Victor Eduardo de Souza Batista

Análise biomecânica de opções protéticas para reabilitação de maxila posterior com próteses implantossuportadas de três elementos. Estudo pelo método dos elementos finitos 3D

ARAÇATUBA – SP

2018

Victor Eduardo de Souza Batista

Análise biomecânica de opções protéticas para reabilitação de maxila posterior com próteses implantossuportadas de três elementos. Estudo pelo método dos elementos finitos 3D

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia do Câmpus de Araçatuba - UNESP, para a obtenção do título de Doutor em Odontologia - Área de Concentração em Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Tit. Eduardo Piza Pellizzer
Coorientador: Prof. Adj. Fellippo Ramos Verri

ARAÇATUBA – SP

2018

Catalogação-na-Publicação (CIP)

Diretoria Técnica de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

B333a

Batista, Victor Eduardo de Souza.
Análise biomecânica de opções protéticas para reabilitação de maxila posterior com próteses implantossuportadas de três elementos. Estudo pelo método dos elementos finitos 3D / Victor Eduardo de Souza Batista. - Araçatuba, 2018
225 f. : il.; tab.

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia de Araçatuba
Orientador: Prof. Eduardo Piza Pellizzer
Coorientador: Prof. Fellippo Ramos Verri

1. Fenômenos biomecânicos 2. Análise de elementos finitos 3. Implantes dentários I. Título

Black D3
CDD 617.69

Ana Claudia M. Grieger Manzatti – CRB-8/6315

Dados Curriculares

Victor Eduardo de Souza Batista

Nascimento	21/04/1988 – Junqueirópolis, São Paulo, Brasil
Filiação	Guido José Batista
	Maria Aparecida de Souza Batista
2008/2012	Graduação em Odontologia
	Faculdade de Odontologia de Adamantina – Faculdades Adamantinenses Integradas – FAI
2013/2015	Curso de Pós-Graduação em Odontologia, área de Prótese Dentária, em nível de Mestrado Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP
2015/2017	Especialização em Prótese Dentária
2015/2015	Estágio no exterior - The Forsyth Institute, Cambridge, Massachusetts, Estados Unidos da América
2015/2017	Obtenção dos créditos referentes ao Curso de Pós-Graduação em Odontologia, área de Prótese Dentária, em nível de Doutorado Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP

Dedicatória

À minha família,

À minha família, **Guido José Batista, Maria Aparecida de Souza Batista e Fábio Roberto de Souza Batista**, pelo suporte para a concretização deste sonho. Sem vocês, esta conquista jamais seria possível. Amo vocês incondicionalmente.

À minha mãe, **Maria Aparecida de Souza Batista**, pelo carinho, amor e apoio durante toda minha vida. Te amo mãe, a senhora é a melhor mãe do mundo!

Ao meu pai, **Guido José Batista**, por todo o incentivo na profissão, por dividir momentos únicos durante essa trajetória, por me apoiar nos momentos difíceis, por todos os ensinamentos durante minha vida. Te amo pai, o senhor é o melhor pai do mundo.

Ao meu irmão, **Fábio Roberto de Souza Batista**, por ser meu exemplo tanto pessoalmente, quanto profissionalmente. Por ser meu melhor amigo, por estar comigo em todos os momentos. Te amo irmão, você é um exemplo de irmão ideal!

À minha namorada

À minha namorada, **Christine Men Martins**, pelo amor e carinho incondicional, pelos momentos de risada e descontração. Você me faz um homem muito feliz, além disso, sua presença fez minha jornada acadêmica mais leve prazerosa e alegre. Te amo muito!

"É preciso amar as pessoas como se não houvesse o amanhã! "

Pais e Filhos – Legião Urbana

Dedico esta Tese.

Agradecimentos Especiais

Orientador

Meu orientador, Prof. Tit. **Eduardo Piza Pellizzer**, eu agradeço por todas as oportunidades ao longo do meu período na pós-graduação. O senhor é um exemplo de orientador e líder. Eu sempre levarei comigo suas orientações profissionais e pessoais. Não há palavras para expressar minha gratidão por tudo o que o senhor fez por mim durante meu período em Araçatuba. Espero continuar trabalhando com o senhor durante minha caminhada acadêmica. Muito obrigado de coração!

Orientador

Ao meu coorientador, Prof. Adj. **Fellippo Ramos Verri**, eu agradeço pela amizade verdadeira, carinho, acolhimento e atenção durante toda minha formação profissional. O senhor é um exemplo para mim e espero um dia poder retribuir tudo que o senhor fez por mim ao longo desses anos. Não há palavras para expressar minha admiração, carinho e respeito. Além disso, eu gostaria de estender esses agradecimentos à Prof.ª Drª. **Ana Carolina Gonçales Verri**, por ser sempre meiga, acolhedora e gentil comigo. Vocês são muito especiais para mim.

Agradecimentos

Agradecimentos

À Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP, na pessoa de seu diretor, Prof. Tit. **Wilson Roberto Pói** e de seu vice-diretor Prof. Tit. **João Eduardo Gomes Filho**, pela oportunidade de realização do Curso de Doutorado em Odontologia.

Ao coordenador do Curso de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, Prof. Adj. **André Luiz Fraga Briso**, por estimular os alunos e confiar nos futuros pesquisadores, por liderar com magnificência este programa de Pós-graduação.

Meus agradecimentos ao Prof. Tit. **Humberto Gennari Filho**, por ser um exemplo de pessoa, professor e pesquisador para mim. Tenho um imenso carinho, respeito e admiração pelo senhor. Eu tive a oportunidade e o prazer de aprender em cada diálogo que tive com o senhor durante meu período na pós-graduação. Muitíssimo obrigado!

Meus agradecimentos à Profª. Tit. **Dalva Cruz Lagana**, por ser um exemplo de professora e pesquisadora. A senhora demonstrou muito conhecimento em todas as vezes que esteve presente em Araçatuba. Saiba que seus comentários, quando presente nos concursos de Titular e Livre Docência, aprimorou substancialmente nossos conhecimentos.

Ao Prof. Ass. Dr. **Paulo Renato Junqueira Zuem**, por todos os ensinamentos transmitidos neste período. Fico feliz por ter compartilhado momentos divertidos com o senhor no departamento. O senhor é um exemplo de pessoa e de profissional para mim. Muito obrigado!

Agradecimentos

Meus agradecimentos ao Prof. Dr. **Joel Ferreira Santiago Junior**, pela amizade verdadeira. Você é uma pessoa muito especial para mim. Você sempre me ajudou, desde a primeira vez que nos conhecemos e serei eternamente grato por isso. Espero um dia poder retribuir.

Meus agradecimentos ao Prof. Adj. **Daniel Augusto de Faria Almeida**, por todo seu apoio e incentivo durante todo o período da pós-graduação, por cuidar de mim como um irmão mais novo. Embora estejamos longe, sua amizade é muito importante para mim. De fato, não há palavras para expressar minha gratidão. Conte comigo sempre!

Prof. Ass. Dr. **Aldieris Alves Pesqueira**, por toda atenção e carinho. O senhor é uma pessoa diferenciada, sempre de bom humor. O senhor é um exemplo pesquisador e pessoa para mim. Muito obrigado por tudo!

Ao Prof. Ass. Dr. **Leonardo Perez Faverani**, pela amizade durante meu período na pós-graduação, além de ser um exemplo de profissional. Muito obrigado!

