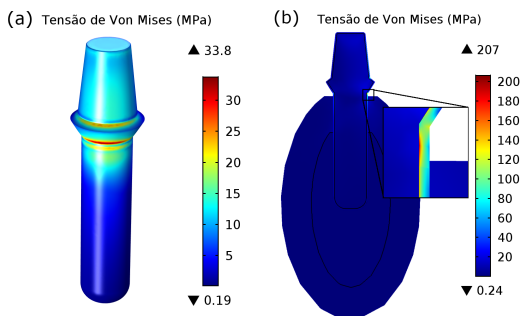


Figura 55 – Tensão de Von Mises do implante de CFPEEK com gradiente de biovidro ($p=1$) (a) e detalhe mostrando a tensão no revestimento (b).

O uso do gradiente linear de propriedades causou uma leve diminuição nas tensões tratativas e compressivas no osso cortical, como mostrado na Figura 56(a). Por outro lado, o osso trabecular teve um

leve aumento na tensão trativa máxima (Figura 56(b)). No entanto, os valores continuam dentro do limite de resistência do osso, sem ocorrer falha. A alteração da distribuição utilizada, seja exponencial ou sigmoide, na camada de revestimento praticamente não alterou o estado de tensões tanto no osso cortical quanto no osso trabecular.

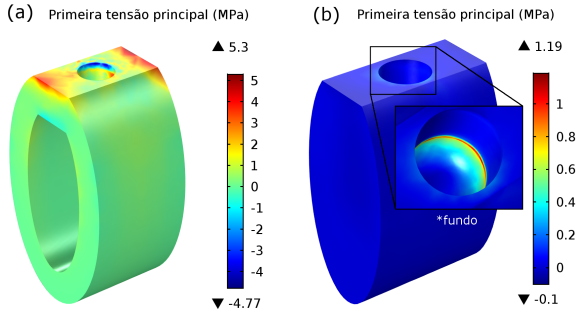


Figura 56 – Primeira tensão principal no osso cortical (a) e no osso trabecular (b) do modelo CFPEEKBgLinear.

As mudanças que ocorreram na deformação equivalente de Von Mises no modelo de CFPEEK com gradiente de propriedades foram semelhantes com o que ocorreu nos modelos feitos de zircônia. Foi observada uma leve diminuição na deformação máxima, para $2,50 \times 10^{-3}$ mm/mm, e na deformação média, para $0,646 \times 10^{-3}$ mm/mm, no osso cortical, enquanto há um leve aumento na deformação máxima e média do osso trabecular, para $4,68 \times 10^{-3}$ mm/mm e $1,02 \times 10^{-3}$ mm/mm, respectivamente. As deformações do modelo CFPEEKBgLinear estão mostradas na Figura 57. Para as demais distribuições, a variação na deformação é praticamente nula, ocorrendo um leve aumento na deformação máxima e média no osso cortical e uma diminuição das deformações no osso trabecular utilizando um revestimento rico em PEEK ($p=0,5$). Para um revestimento rico em biovidro ($p=2$) ocorre o contrário. No entanto, a mudança é pequena o suficiente para não causar grandes alterações no processo de osseointegração por ação mecânica.

A Tabela 4 sumariza as tensões máximas calculadas tanto no implante quanto no revestimento de todos os modelos. A adição de uma camada de revestimento de biovidro diminui a tensão nos implantes de zircônia, sendo que o gradiente causa uma redução maior comparada com o revestimento tradicional. Isso está de acordo com o trabalho

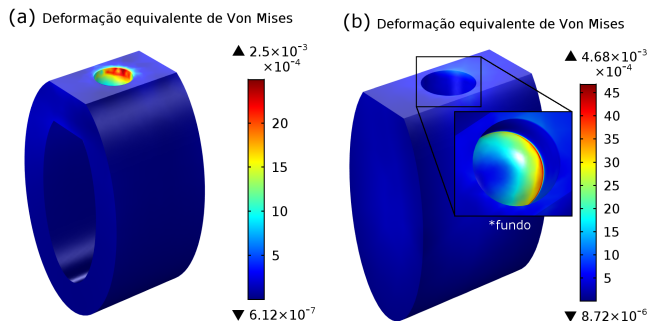


Figura 57 – Deformação equivalente de Von Mises do osso cortical (a) e trabecular (b) do modelo CFPEEKBgLinear.

