

Lurian Minatel

**Avaliação do comportamento biomecânico de próteses unitárias
implantossuportadas diante de diferentes situações clínicas.
Estudo pelo método de elementos finitos tridimensionais**

**Araçatuba
2020**

Lurian Minatel

**Avaliação do comportamento biomecânico de próteses unitárias
implantossuportadas diante de diferentes situações clínicas.
Estudo pelo método de elementos finitos tridimensionais**

**Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia
do Campus de Araçatuba – UNESP, para obtenção do
grau de mestre em Odontologia – Área de
concentração em Prótese Dentária.**

Orientador: Prof. Tit. Eduardo Piza Pellizzer

**Coorientador: Prof. Dr. Cleidiel Aparecido Araújo
Lemos**

**Araçatuba
2020**

Catálogo na Publicação (CIP)

Diretoria Técnica de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

M663a Minatel, Lurian.
Avaliação do comportamento biomecânico de prótese unitárias implantossuportadas diante de diferentes situações clínicas : estudo pelo método de elementos finitos tridimensionais / Lurian Minatel. - Araçatuba, 2020
73 f. : il. ; tab.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia, Araçatuba

Orientador: Prof. Eduardo Piza Pellizzer

Coorientador: Prof. Cleidiel Aparecido Araújo Lemos

1. Implantes dentários 2. Prótese dentária fixada por implante 3. Análise de elementos finitos I. T.

Black D3

CDD 617.6

Dedicatória

Dedicatória

A Deus,

Dedico este trabalho primeiramente a Deus que é meu porto seguro, amigo e conselheiro fiel. Sou grata a ti, Senhor, por ter me sustentado nos momentos difíceis, ter me feito forte e corajosa para que hoje eu pudesse estar colhendo os frutos desse trabalho que o Senhor me permitiu realizar. Agradeço pela saúde e pelo cuidado comigo nos mínimos detalhes. Glorifico o teu nome hoje e sempre.

Aos meus pais,

Dedico este trabalho ao meu pai **Nilson Aparecido Minatel** que na sua humildade e grande sabedoria sempre motivou a mim e a meus irmãos a busca pelo conhecimento nos ensinando o valor da educação. Obrigada pelo seu jeito carinhoso e amável de ser, pelo pai incrível e atencioso que é, agradeço todos os esforços realizados para que esse sonho hoje pudesse se tornar realidade. Sou grata a Deus pela sua vida e por ser sua filha.

Dedico também a minha mãe **Rita de Cássia de Souza Minatel**, professora exímia que é sempre nos ensinou com o seu próprio exemplo de vida que a educação realmente abre portas. Hoje já crescida, consigo ver o quão difícil e sacrificante foi pra você ter que deixar os filhos e o conforto da sua casa durante anos para ir em busca de mais educação até mesmo para nos garantir um futuro melhor. Agradeço a Deus pela mulher maravilhosa que você é, pela mãe carinhosa, cuidadosa e por ser o pilar da nossa casa. Costumo dizer que eu só preciso ser 1% do que você representa pra mim. Amo vocês.

Aos meus irmãos,

Raiani Minatel e Gustavo Minatel dedico esse trabalho a vocês que me acompanharam de perto e que são minhas memórias vivas de tudo que já passamos juntos. A minha irmã, gostaria de agradecer pelo companheirismo que temos, pelo apoio e por ter me servido de inspiração e exemplo por muitas vezes. Obrigada pelo presente mais do que especial que me deu esse ano, minha sobrinha **Anna Minatel Grillo**. Ao meu irmão, gostaria de agradecer pelos momentos descontraídos que passamos juntos e pela união que temos. Espero que um dia você também me tenha como exemplo.

Ao meu namorado,

Dedico também ao **Rafael D'aquino Tavano** pelo seu companheirismo, por me entender, me apoiar e me ajudar sempre que preciso. Obrigada por ter me escutado e me aconselhado em

Dedicatória

muitos momentos, agradeço a paciência de sempre e o cuidado comigo durante esse tempo todo. A concretização de muitos dos meus sonhos só foi possível devido a sua ajuda e compreensão.

“Se eu vi mais longe, foi por estar sobre ombros de gigantes.”

Isaac Newton.

*Agradecimentos
Especiais*

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador,

Gostaria de agradecer ao Professor Titular **Eduardo Piza Pellizzer** pela orientação prestada e por ser o responsável direto dessa missão que agora está sendo cumprida. Sou imensamente grata pela oportunidade oferecida a mim durante todo o mestrado, pelos ensinamentos transmitidos que com certeza foram fundamentais para o meu crescimento profissional e acadêmico. Agradeço pelo exemplo que o senhor nos passa de um grande profissional e pesquisador, por sempre nos motivar a ir além e a pensar lá na frente. Agradeço profundamente pelas oportunidades que me foram dadas e manifesto aqui meu respeito e gratidão por tudo durante esses anos.

Ao meu coorientador,

Agradeço ao Professor Doutor **Cleidiel Aparecido Araújo Lemos** por todo apoio e ajuda demonstrado a minha pessoa desde a minha iniciação científica, sou grata pela coorientação nesse trabalho e por ter me ensinado muito do que hoje eu sei. Agradeço também pela amizade, conselhos e orientação que sempre me deu durante esses anos de mestrado e aproveito para registrar também minha admiração pelo pesquisador que você é.

Ao Professor Dr. Joel Ferreira Santiago-Junior,

Agradeço a oportunidade de ter sido sua primeira orientada de iniciação científica e por todo conhecimento oferecido a mim durante esses anos que nos conhecemos. Sou imensamente grata por ter tido a oportunidade de encontrar um professor como você, um exemplo de dedicação, paciência e pesquisador. Obrigada por todos os ensinamentos que não foram só científicos como também de vida, por ter sido o meu principal incentivador nessa caminhada e por ter acreditado em mim.

Ao grupo de pesquisa,

Jéssica Marcela de Luna Gomes agradeço pelo seu enorme coração, pela amizade e por estar sempre por perto nos momentos alegres e tristes, obrigada por ter compartilhado tantos momentos comigo e pela ajuda de sempre desde quando cheguei a Araçatuba. Peço que Deus abençoe seus caminhos e sonhos.

Agradecimentos Especiais

João Pedro Justino de Oliveira Limório, também conhecido como meu “gêmeo”, agradeço pela amizade que construímos durante esse período, por termos compartilhados muitos momentos. Obrigada por ter sido um ombro amigo e parceiro em todos os momentos que passamos. Agradeço pela ajuda mútua e por ser essa pessoa dedicada, confiável e amigo.

Cleber Davi Del Rei Daltro Rosa que chegou mais recentemente ao grupo de pesquisa e já demonstrou ser uma pessoa de bom coração e também já passou por muitos momentos conosco. Agradeço pelos dias que convivemos e por também ter sido importante nessa minha caminhada.

“Aqueles que passam por nós, não nos deixam sós.
Deixam um pouco de si, levam um pouco de nós.”

Antoine de Saint-Exupery.

Agradecimientos

Agradecimentos

AGRADECIMENTOS

Agradeço a **Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP**, na pessoa de seu Diretor, Prof. Tit. Glauco Issamu Miyahara e de seu vice-diretor, Prof. Tit. Alberto Carlos Botazzo Delbem pela oportunidade de realizar o Mestrado em Odontologia.

Ao **Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico – CNPq** pelo financiamento dessa pesquisa na modalidade de bolsa de Mestrado pelo período de 24 meses.

Aos amigos do departamento de materiais odontológicos e prótese, **Hiskell Francine Fernandes e Oliveira** pelo companheirismo e amizade que construímos durante esse tempo, pela ajuda que sempre me ofereceu e por ser essa pessoa de coração bondoso que cativa a todos ao seu redor. Estendo os meus agradecimentos aos amigos que sempre estiveram por perto no departamento, **Fernanda Costa Yogui, Caroline de Freitas Jorge, Marcio Campaner, Juliana Lujan Brunetto e Paulo Penitente**, por terem dividido muitos dias e experiências comigo nesses anos, por terem sido um refúgio nos dias de intenso trabalho e termos compartilhado muitas risadas.

Agradeço também aos docentes da Pós-graduação que foram essenciais para o meu crescimento e aprendizado durante o mestrado. Da mesma maneira agradeço aos professores do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese Dentária pela convivência nesses anos e pelo conhecimento compartilhado comigo. Em especial, gostaria de agradecer ao Professor Ass. Dr. **Aldiéris Alves Pesqueira**, por ter estado sempre presente e disponível e que com o seu jeito extrovertido ter me feito rir por muitos momentos. Agradeço por todos os conselhos e conhecimentos que o senhor me ofereceu. Com certeza sempre me lembrarei de você como um professor empenhado em suas pesquisas e dedicado a esta universidade. Agradeço também a Professora Dr^a. **Maria Cristina Rosifini Alves Rezende** que sempre foi muito atenciosa comigo desde o meu primeiro dia nessa universidade, por ter sempre um conselho e uma lição de vida para ensinar. Obrigada por ter sido para mim um exemplo da força da mulher dentro de uma universidade pública.

A Professora Dr^a **Sandra Lúcia Dantas de Moraes** da Faculdade de Odontologia de Pernambuco (UPE) por todas as gentilezas para comigo, pelas oportunidades, ensinamentos e lições transmitidas nesses anos.

Gostaria de estender meus agradecimentos aos funcionários do departamento de materiais odontológicos e prótese, **Magda Requena Caciatore** e aos técnicos de laboratório **Jander de**

Agradecimentos

Carvalho Inácio, Eduardo Rodrigues Cobo, Carlos Alberto Gonçalves que estavam sempre dispostos a ajudar no que fosse preciso e pelos momentos de descontração.

As funcionárias da seção de Pós-Graduação dessa instituição de ensino, na pessoa da **Valéria, Lilian e Cristiane** por estarem à disposição para ajuda, pela atenção e orientação oferecida sempre. Assim como agradeço a bibliotecária **Ana Cláudia** que sempre ofereceu seus conhecimentos e ajuda que foi fundamental no desenvolvimento de muitos trabalhos, inclusive deste.

Também agradeço de forma especial à empresa **Conexão Sistemas de Prótese** pela parceria e por ter cedido às imagens que foram imprescindíveis para o desenvolvimento desse e de outros trabalhos do grupo de pesquisa.

Por fim, agradeço a todas as pessoas que cruzaram meu caminho nessa jornada e que deixa em mim uma memória especial e que com certeza me transformou como pessoa, afinal eu sou o resultado da confiança e da força de cada um de vocês.

“O saber a gente aprende com os mestres e os livros. A sabedoria se aprende é com a vida e com o humildes.”

Cora Coralina.

Epígrafe

“Os que se encantam com a prática sem a ciência são como os timoneiros que entram no navio sem timão nem bússola, nunca tendo certeza do seu destino.”

(Leonardo da Vinci)

Resumo Geral

Resumo Geral

Minatel L. Avaliação do comportamento biomecânico de próteses unitárias implantossuportadas diante de diferentes situações clínicas. Estudo pelo método de elementos finitos tridimensionais [dissertação]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista; 2020.

RESUMO GERAL

O objetivo do presente trabalho foi avaliar a distribuição de tensões em próteses unitárias sobre implantes de conexão interna e externa variando a proporção coroa implante mediante a utilização de coroas com alturas de 10 mm e 15 mm, o tipo ósseo (tipo III e IV) e a perda óssea marginal (sem perda óssea, com perda de 1,5 mm, 3,0 mm e 4,5 mm) através da metodologia de elementos finitos tridimensionais. Esse trabalho foi elaborado em dois capítulos, o capítulo I foi composto por 16 modelos tridimensionais simulando um bloco ósseo do tipo IV com diferentes níveis de perda óssea marginal (0 mm, 1.5mm, 3.0mm e 4.5mm) onde foi inserido um implante de cone Morse ou hexágono externo com 10 mm de comprimento e 4 mm de diâmetro suportando uma coroa metalocerâmica parafusada com altura de 10 mm ou 15 mm. O capítulo II foi composto por 8 modelos com um bloco ósseo do tipo III ou IV com um implante de hexágono externo ou cone Morse e uma coroa metalocerâmica parafusada com altura de 10 mm ou 15 mm. Os modelos foram simulados com auxílio dos programas Invesalius 3.0 (CTI, São Paulo, Brasil), Rhinoceros 3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, EUA) e SolidWorks 2011 (SolidWorks Corp, Massachusetts, EUA). Os resultados foram obtidos através do software ANSYS 19.2, incluindo a caracterização dos materiais, contatos, elaboração das malhas, condições de contorno e carregamento (200N axial e 100N oblíqua em 45° nas vertentes internas de cada cúspide da coroa). As tensões geradas sobre os implantes e componentes foram visualizadas por meio de mapas de tensão von Mises enquanto que as tensões no tecido ósseo foram visualizadas através de tensão máxima principal em cada modelo simulado. Os resultados do capítulo I demonstraram que o aumento da proporção coroa/implante assim como a perda óssea marginal apresentaram influência direta na maior concentração de tensões nos implantes e componentes protéticos e que a utilização da conexão interna permitiu melhor distribuição das tensões no longo eixo do implante o que aliviou o tecido ósseo peri-implantar das tensões geradas. Quanto ao capítulo II, os resultados mostraram que a qualidade do tecido ósseo não apresentou impacto na distribuição de tensões nos implantes e componentes protéticos, em contrapartida, as coroas de 15 mm apresentaram maior magnitude das tensões geradas, além

Resumo Geral

disso, os implantes de cone Morse garantiram uma distribuição mais homogênea das tensões o que diminuiu a concentração de tensões no tecido ósseo.

Palavras-chave: Implantes Dentários. Troca da Plataforma do Implante Dentário. Ossos. Estresse Mecânico. Análise de elementos finitos.

Abstract

Minatel L. Biomechanical evaluation of single implant-supported prostheses on different clinical situations. Study by the methods of finite three-dimensional elements [dissertation]. Araçatuba: UNESP - São Paulo State University; 2020.

GENERAL ABSTRACT

The aim of the present study was to evaluate the stress distribution on single implant-supported prostheses based on three variables: the type of connection (internal connection and external connection), crown height of 10mm and 15mm, type bone (type III and IV) and marginal bone loss (0 mm, 1,5 mm, 3,0 mm and 4,5 mm) using the finite element method. The present study was divided into two chapters. The first one was composed of 16 three-dimensional models simulating a bone type IV with different levels of marginal bone loss (0mm, 1,5mm, 3,0mm and 4,5mm). All models containing one a dental implant with 4 mm in diameter and 10 mm in length with two different connection (external hexagon or Morse taper), restored with crowns metaloceramic with a height of 10mm or 15mm. The Chapter II consisted of 8 models simulating a bone type III or IV, with external hexagon or Morse taper implant and metaloceramic crown with a height of 10 mm or 15 mm. All models were simulated using Invesalio 3.0 (CTI, São Paulo, Brazil), Rhinoceros 3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, USA) and SolidWorks 2011 (SolidWorks Corp, Massachusetts, USA) and ANSYS 19.2 (Southpointe, PA, USA), including the characterization of the models, materials, contacts, contouring conditions and loading (200N axial and 100N oblique at 45°). An analysis of the results was performed using the software ANSYS 19.2 and were demonstrated through von Mises stress maps (implants and components) and maximum principal stress (bone tissue). The results of the chapter I show that increasing crown / implant ratio due to progressive marginal bone loss associated with a crown height of 15 mm has a direct influence on the higher stress concentration in implants and prosthetic components and the use of the internal connection guaranteed the best distribution on the long axis of the implant or relief of periimplant bone tissue from the generated stresses. As for Chapter II, the results presented show that bone tissue quality does not affect stress distribution in implants and prosthetic components, however, crown height of 15 mm has a direct influence on the higher stress concentration. Morse taper implants ensure a more stable distribution, homogeneous stress and decreased stress concentration in bone tissue.