Meus agradecimentos especiais para o Prof. Dr. **André Luis Fabris**, pela atenção, apoio e amizade durante estes anos de convivência.

Aproveito a oportunidade para agradecer a Profª. Ass. Drª. **Karina Helga Turcio Carvalho** e a Profª. Ass. Drª. **Aimee Maria Guiotti** por todos os ensinamentos, sempre com muita atenção, competência e delicadeza.

Meus agradecimentos especiais para a Profª. Adj. **Daniela Micheline dos Santos** e Prof. Tit. **Marcelo Coelho Goiato** pela

convivência harmoniosa, pela atenção e direcionamento acadêmico ao longo do mestrado e doutorado.

Meus agradecimentos especiais para a Profª. Ass. Drª. **Adriana Cristina Zavanelli** e Prof. Ass. Dr. **José Vitor Quinelli Mazaro**, pelos ensinamentos durante meu período na pós-graduação.

Aos docentes do Departamento de Prótese Dentária, Profª. Adj. **Maria Cristina Rosifini Alves Rezende**, Prof. Adj. **Paulo Henrique dos Santos**, Prof. Adj. **Wirley Gonçalves Assunção**, Profª. Ass. Drª. **Débora de Barros Barbosa**, Prof. Ass. Dr. **Renato Salviato Fajardo** e Prof. Ass. Dr. **Stefan Fiuza de Carvalho Dekon**, por todo o carinho e atenção nos momentos em que precisei.

Aos professores do Departamento de Cirurgia e Clínica Integrada, em especial para a Profª. Adj. **Maria José Hitomi Nagata**, Prof. Ass. Dr. **Juliano Milanezi de Almeida** e Prof. Adj. **Letícia Helena Theodoro**, pelos ensinamentos durante minha formação na Faculdade de Odontologia de Araçatuba.

Aos professores do Departamento de Odontologia Restauradora, Prof. Ass. Dr. **Eloi Dezan Junior**, Prof. Adj. **Luciano Tavares Angelo Cintra**, Prof. Tit. **João Eduardo Gomes Filho**, Prof. Ass. Dr. **Gustavo Sivieri de Araújo** e Prof. Adj. **Rogério de Castilho Jacinto**, pelos momentos divertidos que registramos nos encontros da turma de Endodontia.

Agradecimentos

Aos funcionários da seção de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP, **Valéria de Queiroz Marcondes Zagatto**, **Cristiane Regina Lui Matos** e **Lilian Sayuri Mada**, pela atenção, orientação e cordialidade.

Aos funcionários da Biblioteca: da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, pela colaboração em todos os momentos.

Aos funcionários da **Seção de Triagem** desta faculdade.

Aos técnicos de laboratório do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, **Jander de Carvalho Inácio**, **Eduardo Rodrigues Cobo** e **Carlos Alberto Gonçalves**, bem como à secretária **Magda Requena Caciatore**, por serem sempre voluntariosos. Muito obrigado pela amizade de vocês.

Um agradecimento especial ao Dr. **Aljomar José Vechiato-Filho**, vulgo Aljo, pela amizade verdadeira. Sua amizade é muito importante para mim. Além disso, a distância física entre nós só fortalece a nossa amizade. Espero contar contigo sempre. Estendo esses sentimentos para a **Maria Cecilia Querido de Oliveira (Ceci)**, sua futura esposa, uma pessoa meiga que tem um coração (e paciência para te aguentar hahaha) enorme.

Ao meu amigo Me. **Júlio Cesar Silva de Oliveira**, outra grande amizade que tive a felicidade de fazer em Araçatuba.

Meus agradecimentos ao meu amigo e Doutorando Me. **Cleidiel Aparecido Araújo Lemos**, pela convivência no período da pós-graduação. De fato, tivemos boas histórias nesse período. Muito obrigado por ser esse

companheiro para todas as horas. Aprendi muito contigo! Saiba que desejo o melhor para você.

Aos membros da salinha do chefe Profª. Drª. **Caroline Cantieri de Melo**, Me. **Hiskell Francine Fernandes e Oliveira**, Me. **Ronaldo Silva Cruz**, Profª. Drª. **Carolina dos Santos Santinoni** e Me. **Jéssica Marcela de Luna Gomes**, pelos momentos de diversão proporcionados. Será impossível esquecer desta turma!

Um agradecimento especial aos meus mestres da graduação Prof. Tit. **Gildo Matheus**, Profª. Tit. **Maria Tereza Girotto Matheus**, Prof. Drª **Marceli Moço Silva**, Prof. Tit. **Edmur Aparecido Callestini**, Prof. Dr. **Gilson Machado D'Antônio**, Profª. Drª. **Anelise Rodolfo Ferreira Pieralini**, Profª. Drª. **Cíntia Megid Barbieri De Oliveira Pinto**, Prof. Dr. **Cláudio Maldonado Pastori**, Prof. Dr. **Albanir Gabriel Borrasca**, Profª. Drª. **Cristiane Fumiko Furuse**, Prof. Dr. **Fábio Tobias Perassi**, Prof. Dr. **Jean Paulo Rodolfo Ferreira**, Prof. Me. **Jeferson Da Silva Machado**, Prof. Dr. **Marcos Tadeu Adas Saliba**, Prof. Me. **Rodrigo Otoboni Molina**, Profª. Drª. **Sabrina Pavan**, Prof. Me. **Walter Antônio Rammazzina** pelos ensinamentos na graduação. Em especial, à Profª. Drª. **Graziela Garrido Mori Panucci**, por toda a oportunidade dada, desde minha graduação até hoje. Não há palavras para expressar minha gratidão, espero, um dia, retribuir.

À Profª. Tit. **Brenda Paula Figueiredo de Almeida Gomes**, pelo companheirismo e amizade durante meu período em Boston, USA. De fato,

aprendi muito com a professora. Todas suas dicas foram fundamentais para meu crescimento profissional e pessoa. Muito obrigado!

Aos meus amigos de trabalho da UNOESTE, representados pela diretora Profª. Me. **Claudia de Oliveira Lima Coelho**.

Aos meus amigos **Rafael Stoffalette João**, **Eduardo Marconato Couto**, **Mario Augusto Rissi**, **Alan Bertoli Bassoli**, **Antônio Carlos Pigossi Junior**, **Marco Antonio Sabatini Ribeiro** e **Iago Cortellini,** bem como todos meus colegas da cidade de Osvaldo Cruz, por estarem presentes nos momentos especiais de minha vida. Agradeço a amizade sincera de todos vocês.

Ao Prof. Me. **Marco Antonio Sabatini Ribeiro**, pela correção gramatical da tese.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES.

À Fundação de Amparo e Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP (Bolsa de Doutorado - Processo Nº2015/07383-8).

À Fundação de Amparo e Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP (Auxílio Regular - Processo Nº2009/16164-7).

À empresa Conexão Sistemas de Prótese.

Àqueles que contribuíram ou participaram direta ou indiretamente da elaboração deste trabalho.

"Sonhar, viver e todo dia agradecer."

Aliados

"Aprender sem pensar é tempo perdido."

Confúcio

Resumo Geral

Batista, VES. Análise biomecânica de opções protéticas para reabilitação de maxila posterior com próteses implantossuportadas de três elementos. Estudo pelo método dos elementos finitos 3D. [Tese]. Araçatuba: UNESP – Univ. Estadual Paulista; 2018.