de Zhang, Sun e Zhang (79), que mostra que uma camada infiltrada com menor módulo elástico diminui as tensões na zircônia e aumenta a sua resistência. Apesar da utilização do gradiente aumentar a tensão no revestimento em si, isso pode não ser prejudicial por dois motivos: primeiramente, a tensão é mais crítica quando está concentrada na interface entre as camadas, como o modelo ZiBg, e com o gradiente há uma distribuição de tensões mais uniforme. O segundo é que as maiores tensões estão localizadas na região rica em zircônia, que tem maior resistência mecânica. Em relação à distribuição do gradiente, não houve mudança significativa no estado de tensões entre os modelos estudados, com o modelo ZiBg2 ($p=2$), ou seja, rico em zircônia, apresentando tensões levemente menores tanto no implante quanto no revestimento. Em relação aos modelos de PEEK, o uso da camada de revestimento diminuiu a tensão no implante por possuir maior módulo elástico e absorver grande parte do carregamento. No entanto, isso, juntamente com o fato da espessura do revestimento ser pequena, causou uma grande concentração de tensões na camada, chegando a valores muito acima do limite de resistência do biovidro e do PEEK. A utilização de um gradiente no revestimento aumentou ainda mais a sua tensão, pois houve uma concentração maior na região rica em biovidro. Entre os modelos com gradiente, aquele com maior concentração de PEEK apresentou as menores tensões no revestimento, mas ainda assim, bastante acima do limite de resistência do biovidro e do PEEK. Fatos semelhantes ocorreram com os implantes de CFPEEK por possuir um módulo elástico mais baixo que o biovidro, mas as tensões presentes no revestimento foram menores devido ao CFPEEK possuir um módulo elástico maior.

Apesar da formação de tensões deletérias, essa diminuição indica que outros compósitos à base de PEEK com maior módulo elástico poderiam ser utilizados. Além disso, a utilização de biovidros com menor módulo elástico ou em camadas com maior espessura também poderiam diminuir a tensão a ponto de evitar a falha do revestimento.

Tabela 4 – Valores máximos da tensão no implante e no revestimento para todos os modelos estudados.

Modelo	Tensão implante	Tensão revestimento
Zi	69,1 MPa	-
ZiBg	64,3 MPa	34,4 MPa
ZiBgLinear	57,8 MPa	58,9 MPa
ZiBg05	59,7 MPa	60,4 MPa
ZiBg2	56,0 MPa	58,0 MPa
ZiBgSigmoide	58,2 MPa	59,8 MPa
PEEK	96,0 MPa	-
PEEKBg	28,0 MPa	352 MPa
PEEKBgLinear	35,2 MPa	566 MPa
PEEKBg05	35,7 MPa	498 MPa
PEEKBg2	37,3 MPa	679 MPa
PEEKBgSigmoide	35,4 MPa	564 MPa
CFPEEK	76,6 MPa	-
CFPEEKBg	36,1 MPa	159 MPa
CFPEEKBgLinear	33,8 MPa	207 MPa
CFPEEKBg05	34,6 MPa	234 MPa
CFPEEKBg2	33,1 MPa	188 MPa
CFPEEKBgSigmoide	34 MPa	212 MPa

A Tabela 5 resume as deformações equivalentes de Von Mises calculadas para todos os modelos estudados neste trabalho. Do ponto de vista do processo de osseointegração induzida por tensões mecânicas, que tem grande influência na estabilização secundária do implante, não houve grande influência da camada de revestimento de biovidro sobre o implante de zircônia, independente se foi utilizado ou não gradiente. Provavelmente isso ocorreu pois a espessura da camada de revestimento é muito pequena ($\sim 100 \mu\text{m}$) para causar uma mudança significativa nas

deformações do osso. A principal vantagem observada foi a diminuição da deformação máxima em algumas regiões do osso que estavam em sobrecarga, resultando numa distribuição mais uniforme. Resultado similar ocorreu para os implantes de PEEK, com pouca influência no valor médio da deformação tanto no osso cortical quanto no trabecular. No entanto, a diminuição no valor máximo foi mais considerável, visto que o baixo módulo elástico do PEEK havia causado grandes tensões e deformações no osso. Comparando os implantes de PEEK com zircônia, há um aumento na deformação do osso cortical e uma diminuição do osso trabecular utilizando implante com menor módulo elástico. Mas ambos os implantes apresentaram regiões com alta deformação, sobrecarregando o osso, o que pode levar à formação de microtrincas ou até mesmo a falha do osso e, conseqüentemente, do implante. A utilização de um material com propriedades intermediárias (CFPEEK) apresentou resultados levemente melhores, principalmente em relação aos valores máximos de deformação no osso. No entanto, a deformação média continua dentro da região de estado adaptado, gerando crescimento ósseo. É importante ressaltar que esses valores apresentam apenas relativa precisão devido as simplificações do modelo, tendo uma função maior comparativa entre as diversas situações testadas.