Keywords: Dental prosthesis. Biomechanics. Dental implant. Finite element analysis.

Listas e Sumário

Lista de Figuras

Capítulo I

- Figura 1** Mapas da distribuição de tensão de von Mises na região de implantes e componentes no carregamento axial e oblíquo. (pag. 34)
- Figura 2** Mapas de tensão máxima principal no corte oclusal para distribuição das tensões no tecido ósseo trabeculado e cortical no carregamento axial. (pag. 35)
- Figura 3** Mapas de tensão máxima principal no corte oclusal para distribuição das tensões no tecido ósseo trabeculado e cortical no carregamento oblíquo. (pág. 36)

Capítulo II

- Figura 1** Desenho esquemático representando a qualidade óssea segundo a classificação de Lekholm & Zarb, 1985. (pag. 48)
- Figura 2** Mapas da distribuição de tensão de von Mises na região de implantes e componentes no carregamento axial e oblíquo. (pag. 53)
- Figura 3** Mapas da distribuição de tensão máxima principal na região de osso cortical e trabecular no carregamento axial e oblíquo. (pag. 54)

Lista de Tabelas

Capítulo I

Tabela 1 Descrição dos modelos simulados nesse capítulo I. (pag.29)

Tabela 2 Propriedades mecânicas dos materiais. (pag.31)

Capítulo II

Tabela 1 Descrição dos modelos simulados nesse capítulo II. (pag.50)

Tabela 2 Propriedades mecânicas dos materiais. (pag.52)

Lista de abreviaturas e siglas

Lista de Abreviaturas e Siglas

3D	Tridimensional
C/I	Proporção coroa/implante
CAD	Computer Aided Design
M	Modelos
mm	Milímetros
MPa	Mega Pascal
UCLA	Universal Castable Long Abutmet

Sumário

Sumário

1 INTRODUÇÃO GERAL	21
2 CAPÍTULO 1 - Influência da perda óssea marginal e do aumento da proporção coroa implante em próteses unitárias com conexão interna e externa. Estudo pelo método dos elementos finitos tridimensionais	25
2.1 Resumo	25
2.2 Introdução	26
2.3 Material e Método	28
2.4 Resultados	33
2.5 Discussão	37
2.6 Conclusão	41
2.7 Referências	42
3 CAPÍTULO 2 - Comportamento biomecânico de próteses sobre implantes de diferentes conexões diante do aumento da altura da coroa em regiões de osso tipo III e IV. Estudo pelo método dos elementos finitos tridimensionais	47
3.1 Resumo	47
3.2 Introdução	48
3.3 Material e Método	50
3.4 Resultados	53
3.5 Discussão	55
3.6 Conclusão	58
3.7 Referências	59
ANEXOS	65

Introdução geral

1 INTRODUÇÃO GERAL

As reabilitações implantossuportadas são atualmente amplamente empregadas devido ao grande crescimento da indústria de implantes como também do avanço tecnológico empregado na fabricação dos mesmos, permitindo um crescente surgimento de estudos acerca dessa modalidade de tratamento [1-3].

O sucesso e a longevidade das reabilitações envolvendo implantes esta relacionada à osseointegração, ou seja, íntima relação de contato entre o tecido ósseo e o implante [4, 5]. Essa relação entre osso e implante permite a transmissão das cargas oclusais diretamente para o tecido ósseo peri-implantar [6], com isso, o planejamento biomecânico dessas reabilitações se torna imprescindível a fim de proporcionar melhor distribuição das forças objetivando maior preservação do tecido ósseo e conseqüentemente maior longevidade dos implantes dentários [7, 8].

Entre as questões biomecânicas relevantes na implantodontia, podemos destacar o tipo de conexão dos implantes [7, 9-11]. Alguns autores reportam uma divisão das conexões de implantes em dois grupos [12]: conexões internas, representadas principalmente pelos implantes de hexágono interno e cone Morse, e as conexões externas representadas pelos implantes de hexágono externo.

Os implantes de hexágono externo são relacionados à maior ocorrência de complicações mecânicas sendo a mais recorrente o afrouxamento ou a quebra do parafuso de fixação da prótese pelo fato de apresentarem maior concentração de tensões de cisalhamento sobre o carregamento vertical [13] o que pode acarretar na deformação no hexágono da plataforma do implante e com isso comprometer a longevidade do tratamento [14]. Quanto à distribuição de tensões no tecido ósseo, esses implantes por apresentarem à conexão prótese/implante muito próxima a crista óssea são apontados por maior concentração de tensões nessa região [15, 16] favorecendo assim a maior perda óssea marginal.

Na tentativa de minimizar os problemas encontrados nos implantes de conexão externa surgiram os implantes de conexão interna. Os implantes de hexágono interno apresentam o hexágono internamente o que contribui para a melhor distribuição de tensões ao longo do implante e favorece a diminuição das complicações relacionadas ao parafuso de fixação [17, 18]. Contudo, estudos apontam que esse tipo de conexão pode apresentar uma parede interna

As referências citadas na introdução geral estão localizadas no Anexo B.

fina e frágil prejudicando assim a sua resistência e aumentando as chances de ocorrerem fraturas do implante [19].

Conexões do tipo Morse tem apresentado superioridade em relação às demais [15, 16, 20]. O formato cônico desse tipo de conexão garante uma melhor distribuição de forças ao tecido ósseo por proporcionar maior estabilidade da prótese e, além disso, o embricamento mecânico oferecido pelo travamento friccional do formato cônico da conexão contribui para a diminuição das tensões no parafuso [21]. Embora esse tipo de conexão apresente ser mais favorável existem situações clínicas limítrofes e outros fatores biomecânicos relacionados à sobrecarga que podem levar ao aumento das tensões e comprometer a longevidade do tratamento [22-24].

Dentre as situações clínicas preocupantes, podemos destacar a região a ser reabilitada com implantes, visto que, regiões com maiores forças oclusais e/ou pior qualidade do tecido ósseo, como é o caso de áreas posteriores, podem influenciar no prognóstico do tratamento [25, 26]. A região posterior da maxila representa uma área crítica, pois é formada por um osso de pouca densidade com uma camada cortical fina que prejudica a estabilidade do implante e favorece a ocorrência de maiores tensões na região peri-implantar [27-29].

Dentro da classificação proposta por Lekholm e Zarb (1985) o tecido ósseo do tipo III e IV se diferenciam apenas pela densidade do osso trabecular, pois apresentam a cortical de mesma espessura. Estudos apontam que um tecido ósseo de menor densidade está relacionado a concentrações de maiores cargas oclusais [30], o que pode comprometer o tratamento reabilitador e conseqüentemente a longevidade do implante nessas áreas [31].

Outro fator biomecânico relevante em implantodontia é a proporção coroa/implante que pode funcionar como um cantilever vertical sob cargas oblíquas [32]. A coroa sobre implante é dimensionada da crista óssea até o plano oclusal em regiões posteriores e da crista óssea até a borda incisal em regiões anteriores [27]. Estudos que investigaram a influência da proporção coroa implante reportaram que o aumento da proporção ideal (1:1) pode acarretar em aumento das tensões nos implantes /estruturas protéticas e tecido ósseo [33-36]. Além disso, quando existe um aumento da coroa em 1 mm a força gerada pela alavanca pode aumentar em até 20% o que prejudicaria ainda mais a reabilitação implantossuportada[37].

A associação da perda óssea marginal com uma coroa de altura elevada provocaria um aumento ainda mais expressivo nessa proporção, gerando uma maior alavanca e aumentando o braço de potência (distância do tecido ósseo até a altura da coroa) em relação ao braço de resistência (área do implante inserida no tecido ósseo) que poderia comprometer biomecânica a reabilitação, e assim afetar a longevidade e o sucesso do tratamento reabilitador [38]. Diante disso, se faz necessário à avaliação do comportamento biomecânico de próteses unitárias implantossuportadas diante das possibilidades de conexões de implantes e de situações desfavoráveis como o aumento da proporção coroa implante diante da perda óssea progressiva e de coroas clínicas de maior comprimento.

Capítulo I

Influência da perda óssea marginal e do aumento da proporção coroa implante em próteses unitárias com conexão interna e externa. Estudo pelo método dos elementos finitos tridimensionais.

2.1 Resumo

O objetivo desse estudo foi investigar a influência do aumento da proporção coroa/implante e da perda óssea marginal progressiva em próteses unitárias suportadas por implantes de conexão interna e externa através do método dos elementos finitos tridimensionais. Foram simulados 16 modelos tridimensionais através dos softwares Solidworks, Invesalius e Rhinoceros 3D. Cada modelo foi composto por uma secção de osso do tipo IV simulando a região posterior de maxila com diferentes níveis de perda óssea marginal (sem perda óssea; com perda de 1,5 mm; 3,0 mm e 4,5 mm) contendo um implante de hexágono externo ou cone Morse de 4 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento suportando uma coroa metalocerâmica parafusada com altura de 10 mm ou 15 mm. Após a modelagem, os modelos foram enviados aos programas de processamento ANSYS 19.2 para a simulação de carregamento, sendo, carga axial de 200N e oblíqua de 100N divididas em 50N em cada vertente de cúspide. A análise dos resultados obtidos foram visualizados em mapas de tensão de von Mises e tensão máxima principal. A partir dos resultados foi possível observar que a perda óssea progressiva apresentou influência no aumento da concentração de tensões assim como a proporção coroa/implante também apresentou um efeito importante na distribuição de tensões. Os implantes de cone Morse garantiram melhor distribuição das tensões ao longo do implante, entretanto, houve um aumento das tensões localizadas no parafuso de fixação. Quanto ao tecido ósseo, os implantes de conexão interna permitiram menor dissipação de forças ao tecido ósseo adjacente e a perda óssea progressiva assim como o aumento da proporção coroa/implante contribuíram para maiores tensões na região cervical de tecido ósseo. Podemos concluir que a perda óssea marginal foi significativa para o aumento da concentração de tensões tanto para as estruturas (implante/componentes) quanto para o tecido ósseo e que a altura da coroa apresentou influência na concentração de tensões. Os implantes de conexão interna apresentaram melhor distribuição de forças, entretanto com aumento das tensões no parafuso de fixação.

Palavras-chave: Implantação de Prótese Dentária; Estresse Mecânico; Próteses e Implantes.

2.2 Introdução

Nas últimas décadas, as reabilitações sobre implantes têm sido indicadas com maior frequência e a substituição de um único dente ausente por uma prótese implantossuportada aumentou consideravelmente, pois representa uma opção de tratamento com boas taxas de previsibilidade [1-3].

Um adequado nível ósseo está correlacionado ao sucesso clínico das reabilitações com implantes, visto que, a perda de tecido ósseo afeta consideravelmente a ancoragem biomecânica da restauração [2, 4]. Além disso, o nível de inserção do implante influencia significativamente na resistência que é oferecida pelo próprio implante, sendo que, uma inserção profunda proporciona maior resistência às forças exercidas sobre a restauração [5].

Diante disso, muitos são os fatores estudados para prevenir a exacerbada perda óssea peri-implantar e dentre eles, a relação coroa/implante (C/I) parece ter um papel significativo. Existem autores que revelam uma relação diretamente proporcional entre a proporção C/I com a perda óssea marginal [6, 7] e que a relação C/I inadequada pode afetar a sobrevivência do implante em longo prazo [8].

A relação C/I é mencionada em muitos estudos como anatômica [9, 10] ou clínica [7, 11]. A relação anatômica é retratada quando a divisão entre a altura da coroa e do implante é dada pelo ombro do implante, já a relação clínica revela um cenário onde o nível do tecido ósseo divide a altura da coroa e do implante [12].

Em um cenário biomecânico, a relação clínica é a que revela de fato uma situação mais próxima ao real, pois considera as roscas expostas do implante, ou seja, aquelas que não estão em contato direto com o tecido ósseo como sendo parte da altura da coroa, entretanto na literatura é mais comum o relato da relação anatômica [12].

No início do surgimento dos implantes e das reabilitações implantossuportadas, foram aceitos inicialmente as mesmas diretrizes utilizadas para reabilitações sobre dentes [13, 14] e estudos apontam que para as reabilitações sobre implantes uma proporção de 0,5 a 1 entre a coroa e o implante seria ideal para menor perda óssea marginal [15].

O tipo de conexão do implante também é um fator a ser considerado no ponto de vista biomecânico [5, 16, 17]. A conexão interna por permitir um embricamento maior entre a prótese e o implante favorece a distribuição das forças oclusais e diminui a concentração de

tensões nessa região de interface levando a menores chances de complicações mecânicas e perda óssea marginal [18, 19]. Por outro lado, estudos que avaliaram as concentrações de tensões em conexões externas demonstraram maiores tensões na região do pescoço do implante resultando em maior perda óssea [17-21].

Dessa forma, investigações quanto ao comportamento biomecânico de próteses implantossuportadas devem ser conduzidos com o intuito de conhecer a melhor alternativa frente a diferentes situações clínicas como em casos de reabsorção óssea peri-implantar e aumento da proporção coroa/implante. Assim, foram testadas três hipóteses nulas: (1) A perda óssea vertical não influencia na distribuição das tensões das estruturas avaliadas; (2) O sistema de conexão não interfere na distribuição das tensões no tecido ósseo e/ou implante/componentes; (3) O aumento da proporção coroa/implante não interfere biomecânicamente na distribuição de tensões.

2.3 Material e Método

2.3.1 Delineamento experimental

O presente trabalho investigou 3 variáveis: (1) o tipo de conexão (implantes de hexágono externo e cone Morse); (2) nível do tecido ósseo peri-implantar (sem perda óssea; 1,5 mm de perda óssea marginal; 3,0 mm de perda óssea marginal; 4,5 mm de perda óssea marginal) e (3) altura da coroa implantossuportada (coroas de 10 mm e 15 mm de altura).

Este trabalho foi conduzido seguindo a metodologia de estudos anteriores realizados e já publicados pelo grupo de pesquisa [17, 18, 22, 23].