Resumo Geral

Proposição: O propósito do estudo foi estudar o comportamento biomecânico de próteses de três elementos implantossuportadas diante das seguintes variáveis: união (coroas unitárias e esplintadas: em linha reta e em posicionamento tripoidal), comprimento e diâmetro do implante, além da redução do número de implantes (pôntico central), utilizando a metodologia de elementos finitos 3D.

Material e Método: Vinte e seis modelos tridimensionais foram simulados com o auxílio dos programas InVesalius, Rhinoceros 4.0 e Solidworks 2016. Cada modelo representou uma seção de osso da região posterior maxilar, na forma de um bloco de osso tipo IV (cortical e esponjoso), com a presença de prótese de três elementos suportada por dois ou três implantes, do tipo hexágono externo, em diferentes situações clínicas, variando os fatores união (coroas unitárias e esplintadas: em linha reta e em posicionamento tripoidal), comprimento, diâmetro e número de implantes. Os desenhos tridimensionais foram exportados ao programa de pré- e pós-processamento FEMAP 11.1.2 para a geração da malha e aplicação de carga de 400N axial e 200N oblíqua (45°). Após a resolução do problema matemático por meio do programa de elementos finitos Nei Nastran 11.1,

os resultados foram visualizados através de mapas de Tensão Máxima Principal (MPa) e Microdeformação (με) para tecido ósseo cortical e mapas de Tensão von Mises (MPa) para parafuso de fixação.

Resultados: De um modo geral, modelos com coroas esplintadas associadas ao posicionamento tripoidal apresentaram os melhores comportamentos biomecânicos. A redução do número de implantes gerou um comportamento biomecânico desfavorável. O aumento do diâmetro da região do molar foi benéfico para melhorar o desempenho biomecânico da reabilitação.

Conclusões: Planejamentos considerando a instalação de um implante para cada dente perdido ofereceram os menores valores de tensão nos parafusos de fixação e menores valores de tensão/microdeformação no tecido ósseo cortical. A esplintagem associada ao posicionamento tripoidal dos implantes foi benéfica para melhorar o comportamento biomecânico das reabilitações, bem como o aumento do diâmetro do implante da região do molar.

Palavras-chave: Fenômenos biomecânicos; Análise de elementos finitos; Implantes dentários.

Abstract

Batista, VES. Biomechanical analysis of prosthetic options for rehabilitation of posterior maxillary area with three-unit fixed prosthesis supported by implants. A 3D finite element analysis. [Thesis]. Aracatuba: UNESP – Univ. Estadual Paulista; 2018.

Abstract

Objective: The aim of this study was to analyze the biomechanical behavior of three-unit fixed prosthesis varying the union (single crowns and splinted crowns: straight-line and offset implant configurations), length, diameter, and the number of implant (supported by two or three implants) by 3D finite element analysis.

Material and Methods: Twenty-six 3-D models were simulated with the software's In Vesalius, Rhinoceros 4.0, SolidWorks 2010 and. Each model represented a posterior maxillary bone section simulating type IV bone (cortical and spongy), with presence of 3-units fixed prosthesis supported by two or three dental implants, external hexagonal connection, in different clinical situations, varying the factors union (single crowns and splinted crowns: straight-line and offset implant configurations), length and diameter. The 3D models were exported to the software FEMAP 11.1.2 for pre- and post- processing and mesh generation besides load definition (400N vertical and 200N oblique,45°). After, the models were solved by NeiNastran 11.1 finite element software and the results were visualized by maximum

principal stress (MPa) and microstrain (με) maps to cortical bone tissue and von Mises stress (MPa) map to fixation screws.

Results: Overall, the models with splinted crowns associated with offset implant placement showed the best biomechanical behavior. The reduction in the number of implants generated a biomechanical behavior. The increase of the implant diameter in the molar region was beneficial to improve the biomechanical behavior of the dental rehabilitation.

Conclusion: Planning considering the placement of an implant for each lost tooth offered the lowest values of stress in the fixation screws and the lowest values of strain/microdeformation in the cortical bone tissue. The splinting associated with offset implant configuration was beneficial to improve the biomechanical behavior of the rehabilitations, as well as the increase of the implant diameter of the molar region.

Keywords: Biomechanical Phenomena; Finite Element Analysis; Dental Implants.

Listas e Sumário

Lista de Figuras

Capítulo 1

Figura 1. Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo cortical. Carregamento axial, vista oclusal..... **58**

Figura 2. Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal..... **59**

Figura 3. Valores de Tensão Máxima Principal no tecido ósseo cortical sob carregamento oblíquo. Azul, modelos com coroas unitárias; verde, modelos com coroas esplintadas; vermelho, modelos com coroas esplintadas em posicionamento tripoidal..... **62**

Figura 4. Mapa de Microdeformação: tecido ósseo cortical. Carregamento axial, vista oclusal..... **63**

Figura 5. Mapa de Microdeformação: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal..... **64**

Figura 6. Valores de Microdeformação no tecido ósseo cortical sob carregamento oblíquo..... **65**

Capítulo 2

Figura 1. Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo cortical. Carregamento axial, vista oclusal..... **92**

Figura 2. Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal..... **93**

Figura 3. Mapa de Microdeformação: tecido ósseo cortical. Carregamento axial, vista oclusal..... **96**

Figura 4. Mapa de Microdeformação: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal..... **97**

Figura 5. Valores de Microdeformação no tecido ósseo cortical sob carregamento oblíquo..... **98**

Capítulo 3

Figura 1. Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo cortical. Carregamento axial, vista oclusal..... **124**

Figura 2. Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal..... **125**

Figura 3. Mapa de Microdeformação: tecido ósseo cortical. Carregamento axial, vista oclusal..... **128**

Figura 4. Mapa de Microdeformação: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal..... **129**

Figura 5. Valores de Microdeformação no tecido ósseo cortical sob carregamento oblíquo. Azul, modelos com coroas unitárias; verde, modelos com coroas esplintadas; vermelho, modelos com pôntico central..... **130**

Capítulo 4

Figura 1. Valores de tensão de von Mises no parafuso de fixação sob carregamento axial para cada modelo..... **156**

Figura 2. Valores de tensão de von Mises no parafuso de fixação sob carregamento oblíquo para cada modelo..... **157**

Figura 3. Valores de tensão de von Mises no parafuso de fixação do 1º PM sob carregamento oblíquo..... **158**

Figura 4. Valores de tensão de von Mises no parafuso de fixação do 2º PM sob carregamento oblíquo..... **159**

Figura 5. Valores de tensão de von Mises no parafuso de fixação do 1º M sob carregamento oblíquo..... **160**

Anexo

Figura 1. Implante de hexágono externo no formato Rhinoceros..... **174**

Figura 2. Fotografia do bloco de resina com coroa fixada para ser escaneada, retirada de trabalhos anteriores (Falcón-Antenucci 2010)..... **176**

Figura 3. Ilustrações de vários ângulos do desenho da coroa obtido após ser escaneada e já importado para o programa Rhinoceros 3D 4.0, retidas de trabalhos anteriores (Falcón-Antenucci 2010)..... **176**

Figura 4. Modelagem dos tecidos ósseos, componentes protéticos e implantes finalizados..... **177**

Figura 5. Malha de elementos finitos finalizada. (A) Estruturas separadas. (B) Estruturas juntas..... **179**

Figura 6. Aplicação esquemática de cargas axiais, sendo 50N por cúspide totalizando 400N total – Vista Vestibular..... **181**