Os resultados encontrados neste trabalho não levaram em consideração as tensões residuais térmicas que podem ser originadas no processamento do componente, principalmente considerando sistemas multicamadas. A diferença das propriedades dos materiais, principalmente módulo elástico e coeficiente de expansão térmica (CTE), pode gerar tensões na interface entre as camadas quando ocorre mudança de temperatura, como no processamento, podendo causar delaminação e até a fratura, principalmente quando combinado com tensões mecânicas. No processo de infiltração, procura-se utilizar um vidro com CTE próximo à da zircônia para evitar a formação de tensões residuais deletérias. Para estudos comparativos, como foram realizados neste trabalho, as tensões térmicas podem ser desconsideradas. No entanto, para estudos de projeto, elas devem estar presente, pois podem ter grande influência no estado de tensões do componente.

Neste trabalho também não foi considerada a viabilidade de processamento de cada modelo. Como visto anteriormente, o recobrimento e infiltração de zircônia com biovidro é um processo dominado, sendo que a forma de seu gradiente pode ser ajustada de acordo com a porosidade da zircônia (80–82). No entanto o PEEK é um material inerte, o que torna difícil o seu acoplamento químico com outros materiais, por isso não foram encontrados trabalhos utilizando PEEK recoberto com

biovidro. Diversas técnicas de tratamento de superfície têm sido utilizadas para criar um acoplamento mecânico entre o PEEK e outras camadas, como abrasão, jateamento, ataque químico e tratamentos com laser e plasma, mas não há consenso de qual a melhor técnica para aumentar a adesão de materiais ao PEEK (83, 84). Por outro lado, o PEEK tem sido utilizado com sucesso como matriz em compósitos PEEK/Biovidro, aumentando a sua bioatividade (85, 86).

Tabela 5 – Valores máximos e médios da deformação equivalente de Von Mises no osso cortical e trabecular para todos os modelos estudados.

	Deformação máx. cort. (mm/mm)	Deformação máx. trab. (mm/mm)	Deformação méd. cort. (mm/mm)	Deformação méd. trab. (mm/mm)
Zi	$1,91 \times 10^{-3}$	$8,03 \times 10^{-3}$	$0,499 \times 10^{-3}$	$1,18 \times 10^{-3}$
ZiBg	$1,51 \times 10^{-3}$	$5,85 \times 10^{-3}$	$0,506 \times 10^{-3}$	$1,24 \times 10^{-3}$
ZiBgLinear	$1,46 \times 10^{-3}$	$5,91 \times 10^{-3}$	$0,502 \times 10^{-3}$	$1,20 \times 10^{-3}$
ZiBg05	$1,47 \times 10^{-3}$	$5,89 \times 10^{-3}$	$0,503 \times 10^{-3}$	$1,23 \times 10^{-3}$
ZiBg2	$1,45 \times 10^{-3}$	$5,92 \times 10^{-3}$	$0,502 \times 10^{-3}$	$1,24 \times 10^{-3}$
ZiBgSigmoide	$1,46 \times 10^{-3}$	$5,91 \times 10^{-3}$	$0,502 \times 10^{-3}$	$1,20 \times 10^{-3}$
PEEK	$8,95 \times 10^{-3}$	$5,34 \times 10^{-3}$	$1,10 \times 10^{-3}$	$0,92 \times 10^{-3}$
PEEKBg	$3,96 \times 10^{-3}$	$3,98 \times 10^{-3}$	$0,85 \times 10^{-3}$	$0,89 \times 10^{-3}$
PEEKBgLinear	$5,45 \times 10^{-3}$	$3,85 \times 10^{-3}$	$0,96 \times 10^{-3}$	$0,83 \times 10^{-3}$
PEEKBg05	$4,90 \times 10^{-3}$	$3,90 \times 10^{-3}$	$0,95 \times 10^{-3}$	$0,85 \times 10^{-3}$
PEEKBg2	$6,22 \times 10^{-3}$	$3,78 \times 10^{-3}$	$1,05 \times 10^{-3}$	$0,81 \times 10^{-3}$
PEEKBgSigmoide	$5,45 \times 10^{-3}$	$3,85 \times 10^{-3}$	$0,96 \times 10^{-3}$	$0,83 \times 10^{-3}$
CFPEEK	$4,08 \times 10^{-3}$	$5,36 \times 10^{-3}$	$0,775 \times 10^{-3}$	$1,05 \times 10^{-3}$
CFPEEKBg	$2,93 \times 10^{-3}$	$4,32 \times 10^{-3}$	$0,706 \times 10^{-3}$	$0,99 \times 10^{-3}$
CFPEEKBgLinear	$2,50 \times 10^{-3}$	$4,68 \times 10^{-3}$	$0,646 \times 10^{-3}$	$1,02 \times 10^{-3}$
CFPEEKBg05	$2,63 \times 10^{-3}$	$4,61 \times 10^{-3}$	$0,663 \times 10^{-3}$	$1,01 \times 10^{-3}$
CFPEEKBg2	$2,38 \times 10^{-3}$	$4,76 \times 10^{-3}$	$0,631 \times 10^{-3}$	$1,03 \times 10^{-3}$
CFPEEKBgSigmoide	$2,51 \times 10^{-3}$	$4,68 \times 10^{-3}$	$0,646 \times 10^{-3}$	$1,02 \times 10^{-3}$