2.3.2 Descrição dos modelos

Foram confeccionados 16 modelos tridimensionais (Tabela 1) que simulavam uma secção de osso da região posterior de molar superior (osso do tipo IV) com variação quanto à perda óssea ao redor do implante (sem perda óssea 0 mm, perda de 1,5mm, perda de 3,0mm e perda de 4,5mm) e inserido no bloco ósseo um implante de hexágono externo ou cone Morse de dimensões 4 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil) suportando uma coroa metalocerâmica parafusada com altura de 10 mm ou 15 mm sobre um pilar tipo UCLA (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil).

Tabela 1 - Descrição dos modelos simulados nesse capítulo I

Modelo	Implante	Altura da coroa	Descrição
1	Hexágono externo 4x10 mm	10 mm	Sem perda óssea.
2			Com perda óssea de 1,5mm.
3			Com perda óssea de 3,0mm.
4			Com perda óssea de 4,5mm.
5		15 mm	Sem perda óssea.
6			Com perda óssea de 1,5mm.
7			Com perda óssea de 3,0mm.
8			Com perda óssea de 4,5mm.
9	Cone Morse 4x10 mm	10 mm	Sem perda óssea.
10			Com perda óssea de 1,5mm.
11			Com perda óssea de 3,0mm.
12			Com perda óssea de 4,5mm.
13		15 mm	Sem perda óssea.
14			Com perda óssea de 1,5mm.
15			Com perda óssea de 3,0mm.
16			Com perda óssea de 4,5mm.

2.3.3 Confeção dos modelos

Todos os modelos foram confeccionados por meio de modelagem gráfica 3D através dos softwares Invesalius 3.0 (CTI, São Paulo, Brasil), Rhinoceros 3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, EUA) e SolidWorks 2011 (SolidWorks Corp, Massachusetts, EUA).

A secção óssea de cada modelo foi obtida através da recomposição de uma Tomografia Computadorizada da região posterior de molar superior (osso tipo IV) através do software Invesalius 3.0 (CTI, São Paulo, Brasil). Posteriormente simulou-se através do software Rhinoceros 3D diferentes alturas da crista óssea representando modelos com tecido ósseo ao nível do pescoço do implante (sem perda óssea), com perda óssea de 1,5mm, 3,0mm e 4,5mm onde os implantes apresentavam roscas expostas.

A simulação dos implantes de 4 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento de cone Morse e hexágono externo foi realizada a partir do desenho original de fábrica disponibilizado pela empresa Conexão (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil) por meio do software Solidworks 2011.

O componente protético utilizado foi o UCLA (UCLA CrCo – Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil) para ambos os tipos de conexão de implante afim de não incluir outra variável visto que o intermediário pode influenciar na distribuição de tensão [24]. A simulação do componente protético e do parafuso de fixação foi realizada de forma semelhante à simulação do implante.

A superfície externa da coroa metalocerâmica parafusada foi obtida a partir da digitalização de um dente artificial (2º molar superior) inserido em um bloco de resina que foi escaneado por meio de um Scanner 3D (Scanner 3D MDX-20, Roland DG, São Paulo, Brasil) para elaboração do modelo da superfície externa da coroa. Após a digitalização a imagem foi acabada e simplificada no software Rhinoceros 4.0 procurando simular as dimensões reais da estrutura interna de metal fundida com a liga de cobalto-cromo (Co-Cr) e da parte externa coberta por cerâmica feldspática de uma coroa metalocerâmica.

As coroas foram simuladas com alturas de 10 mm o que representa uma proporção (1:1) uma vez que os implantes apresentam 10 mm de comprimento, bem como foram simuladas coroas com altura de 15 mm simulando uma proporção (1,5:1) o que pode ser verificado em casos de reabilitações em áreas de reabsorção óssea previa a instalação dos implantes. A partir de então as coroas foram incorporadas aos demais componentes dos implantes que

foram descritos anteriormente e em seguida todo o conjunto foi inserido no bloco ósseo previamente modelado.

2.3.4 Obtenção das análises tridimensionais

A análise de elementos finitos, após modelagem, foi subdividida em 3 fases: pré-processamento (discretização dos modelos e configuração da análise), resolução (cálculo matemático) e pós-processamento (visualização dos resultados). O software utilizado para análise foi o ANSYS 19.2 (Southpointe, PA, USA).

Assim os desenhos (CAD) dos modelos foram exportados para o programa de análise de elementos finitos, através da incorporação das propriedades mecânicas dos componentes envolvidos na simulação dos modelos a partir de valores apresentados na literatura (Tabela 2), bem como para a elaboração das malhas de elementos finitos a partir de elementos parabólicos sólidos.

Tabela 2 – Propriedades mecânicas dos materiais

Estrutura	Módulo de Elasticidade (E) (GPa)	Coefficiente de Poisson	Referência
Ossos cortical	13,7	0,30	Pellizzer et al.
Ossos trabecular de baixa densidade (Tipo IV)	1,10	0,30	Sevimay et al.
Titânio (abutment e implante)	110,0	0,35	Pellizzer et al.
Liga Co-Cr	218,0	0,33	Alvarez-Arenal et al.
Porcelana feldispática	82,8	0,35	Eraslan et al.

Os materiais relacionados nesse estudo foram considerados homogêneos, isotrópicos e lineares e todos os contatos simulados entre as estruturas foram do tipo colado, exceto na região de contato entre os intermediários e os implantes que foram do tipo justaposto.

A simulação de cargas lineares foi realizada no ANSYS 19.2 na região de vertente interna de cada cúspide das coroas, sendo 200N em direção axial (4 aplicações de 50N) e 100N em direção oblíqua (dividida em 2 aplicações de 50N por vertente de cúspide vestibular) com uma angulação de 45° em relação ao longo eixo do implante.

Para o desenvolvimento das análises, a movimentação tridimensional foi restringida através da fixação dos modelos gerados em cada superfície mesial e distal do corte simulado no tecido ósseo (trabecular e cortical), em direção x, y e z. Desse modo, após a aplicação das cargas as estruturas envolvidas nos modelos (coroas, componentes, implantes e tecido ósseo) puderam se movimentar a partir das tensões geradas. Por fim, foi realizada a resolução dos problemas matemáticos para o pós-processamento e visualização das tensões geradas nas estruturas.

2.3.5 Visualização dos resultados

Os resultados das tensões geradas no implante, componente protético e parafuso foram fornecidos através de mapas de tensão de von Mises [18, 19]. Para avaliação das tensões no tecido ósseo os resultados foram demonstrados em mapas de tensão máxima principal onde valores negativos são interpretados por forças compressivas e valores positivos por forças de tração[17, 25]. A unidade de medida usada para mensurar a Tensão de von Mises e Tensão Máxima Principal foi Mega-Pascal (MPa).

2.4 Resultados

2.4.1 Análise de tensões de von Mises (implante/parafuso/coroa)

A análise dos diferentes modelos sob o carregamento axial permitiu observar que a altura da coroa por si só não apresentou influência no padrão de distribuição de tensões, visto que os modelos sem perda óssea e com implante de mesma conexão com coroas de 10 mm (M1 e M5) e 15 mm (M9 e M13) apresentaram concentrações de tensões similares, entretanto, à medida que a perda óssea marginal aumentou progressivamente ocorreu também um aumento da concentração de tensões, principalmente na região da parede lateral dos implantes, bem como na região do parafuso de fixação. Fazendo uma análise entre as conexões, notamos que a utilização de implantes de conexão interna (M9 a M16) garantiu uma melhor distribuição das forças ao longo de todo o implante quando comparado aos modelos com implantes de conexão externa (M1 a M8), contudo, independentemente do nível de perda óssea e/ou altura da coroa esse tipo de conexão demonstrou maior concentração das tensões no parafuso de fixação devido ao fato dos parafusos apresentarem uma extensão maior ao longo da estrutura (Figura 1).

Considerando o carregamento oblíquo, foi observado maiores valores de tensões em comparação ao carregamento axial (regiões com 6x maiores valores de tensões). Nesse carregamento, o nível gradativo de perda óssea continuou influenciando para o aumento das tensões ao longo das estruturas (implantes/parafusos) em ambos os tipos de conexões, porém, é verificado que a altura da coroa também contribuiu para o aumento das tensões nas estruturas (implantes/componentes) dos modelos com implantes de hexágono externo (M1 a M8), além disso, independentemente do nível de perda óssea e/ou altura da coroa esse tipo de conexão demonstrou maior concentração das tensões no parafuso de fixação devido ao fato dos parafusos apresentarem uma extensão maior ao longo da estrutura. Em relação aos sistemas de conexão, é possível observar que os parafusos de fixação dos implantes de hexágono externo apresentaram claramente maiores regiões de tensões em comparação aos de cone Morse. Além disso, os implantes de cone Morse apresentaram uma tendência de axialização das tensões no longo eixo do implante, dissipando as tensões próximas ao ápice do implante, observado principalmente para os modelos com menores valores de perda óssea marginal, enquanto os modelos de hexágono externo apresentaram maiores concentrações sobre a região cervical do implante (Figura 1).

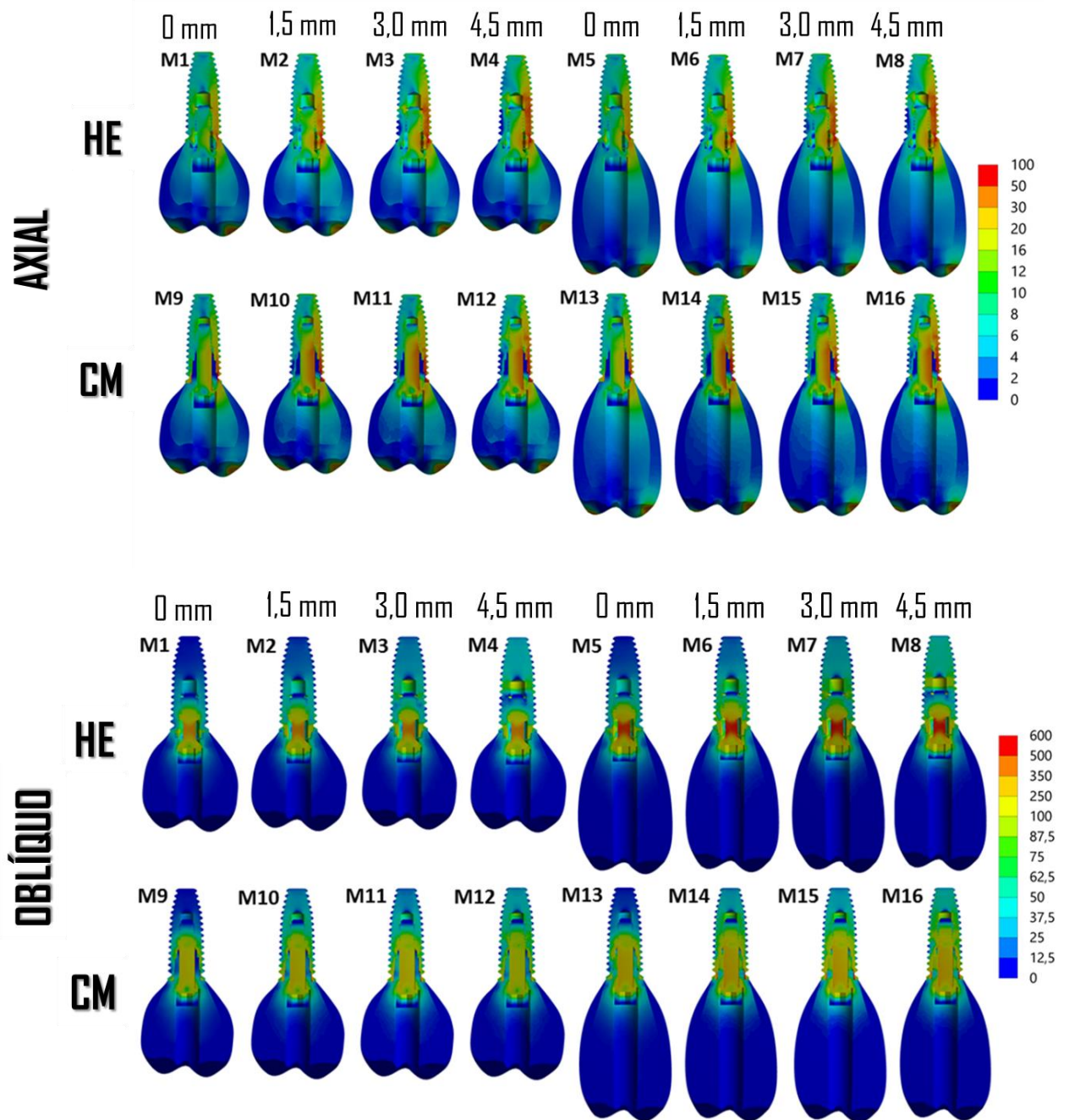


Fig. 1. Mapas da distribuição de tensão de von Mises na região de implantes e componentes no carregamento axial e oblíquo

2.4.2 Análise de Tensão Máxima Principal (tecido ósseo)

A análise do tecido ósseo, sob o carregamento axial, permite observar que a perda óssea acarretou de forma proporcional em maior concentração de tensões de tração no tecido ósseo cortical peri-implantar, ou seja, quanto maior o nível de perda óssea maiores as áreas de tensões ao longo da estrutura do tecido ósseo cortical em todos os modelos avaliados. Além

disso, os implantes de cone Morse em situações nas quais não existia a perda do tecido ósseo (M9 e M13), ou quando a perda óssea foi limitada a 1,5 mm (M10 e M14) apresentaram menores valores de tensões de tração na região do tecido ósseo cortical comparado aos implantes de hexágono externo nas mesmas situações (M1 e M5; M2 e M6). Em relação à proporção coroa/implante não foram observadas diferenças para a distribuições das tensões sobre o carregamento axial (Figura 2).