Figura 7. Restrição do modelo pela base do bloco ósseo em amarelo..... **182**

Lista de Tabelas

Capítulo 1

Tabela 1. Descrição dos modelos..... **52**

Tabela 2. Propriedades dos materiais..... **53**

Tabela 3. Número de nós e elementos para cada modelo.. **54**

Capítulo 2

Tabela 1. Descrição dos modelos..... **86**

Tabela 2. Propriedades dos Materiais..... **87**

Tabela 3. Número de nós e elementos para cada modelo.. **88**

Capítulo 3

Tabela 1. Descrição dos modelos..... **118**

Tabela 2. Propriedades dos Materiais..... **119**

Tabela 3. Número de nós e elementos para cada modelo.. **121**

Capítulo 4

Tabela 1. Descrição dos modelos..... **151**

Tabela 2. Propriedades dos Materiais..... **153**

Tabela 3. Número de nós e elementos para cada modelo.. **154**

Anexo

Tabela 1. Propriedades dos Materiais..... **179**

Lista de Abreviaturas e Siglas

GPa	-	Giga Pascal
HE	-	Hexágono Externo
MEF	-	Método dos Elementos Finitos
M1	-	Modelo 1
M2	-	Modelo 2
M3	-	Modelo 3
M4	-	Modelo 4
M5	-	Modelo 5
M6	-	Modelo 6
M7	-	Modelo 7
M8	-	Modelo 8
M9	-	Modelo 9
M10	-	Modelo 10
M11	-	Modelo 11
M12	-	Modelo 12
M13	-	Modelo 13
M14	-	Modelo 14
M15	-	Modelo 15
M16	-	Modelo 16
M17	-	Modelo 17
M18	-	Modelo 18

M19	-	Modelo 19
M20	-	Modelo 20
M21	-	Modelo 21
M22	-	Modelo 22
M23	-	Modelo 23
M24	-	Modelo 24
M25	-	Modelo 25
M26	-	Modelo 26
Mm	-	Milímetros
MPa	-	Mega Pascal
N	-	Newton
NiCr	-	Níquel-Cromo
UCLA	-	*Universal Castable Long Abutment*
1º PM	-	Primeiro premolar
2º PM	-	Segundo premolar
1º M	-	Primeiro molar
3D	-	Tridimensional
με	-	Microstrain ou Microdeformação
Ø	-	Diâmetro

Sumário

1. INTRODUÇÃO GERAL..... **37**

2. CAPÍTULO 1 – Análise biomecânica do tecido ósseo em planejamentos de próteses de três elementos implantossuportadas, variando o fator união (coroas unitárias e esplintadas em linha reta e em posicionamento tripoidal) e comprimento dos implantes, na região posterior de maxila. MEF-3D. **43**

2.1 RESUMO…….. **43**

2.2 INTRODUÇÃO……. **45**

2.3 PROPOSIÇÃO……. **48**

2.4 MATERIAL E MÉTODO…….. **49**

2.5 RESULTADOS……... **56**

2.6 DISCUSSÃO…..…… **66**

2.7 CONCLUSÃO……... **70**

2.8 REFERÊNCIAS…… **71**

3. CAPÍTULO 2 – Análise biomecânica do tecido ósseo em planejamentos de próteses de três elementos implantossuportadas, variando o fator união, comprimento e diâmetro dos implantes, na região posterior de maxila. MEF-3D. **78**

3.1 RESUMO……... **78**

3.2 INTRODUÇÃO…….. **80**

3.3 PROPOSIÇÃO…….…. **83**

3.4 MATERIAL E MÉTODO…….. **84**

3.5 RESULTADOS…… **90**

3.6 DISCUSSÃO……. **99**

3.7 CONCLUSÃO……... **102**

3.8 REFERÊNCIAS……..... **103**

4. CAPÍTULO 3 – Análise biomecânica do tecido ósseo em planejamentos de próteses de três elementos implantossuportadas, variando o fator esplintagem, comprimento dos implantes e número de implantes, na região posterior de maxila. MEF-3D. **110**

4.1 RESUMO……... **110**

4.2 INTRODUÇÃO……. **112**

4.3 PROPOSIÇÃO……. **115**

4.4 MATERIAL E MÉTODO…….. **116**

4.5 RESULTADOS…… **122**

4.6 DISCUSSÃO……. **131**

4.7 CONCLUSÃO……... **135**

4.8 REFERÊNCIAS……... **136**

5. CAPÍTULO 4 – Distribuição de tensão no parafuso de fixação de prótese de três elementos metalocerâmica frente à diferentes planejamentos protéticos para região posterior de maxila. MEF-3D **143**

4.1 RESUMO…….. **143**

4.2 INTRODUÇÃO……. **145**

4.3 PROPOSIÇÃO……. **147**

4.4 MATERIAL E MÉTODO…….. **148**

4.5 RESULTADOS…… **155**

4.6 DISCUSSÃO……. **162**

4.7 CONCLUSÃO……... **165**

4.8 REFERÊNCIAS……... **166**

ANEXOS……..... **172**

Anexo A – Detalhamento da Metodologia..... **172**

Anexo B – Normas da revista selecionada para a publicação dos artigos..... **185**

Anexo C – Referêcias da introdução geral..... **191**

Anexo D – Figuras adicionais..... **198**

Introdução Geral

Introdução Geral

Durante muito tempo, a única opção de tratamento de paciente com edentulismo parcial sem suporte posterior (extremidade livre extensa) era a utilização de prótese parcial removível. Desta forma, o advento dos implantes dentários possibilitou a reabilitação desses pacientes de modo mais funcional (Vogel et al., 2013). Entretanto, um planejamento inadequado das reabilitações implantossuportadas pode gerar complicações mecânicas e biológicas, levando à falha tanto do implante dentário quanto da prótese (Abu-Hammad et al., 2007).

Contudo, fatores biomecânicos como a esplintagem de coroas sobre implante (Wang et al., 2002), número, comprimento e diâmetro dos implantes, bem como a posição dos implantes (Himmlová et al., 2004, de Souza Batista et al., 2017, de Souza batista et al., 2017b), qualidade e quantidade óssea do leito receptor (Sevimay et al., 2005) podem prejudicar a longevidade do implante e da prótese. Além disso, a literatura tem associado uma maior tendência à falha em implantes dentários instalados na região posterior de maxila, que se trata de uma área de menor densidade óssea (Goiato et al., 2014; Jemt et al., 1996).

A literatura apresenta diferentes formas para a reabilitação de pacientes que apresentam ausência dos premolares e primeiro molar ou ausência do segundo premolar e molares, principalmente quando se planeja a instalação de três implantes para suportar a prótese (Batista et al., 2015). Assim, os implantes podem ser posicionados de duas formas:

em linha reta ou tripoidal (Batista et al., 2015; Sato et al., 2012). Além disso, a prótese pode ser realizada através de coroas unitárias ou esplintadas (Pellizzer et al., 2014).

Esplintar ou não esplintar a prótese ainda é uma dúvida frequente entre os clínicos. Por um lado, a esplintagem pode proporcionar melhor distribuição de tensão quando comparadas com coroas unitárias (Bergkvist et al., 2008; Pellizzer et al., 2014), principalmente em osso de baixa qualidade (Wang et al., 2002). Por outro lado, a utilização de coroas unitárias (não esplintadas) pode oferecer maior acesso para a higienização, melhor passividade de inserção da prótese e maior facilidade em executar um perfil de emergência mais adequado (Solnit and Schneider, 1998; Vázquez Álvarez et al., 2015).