5 CONCLUSÃO

O cálculo e análise do estado de tensões e deformações em implantes dentários de PEEK, CFPEEK zircônia, com e sem recobrimento de biovidro, foi realizada com sucesso utilizando o método dos elementos finitos. Apesar de ter sido necessário realizar algumas simplificações, os resultados foram satisfatórios para permitir a comparação entre todos os modelos estudados.

A utilização de uma camada de revestimento, seja com ou sem gradiente, não alterou significativamente o atributo escolhido para avaliar biomecanicamente a osseointegração com o osso (deformação equivalente de Von Mises), resultando apenas em uma melhora na distribuição da deformação. Com isso, do ponto de vista da osseointegração e da estabilização secundária, a utilização da camada de biovidro é positiva, pois acelera-a através interações químicas e biológicas, e não altera o processo induzido mecanicamente. A osseointegração do ponto de vista mecânico tem muito mais influência do material base do implante.

Em relação às tensões do implante, verificou-se que a utilização do conceito de gradiente foi benéfica para os implantes de zircônia recobertos com biovidro. O gradiente diminuiu as tensões no implante, principalmente na região da interface com o revestimento, que é crítica. Utilizando um gradiente rico em zircônia, obteve-se os melhores resultados, com diminuição das tensões no implante e no revestimento. Por outro lado, o revestimento de biovidro no implante de PEEK mostrou-se inviável, pois há a formação de altos níveis de tensão no revestimento, independente de se utilizar ou não o gradiente. Ao utilizar-se o PEEK sem revestimento, houve a formação de tensões próximas à sua resistência mecânica, ou seja, a aplicação de forças mais altas poderiam causar a sua ruptura. A utilização de um composto de PEEK (CFPEEK) com maior módulo elástico diminuiu o nível de tensões tanto no implante quanto no revestimento. As tensões no implante passaram a um nível baixo o suficiente para evitar a falha, no entanto, as tensões desenvolvidas no revestimento ainda estão acima do limite de resistência do biovidro. A utilização do gradiente também não melhorou significativamente as tensões no revestimento. Assim, do ponto de vista das tensões no implante, o modelo que apresentou os melhores resultados foi o ZrB₂, que é o implante de zircônia com revestimento de biovidro com gradiente rico em zircônia (p=2).

Apesar de materiais com alto módulo elástico, como a zircônia,

poderem causar o fenômeno de *stress shielding*, se verificou que materiais com baixo módulo elástico também podem causar problemas. O uso do PEEK ($E=4,2$ GPa) causou tensões bastante elevadas tanto no osso quanto no próprio implante. A análise da deformação equivalente de Von Mises também acusou regiões em que o osso estaria em sobrecarga, podendo gerar problemas. Por outro lado, implantes rígidos também tiveram zonas de sobrecarga no osso trabecular, apesar do estado de tensões na região não ter apontado valores altos. Esses resultados contraditórios não permitem a escolha de um modelo ou material que tenha tido resultados significativamente melhores do que os outros do ponto de vista da osseointegração. Uma possível solução seria a utilização de materiais diferentes no mesmo implante, de maneira análoga ao trabalho de (60), otimizando a transferência de carga para o osso cortical e trabecular.

5.1 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Visto que nem PEEK, nem CFPEEK, nem zircônia apresentaram resultados ideais, sugere-se novos testes com outros materiais para o implante, com propriedades intermediárias entre os dois. Além do titânio ($E=110$ GPa), material já tradicionalmente utilizado em implantes, existem pesquisas para utilizar o magnésio ($E=45$ GPa) em implantes. Todos esses materiais podem ser testados para se chegar a uma melhor solução para a osseointegração do ponto de vista mecânico.

Outro fator que pode influenciar principalmente nas tensões às quais o implante está submetido e que pode ser estudado é a espessura da camada de revestimento. Neste trabalho foi simulado apenas uma espessura ($100 \mu\text{m}$), mas alguns testes preliminares realizados indicaram que aumentando a espessura da camada, diminui-se a tensão nesta, principalmente para o PEEK e CFPEEK. Um estudo de otimização poderia ser feito para encontrar a espessura mais adequada, considerando estado de tensões, osseointegração e processamento.