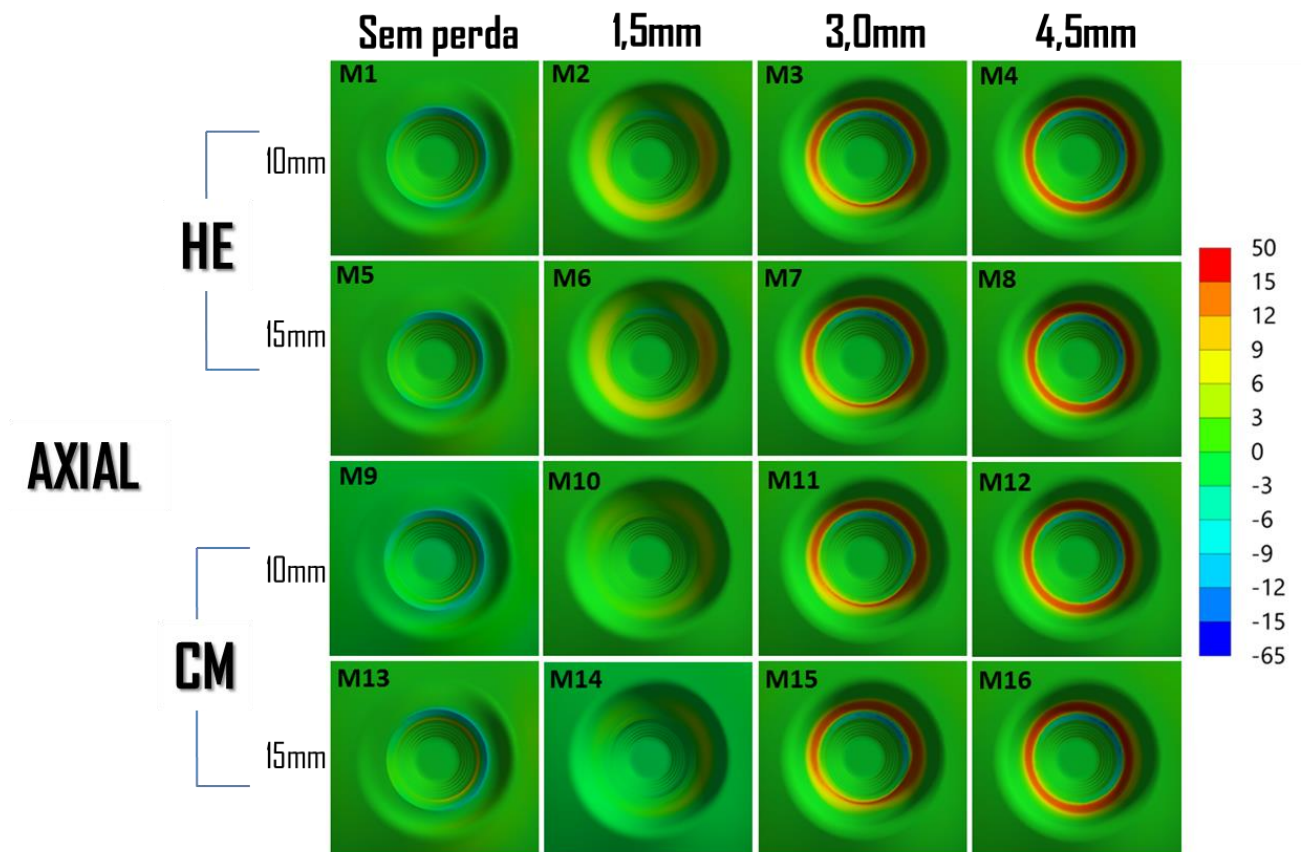


Fig. 2. Mapas de tensão máxima principal no corte oclusal para distribuição das tensões no tecido ósseo trabeculado e cortical no carregamento axial

Quanto ao carregamento oblíquo, foram observadas tensões de tração até 5x maiores que o carregamento axial, concentrando as tensões também na região cervical do tecido ósseo cortical. A perda óssea progressiva contribuiu para o aumento das tensões de tração no tecido ósseo em ambos os modelos analisados. Os modelos com coroas de altura de 10 mm (M1, M2, M3, M4, M9, M10, M11 e M12) apresentaram menores valores de tensões quando comparado aos modelos com coroas de 15 mm de altura (M5, M6, M8, M8, M13, M14, M15 e M16) em ambos os tipos de conexões. Como observado no carregamento axial, à utilização de implantes de conexão interna (M9 a M16) contribuiu para menores valores de tensões de

tração no tecido ósseo quando comparado aos modelos com implantes de hexágono externo (M1 a M8) (Figura 3).

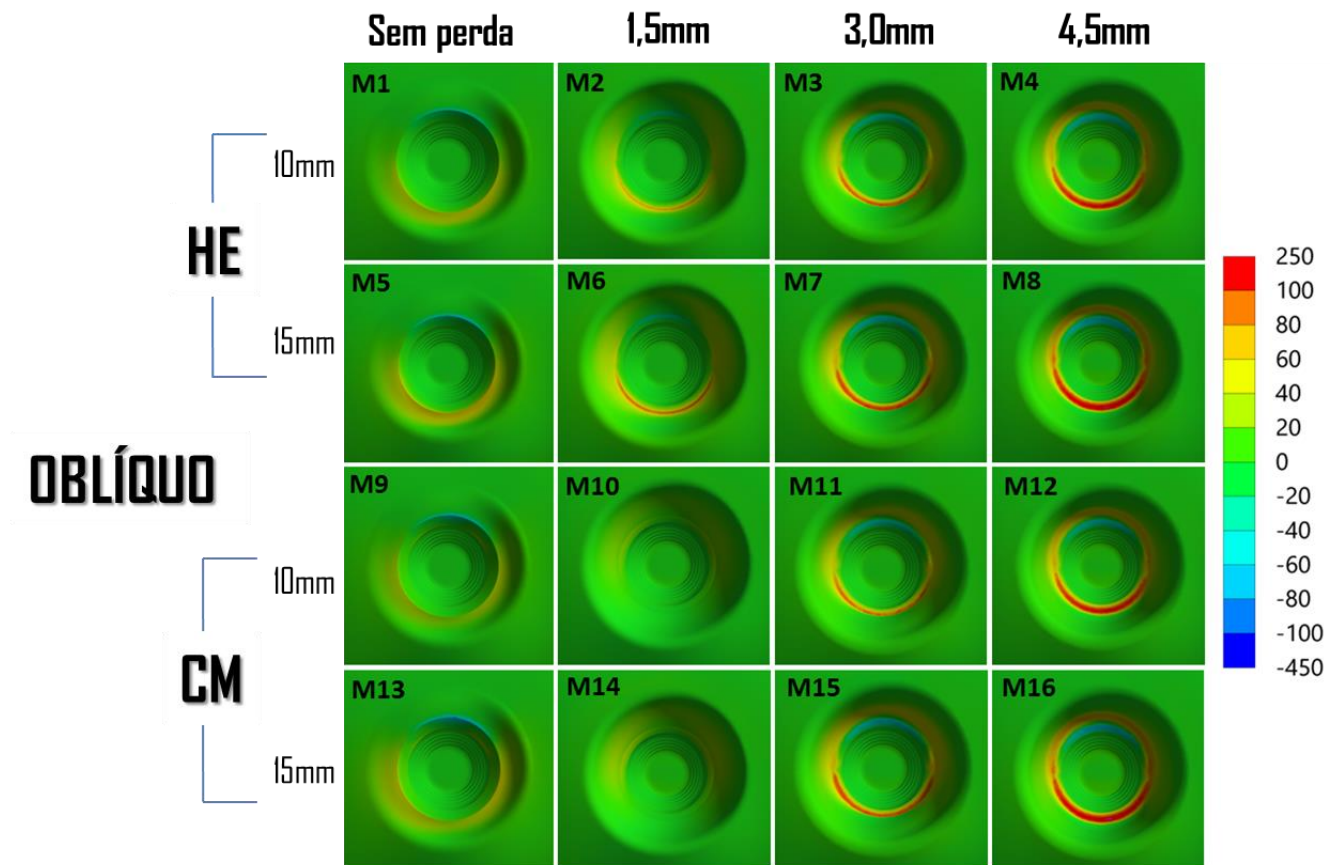


Fig. 3. Mapas de tensão máxima principal no corte oclusal para distribuição das tensões no tecido ósseo trabeculado e cortical no carregamento oblíquo.

2.5 Discussão

Os resultados encontrados descartam a primeira hipótese nula avaliada nesse estudo, visto que, foi nítido observar que a partir do início da perda óssea marginal as tensões aumentaram consideravelmente no tecido ósseo peri-implantar assim como houve aumento da concentração de tensões principalmente na região de interface entre a prótese e o implante.

A perda óssea vertical resulta em consequências protéticas desfavoráveis no ponto de vista da reabilitação com implante e muitas vezes a tentativa de ganho ósseo através de enxertos não é aceita pelo paciente ou não oferece um resultado tão esperado e por isso é muito comum à utilização de coroas mais longas [26, 27]. O termo “espaço da altura da coroa” proposto por [15], define o espaço medido da crista óssea até o plano oclusal em região posterior e até a borda incisal em região anterior. Dessa forma, à medida que se observa reabsorção do tecido ósseo peri-implantar é observado um aumento do espaço da altura da coroa.

Os resultados mostraram um aumento das tensões de tração ao longo do tecido ósseo cortical para os modelos com perda óssea vertical, independentemente da quantidade de perda óssea e/ou o carregamento avaliado. Dentre os diferentes fatores que podem estar relacionados a esses resultados podemos destacar um aumento existente no braço de alavanca entre o implante e a coroa, alterando a linha de fulcro e contribuindo para o aumento das tensões ao longo do tecido ósseo cortical [28]. A concentração de tensões de tração na região cortical e não trabecular do tecido ósseo deve se ao fato de que o osso cortical apresenta uma resistência 7 a 10 vezes maior que o módulo de elasticidade do osso trabecular, dessa forma, existem maiores chances de um processo de reabsorção com o aumento das tensões nessa região [29].

Nos modelos simulados com perda óssea vertical excessiva (3,0 mm e 4,5 mm) que pode ser encontrado em situações clínicas de pacientes com doenças peri-implantares [30], pode ser observado maiores áreas de concentrações de tensões, eliminando a influência das outras variáveis sobre o tecido ósseo (conexão e/ou altura da coroa), isso demonstra que a perda óssea vertical é considerada um fator primário, e conseqüentemente mais influente em relação a outras variáveis, pois afeta a estabilidade existente entre a interface implant/abutment [31]. Entretanto, os modelos com ausência de perda óssea marginal e/ou com perda limitada a 1,5 mm a conexão interna foi mais favorável para o processo de

distribuição das tensões. É importante destacar esse fato, visto que muitas vezes pacientes com peri-implantite necessitam de um cuidado maior no tratamento em relação ao controle bacteriano da região, porém, pode ser observado que a biomecânica também afeta a distribuição das tensões ao longo da estrutura, e dessa forma poderia comprometer o tratamento reabilitador, dependendo do nível de perda exercida [28].

A ocorrência de complicações mecânicas em próteses sobre implantes são normalmente as mais altas dentre as complicações encontradas na literatura [32, 33]. Estas complicações estão relacionadas ao aumento do estresse sobre o conjunto implante/prótese e o resultado disso pode ser a falha da reabilitação e a maior perda óssea peri-implantar [15]. As chances de ocorrer fratura do corpo do implante, afrouxamento ou fratura do parafuso e do pilar, fratura da cerâmica de cobertura podem aumentar à medida que as forças e o estresse aumentam [34].

Em relação à distribuição das tensões sobre os implantes e componentes pode ser observado que a perda óssea vertical contribuiu de maneira progressiva para o aumento das tensões ao longo da estrutura do implante (principalmente na parede distal) bem como na região do parafuso de fixação. Dessa forma, em situações clínicas onde o paciente apresenta um mínimo de perda óssea vertical (1,5 mm), o profissional deve se atentar ao risco do afrouxamento/fratura do parafuso de fixação, uma vez que é considerada uma das complicações mais recorrentes em próteses implantossuportadas [2], principalmente quando cargas não axiais incidem sobre as estruturas [18].

Um dos fatores para minimizar esse tipo de complicação pode estar relacionado ao sistema de conexão. Os implantes de conexão interna surgiram na tentativa de reduzir as complicações recorrentes encontradas nas conexões externas, pois acreditavam que uma conexão longa e internamente ao implante melhoraria a distribuição das tensões no longo eixo, bem como aumentaria a estabilidade lateral interna gerada pelas paredes dos implantes, reduzindo a movimentação do pilar/coroa sobre o parafuso [35, 36]. Esses dados foram corroborados pelo presente estudo, uma vez que foi observado que os implantes de conexão interna apresentaram menores tensões sobre os parafusos de fixação no carregamento oblíquo quando comparado aos implantes de conexão externa (independentemente da perda de tecido ósseo), rejeitando a segunda hipótese nula. Dessa forma, deve ser considerada a utilização de implantes de conexão interna sempre que fatores de riscos que aumentam a incidência de

afrouxamento e/ou fratura do parafuso estiverem presentes tais como bruxismo, região posterior (molar), dentre outros [37].

Em relação à distribuição das tensões no tecido ósseo foi possível observar que os implantes de conexão externa apresentaram maiores tensões de tração para os modelos sem perda ou com perda de 1,5 mm. Como já citado anteriormente, isso pode estar ligado ao fato de que a conexão interna contribui para distribuir as tensões no longo eixo do implante, reduzindo assim as tensões na região óssea peri-implantar [35]. Além disso, um recente trabalho de revisão sistemática tem indicado que as conexões internas apresentam maior valor de preservação do tecido ósseo marginal em comparação com as conexões externas [38], e isso pode estar ligado ao fator biomecânico dos sistemas de conexão.

Em relação ao aumento da altura da coroa (proporção coroa/implante) uma conferência de consenso sobre o espaço da altura da coroa definiu que a altura ideal de uma coroa para uma prótese fixa sobre implante deve ser entre 8 e 12 mm, pois permitiria o estabelecimento da largura biológica, espaço adequado para o pilar de retenção de uma prótese cimentada ou para a fixação do parafuso, resistência do material oclusal, estética como também condições de higienização [15, 39]. A altura excessiva da coroa causa impacto no grau de carga não axial exercida sobre a prótese ampliando a sobrecarga oclusal o que aumenta consideravelmente o braço de alavanca [40].

Biomecanicamente as chances de complicações devido ao aumento do espaço da coroa estão relacionadas ao mecanismo de alavanca [15], da mesma forma como observado para a perda óssea vertical. A altura da coroa funciona como um cantilever vertical e com isso como um amplificador de forças, portanto, diante do aumento da altura da coroa a quantidade de forças também aumenta e assim os riscos de ocorrerem complicações mecânicas relacionadas às próteses sobre implantes por consequência também aumentam [15]. Entretanto, quando avaliado a influência da proporção coroa/implante na distribuição das tensões na região de tecido ósseo, os resultados demonstraram uma pequena diferença na distribuição das tensões para as coroas de 10 mm e 15 mm favorecendo ligeiramente os modelos com coroas de 10 mm de altura. Isso pode estar relacionado ao fato de que o aumento de proporção de 1/1 para 1,5/1 interfere muito pouco na distribuição das tensões de tração sobre o tecido ósseo cortical, ao passo que alterações mais expressivas costumam ser observado em proporções 2/1 [41]. Esses dados estão de acordo com uma recente revisão sistemática que comparou proporções

> 1.5 versus ≤ 1.5 , não encontrando diferenças em relação aos desfechos de sobrevida e perda óssea marginal [42].

Entretanto, quando avaliado os implantes e componentes, pode ser observados maiores tensões nos parafusos de fixação dos implantes de conexão externa com coroas de 15 mm sobre o carregamento oblíquo, rejeitando a terceira hipótese nula. Isso pode ser justificado pela utilização de um componente anti-rotacional sobre a plataforma do implante (externamente), o que aumenta o risco de micromovimentação entre a interface pilar e coroa/implante [36], principalmente em situações de cargas não axiais.