A literatura sugere que uma ligeira alteração no posicionamento do implante central, configurando o tripoidismo ou posicionamento tripoidal, pode oferecer benefícios biomecânicos para a reabilitação esplintada (Weinberg and Kruger, 1996, Batista et al., 2015, de Souza Batista et al., 2017). Assim, o efeito do posicionamento do implante tem sido estudado por diferentes ensaios biomecânicos (Abreu et al., 2012; Abu-Hammad et al., 2007; Itoh et al., 2004). Em uma revisão sistemática publicada em 2015, os autores concluíram que não há um consenso entre os estudos que avaliaram o efeito do posicionamento do implante, porém o posicionamento tripoidal apresentou uma melhora na distribuição de tensões ao tecido ósseo em frente a carga oblíqua, quando comparado com implantes em

linha reta (de Souza Batista et al., 2015). Além disso, a literatura é escassa de informações sobre o efeito do posicionamento tripoidal em região posterior de maxila (de Souza Batista et al., 2015, de Souza Batista et al. 2017).

A instalação de implantes curtos (< 10 mm) na região posterior de maxila em situações limítrofes de reabsorção vertical do rebordo alveolar tem sido uma modalidade de tratamento amplamente utilizada (Monje et al., 2013, Felice et al., 2011, Lemos et al.; 2016). Os principais benefícios estão relacionados com a possibilidade de evitar a instalação de implantes internamente ao seio maxilar, bem como eliminar a necessidade da realização de cirurgias invasivas (Le et al., 2013, Bassi et al., 2013, Atieh et al., 2012, Yang et al., 2011). Desta maneira, esta modalidade de tratamento é capaz de reduzir a morbidade, o tempo e o custo do tratamento reabilitador (Le et al., 2013, Bassi et al., 2013, Tawil et al., 2006, Elangovan et al., 2013), permitindo um maior nível de aceitabilidade do paciente ao tratamento proposto pelo implantodontista. Entretanto, como desvantagens destacam-se a diminuição da superfície de contato osso/implante e a proporção coroa clínica/implante desfavorável (Atieh et al., 2012, Elangovan et al., 2013). Desta forma, o entendimento do comportamento biomecânico de implantes curtos, principalmente quando associados aos implantes de maiores comprimentos e diâmetros, torna-se necessário com a finalidade de guiar um planejamento mais seguro e previsível.

Alguns autores propõem a redução do número de implantes que suportam as próteses de três elementos, com a finalidade de contornar fatores financeiros e cirúrgicos (Aglietta et al., 2012; Romeo et al., 2012). Neste contexto, a utilização de pôntico central é indicada como alternativa para o tratamento ideal, porém a literatura aponta que são mais susceptíveis a complicações protéticas (Kreissl et al., 2007; Chen et al., 2012, de Souza Batista et al., 2017b). Entretanto, esta situação não está totalmente compreendida, principalmente quando associada à redução do comprimento do implante.

Diferentes metodologias estudam a biomecânica de forma estática, tais como a análise extensométrica, a análise fotoelástica, a imagem de correlação digital e a análise de elementos finitos (Pesqueira et al., 2014, Tiossi et al., 2014). A metodologia de elementos finitos (MEF) é definida como uma simulação numérica que determina a tensão e a deformação através de modelos de estruturas geométricas complexas, por exemplo, tecido ósseo, componentes protéticos e implante dentário (Verri et al., 2014). O modelo 3D desenvolvido permite a simulação de aplicação de carga em pontos específicos que, após os cálculos matemáticos, gera mapas de tensão e deformação transmitidas nas estruturas analisadas (Akça & Iplikçioğlu, 2001, de Faria Almeida et al., 2014). Desta forma, os dados obtidos pela MEF-3D já têm sido indicados como passíveis de melhorar o entendimento biomecânico de diversos planejamentos utilizados na implantodontia, em seguida, terem seus resultados

extrapolados cuidadosamente para a clínica diária (van Staden et al., 2014, Pellizzer et al., 2012, Toniollo et al., 2017).

Diante do exposto, a literatura ainda não aponta um protocolo de planejamento para a situação clínica de próteses fixas implantossuportadas que seja mais favorável biomecanicamente em relação à esplintagem, ao comprimento, ao diâmetro e ao número dos implantes. Portanto, a compreensão dessas variáveis pode orientar biomecanicamente um protocolo de reabilitação de regiões de baixa densidade óssea, orientando estudos clínicos futuros e auxiliando o desenvolvimento de uma implantodontia mais segura e previsível aos pacientes.

No presente trabalho, quatro capítulos foram desenvolvidos com a finalidade de analisar a associação desses fatores.

Capítulo 1

Análise biomecânica do tecido ósseo em planejamentos de próteses de três elementos implantossuportadas, variando o fator união (coroas unitárias e esplintadas em linha reta e em posicionamento tripoidal) e comprimento dos implantes, na região posterior de maxila. MEF-3D.

2.1 Resumo

Proposição: O propósito do presente estudo foi analisar a tensão e a microdeformação do tecido ósseo cortical geradas pelas forças oclusais sobre próteses de três elementos implantossuportadas, variando o fator união e comprimento dos implantes, instaladas na região posterior de maxila.

Material e método: Quinze modelos tridimensionais foram simulados com auxílio dos programas In Vesalius, SolidWorks 2016, Rhinoceros 4.0. Cada modelo tridimensional foi constituído de um bloco ósseo maxilar referente à região do 1º PM ao 1º M direito, apresentando três implantes do tipo hexágono externo (HE) de 4,0 mm de diâmetro (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., Arujá, São Paulo, Brasil), suportando prótese de três elementos metalocerâmica parafusada, variando o fator união (coroas unitárias e esplintadas: em linha reta e em posicionamento tripoidal), comprimento com implantes (10 mm, 8,5 mm e 7 mm de Ø4 mm). O programa FEMAP 11.4.2 foi utilizado para gerar os modelos de elementos finitos nas fases de pré- e pós-processamento. A análise do tecido ósseo

foi feita utilizando os mapas de Tensão Máxima Principal (MPa) e Microdeformação (με).

Resultados: Os maiores valores de tensão/microdeformação foram observados no carregamento oblíquo. A esplintagem associada ao posicionamento tripoidal gerou melhor comportamento biomecânico. A associação de implantes curtos com implante de maior comprimento não demonstrou benefício biomecânico. A redução do comprimento do implante (7 mm) gerou um comportamento biomecânico desfavorável.

Conclusão: A esplintagem foi efetiva na redução de tensão/microdeformação do tecido ósseo cortical, principalmente quando associada ao posicionamento tripoidal dos implantes. O aumento do comprimento do implante diminuiu a tensão/microdeformação no tecido ósseo. Implantes curtos esplintados mostraram comportamento biomecânico similar a implantes curtos associados a implantes de maior comprimento.

Palavras-chave: Fenômenos biomecânicos; Análise de elementos finitos; Implantes dentários.

2.2 Introdução

O advento dos implantes dentários possibilitou a reabilitação dos pacientes com edentulismo parcial de forma mais funcional (Vogel et al., 2013). Entretanto, um planejamento inadequado das reabilitações implantossuportadas pode gerar complicações mecânicas e biológicas, levando à falha tanto do implante dentário quanto da prótese sobre o implante (Abu-Hammad et al., 2007; Verri et al., 2014).