Apesar de não ter sido o escopo deste trabalho, o processamento dos modelos pode ser feito experimentalmente para verificar a sua viabilidade. Isso inclui os materiais sugeridos anteriormente. Caso não seja possível fabricar os implantes com as mesmas características dos modelos teóricos aqui apresentados, pode-se mudar as simulações para corresponder ao que pode ser feito em condições de processamento industrial, tornando os resultados mais corretos e próximos à realidade.

Por fim, sugere-se testes experimentais para validar os resulta-

dos deste trabalho, como testes mecânicos comparando a resistência de amostras de PEEK, CFPEEK e/ou zircônia com e sem revestimento de biovidro. Simulações utilizando o método dos elementos finitos apresentam excelente confiabilidade, no entanto é necessário validar seus resultados com testes experimentais, visto que o método exige algumas simplificações e é incapaz de detectar alguns fenômenos.

REFERÊNCIAS

- 1 OSMAN, R.; SWAIN, M. A critical review of dental implant materials with an emphasis on titanium versus zirconia. **Materials**, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, v. 8, n. 3, p. 932–958, 2015.
- 2 NAJEEB, S. et al. Applications of polyetheretherketone (peek) in oral implantology and prosthodontics. **Journal of prosthodontic research**, Elsevier, v. 60, n. 1, p. 12–19, 2016.
- 3 PARK, J.; LAKES, R. S. **Biomaterials: an introduction**. [S.l.]: Springer Science & Business Media, 2007.
- 4 SMITH, D. C. Dental implants: materials and design considerations. **Int J Prosthodont**, v. 6, n. 2, p. 106–117, 1993.
- 5 STAIGER, M. P. et al. Magnesium and its alloys as orthopedic biomaterials: a review. **Biomaterials**, Elsevier, v. 27, n. 9, p. 1728–1734, 2006.
- 6 BANERJEE, R.; NAG, S.; FRASER, H. L. A novel combinatorial approach to the development of beta titanium alloys for orthopaedic implants. In: **Materials Science and Engineering C**. [S.l.: s.n.], 2005. v. 25, n. 3, p. 282–289. ISBN 09284931. ISSN 09284931.
- 7 De Aza, A. H. et al. Crack growth resistance of alumina, zirconia and zirconia toughened alumina ceramics for joint prostheses. **Biomaterials**, v. 23, n. 3, p. 937–945, 2002. ISSN 01429612.
- 8 GARVIE, R.; HANNINK, R.; PASCOE, R. Ceramic steel? **Nature**, Nature Publishing Group, v. 258, n. 5537, p. 703, 1975.
- 9 PICONI, C.; MACCAURO, G. **Zirconia as a ceramic biomaterial**. 1999. 1–25 p.
- 10 SUMITOMO, N. et al. Experiment study on fracture fixation with low rigidity titanium alloy. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, v. 19, n. 4, p. 1581–1586, 2008. ISSN 1573-4838.
- 11 PARK, J.; LAKES, R. S. **Biomaterials: An introduction**. [S.l.: s.n.], 2007. 1–561 p. ISSN 1873-1899. ISBN 9780387378794.

- 12 GRIFFITH, L. Polymeric biomaterials. **Acta materialia**, Elsevier, v. 48, n. 1, p. 263–277, 2000.
- 13 HALLMANN, L. et al. The improvement of adhesive properties of peek through different pre-treatments. **Applied Surface Science**, Elsevier, v. 258, n. 18, p. 7213–7218, 2012.
- 14 KURTZ, S. M.; DEVINE, J. N. Peek biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. **Biomaterials**, Elsevier, v. 28, n. 32, p. 4845–4869, 2007.
- 15 SANTOS, F. S. F. d. et al. Modificação da superfície do poli (éter-éter-cetona). **Matéria (Rio de Janeiro)**, scielo, v. 22, 00 2017. ISSN 1517-7076.
- 16 YU, S. et al. In vitro apatite formation and its growth kinetics on hydroxyapatite/polyetheretherketone biocomposites. **Biomaterials**, Elsevier, v. 26, n. 15, p. 2343–2352, 2005.
- 17 HA, S.-W. et al. Surface activation of polyetheretherketone (peek) and formation of calcium phosphate coatings by precipitation. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, Springer, v. 8, n. 11, p. 683–690, 1997.
- 18 NEDIR, R. et al. Predicting osseointegration by means of implant primary stability: A resonance-frequency analysis study with delayed and immediately loaded iti sla implants. **Clinical oral implants research**, Wiley Online Library, v. 15, n. 5, p. 520–528, 2004.
- 19 DILEK, O.; TEZULAS, E.; DINCEL, M. Required minimum primary stability and torque values for immediate loading of mini dental implants: an experimental study in nonviable bovine femoral bone. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology**, Elsevier, v. 105, n. 2, p. e20–e27, 2008.
- 20 HENCH, L. L. The future of bioactive ceramics. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, Springer, v. 26, n. 2, p. 86, 2015.
- 21 SALINAS, A. J.; VALLET-REGÍ, M. Bioactive ceramics: from bone grafts to tissue engineering. **RSC Advances**, v. 3, n. 28, p. 11116–11131, 2013. ISSN 2046-2069.