A análise de elementos finitos tem sido considerada uma ferramenta útil para avaliação de situações pré-clínicas [43], determinando as tensões e deformações em estruturas de maneira individualizada, e pode ser utilizado para melhor compreensão do comportamento biomecânico das estruturas. Entretanto, esses resultados devem ser interpretados com cautela por se tratar de uma análise computacional que leva em consideração fatores como materiais homogêneos/isotrópicos e linearmente elástico que podem diferir de uma realidade dos tecidos vivos que são materiais dinâmicos. Muito embora, diante dos resultados encontrados fica ainda mais evidente que o planejamento pré cirúrgico, como a necessidade de intervenção no tecido ósseo com a realização de enxertos previamente a instalação dos implantes, bem como a escolha do tipo de conexão são essenciais, visto que, as decisões tomadas previamente à reabilitação implicarão no resultado e na longevidade do tratamento [15].

2.6 Conclusão

Diante dos resultados, concluímos que:

- A perda óssea marginal foi relevante para o aumento das tensões sendo ainda mais expressivo quando associado a coroas de 15 mm tanto para o tecido ósseo quanto para as estruturas;

- O implante cone morse demonstrou melhores resultados na distribuição de tensões, principalmente no carregamento oblíquo, tanto para o tecido ósseo quanto para as estruturas (implante/parafuso);

- O aumento da altura da coroa apresentou influência na distribuição de tensões nas estruturas e no tecido ósseo.

2.7 Referências

- [1] M.S. Block, Dental Implants: The Last 100 Years. *J Oral Maxillofac Surg.* 76 (2018) 11-26.
- [2] B.E. Pjetursson, C. Zarauz, M. Strasding, I. Sailer, M. Zwahlen, A. Zembic, A systematic review of the influence of the implant-abutment connection on the clinical outcomes of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res.* 29 (2018) 160-183.
- [3] T. Sugiura, K. Yamamoto, S. Horita, K. Murakami, S. Tsutsumi, T. Kirita, The effects of bone density and crestal cortical bone thickness on micromotion and peri-implant bone strain distribution in an immediately loaded implant: a nonlinear finite element analysis. *J Periodontal Implant Sci.* 46 (2016) 152-65.
- [4] P. Galindo-Moreno, A. Fernandez-Jimenez, F. O'Valle, A. Monje, F.J. Silvestre, G. Juodzbaly, Influence of the crown-implant connection on the preservation of peri-implant bone: a retrospective multifactorial analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 30 (2015) 384-90.
- [5] S.A. Gehrke, M. Souza Dos Santos Vianna, B.A. Dedavid, Influence of bone insertion level of the implant on the fracture strength of different connection designs: an in vitro study. *Clin Oral Investig.* 2014. **18**(3): p. 715-20.
- [6] R.J. Blanes, To what extent does the crown-implant ratio affect the survival and complications of implant-supported reconstructions? A systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 20 (2009) 67-72.
- [7] K.J. Lee, Y.G. Kim, J.W. Park, J.M. Lee, J.Y. Suh, Influence of crown-to-implant ratio on periimplant marginal bone loss in the posterior region: a five-year retrospective study. *J Periodontal Implant Sci.* 42 (2012) 231-6.
- [8] S. Winkler, H.F. Morris, S. Ochi, Implant survival to 36 months as related to length and diameter. *Ann Periodontol.* 5 (2000) 22-31.
- [9] G. Tawil, N. Aboujaoude, R. Younan, Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 21 (2006) 275-82.
- [10] J. Schulte, A.M. Flores, and M. Weed, Crown-to-implant ratios of single tooth implant-supported restorations. *J Prosthet Dent.* 98 (2007) 1-5.
- [11] R.J. Blanes, J.P. Bernard, Z.M. Blanes, U.C. Belser, A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. II: Influence of the crown-to-implant ratio and different prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. *Clin Oral Implants Res.* 18 (2007) 707-14.
- [12] C. Garaicoa-Pazmino, F. Suarez-Lopez del Amo, A. Monje, A. Catena, I. Ortega-Oller, P. Galindo-Moreno, Influence of crown/implant ratio on marginal bone loss: a systematic review. *J Periodontol.* 85 (2014) 1214-21.

- [13] R. Nedir, N. Nurdin, G. Huynh-Ba, M. Bischof, Change in Crown-to-Implant Ratio of Implants Placed in Grafted and Nongrafted Posterior Maxillary Sites: A 5-year Prospective Randomized Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 34 (2019) 1231-1236.
- [14] J. Hadzik, M. Krawiec, K. Slawecki, C. Kunert-Keil, M. Dominiak, T. Gedrange, The Influence of the Crown-Implant Ratio on the Crestal Bone Level and Implant Secondary Stability: 36-Month Clinical Study. *Biomed Res Int*, 2018. 4246874.
- [15] C.E. Misch, C.J. Goodacre, J.M. Finley, C.M. Misch, M. Marinbach, T. Dabrowsky, Consensus conference panel report: crown-height space guidelines for implant dentistry-part 1. *Implant Dent*, 2005. **14**(4): p. 312-8.
- [16] R.S. Nishioka, L.G. de Vasconcellos, G.N. de Melo Nishioka, Comparative strain gauge analysis of external and internal hexagon, Morse taper, and influence of straight and offset implant configuration. *Implant Dent*, 20 (2011) 24-32.
- [17] J.F. Santiago Junior, F.R. Verri, D.A. Almeida, V.E. de Souza Batista, C.A. Lemos, E.P. Pellizzer EP, Finite element analysis on influence of implant surface treatments, connection and bone types. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, 63 (2016) 292-300.
- [18] E.P. Pellizzer, C.A. Lemos, D.A.F. Almeida, V.E. de Souza Batista, J.F. Santiago Junior, F.R. Verri, Biomechanical analysis of different implant-abutments interfaces in different bone types: An in silico analysis. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, 90 (2018) 645-650.
- [19] L. Minatel, F.R. Verri, G.A.H. Kudo, D.A. de Faria Almeida, V.E. de Souza Batista, C.A.A. Lemos, Effect of different types of prosthetic platforms on stress-distribution in dental implant-supported prostheses. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, 71 (2017) 35-42.
- [20] D.A. de Faria Almeida, E.P. Pellizzer, F.R. Verri, J.F. Santiago, P.S. de Carvalho Influence of tapered and external hexagon connections on bone stresses around tilted dental implants: three-dimensional finite element method with statistical analysis. *J Periodontol*, 85 (2014) 261-9.
- [21] L.B. Torcato, E.P. Pellizzer, F.R. Verri, R.M. Falcon-Antenucci, J.F. Santiago Junior, D.A. de Faria Almeida, Influence of parafunctional loading and prosthetic connection on stress distribution: a 3D finite element analysis. *J Prosthet Dent*, 114 (2015) 644-51.
- [22] V.E. de Souza Batista, F.R. Verri, D.A. Almeida, J.F. Santiago Junior, C.A. Lemos, E.P. Pellizzer, Finite element analysis of implant-supported prosthesis with pontic and cantilever in the posterior maxilla. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 20 (2017) 663-670.
- [23] S.L. Moraes, E.P. Pellizzer, F.R. Verri, J.F. Santiago Jr., J.V. Silva. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in retention screws of different crown-implant ratios. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 18 (2015) 689-96.

- [24] M. Hanaoka, S.A. Gehrke, F. Mardegan, C.R. Gennari, S. Taschieri, M. Del Fabbro, Influence of implant/abutment connection on stress distribution to implant-surrounding bone: a finite element analysis. *J Prosthodont*, 23 (2014) 565-71.
- [25] F. Ramos Verri, J.F. Santiago Junior, D.A. de Faria Almeida, G.B. de Oliveira, V.E. de Souza Batista, H. Marques Honorio, Biomechanical influence of crown-to-implant ratio on stress distribution over internal hexagon short implant: 3-D finite element analysis with statistical test. *J Biomech*, 48 (2015) 138-45.
- [26] P. Felice, R. Pistilli, C. Barausse, V. Bruno, A. Trullenque-Eriksson, M. Esposito, Short implants as an alternative to crestal sinus lift: A 1-year multicentre randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol*, 8 (2015) 375-84.
- [27] P. Felice, R. Pistilli, M. Piattelli, E. Soardi, V. Corvino, M. Esposito, Posterior atrophic jaws rehabilitated with prostheses supported by 5 x 5 mm implants with a novel nanostructured calcium-incorporated titanium surface or by longer implants in augmented bone. Preliminary results from a randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol*, 5 (2012) 149-61.
- [28] J.P.M. Tribst, A.M.O. Dal Piva, J.A. Shibli, A.L.S. Borges, R.N. Tango, Influence of implantoplasty on stress distribution of exposed implants at different bone insertion levels. *Braz Oral Res*, 31 (2017).
- [29] X. Rodriguez-Ciurana, X. Vela-Nebot, M. Segala-Torres, C. Rodado-Alonso, V. Mendez-Blanco, M. Mata-Bugueroles, Biomechanical repercussions of bone resorption related to biologic width: a finite element analysis of three implant-abutment configurations. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 29 (2009) 479-87.
- [30] A. Ramanauskaite, P. Daugela, G. Juodzbaly, Treatment of peri-implantitis: Meta-analysis of findings in a systematic literature review and novel protocol proposal. *Quintessence Int*, 47 (2016) 379-93.
- [31] A. Tsouknidas, E. Lympoudi, K. Michalakis, D. Giannopoulos, N. Michailidis, A. Pissiotis, Influence of Alveolar Bone Loss and Different Alloys on the Biomechanical Behavior of Internal-and External-Connection Implants: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 30 (2015) 30-42.
- [32] J. Duyck, H.J. Ronold, H. Van Oosterwyck, I. Naert, J. Vander Sloten, J.E. Ellingsen, The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin Oral Implants Res*, 12 (2001) 207-18.
- [33] C.A. Lemos, V.E. de Souza Batista, D.A. Almeida, J.F. Santiago Júnior, V.R. Verri, E.P. Pellizzer, Evaluation of cement-retained versus screw-retained implant-supported restorations for marginal bone loss: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*, 115 (2016) 419-27.
- [34] C.J. Goodacre, G. Bernal, K. Rungcharassaeng, J.Y. Kan, Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent*, 90 (2003) 121-32.

- [35] P.P. Binon, Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 15 (2000) 76-94.
- [36] Y. Maeda, T. Satoh, M. Sogo, In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil*, 33 (2006) 75-8.
- [37] A. Katsavochristou, D. Koumoulis, Incidence of abutment screw failure of single or splinted implant prostheses: A review and update on current clinical status. *J Oral Rehabil*, 46 (2019) 776-786.
- [38] C.A.A. Lemos, F.R. Verri, E.A. Bonfante, J.F. Santiago Junior, E.P. Pellizzer, Comparison of external and internal implant-abutment connections for implant supported prostheses. A systematic review and meta-analysis. *J Dent*, 70 (2018) 14-22.
- [39] C.E. Misch, C.J. Goodacre, J.M. Finley, C.M. Misch, M. Marinbach, T. Dabrowsky, Consensus conference panel report: crown-height space guidelines for implant dentistry-part 2. *Implant Dent*, 15 (2006) 113-21.
- [40] E.J. Richter, In vivo horizontal bending moments on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 13 (1998) 232-44.
- [41] D. Cinar, P. Imirzalioglu, The Effect of Three Different Crown Heights and Two Different Bone Types on Implants Placed in the Posterior Maxilla: Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 31 (2016) 1-10.
- [42] A. Ravida, S. Barootchi, A. Alkanderi, L. Tavelli, F. Suarez-Lopez Del Amo, The Effect of Crown-to-Implant Ratio on the Clinical Outcomes of Dental Implants: A Systematic Review. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 34 (2019) 1121-1131.
- 43. G. Limbert, C. van Lierde, O.L. Muraru, X.F. Walboomers, M. Frank, S. Hansson, Trabecular bone strains around a dental implant and associated micromotions--a micro-CT-based three-dimensional finite element study. *J Biomech*, 43 (2010) 1251-61.

Capítulo II

Comportamento biomecânico de próteses sobre implantes de diferentes conexões diante do aumento da altura da coroa em regiões de osso tipo III e IV. Estudo pelo método dos elementos finitos tridimensionais.

3.1 Resumo

Este trabalho teve por objetivo avaliar o comportamento biomecânico de próteses suportadas por implantes de hexágono externo e cone Morse instalados em diferentes tipos ósseos (tipo III e IV) diante do aumento da altura da coroa através da metodologia dos elementos finitos tridimensionais. Foram simulados 8 modelos tridimensionais compostos por uma secção de osso do tipo III ou IV através dos softwares Solidworks, Invesalius e Rhinoceros 3D. Cada modelo apresenta um implante de hexágono externo ou cone Morse de 4,0 mm de diâmetro e 10 mm comprimento suportando uma coroa metalocerâmica parafusada com altura de 10 mm ou 15 mm. Os modelos foram processados no programa Ansys 19.2 e então foi realizado a simulação de carregamento axial de 200N e carregamento oblíquo de 100N divididos em 50N e aplicados nas vertentes internas de cada cúspide. As tensões geradas nos implantes e componentes foram visualizadas através de mapas de tensão de von Mises e as tensões no tecido ósseo através de tensão máxima principal. O aumento da altura da coroa impactou na concentração de tensões principalmente na região do parafuso e parede distal dos implantes. Os implantes de cone Morse foram mais favoráveis quanto à distribuição de tensões no tecido ósseo como nas estruturas (implante/componentes) considerando principalmente o carregamento oblíquo. Quanto ao tipo ósseo, os resultados não demonstraram influência significativa para a concentração de tensões nos ossos tipo III e IV. Com os resultados, foi possível concluir que a altura da coroa impacta diretamente na concentração de tensões principalmente na região do parafuso de fixação e parede distal dos implantes. Os implantes cone Morse foram mais favoráveis sob o carregamento oblíquo para distribuição de tensões nos componentes protéticos como também para o tecido ósseo. A qualidade do tecido ósseo não apresentou influencia significativa nas tensões geradas no tecido ósseo e nas estruturas (implante/componentes).

Palavras-chave: Implante dentário; Estresse Mecânico; Próteses e Implantes.

3.2 Introdução

A perda de um elemento dentário está associada ao comprometimento estético e funcional do paciente e a reabilitação com implantes dentários tem demonstrado bons resultados e previsibilidade ao decorrer do tempo ^{1;2}, porém, ainda existem chances de falhas e insucesso com esse tipo de tratamento. Aspectos funcionais, estéticos e biológicos como inflamação e o nível do tecido ósseo podem ser critérios para definir o sucesso nos tratamentos com implantes ³, além disso, as principais falhas estão relacionadas a causas mecânicas e/ou biológicas ^{4;5;6}.

O planejamento de uma reabilitação permite reconhecer condições que apresentam maior risco de falhas e dessa forma a tomada de decisão é baseada em prever o resultado final objetivando o sucesso do tratamento ⁷. Diante desse pensamento, a análise do tecido ósseo é fundamental, visto que estudos apontam que a quantidade e a qualidade desse tecido estão diretamente relacionadas à ocorrência de perda do implante ^{7;8}.