Situações clínicas em que o paciente apresenta ausência dos premolares e primeiro molar ou ausência do segundo premolar e molares são comuns, ao passo que diferentes formas de reabilitação podem ser planejadas. Assim, os implantes dentários podem ser posicionados em linha reta ou tripoidal, ainda na fase cirúrgica, e as coroas (metalocerâmica ou metal free) podem ser unitárias ou esplintadas, na fase protética (Weinberg & Kruger, 1996; Lemos et al., 2018)

As possíveis vantagens do posicionamento tripoidal dos implantes (leve posicionamento para vestibular ou lingual do implante central) têm sido motivo de estudo desde que foi proposto inicialmente (Weinberg & Kruger, 1996; Abreu et al., 2012; Batista et al., 2015; de Souza Batista et al., 2017). Em revisão sistemática publicada em 2015, nenhum consenso sobre as vantagens do posicionamento tripoidal foi relatado, entretanto, nenhum estudo *in vitro* incluso na revisão sistemática simulou o comportamento biomecânico em região posterior de maxila (Batista et al.,

2015). Estudo realizado previamente sobre o comportamento biomecânico do posicionamento tripoidal dos implantes em região posterior de maxila, utilizando a metodologia de elementos finitos 3D, concluiu que o posicionamento tripoidal foi capaz de reduzir a tensão e a microdeformação no tecido ósseo cortical, porém somente implantes do tipo hexágono externo Ø4x10 mm foram estudados (de Souza Batista et al., 2017).

Ainda nesse contexto, optar por esplintar ou não as próteses sobre implantes é uma dúvida pertinente para os clínicos. Por um lado, uma parte da literatura advoga que a esplintagem é capaz de compartilhar as tensões entre os implantes (Grossmann et al., 2005), principalmente nos planejamentos considerando a utilização de implantes curtos ou a associação de implantes curtos com implante de maior comprimento (Pellizzer et al., 2014; Pellizzer et al., 2015), podendo reduzir as tensões no parafuso de fixação bem como no tecido ósseo cortical. Por outro lado, as coroas unitárias oferecem uma higienização facilitada, melhor passividade da peça, por fim, melhor perfil de emergência e contorno gengival (Solnit & Schneider, 1998; Vázquez Álvarez et al., 2015). Entretanto, a vantagem em esplintar a prótese, referente à geração de melhorias no comportamento biomecânico das estruturas protéticas e tecido ósseo, ainda não está bem estabelecida na literatura, uma vez que não há um consenso sobre o tema.

Em algumas situações clínicas, a anatomia do seio maxilar permite a utilização de implantes de maior comprimento na região de premolares e, para reabilitar esses casos, a literatura sugere que a esplintagem de

implantes curtos com implante de maior comprimento reduz o risco biomecânico (Pellizzer et al., 2014; Pellizzer et al., 2015). Contudo, Yang e colaborados observaram um desempenho biomecânico similar entre a esplintagem de implantes curtos e esplintagem de implante curto com implante longo (Yang et al., 2011), demonstrando uma controvérsia neste tópico.

A análise de elementos finitos é uma metodologia capaz de simular situações que dificilmente poderiam ser reproduzidas em um estudo clínico. Desta forma, a possibilidade de prever situações biomecanicamente desfavoráveis através da avaliação da quantidade de tensão e/ou microdeformação no tecido ósseo utilizando cálculos matemáticos, torna a metodologia útil para aplicar na área da implantodontia (Torcato et al., 2014; Verri et al., 2016; Verri et al., 2017).

2.3 Proposição

O propósito do presente estudo foi analisar a tensão e a microdeformação do tecido ósseo cortical geradas pelas forças oclusais sobre próteses de três elementos implantossuportadas, variando o fator união, (coroas unitárias e esplintadas: posicionamento dos implantes em linha reta e em distribuição tripoidal) e comprimento dos implantes (10 mm, 8,5 mm e 7 mm de Ø4 mm), instaladas na região posterior de maxila. A hipótese nula foi que as variáveis estudadas não gerariam diferenças no comportamento biomecânico do tecido ósseo cortical.

2.4. Material e Método

Delineamento experimental

A metodologia utilizada segue estudos publicados previamente (de Souza Batista et al., 2017; Lemos et al., 2018). Além disso, esta pesquisa foi desenvolvida considerando os fatores de estudo: união (coroas unitárias e esplintadas em linha reta e em posicionamento tripoidal), comprimento com implantes (10mm, 8,5mm e 7mm) e carregamento (axial e oblíquo).

Modelagem tridimensional

Para representar as situações clínicas, quinze modelos tridimensionais foram simulados (Tabela 1). Cada modelo tridimensional foi constituído de um bloco ósseo maxilar referente à região do 1º PM ao 1º M direito, apresentando três implantes do tipo hexágono externo (HE) de 4,0 mm de diâmetro (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., Arujá, São Paulo, Brasil), suportando prótese de três elementos metalocerâmica parafusada.

Tabela 1. Descrição dos modelos

Modelos	Tipo de prótese	Comprimento		
		1º PM	2º PM	1º M
M1	Prótese de três elementos com coroas unitárias em linha reta	10 mm	10 mm	10 mm
M2	Prótese de três elementos com coroas esplintadas em linha reta	10 mm	10 mm	10 mm
M3	Prótese de três elementos com coroas esplintadas em posicionamento tripoidal	10 mm	10 mm	10 mm
M4	Prótese de três elementos com coroas unitárias em linha reta	8,5 mm	8,5 mm	8,5 mm
M5	Prótese de três elementos com coroas esplintadas em linha reta	8,5 mm	8,5 mm	8,5 mm
M6	Prótese de três elementos com coroas esplintadas em posicionamento tripoidal	8,5 mm	8,5 mm	8,5 mm
M7	Prótese de três elementos com coroas unitárias em linha reta	7 mm	7 mm	7 mm
M8	Prótese de três elementos com coroas esplintadas em linha reta	7 mm	7 mm	7 mm
M9	Prótese de três elementos com coroas esplintadas em posicionamento tripoidal	7 mm	7 mm	7 mm
M10	Prótese de três elementos com coroas unitárias em linha reta	10 mm	8,5 mm	8,5 mm
M11	Prótese de três elementos com coroas esplintadas em linha reta	10 mm	8,5 mm	8,5 mm
M12	Prótese de três elementos com coroas esplintadas em posicionamento tripoidal	10 mm	8,5 mm	8,5 mm
M13	Prótese de três elementos com coroas unitárias em linha reta	10 mm	7 mm	7 mm
M14	Prótese de três elementos com coroas esplintadas em linha reta	10 mm	7 mm	7 mm
M15	Prótese de três elementos com coroas esplintadas em posicionamento tripoidal	10 mm	7 mm	7 mm

1º PM, primeiro premolar; 2º PM, segundo premolar; 1º M, primeiro molar; mm, milímetro.

O desenho do bloco ósseo foi composto por osso trabecular na região central cercado por 1 mm de osso cortical, simulando osso tipo IV (Lekholm and Zarb, 1985). O tecido ósseo foi obtido pela digitalização de uma tomografia computadorizada no programa In Vesalius (CTI, Campinas, São Paulo, Brazil). Em seguida, foi realizada a simplificação das superfícies no programa Rhinoceros 4.0 (NURBS Modeling for Windows, Seattle, Washington, EUA).