- 22 ALBREKTSSON, T.; JOHANSSON, C. Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration. **European Spine Journal**, v. 10, p. S96–S101, 2001. ISSN 09406719.
- 23 HENCH, L. L. et al. Bonding mechanisms at the interface of ceramic prosthetic materials. **Journal of Biomedical Materials Research**, v. 5, n. 6, p. 117–141, 1971. ISSN 10974636.
- 24 HENCH, L. L.; PASCHALL, H. A. Direct chemical bond of bioactive glass-ceramic materials to bone and muscle. **Journal of Biomedical Materials Research**, v. 7, n. 3, p. 25–42, 1973. ISSN 10974636.
- 25 HENCH, L.; HENCH, J.; GREENSPAN, D. Bioglass: a short history and bibliography. **Journal of the Australian Ceramic Society**, v. 40, p. 1–42, 2004. ISSN 1018-6689.
- 26 BEST, S. M. et al. Bioceramics: Past, present and for the future. **Journal of the European Ceramic Society**, v. 28, n. 7, p. 1319–1327, 2008. ISSN 09552219.
- 27 HENCH, L. L. The story of Bioglass®. In: **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**. [S.l.: s.n.], 2006. v. 17, n. 11, p. 967–978. ISSN 09574530.
- 28 ANDRADE, A.; DOMINGUES, R. Z. Cerâmicas bioativas-estado da arte. **Química Nova**, sciELO, v. 29, n. 1, p. 100, 2006.
- 29 MIGUEZ-PACHECO, V.; HENCH, L. L.; BOCCACCINI, A. R. **Bioactive glasses beyond bone and teeth: Emerging applications in contact with soft tissues**. 2015. 1–15 p.
- 30 MISCH, C. E. **Dental Implant Prosthetics**. [S.l.: s.n.], 2014. 1–993 p. ISSN 1878-0180. ISBN 9780323263672.
- 31 GOODACRE, C. J. et al. **Clinical complications with implants and implant prostheses**. 2003. 121–132 p.
- 32 ÖZKURT, Z.; KAZAZOÄYLU, E. Zirconia Dental Implants: A Literature Review. **Journal of Oral Implantology**, v. 37, n. 3, p. 367–376, 2011. ISSN 0160-6972.
- 33 DENRY, I.; KELLY, J. R. State of the art of zirconia for dental applications. **Dental materials**, Elsevier, v. 24, n. 3, p. 299–307, 2008.

- 34 WHAT are dental implants? Disponível em: <<http://www.aaid-implant.org/about-dental-implants/what-are-dental-implants/>>. Acesso em: 21/05/2018.
- 35 ELIAS, C. N. Factors affecting the success of dental implants. In: **Implant Dentistry-A Rapidly Evolving Practice**. [S.l.]: InTech, 2011.
- 36 BRÅNEMARK, P.-I. et al. Intra-osseous anchorage of dental prostheses: I. experimental studies. **Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery**, v. 3, n. 2, p. 81–100, 1969. ISSN 0036-5556.
- 37 CHRCANOVIC, B. R.; ALBREKTSSON, T.; WENNERBERG, A. **Reasons for failures of oral implants**. 2014. 443–476 p.
- 38 Le Guéhennec, L. et al. **Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration**. 2007. 844–854 p.
- 39 BUSER, D. et al. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. **Journal of Biomedical Materials Research**, v. 25, n. 7, p. 889–902, 1991. ISSN 10974636.
- 40 BUSER, D. et al. Enhanced Bone Apposition to a Chemically Modified SLA Titanium Surface. **Journal of Dental Research**, v. 83, n. 7, p. 529–533, 2004. ISSN 0022-0345.
- 41 HENCH, L. L.; WILSON, J. An Introduction to Bioceramics. **World Scientific**, p. 41–75, 1993.
- 42 POMPE, W. et al. Functionally graded materials for biomedical applications. **Materials Science and Engineering A**, v. 362, n. 1-2, p. 40–60, 2003. ISSN 09215093.
- 43 GOMEZ-VEGA, J. M. et al. Novel bioactive functionally graded coatings on Ti6Al4V. **Advanced Materials**, v. 12, n. 12, p. 894–898, 2000. ISSN 0935-9648.
- 44 RAHAMAN, M. N. et al. Functionally graded bioactive glass coating on magnesia partially stabilized zirconia (Mg-PSZ) for enhanced biocompatibility. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, v. 19, n. 6, p. 2325–2333, 2008. ISSN 09574530.