Lekholm & Zarb, 1985 ⁹ classificaram o tecido ósseo em 4 tipos de acordo com a estrutura e proporção do tecido ósseo cortical e trabecular. Segundo essa classificação, o osso tipo I apresenta a porção cortical espessa e compacta; Tipo II apresenta uma cortical espessa de osso compacto circundando um osso trabecular denso; Tipo III uma camada cortical fina e um osso trabecular denso e Tipo IV com uma camada de osso cortical delgada envolvendo um osso trabecular de baixa densidade ⁹ (Figura 1).

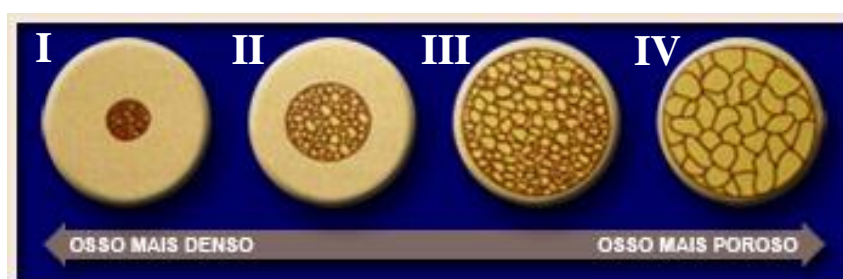


Figura 1. Desenho esquemático representando a qualidade óssea segundo a classificação de Lekholm & Zarb, 1985 ⁹

Estudos clínicos já demonstraram que a densidade óssea impacta na taxa de sobrevivência dos implantes, visto que, as cargas oclusais são transmitidas para o tecido ósseo e uma alta taxa de falha é encontrada em regiões de baixa densidade óssea ^{8; 10; 11}. Na região posterior de maxila é comum a presença de osso tipo IV onde a porção trabecular de baixa densidade

é desfavorável para a estabilidade do implante prejudicando o prognóstico do tratamento^{12; 13}.

Estudos biomecânicos demonstraram que a correta distribuição de forças em reabilitações implantossuportadas permite a manutenção do tecido ósseo peri-implantar^{14; 15; 16; 17}. Compreender como são transferidas as cargas para o tecido ósseo e os componentes protéticos em uma reabilitação suportada por implantes é fundamental para determinar a melhor indicação clínica com o objetivo de minimizar a remodelação óssea e melhorar o desempenho da reabilitação visando à sobrevivência dos implantes^{18; 19}. Diante disso, fatores que podem ser controlados e que demonstram influência no sucesso do tratamento com implantes merecem investigação.

Dentre esses fatores, podemos citar o tipo de conexão do implante, visto que, é necessária a correta escolha do tipo de conexão em determinada situação clínica e muitos estudos já demonstraram que os implantes de conexão interna apresentam superioridade sobre implantes de conexão externa^{20; 21; 22}. Outro fator que tem sido discutido acerca da distribuição de forças em reabilitações implantossuportadas é a proporção coroa/implante que tem demonstrado um papel importante nesse tipo de reabilitação, uma vez que, o aumento da altura da coroa leva a uma proporção desfavorável no ponto de vista biomecânico principalmente sob cargas oblíquas e as tensões geradas são diretamente absorvidas pelo tecido ósseo adjacente^{23; 24}.

Com base nisso, muitas metodologias são aplicadas para investigar o comportamento biomecânico da relação prótese-implante-tecido óssea, dentre elas, o método dos elementos finitos tridimensionais^{18; 25; 26; 27}. Investigações que avaliem situações clínicas cotidianas quanto às cargas que as reabilitações implantossuportadas estão sujeitas a serem submetidas são de extrema importância para demonstrar e exemplificar ao cirurgião dentista condutas que devem ser revistas por colocarem em risco a sobrevivência do tratamento.

Dessa forma, as hipóteses nulas testadas por esse trabalho foram: (1) O tipo ósseo não apresenta influência na distribuição das tensões nas estruturas avaliadas; (2) O sistema de conexão não interfere nas tensões para o tecido ósseo, implantes e componentes; (3) A altura da coroa (proporção coroa/implante) não interfere na distribuição das tensões no tecido ósseo e/ou implantes/componentes.

3.3 Material e Método

3.3.1 Delineamento experimental

Este trabalho levou em consideração 3 variáveis: (1) a qualidade do tecido ósseo peri-implantar (Tipo III e IV); (2) o tipo de conexão (implantes de hexágono externo e cone Morse) e (3) altura da coroa implantossuportada (coroas de 10 mm e 15 mm de altura).

Além disso, o presente trabalho seguiu a metodologia de outros estudos publicados anteriormente pelo grupo de pesquisa^{28; 29 30; 31}.

3.3.2 Descrição dos modelos

Oito modelos tridimensionais foram confeccionados em ambiente computacional simulando um implante de hexágono externo ou cone Morse com dimensões de 4 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil), instalados em região posterior de maxilar com osso de qualidade tipo III ou IV, suportando uma coroa metalocerâmica parafusada com altura de 10 mm ou 15 mm (Tabela 1).

Tabela 1. Descrição dos modelos simulados nesse capítulo II

Modelo	Implante	Tipo ósseo	Descrição
1	Hexágono externo 4x10 mm	Tipo III	Coroa metalocerâmica parafusada com altura de 10 mm
2			Coroa metalocerâmica parafusada com altura de 15 mm
3		Tipo IV	Coroa metalocerâmica parafusada com altura de 10 mm
4			Coroa metalocerâmica parafusada com altura de 15 mm
5	Cone Morse 4x10 mm	Tipo III	Coroa metalocerâmica parafusada com altura de 10 mm
6			Coroa metalocerâmica parafusada com altura de 15 mm
7		Tipo IV	Coroa metalocerâmica parafusada com altura de 10 mm
8			Coroa metalocerâmica parafusada com altura de 15 mm

O tecido ósseo foi obtido através do software Invesalius 3.0 (CTI, São Paulo, Brasil) simulando osso de qualidade tipo III e IV segundo a classificação de Lekholm e Zarb (1985)⁹, constituídos por uma camada fina de tecido ósseo cortical (1 mm) e um tecido ósseo trabeculado de diferente densidade. Em cada secção de tecido ósseo foi inserido um implante de dimensões 4x10 mm de hexágono externo ou cone Morse (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil).

Os implantes foram simulados a partir do desenho original de fabrica disponibilizado pela empresa Conexão (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil) por meio do software Solidworks 2011. Foi simulado um componente protético do tipo UCLA (UCLA CrCo – Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil) para ambos os tipos de conexão de implante afim de não incluir outra variável visto que o intermediário pode influenciar na distribuição de tensão (Hanaoka et al., 2014), e desta forma cada coroa foi simulada com o sistema de aparafusamento fundida em de cobalto-cromo (Co-Cr), revestida por cerâmica de cobertura feldspática (coroa metalocerâmica) com alturas de 10mm ou 15mm. Todas as estruturas foram simplificadas pelo programa Rhinoceros 4.0 (NURBS Modeling for Windows, Seattle, WA, USA), porém, sem o comprometer o formato das estruturas utilizadas, não afetando as análises obtidas dos resultados.

3.3.3 Obtenção das análises tridimensionais

A análise de elementos finitos, após modelagem, foi subdividida em 3 fases: pré-processamento (discretização dos modelos e configuração da análise), resolução (cálculo matemático) e pós-processamento (visualização dos resultados). O software utilizado para análise foi o ANSYS 19.2 (Southpointe, PA, USA) (Tabela 2)

Tabela 2. Propriedades mecânicas dos materiais

Estrutura	Módulo de Elasticidade (E) (GPa)	Coefficiente de Poisson	Referência
Osso cortical	13,7	0,30	Pellizzer et al.
Osso trabecular de baixa densidade (Tipo IV)	1,10	0,30	Sevimay et al.
Osso trabecular (Tipo III)	1,30	0,30	Sevimay et al.
Titânio (abutment e implante)	110,0	0,35	Pellizzer et al.
Liga Co-Cr	218,0	0,33	Alvarez-Arenal et al.
Porcelana feldispática	82,8	0,35	Eraslan et al.

A movimentação tridimensional dos sólidos foi fixada nos eixos x, y e z permitindo que as estruturas envolvidas na modelagem (coroa/componentes/implante e tecido ósseo) pudessem se movimentar, exceto pelo bloco ósseo que foi fixado para não permitir movimentação. Foram simulados cargas lineares de 200N axial (4 aplicações de 50N) e 100N em direção oblíqua (dividida em 2 aplicações de 50N por cúspide vestibular) na vertente interna de cada cúspide das coroas em 45°. Após a elaboração dos modelos foi realizada a resolução dos problemas matemáticos para o pós processamento e visualização das tensões geradas através de mapas de tensão máxima principal para o tecido ósseo (cortical e trabeculado) e em mapas de tensão de von Mises para implante, componente protético e parafuso utilizando a unidade de medida Mega-Pascal(MPa).

3.4 Resultados

3.4.1 Análise de Tensões de von Mises (implante/parafuso/coroa)

A análise sob o carregamento axial permite observar um ligeiro aumento nas concentrações das tensões principalmente na região do parafuso e parede distal dos implantes de conexão interna (M5 a M8), bem como nos modelos com maior proporção coroa/implante. A qualidade do tecido ósseo não apresentou influência na distribuição das tensões ao longo do implante (Figura 2).

Na análise do carregamento oblíquo, os modelos de hexágono externo (M1 a M4) apresentaram maior concentração de tensões nos implantes e parafuso de fixação, quando comparado aos modelos com implantes de cone morse (M5 a M8). A qualidade do tecido ósseo afetou na magnitude das tensões nos modelos com implantes de hexágono externo com coroas de 10 mm (M1 e M3). Além disso, o aumento da proporção coroa/implante também apresentou influência na concentração de tensões principalmente nos implantes de hexágono externo (M1 a M4). Entretanto, para os modelos com implantes de cone Morse (M5 a M8) essas variáveis não foram relevantes na concentração de tensões nos componentes (Figura 2).

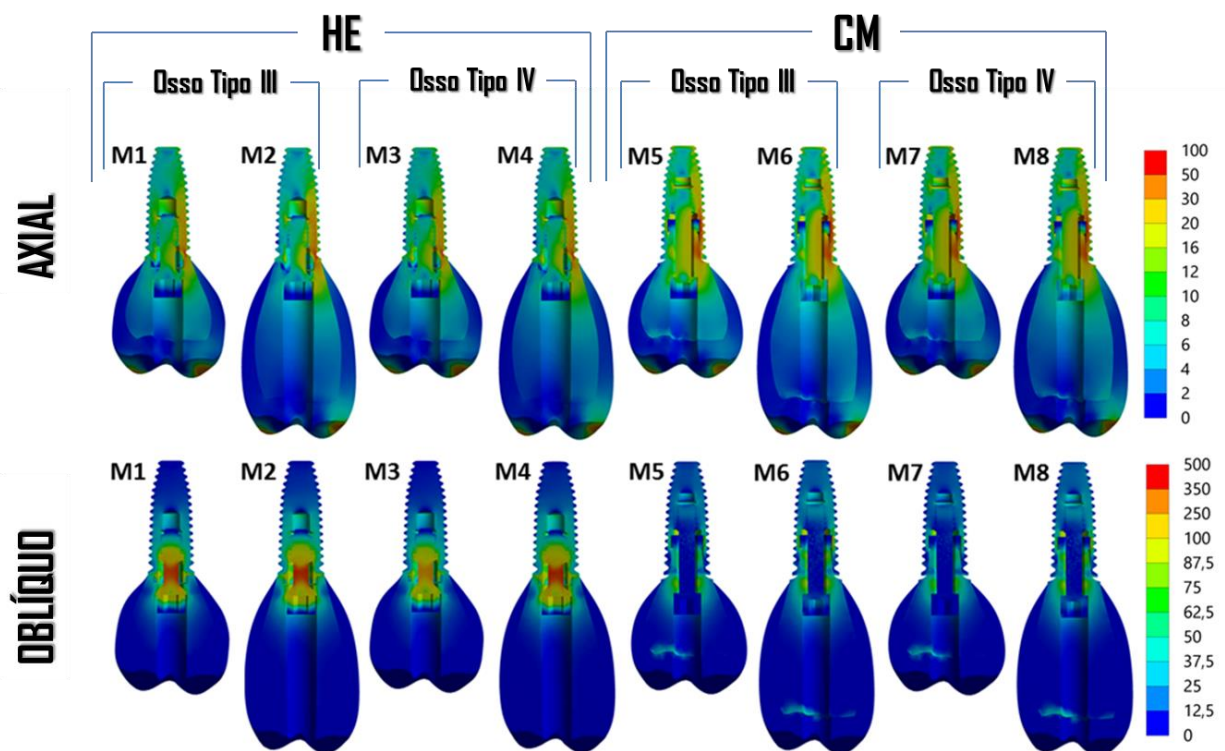


Figura 2. Mapas da distribuição de tensão de von Mises na região de implantes e componentes no carregamento axial e oblíquo.

3.4.2 Análise de Tensão Máxima Principal (tecido ósseo)

Sob o carregamento axial, a análise do tecido ósseo em um corte oclusal, mostra maior concentração de tensões na região óssea cortical principalmente nos implantes de cone Morse (M5 a M8). Com relação à proporção coroa/implante pode ser observado um pequeno aumento nas tensões para as coroas mais longas e a qualidade do tecido ósseo não influenciou na distribuição de tensões nos modelos avaliados. (Figura 3).

No carregamento oblíquo, os implantes de cone morse (M5 a M8) apresentaram um comportamento mais favorável diante de valores até 5x maiores que o carregamento axial. Os modelos com coroas de 10 mm (M1 e M3; M5 e M7) apresentaram um padrão de distribuição de forças ligeiramente melhor quando comparado aos modelos com coroas de 15 mm (M2 e M4; M6 e M8) e assim como no carregamento axial, a qualidade do tecido ósseo (tipo III ou IV) não influenciou na distribuição de tensões (Figura 3).