O desenho do implante foi obtido por meio da simplificação de um projeto original de implante HE de 4,0 mm de diâmetro (Verri et al., 2016). O posicionamento do implante nos modelos em linha reta foi simulado com distância entre si de 7 mm, medido de centro a centro, entre os premolares, e distância de 8,75 mm, também medido de centro a centro, entre o 2º PM e o 1º M (Puri et al., 2007). Nos modelos simulando o posicionamento tripoidal, o implante central, referente ao 2º PM, foi deslocado em 1,5 mm na direção vestibular (Nishioka et al., 2011; Nishioka et al., 2009; Puri et al., 2007; Sütpideler et al., 2004). Além disso, o pilar protético UCLA (*Universal Castable Long Abutment*) simulado foi o mesmo para todas as situações, porém, com sistema rotacional para próteses esplintadas e antirrotacional para próteses unitárias. A altura da coroa e o tamanho da mesa oclusal das próteses metalocerâmicas parafusadas foram iguais para todos os modelos simulados.

Desta forma, os implantes, os pilares, as coroas metalocerâmicas e os parafusos foram simplificados utilizando os programas SolidWorks 2016

(SolidWorks Corpo, Waltham, Massachusetts, USA) e Rhinoceros 4.0, e foram todos iguais para os quinze modelos. Por fim, todas as geometrias foram exportadas para a discretização no programa de elementos finitos FEMAP 11.4.2 (Siemens PLM Software Inc., Santa Ana, Califórnia, USA).

Configuração da análise tridimensional

O programa FEMAP 11.4.2 foi utilizado para gerar os modelos de elementos finitos nas fases de pré- e pós-processamento. Na fase de pré-processamento, as malhas foram geradas com elementos sólidos tetraédricos parabólicos. Além disso, as propriedades mecânicas de cada material simulado foram atribuídas às malhas utilizando os valores da literatura (Sertgöz, 1997; Sevimay et al., 2005, Verri et al., 2017b) (Tabela 2). Todos os materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos. O número total de elementos e de nós dos modelos foram apresentados na Tabela 3. Na fase pós-processamento, foi realizada a leitura e plotagem dos mapas obtidos pelos cálculos matemáticos no programa NEi Nastran 11.1 (Noran Engineering, Inc., Westminster, California, USA) (ver Análise de elementos finitos).

Tabela 2. Propriedades dos materiais

Estrutura	Módulo de Elasticidade (E) (GPa)	Coeficiente de Poisson (v)	Referência
Osso Trabeculado baixa densidade (osso tipo IV)	1,10	0,30	***Sevimay et al., 2005***
Osso Cortical	13,7	0,30	***Sertgöz et al., 1997***
Titânio (parafuso de fixação, implante)	110,0	0,35	***Sertgöz et al., 1997***
Liga NiCr	206,0	0,33	***Verri et al., 2017b***
Porcelana Feldspática	82,8	0,35	***Verri et al., 2017b***

GPa, gigapascal; NiCr, Níquel-Cromo

Condições de contato, contorno e carregamento

Ainda na fase de pré-processamento, as condições de contato foram definidas, sendo somente a interface de contato entre o componente protético e implante como justaposta e as demais interfaces de contato como coladas. As condições de contorno foram estabelecidas como fixadas em todos os eixos (x, y e z), simulando a fixação da maxila ao viscerocrânio. Assim, após a aplicação das cargas, toda a estrutura coroa/componentes/implante e todo o tecido ósseo envolvendo os implantes puderam se movimentar e sofrer intrusão, restando apenas a base do bloco ósseo fixada e sem movimentação (de Souza Batista et al., 2017). A força aplicada foi de 400N em direção axial, com 50N no meio da aresta transversal de cada cúspide, e 200N oblíqua, com 50N, aplicadas em 45º, no meio da aresta transversal de cada cúspide vestibular.

Tabela 3. Número de nós e elementos para cada modelo

Modelos	Número de Nós	Número de Elementos
M1	742.713	1.631.660
M2	720.243	1.593.455
M3	783.087	1.684.904
M4	848.648	1.787.598
M5	789.989	1.694.719
M6	698.941	1.558.264
M7	786.169	1.694.060
M8	725.861	1.598.665
M9	709.340	1.573.501
M10	833.345	1.764.983
M11	773.212	1.669.827
M12	741.266	1.623.719
M13	819.762	1.743.659
M14	754.523	1.640.937
M15	682.310	1.532.596

Análise de elementos finitos

Todas as análises foram processadas pelo Nei Nastran 11.1 para obtenção dos resultados. A análise de processamento dos modelos foi realizada em uma estação de trabalho HP (Hewlett-Packard Development Company, L.P., Palo Alto, California, USA). Após o processamento dos dados, os resultados foram transferidos ao FEMAP 11.4.2 para a visualização gráfica da tensão/microdeformação no tecido ósseo através de mapas de Tensão Máxima Principal e Microdeformação. O mapa de Tensão Máxima Principal foi utilizado como critério para a análise das tensões no tecido ósseo, uma vez que pode fornecer valores de compressão (valores negativos) e tração (valores positivos) (Verri et al., 2014; Torcato et al., 2014; de Souza Batista et al., 2017; Lemos et al., 2018;

Santiago Junior et al., 2016). O critério de análise de microdeformação (με – deformação $x10^{-6}$) também foi utilizado para avaliar o tecido ósseo (de Souza Batista et al., 2017b), com a finalidade de obter valores para comparar com a escala de risco de reabsorção fornecido por Frost (Frost, 2003). A unidade de medida usada para mensurar a Tensão Máxima Principal foi MegaPascal (MPa); a microdeformação (με) foi mensurada pela unidade de deformação $x10^{-6}$, e sua grandeza é adimensional.

2.5. Resultados

Análise de Tensão Máxima Principal

Em uma escala de -5 MPa a 10 MPa, para avaliar o carregamento axial, foi possível observar baixos valores de tensões de tração e compressão ao redor dos implantes, para todos os planejamentos propostos. De um modo geral, os menores valores de tensões de compressão e tração foram observados no carregamento axial, enquanto os maiores valores foram observados no carregamento oblíquo, principalmente a tensão de tração (Figuras 1 e 2; Anexo D, Figuras 1, 2, 3, 4 e 5).

Em escala de -10 MPa a 40 MPa, os maiores valores de tensão de tração ocorreram no tecido ósseo da região palatina ao redor dos implantes, principalmente ao redor do implante do 1º M. Além disso, o carregamento oblíquo gerou maior área de tensão de tração na região palatina do 1º M dos modelos com coroas unitárias (M1, M4, M7, M10, M13), quando comparado com os esplintados. Entre os modelos esplintados, a situação clínica com implantes em linha reta (M2, M5, M8, M11 e M14) gerou maior área de tensão de tração (15 MPa a 36,8 MPa) no tecido ósseo na região palatina ao redor do 2º PM dos modelos quando comparado com implantes com posicionamento tripoidal (M3, M6, M9, M12, M15). O posicionamento tripoidal dos implantes reduziu a área de tensão de tração na região palatina do tecido ósseo ao redor do 1º M dos modelos

M9, M12 e M15 quando comparados com os modelos esplintados em linha reta M8, M11 e M14, respectivamente.

Para os planejamentos com coroas unitárias, a redução do comprimento do implante gerou maior área de tensão de tração no tecido ósseo da região palatina do 1º M, principalmente para o modelo M7 e M13. Para modelos com coroas esplintadas em linha reta, a redução do comprimento do implante de 10 mm para 8,5 mm (M2 para M5) não gerou um comportamento biomecânico desfavorável, contudo uma maior área de tensão de tração no tecido ósseo da região palatina do 1º M do M8 foi observada quando comparada com a mesma área dos modelos M2 e M5. Para modelos com coroas esplintadas em posicionamento tripoidal, o modelo M3 mostrou os menores valores de tensão de tração e a redução do comprimento do implante aumentou área de tensão de tração no tecido ósseo ao redor do 1º PM do M6 e M9.