- 45 BIRMAN, V.; BYRD, L. W. Modeling and analysis of functionally graded materials and structures. **Applied mechanics reviews**, American Society of Mechanical Engineers, v. 60, n. 5, p. 195–216, 2007.
- 46 FABRIS, D. et al. The bending stress distribution in bilayered and graded zirconia-based dental ceramics. **Ceramics international**, Elsevier, v. 42, n. 9, p. 11025–11031, 2016.
- 47 FABRIS, D. et al. Thermal residual stresses in bilayered, trilayered and graded dental ceramics. **Ceramics international**, Elsevier, v. 43, n. 4, p. 3670–3678, 2017.
- 48 HENRIQUES, B. et al. Influence of interlayer design on residual thermal stresses in trilayered and graded all-ceramic restorations. **Materials Science and Engineering: C**, Elsevier, v. 71, p. 1037–1045, 2017.
- 49 ZHANG, Y.; LEGEROS, R.; KIM, J. **Bioactive graded zirconia-based structures**. [S.l.]: Google Patents, apr 2014.
- 50 ZHANG, Y.; CHAI, H.; LAWN, B. Graded Structures for All-ceramic Restorations. **Journal of Dental Research**, v. 89, n. 4, p. 417–421, 2010. ISSN 0022-0345.
- 51 GHOSH, S. K. et al. In vivo response of porous hydroxyapatite and β -tricalcium phosphate prepared by aqueous solution combustion method and comparison with bioglass scaffolds. **Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials**, v. 86, n. 1, p. 217–227, 2008. ISSN 15524973.
- 52 MISTRY, S. et al. Comparison of bioactive glass coated and hydroxyapatite coated titanium dental implants in the human jaw bone. **Australian Dental Journal**, v. 56, n. 1, p. 68–75, 2011. ISSN 00450421.
- 53 COOK, S.; WEINSTEIN, A.; KLAWITTER, J. Materials science: A three-dimensional finite element analysis of a porous rooted co-cr-mo alloy dental implant. **Journal of Dental Research**, SAGE Publications Sage CA: Los Angeles, CA, v. 61, n. 1, p. 25–29, 1982.
- 54 RUBO, J. H.; Capello Souza, E. A. Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, v. 12, n. 2, p. 105–113, 2010. ISSN 15230899.

- 55 WU, T. et al. Design of a custom angled abutment for dental implants using computer-aided design and nonlinear finite element analysis. **Journal of Biomechanics**, v. 43, n. 10, p. 1941–1946, 2010. ISSN 00219290.
- 56 de Faria Almeida, D. A. et al. Influence of Tapered and External Hexagon Connections on Bone Stresses Around Tilted Dental Implants: Three-Dimensional Finite Element Method With Statistical Analysis. **Journal of Periodontology**, v. 85, n. 2, p. 261–269, 2014. ISSN 0022-3492.
- 57 LIN, D. et al. Bone remodeling induced by dental implants of functionally graded materials. **Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials**, v. 92, n. 2, p. 430–438, 2010. ISSN 15524973.
- 58 PÉREZ-PEVIDA, E. et al. Biomechanical Consequences of the Elastic Properties of Dental Implant Alloys on the Supporting Bone: Finite Element Analysis. **BioMed Research International**, v. 2016, 2016. ISSN 23146141.
- 59 RUNGSIYAKULL, C. et al. Surface morphology optimization for osseointegration of coated implants. **Biomaterials**, v. 31, n. 27, p. 7196–7204, 2010. ISSN 01429612.
- 60 BAHRAMI, B. et al. Effect of surface treatment on stress distribution in immediately loaded dental implants—a 3D finite element analysis. **Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials**, v. 30, n. 4, p. e89–97, 2014. ISSN 1879-0097.
- 61 GENG, J. P.; TAN, K. B.; LIU, G. R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. **The Journal of prosthetic dentistry**, v. 85, n. 6, p. 585–598, 2001. ISSN 0022-3913.
- 62 FISH, J.; BELYTSCHKO, T. **A first course in finite elements**. [S.l.]: Wiley New York, 2007.
- 63 CHANDRUPATLA, T. R. et al. **Introduction to finite elements in engineering**. [S.l.]: Prentice Hall Upper Saddle River, 1997.
- 64 ROLAND, W. L.; NITHIARASU, P.; SEETHARAMU, K. **Fundamentals of the finite element method for heat and fluid**