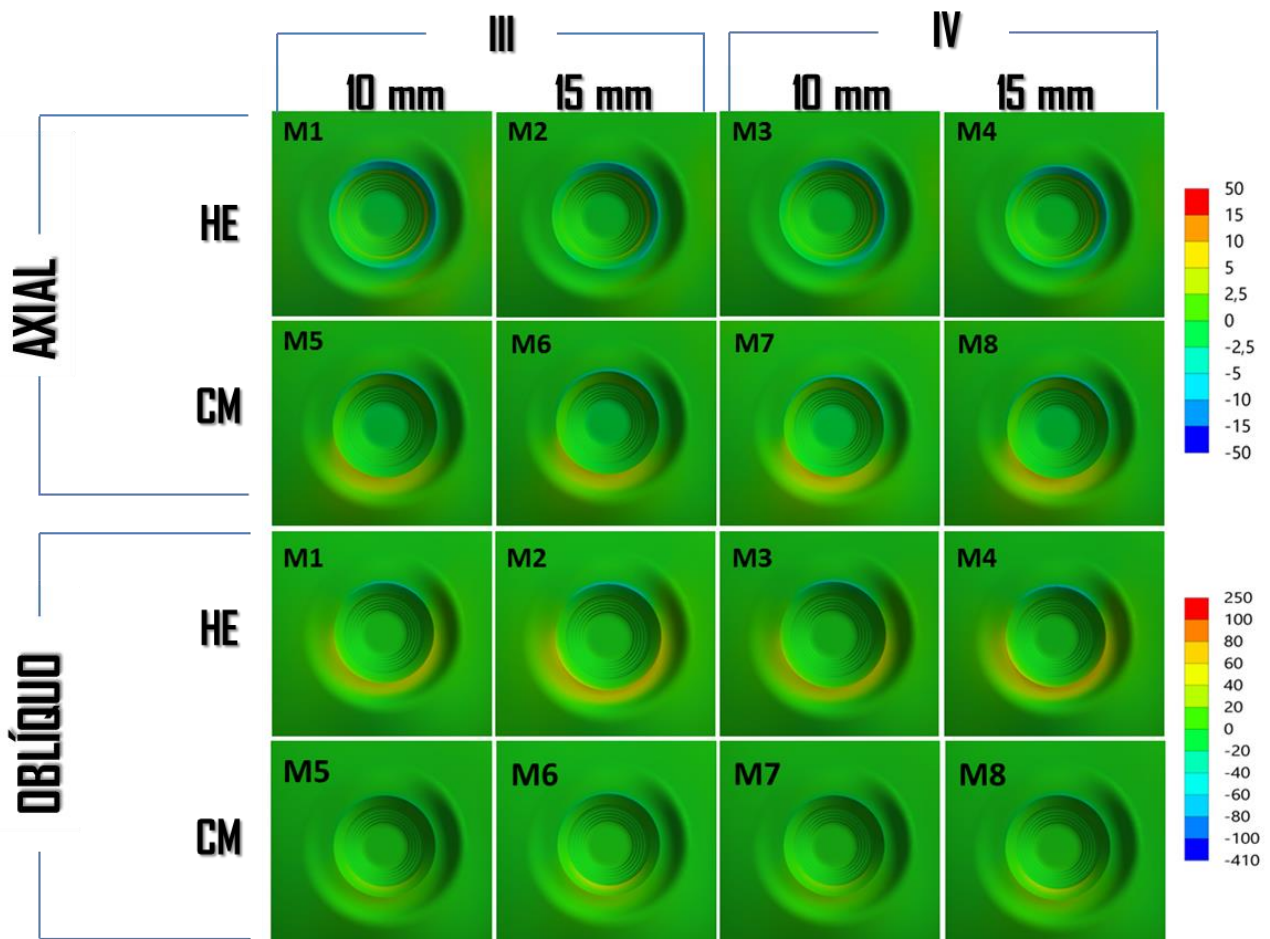


Figura 3. Mapas da distribuição de tensão máxima principal na região de osso cortical e trabecular no carregamento axial e oblíquo.

3.5 Discussão

O tecido ósseo é um dos fatores, se não o mais importante fator, para o sucesso da reabilitação com implantes, visto que, a sobrevivência e o sucesso dos implantes estão relacionados diretamente à manutenção do tecido ósseo³³ que desempenha um papel decisivo para a seleção do tipo de implante e do procedimento cirúrgico que determinará o período de carregamento e cicatrização³⁴.

A qualidade óssea está associada à sua estrutura interna enquanto tecido o que descreve sua força mecânica como também sua elasticidade³⁵, além disso, a qualidade óssea apresenta influência no padrão de distribuição de estresse e deformação do osso adjacente^{9; 36; 37}. Os resultados encontrados nesse trabalho, não demonstraram influência do tipo ósseo (III ou IV) sobre o padrão de distribuição de tensões no tecido ósseo cortical e/ou implantes e componentes, aceitando a primeira hipótese nula.

Estes resultados podem ser justificados, pois osso tipo III e IV apresentam a mesma espessura de tecido ósseo cortical (1 mm), variando apenas a propriedade mecânica do tecido ósseo trabecular. Dessa forma, o tecido ósseo cortical por apresentar propriedades mecânicas (módulo de elasticidade) de aproximadamente 10 vezes mais resistência comparada ao osso trabeculado faz com que o osso cortical atue como proteção ao tecido adjacente, contribuindo na redução da influência da qualidade do tecido ósseo adjacente^{28; 30; 38}. Além disso, a diferença de 0,2 GPa do módulo de elasticidade do osso tipo III para o tipo IV parece não afetar as tensões ao longo da estrutura, diferentemente do que acontece em casos de osso osteoporótico onde existe uma diferença de 0,635 GPa para o tecido ósseo normal e com isso afetando as tensões sobre as estruturas avaliadas³⁹.

Em relação aos sistemas de conexão, sobre o carregamento oblíquo que é retratado como mais prejudicial ao tecido ósseo³⁰, os implantes cone Morse apresentaram melhor distribuição de tensões no osso cortical (valores menores que 100 MPa) em comparação ao implantes de hexágono externo (> 100 MPa). Isso pode estar ligado ao fato de que a conexão cone Morse contribui para a centralização das tensões no longo eixo do implante, reduzindo as tensões sobre o tecido ósseo cortical adjacente a região peri-implantar, enquanto que os implantes de hexágono externo por ter a conexão coroa/pilar-implante próximo a região da crista óssea contribui para maiores tensões de tração nessa área^{28; 30}. No carregamento axial, os implantes cone Morse apresentaram ligeiramente maiores tensões de tração do que os

implantes de hexágono externo. Esse resultado pode ser justificado, pois o fato de que a carga axial por ser direcionada no longo eixo do implante pode contribuir para uma concentração de tensões de tração mais efetiva sobre essa conexão. Entretanto, as tensões no tecido ósseo cortical nos modelos de conexão interna foram menores do que 50 MPa não acarretando em reabsorção do tecido ósseo, uma vez que estudos^{40; 41} apontam que o estresse no tecido ósseo cortical não deva ultrapassar 100–190 MPa para que o osso seja capaz de se recuperar após sofrer microdanos causados pelas tensões geradas, ao contrário do que foi observado na conexão externa sobre o carregamento oblíquo.

Os implantes de hexágono externo sofreram modificações durante o tempo principalmente quanto às dimensões (altura e largura) da plataforma hexagonal para tentar ultrapassar as complicações relacionadas a esse tipo de conexão⁴², visto que, o afrouxamento e/ou a quebra do parafuso é uma das complicações mais recorrentes nesse sistema de implante⁴³. Os resultados desse estudo mostraram que no carregamento oblíquo (mais prejudicial às estruturas avaliadas) os implantes de conexão externa apresentaram maiores tensões sobre os parafusos de fixação comparado aos implantes de conexão interna, corroborando com a afirmativa apresentada acima.

Esses resultados foram ainda mais prejudicados em situações nas quais as conexões externas apresentaram coroas de 15 mm (proporção 1,5:1) em relação as coroas de 10 mm (proporção 1:1). Numa visão biomecânica, o aumento da altura da coroa que funciona como o braço de alavanca diante de forças laterais permite o maior acúmulo dessas tensões concentradas principalmente na região cervical do implante e assim transferindo o estresse recebido para a crista óssea peri-implantar causando complicações mecânicas e biológicas^{44; 45; 46; 47}. Além disso, o aumento da altura da coroa e no grau de carga não axial em uma prótese sobre implante aumenta o risco de sobrecarga excessiva⁴⁸.

Os achados biomecânicos estão de acordo com um trabalho de revisão sistemática que avaliaram estudos clínicos que reportaram que uma proporção coroa/implante ≥ 1.46 mm pode ser considerado um fator de risco potencial para o afrouxamento/fratura de parafuso de coroas unitárias⁴⁹. Entretanto, quando avaliada a influência da proporção coroa/implante no tecido ósseo cortical, não foram observadas diferenças para as tensões de tração. Dessa forma, como não existe interferência biomecânica na distribuição das tensões no tecido ósseo não é

possível relacionar com valores de perda óssea marginal dos implantes osseointegrados, conforme relatado em uma recente revisão sistemática ⁵⁰.

A modelagem tridimensional como a metodologia dos elementos finitos 3D permite a simulação de situações clínicas levando em consideração propriedades dos tecidos e materiais envolvidos na confecção dos modelos, como no caso do tecido ósseo cortical e trabecular e dos materiais envolvidos na confecção da coroa e do implante. Entretanto, essa metodologia pode apresentar algumas limitações, como por exemplo, a relação entre o osso e o implante simulado como sendo um contato íntegro por completo, o que significaria uma osseointegração perfeita do implante (100% osseointegrado), entretanto estudos apontam uma variação entre 40% a 60% de osseointegração ⁵¹. Outro ponto seria a adaptação perfeita entre o componente UCLA e o implante desconsiderando o grau de desajuste que muitas vezes é encontrado após a usinagem do cilindro.

Apesar das limitações encontradas, a simulação de situações clínicas que individualizam condições ideais, como 100% de osseointegração, a completa adaptação entre a prótese e o implante bem como a utilização de implantes que se diferenciam apenas pela conexão sem influencia de outros fatores como macro design do implante e tratamento de superfície, permite a avaliação e o conhecimento das variáveis que estão sendo estudadas sem a influência e interferência de outros fatores para que assim seja possível formular estratégias eficazes na resolução de problemas que podem ser evitados mediante o planejamento das reabilitações com implantes.

3.6 Conclusão

A partir dos resultados concluímos que:

- A qualidade do tecido ósseo não apresentou influencia significativa nas tensões geradas no tecido ósseo e estruturas;

- Os implantes de cone Morse foram mais favoráveis sob carregamento oblíquo para distribuição de tensões nas estruturas (implante/parafuso) como também para o tecido ósseo;

- O aumento da altura da coroa impactou na concentração de tensões principalmente na região do parafuso de fixação e parede distal dos implantes.

3.7 Referências

1. Laviv A, Levin L, Usiel Y, Schwartz-Arad D. Survival of immediately provisionalized dental implants: a case-control study with up to 5 years follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010;23:7-12.
2. Pjetursson BE, Zarauz C, Strasding M, Sailer I, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the influence of the implant-abutment connection on the clinical outcomes of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res.* 2018;83:160-29.
3. Han HJ, Kim S, Han DH. Multifactorial evaluation of implant failure: a 19-year retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;10:303-2.
4. Pessoa RS, Coelho PG, Muraru L, Marcantonio E, Jr., Vaz LG, Vander Sloten J, et al. Influence of implant design on the biomechanical environment of immediately placed implants: computed tomography-based nonlinear three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;87:1279-6.
5. Manda MG, Psyllaki PP, Tsipas DN, Koidis PT. Observations on an in-vivo failure of a titanium dental implant/abutment screw system: a case report. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2009;73:264-1.
6. Tagger Green N, Machtei EE, Horwitz J, Peled M. Fracture of dental implants: literature review and report of a case. *Implant Dent.* 2002; 43:137-2.
7. Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Bone Quality and Quantity and Dental Implant Failure: A Systematic Review and Meta-analysis. *Int J Prosthodont.* 2017; 37:219-3.
8. Goiato MC, dos Santos DM, Santiago JF, Jr., Moreno A, Pellizzer EP. Longevity of dental implants in type IV bone: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2014; 1108:16-9.
9. Demenko V, Linetsky I, Nesvit V, Linetska L, Shevchenko A. FE study of bone quality effect on load-carrying ability of dental implants. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2014; 61:1751-16.
10. Palma-Carrio C, Maestre-Ferrin L, Penarrocha-Oltra D, Penarrocha-Diago MA, Penarrocha-Diago M. Risk factors associated with early failure of dental implants. A literature review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2011;7: 514-4.
11. Danza M, Tortora P, Quaranta A, Perrotti V, Vozza I, Piattelli A. Randomised study for the 1-year crestal bone maintenance around modified diameter implants with different loading protocols: a radiographic evaluation. *Clin Oral Investig.* 2010; 26:417-4.
12. Jacobs R. Preoperative radiologic planning of implant surgery in compromised patients. *Periodontol 2000.* 2003;12:33-25.

13. Todisco M, Trisi P. Bone mineral density and bone histomorphometry are statistically related. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;904:898-6.
14. Pellizzer EP, Verri FR, Falcon-Antenucci RM, Junior JF, de Carvalho PS, de Moraes SL, et al. Stress analysis in platform-switching implants: a 3-dimensional finite element study. *J Oral Implantol*. 2012;94:587-5.
15. Sugiura T, Yamamoto K, Horita S, Murakami K, Tsutsumi S, Kirita T. The effects of bone density and crestal cortical bone thickness on micromotion and peri-implant bone strain distribution in an immediately loaded implant: a nonlinear finite element analysis. *J Periodontal Implant Sci*. 2016; 65:152-5.
16. de Souza Batista VE, Verri FR, Almeida DAF, Santiago Junior JF, Lemos CAA, Pellizzer EP. Evaluation of the effect of an offset implant configuration in the posterior maxilla with external hexagon implant platform: A 3-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2017;71:363-3.
17. Hauchard E, Fournier BP, Jacq R, Bouton A, Pierrisnard L, Naveau A. Splinting effect on posterior implants under various loading modes: a 3D finite element analysis. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2011;22:117-3.
18. Tioosi R, Vasco MA, Lin L, Conrad HJ, Bezzon OL, Ribeiro RF, et al. Validation of finite element models for strain analysis of implant-supported prostheses using digital image correlation. *Dent Mater*. 2013;96:788-7.
19. Akca K, Cehreli MC, Iplikcioglu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont*. 2002;21:115-2.
20. Mangano C, Iaculli F, Piattelli A, Mangano F. Fixed restorations supported by Morse-taper connection implants: a retrospective clinical study with 10-20 years of follow-up. *Clin Oral Implants Res*. 2015;36:1229-10.
21. de Faria Almeida DA, Pellizzer EP, Verri FR, Santiago JF, Jr., de Carvalho PS. Influence of tapered and external hexagon connections on bone stresses around tilted dental implants: three-dimensional finite element method with statistical analysis. *J Periodontol*. 2014; 9:261-2.
22. Gehrke SA, Souza Dos Santos Vianna M, Dedavid BA. Influence of bone insertion level of the implant on the fracture strength of different connection designs: an in vitro study. *Clin Oral Investig*. 2014;20:715-3.
23. Ramos Verri F, Santiago Junior JF, de Faria Almeida DA, de Oliveira GB, de Souza Batista VE, Marques Honorio H, et al. Biomechanical influence of crown-to-implant ratio on stress distribution over internal hexagon short implant: 3-D finite element analysis with statistical test. *J Biomech*. 2015;45:138-1.

24. Garaicoa-Pazmino C, Suarez-Lopez del Amo F, Monje A, Catena A, Ortega-Oller I, Galindo-Moreno P, et al. Influence of crown/implant ratio on marginal bone loss: a systematic review. *J Periodontol*. 2014;21:1214-9.
25. Lin CL, Wang JC, Ramp LC, Liu PR. Biomechanical response of implant systems placed in the maxillary posterior region under various conditions of angulation, bone density, and loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;64:57-1.
26. Ding X, Zhu XH, Liao SH, Zhang XH, Chen H. Implant-bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont*. 2009;402:393-5.
27. Prados-Privado M, Gehrke SA, Rojo R, Prados-Frutos JC. Probability of Failure of Internal Hexagon and Morse Taper Implants with Different Bone Levels: A Mechanical Test and Probabilistic Fatigue. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018;73:1266-6.
28. Santiago Junior JF, Verri FR, Almeida DA, de Souza Batista VE, Lemos CA, Pellizzer EP. Finite element analysis on influence of implant surface treatments, connection and bone types. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2016;300:292-63.
29. de Souza Batista VE, Verri FR, Almeida DA, Santiago Junior JF, Lemos CA, Pellizzer EP. Finite element analysis of implant-supported prosthesis with pontic and cantilever in the posterior maxilla. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2017;70:663-6.
30. Pellizzer EP, Lemos CAA, Almeida DAF, de Souza Batista VE, Santiago Junior JF, Verri FR. Biomechanical analysis of different implant-abutments interfaces in different bone types: An in silico analysis. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2018;50:645-90.
31. Moraes SL, Pellizzer EP, Verri FR, Santiago JF, Jr., Silva JV. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in retention screws of different crown-implant ratios. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2015;96:689-7.
32. Hanaoka M, Gehrke SA, Mardegan F, Gennari CR, Taschieri S, Del Fabbro M, et al. Influence of implant/abutment connection on stress distribution to implant-surrounding bone: a finite element analysis. *J Prosthodont*. 2014;71:565-7.
33. Linetskiy I, Demenko V, Linetska L, Yefremov O. Impact of annual bone loss and different bone quality on dental implant success - A finite element study. *Comput Biol Med*. 2017;25:318-91.
34. Cochran DL. The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI Dental Implant System: a consensus report. *Clin Oral Implants Res*. 2000; 58:33-11.
35. Sevimay M, Turhan F, Kilicarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent*. 2005;34:227-3.

36. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2006;70:257-4.
37. Chou HY, Muftu S, Bozkaya D. Combined effects of implant insertion depth and alveolar bone quality on periimplant bone strain induced by a wide-diameter, short implant and a narrow-diameter, long implant. *J Prosthet Dent.* 2010;300:293-5.
38. Okumura N, Stegaroiu R, Kitamura E, Kurokawa K, Nomura S. Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont Res.* 2010;42:133-3.
39. Xiao JR, Kong L, Chen YX, Han XX, Li YF. Selection of optimal expansion angle and length of an expandable implant in the osteoporotic mandible: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;88:97-2
40. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent.* 2004;30:523-6.
41. Baggi L, Di Girolamo M, Vairo G, Sannino G. Comparative evaluation of osseointegrated dental implants based on platform-switching concept: influence of diameter, length, thread shape, and in-bone positioning depth on stress-based performance. *Comput Math Methods Med.* 2013;2013:250929.
42. Pozzi A, Agliardi E, Tallarico M, Barlattani A. Clinical and radiological outcomes of two implants with different prosthetic interfaces and neck configurations: randomized, controlled, split-mouth clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;106:96-1.
43. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;94):76-1.
44. Ramaglia L, Di Spirito F, Sirignano M, La Rocca M, Esposito U, Sbordone L. A 5-year longitudinal cohort study on crown to implant ratio effect on marginal bone level in single implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2019;22:916-5.
45. Ramaglia L, Toti P, Sbordone C, Guidetti F, Martuscelli R, Sbordone L. Implant angulation: 2-year retrospective analysis on the influence of dental implant angle insertion on marginal bone resorption in maxillary and mandibular osseous onlay grafts. *Clin Oral Investig.* 2015;79:769-4.
46. Urdaneta RA, Rodriguez S, McNeil DC, Weed M, Chuang SK. The effect of increased crown-to-implant ratio on single-tooth locking-taper implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;43:729-4.
47. Blanes RJ. To what extent does the crown-implant ratio affect the survival and complications of implant-supported reconstructions? A systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2009;72:67-4.

48. Sun SP, Moon IS, Park KH, Lee DW. Effect of Crown to Implant Ratio and Anatomical Crown Length on Clinical Conditions in a Single Implant: A Retrospective Cohort Study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015;31:724-4.
49. Quaranta A, Piemontese M, Rappelli G, Sammartino G, Procaccini M. Technical and biological complications related to crown to implant ratio: a systematic review. *Implant Dent*. 2014;7:180-2.
50. Ravida A, Barootchi S, Alkanderi A, Tavelli L, Suarez-Lopez Del Amo F. The Effect of Crown-to-Implant Ratio on the Clinical Outcomes of Dental Implants: A Systematic Review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2019;31:1121-5.
51. Tsouknidas A, Lympoudi E, Michalakis K, Giannopoulos D, Michailidis N, Pissiotis A, et al. Influence of Alveolar Bone Loss and Different Alloys on the Biomechanical Behavior of Internal-and External-Connection Implants: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015;4:230-3.

Anexos

ANEXO A - Normas para submissão dos artigos confeccionados

***Para facilitar a leitura e avaliação da banca examinadora, as tabelas e figuras foram incluídas junto ao texto, bem como as legendas foram utilizadas de forma descritiva. Após, as adequações da banca, os artigos serão reconfigurados de acordo com as normas disponíveis abaixo.**

Capítulo 1

O capítulo 1 será formatado de acordo com as normas para submissão no periódico: Materials Science and Engineering: C (Qualis A2 – Fator de Impacto: 4.959)

As normas para submissão estão disponíveis no link:

<https://www.elsevier.com/journals/materials-science-and-engineering-c/0928-4931/guide-for-authors>

Editor: Manuel Salmeron-Sanchez

Capítulo 2

O capítulo 2 será formatado de acordo com as normas para submissão no periódico: The Journal of Prosthetic Dentistry (Qualis A1 – Fator de Impacto: 2.787)

As normas para submissão estão disponíveis no link:

<https://www.elsevier.com/journals/journal-of-prosthetic-dentistry/0022-3913/guide-for-authors>

Editor: Stephen F. Rosenstiel

ANEXO B - Referências Introdução Geral

- [1] J. Pennington, S. Parker, Improving quality of life using removable and fixed implant prostheses. *Compend Contin Educ Dent*, 33 (2012) 268-70
- [2] M. Esposito, Y. Ardebili, and H.V. Worthington, Interventions for replacing missing teeth: different types of dental implants. *Cochrane Database Syst Rev*, 7 (2014)
- [3] M.S. Block, Dental Implants: The Last 100 Years. *J Oral Maxillofac Surg*, 76 (2018) 11-26.
- [4] Y. Liu, B. Rath, M. Tingart, J. Eschweiler, Role of implants surface modification on osseointegration: A systematic review. *J Biomed Mater Res A*, 2019.
- [5] P.I. Branemark, B.O. Hansson, R. Adell, U. Breine, J. Lindstrom, O. Hallen, Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*, 16 (1977) 1-132.
- [6] R. Skalak, Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*, 49 (1983) 843-8.
- [7] E.P. Pellizzer, C.A.A. Lemos, D.A.F. Almeida, V.E. de Souza Batista, J.F. Santiago Junior, F.R. Verri, Biomechanical analysis of different implant-abutments interfaces in different bone types: An in silico analysis. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, 90 (2018) 645-650.
- [8] C.C. Mello, J.F. Santiago Junior, C.A.A. Lemos, G.A. Galhano, E. Evangelisti, R. Scotti, Evaluation of the accuracy and stress distribution of 3-unit implant supported prostheses obtained by different manufacturing methods. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, 102 (2019) 66-74.
- [9] C.A.A. Lemos, F.R. Verri, E.A. Bonfante, J.F. Santiago Junior, E.P. Pellizzer, Comparison of external and internal implant-abutment connections for implant supported prostheses. A systematic review and meta-analysis. *J Dent*, 70 (2018) 14-22.
- [10] E.C. Rosa, T.M. Deliberador, T. Nascimento, C.C.A. Kintopp, J.S.R. Orsi, L.M. Wambier, Does the implant-abutment interface interfere on marginal bone loss? A systematic review and meta-analysis. *Braz Oral Res*, 33 (2019)
- [11] Y. He, A. Fok, C. Aparicio, W. Teng, Contact analysis of gap formation at dental implant-abutment interface under oblique loading: A numerical-experimental study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 21 (2019).
- [12] E.A. Bonfante, P.G. Coelho, A Critical Perspective on Mechanical Testing of Implants and Prostheses. *Adv Dent Res*, 28 (2016) 18-27.
- [13] P. Asvanund, A strain gauge analysis comparing external and internal implant-abutment connections. *Implant Dent*, 23 (2014) 206-11.

- [14] S.A. Gehrke, M. Souza Dos Santos Vianna, B.A. Dedavid, Influence of bone insertion level of the implant on the fracture strength of different connection designs: an in vitro study. *Clin Oral Investig*, 18 (2014) 715-20.
- [15] D.A. de Faria Almeida, E.P. Pellizzer, F.R. Verri, J.F. Santiago, P.S. de Carvalho, Influence of tapered and external hexagon connections on bone stresses around tilted dental implants: three-dimensional finite element method with statistical analysis. *J Periodontol*, 85 (2014) 261-9.
- [16] L.B. Torcato, E.P. Pellizzer, F.R. Verri, R.M. Falcon-Antenucci, J.F. Santiago Junior, D.A. de Faria Almeida, Influence of parafunctional loading and prosthetic connection on stress distribution: a 3D finite element analysis. *J Prosthet Dent*, 114 (2015) 644-51.
- [17] G. Krennmair, R. Seemann, S. Schmidinger, R. Ewers, E. Piehslinger, Clinical outcome of root-shaped dental implants of various diameters: 5-year results. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 25 (2010) 357-66.
- [18] M.S. Pita, R.B. Anchieta, V.A. Barao, I.R. Garcia, V. Pedrazzi, W.G. Assuncao, Prosthetic platforms in implant dentistry. *J Craniofac Surg*, 22 (2011) 2327-31.
- [19] A. Ricciardi Coppede, G. de Mattos Mda, R.C. Rodrigues, R.F. Ribeiro, Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res*, 20 (2009) 624-32.
- [20] C. Mangano, F. Iaculli, A. Piattelli, F. Mangano, Fixed restorations supported by Morse-taper connection implants: a retrospective clinical study with 10-20 years of follow-up. *Clin Oral Implants Res*, 26 (2015) 1229-36.
- [21] A. Balik, M.O. Karatas, H. Keskin, Effects of different abutment connection designs on the stress distribution around five different implants: a 3-dimensional finite element analysis. *J Oral Implantol*, 38 (2012) 491-6.
- [22] C.J. Goodacre, G. Bernal, K. Rungcharassaeng, Y.J. Kan, Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent*, 90 (2003) 121-32.
- [23] E. Hauchard, B.P. Fournier, R. Jacq, A. Bouton, L. Pierrisnard, A. Naveau, Splinting effect on posterior implants under various loading modes: a 3D finite element analysis. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 19 (2011) 117-22.
- [24] E.P. Pellizzer, F.R. Verri, R.M. Falcon-Antenucci, J.F. Junior, P.S. de Carvalho, S.L. de Moraes, Stress analysis in platform-switching implants: a 3-dimensional finite element study. *J Oral Implantol*, 38 (2012) 587-94.
- [25] C. Palma-Carrio, L. Maestre-Ferrin, D. Penarrocha-Oltra, M.A. Penarrocha-Diago, M. Penarrocha-Diago, Risk factors associated with early failure of dental implants. A literature review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 16 (2011) 514-7.

- [26] B.R. Chrcanovic, T. Albrektsson, A. Wennerberg, Bone Quality and Quantity and Dental Implant Failure: A Systematic Review and Meta-analysis. *Int J Prosthodont*, 30 (2017) 219-237.
- [27] C.E. Misch, J. Steignga, E. Barboza, F. Misch-Dietsh, L.J. Cianciola, C. Kazor, Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. *J Periodontol*, 77 (2006) 1340-7.
- [28] J.R. Xiao, Y.F. Li, S.M. Guan, L. Song, L.X. Xu, L. Kong, The biomechanical analysis of simulating implants in function under osteoporotic jawbone by comparing cylindrical, apical tapered, neck tapered, and expandable type implants: a 3-dimensional finite element analysis. *J Oral Maxillofac Surg*, 69 (2011) 273-81.
- [29] N. Okumura, R. Stegaroiu, E. Kitamura, K. Kurokawa, S. Nomura, Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont Res*, 54 (2010) 133-42.
- [30] M. Rocuzzo, M. Aglietta, L. Cordaro, Implant loading protocols for partially edentulous maxillary posterior sites. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 24 (2009) 147-57.
- [31] M.C. Goiato, D.M. dos Santos, J.F. Santiago, A. Moreno, E.P. Pellizzer, Longevity of dental implants in type IV bone: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2014. **43**(9): p. 1108-16.
- [32] C.E. Misch, C.J. Goodacre, J.M. Finley, C.M. Misch, M. Marinbach, T. Dabrowsky, Consensus conference panel report: crown-height space guidelines for implant dentistry-part 1. *Implant Dent*, 14 (2005) 312-8.
- [33] S.L. de Moraes, F.R. Verri, J.F. Santiago, D.A. Almeida, C.C. de Mello, E.P. Pellizzer, A 3-D finite element study of the influence of crown-implant ratio on stress distribution. *Braz Dent J*, 24 (2013) 635-41.
- [34] Verri, F.R., et al., Effect of crown-to-implant ratio on peri-implant stress: a finite element analysis. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, 2014. **45**: p. 234-40.
- [35] F. Ramos Verri, J.F. Santiago Junior, D.A. de Faria Almeida, G.B. de Oliveira, V.E. de Souza Batista, H. Marques Honorio, Biomechanical influence of crown-to-implant ratio on stress distribution over internal hexagon short implant: 3-D finite element analysis with statistical test. *J Biomech*, 48 (2015) 138-45.
- [36] S.L. Moraes, E.P. Pellizzer, F.R. Verri, J.F. Santiago, J.V. Silva, Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in retention screws of different crown-implant ratios. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 18 (2015) 689-96.
- [37] C.E. Misch, M.L. Perel, H.L. Wang, G. Sammartino, P. Galindo-Moreno, P. Trisi, Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. *Implant Dent*, 17 (2008) 5-15.

- [38] J. Nissan, O. Ghelfan, O. Gross, I. Priel, M. Gross, G. Chaushu. The effect of crown/implant ratio and crown height space on stress distribution in unsplinted implant supporting restorations. *J Oral Maxillofac Surg*, 69 (2011) 1934-9.