- flow**. [S.l.]: John Wiley & Sons Ltd, Southern Gate, Chichester, West Sussex PO19, 2004.
- 65 LUERSEN, M. A. **Métodos numéricos para a engenharia - Introdução ao método dos elementos finitos**. [S.l.]: UTFPR-DAMEC, mar 2000.
- 66 BUDYNAS, R. G. **Advanced strength and applied stress analysis**. [S.l.]: WCB/McGraw-Hill, 1999.
- 67 ZHANG, Z. et al. Sensitivity analysis of bi-layered ceramic dental restorations. **Dental Materials**, Elsevier, v. 28, n. 2, p. e6–e14, 2012.
- 68 SRIVASTAVA, A. K.; PYARE, R. Characterization of ZnO substituted 45S5 Bioactive Glasses and Glass - Ceramics. **Journal of Materials Science Research**, v. 1, n. 2, p. 1–13, 2012. ISSN 1927-0585.
- 69 SANDLER, J. et al. Carbon-nanofibre-reinforced poly (ether ether ketone) composites. **Composites Part A: Applied Science and Manufacturing**, Elsevier, v. 33, n. 8, p. 1033–1039, 2002.
- 70 MAHMOUD, A. et al. Noninvasive assessment of human jawbone using ultrasonic guided waves. **IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control**, IEEE, v. 55, n. 6, 2008.
- 71 JR, T. B.; CANNON, R.; RITCHIE, R. An approximate method for residual stress calculation in functionally graded materials. **Mechanics of Materials**, Elsevier, v. 32, n. 2, p. 85–97, 2000.
- 72 MERICSKE-STERN, R.; PIOTTI, M.; SIRTES, G. 3-d in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures. a comparative study. **Clinical oral implants research**, Wiley Online Library, v. 7, n. 4, p. 387–396, 1996.
- 73 FROST, H. M. A 2003 update of bone physiology and wolff's law for clinicians. **The Angle Orthodontist**, v. 74, n. 1, p. 3–15, 2004.
- 74 ÇAĞLAR, A. et al. Evaluation of stresses occurring on three different zirconia dental implants: three-dimensional finite element analysis. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 25, n. 1, 2010.
- 75 OSMAN, R. B. et al. Titanium versus zirconia implants supporting maxillary overdentures: three-dimensional finite element

- analysis. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 28, n. 5, 2013.
- 76 GARCIA-GONZALEZ, D. et al. Investigation of mechanical impact behavior of short carbon-fiber-reinforced peek composites. **Composite Structures**, Elsevier, v. 133, p. 1116–1126, 2015.
- 77 DIEGO, M. A. D.; COLEMAN, N. J.; HENCH, L. L. Tensile properties of bioactive fibers for tissue engineering applications. **Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials**, Wiley Online Library, v. 53, n. 3, p. 199–203, 2000.
- 78 LIU, X. et al. Mechanical properties of bioactive glass (13-93) scaffolds fabricated by robotic deposition for structural bone repair. **Acta biomaterialia**, Elsevier, v. 9, n. 6, p. 7025–7034, 2013.
- 79 ZHANG, Y.; SUN, M.-j.; ZHANG, D. Designing functionally graded materials with superior load-bearing properties. **Acta biomaterialia**, Elsevier, v. 8, n. 3, p. 1101–1108, 2012.
- 80 KIRSTEN, A. et al. Bioactive and thermally compatible glass coating on zirconia dental implants. **Journal of dental research**, SAGE Publications Sage CA: Los Angeles, CA, v. 94, n. 2, p. 297–303, 2015.
- 81 ARAUJO, M. et al. Glass coatings on zirconia with enhanced bioactivity. **Journal of the European Ceramic Society**, Elsevier, v. 36, n. 13, p. 3201–3210, 2016.
- 82 SOLA, A. et al. Bioactive glass coatings: a review. **Surface Engineering**, Taylor & Francis, v. 27, n. 8, p. 560–572, 2011.
- 83 HENRIQUES, B. et al. Influence of laser structuring of peek, peek-gf30 and peek-cf30 surfaces on the shear bond strength to a resin cement. **Journal of the mechanical behavior of biomedical materials**, Elsevier, v. 84, p. 225–234, 2018.
- 84 STAWARCZYK, B. et al. Polyetheretherketone – a suitable material for fixed dental prostheses? **Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials**, Wiley Online Library, v. 101, n. 7, p. 1209–1216, 2013.

- 85 MA, R.; TANG, T. Current strategies to improve the bioactivity of peek. **International journal of molecular sciences**, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, v. 15, n. 4, p. 5426–5445, 2014.
- 86 SEUSS, S.; HEINLOTH, M.; BOCCACCINI, A. R. Development of bioactive composite coatings based on combination of peek, bioactive glass and ag nanoparticles with antibacterial properties. **Surface and Coatings Technology**, Elsevier, v. 301, p. 100–105, 2016.