A associação de implantes curtos com implante de maior comprimento nos planejamentos com coroas esplintadas demonstrou comportamento biomecânico similar quando comparados com implantes curtos, exceto na situação de comparação entre M6 contra M12, principalmente para a região do 1º PM (Figura 3), enquanto que a associação de implantes curtos com implante de maior comprimento não demonstrou benefício biomecânico para coroas unitárias.

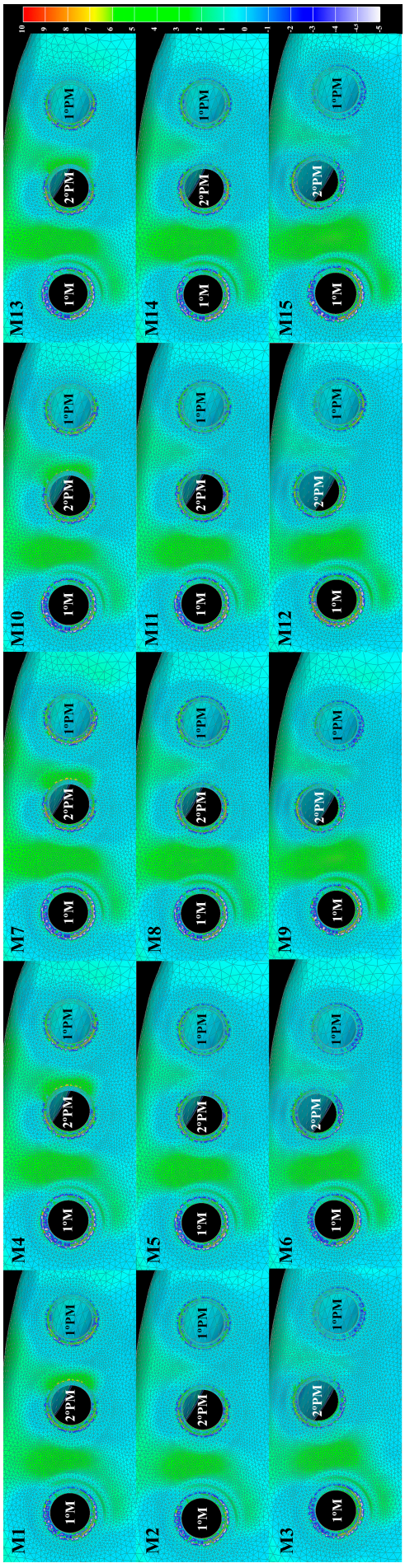

Figura 1. Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo cortical. Carregamento axial, vista oclusal.

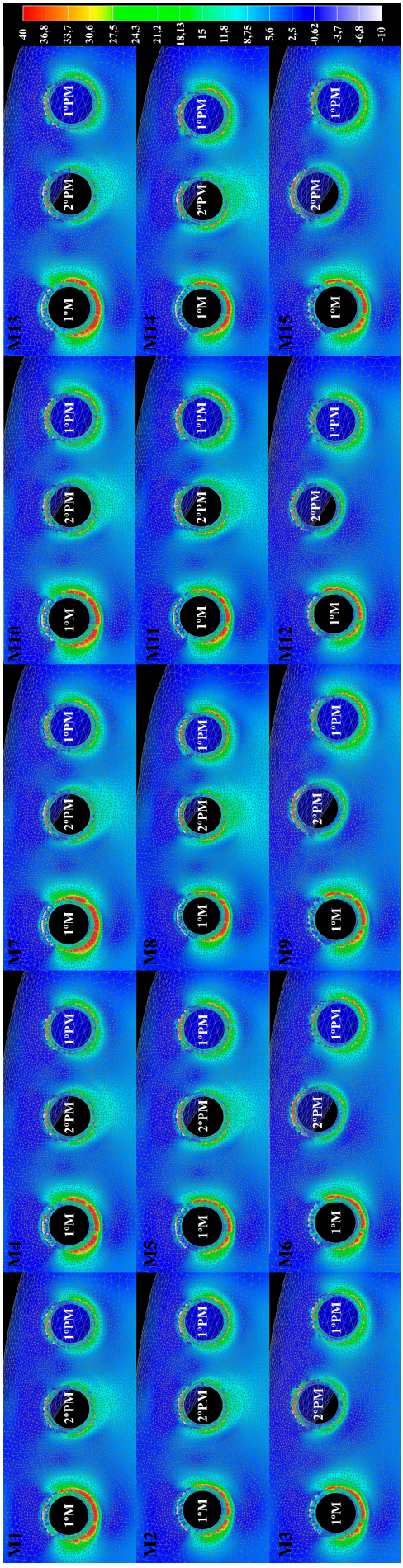

Figura 2. Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal.

Análise de Microdeformação

Sob carregamento axial, em uma escala de 0 με a 3.000 με, a maior área de microdeformação foi ao redor do tecido ósseo na região do 1º M para todos os modelos. De um modo geral, os menores valores de microdeformação foram observados no carregamento axial, enquanto os maiores valores foram observados no carregamento oblíquo (Figuras 4 e 5; Anexo D, Figuras 6, 7, 8, 9 e 10).

Em escala de 0 με a 6.000 με, as maiores áreas de microdeformação ocorreram no tecido ósseo da região vestibular ao redor dos implantes, principalmente ao redor do implante do 1º M. Situações clínicas considerando a reabilitação com implantes unitários (M1, M4, M7, M10 e M13) apresentaram a maior área de microdeformação no tecido ósseo da região vestibular ao redor do 1º M quando comparados com reabilitações esplintadas. Para os modelos com coroas unitárias (M1, M4, M7, M10, M13), a redução do comprimento de todos os implantes para 7 mm (M7) gerou maior área de microdeformação no tecido ósseo ao redor do implante do 1º M e a associação de implantes curtos com implantes longos não demonstrou benefício biomecânico (M10 e M13). Entre os modelos com coroas esplintadas (M2, M3, M5, M6, M8, M9, M11, M12, M14 e M15), implantes posicionados em linha reta (M2, M5, M8, M11 e M14) apresentaram maior área de microdeformação no tecido ósseo da região vestibular ao redor do 1º PM e 1º M quando comparados com implantes posicionados em posicionamento tripoidal (M3, M6, M9, M12 e M15).

Contudo, implantes em posicionamento tripoidal geraram maior área de microdeformação no tecido ósseo da região vestibular do 2º PM. Desta forma, coroas esplintadas com implantes em posicionamento tripoidal demonstraram melhor comportamento biomecânico quando comparado com implantes posicionados em linha reta.

A redução do comprimento do implante aumentou os valores de microdeformação principalmente no tecido ósseo ao redor do implante do 1º M tanto para os modelos com coroas esplintadas em implantes em linha reta quanto para implantes em posicionamento tripoidal (Figura 6).

A associação de implantes curtos com implante de maior comprimento nos planejamentos com coroas esplintadas demonstrou comportamento biomecânico similar quando comparados com situações clínicas simulando todos implantes curtos (M5 contra M11, M8 contra M14, M6 contra M12 e M9 contra M15).

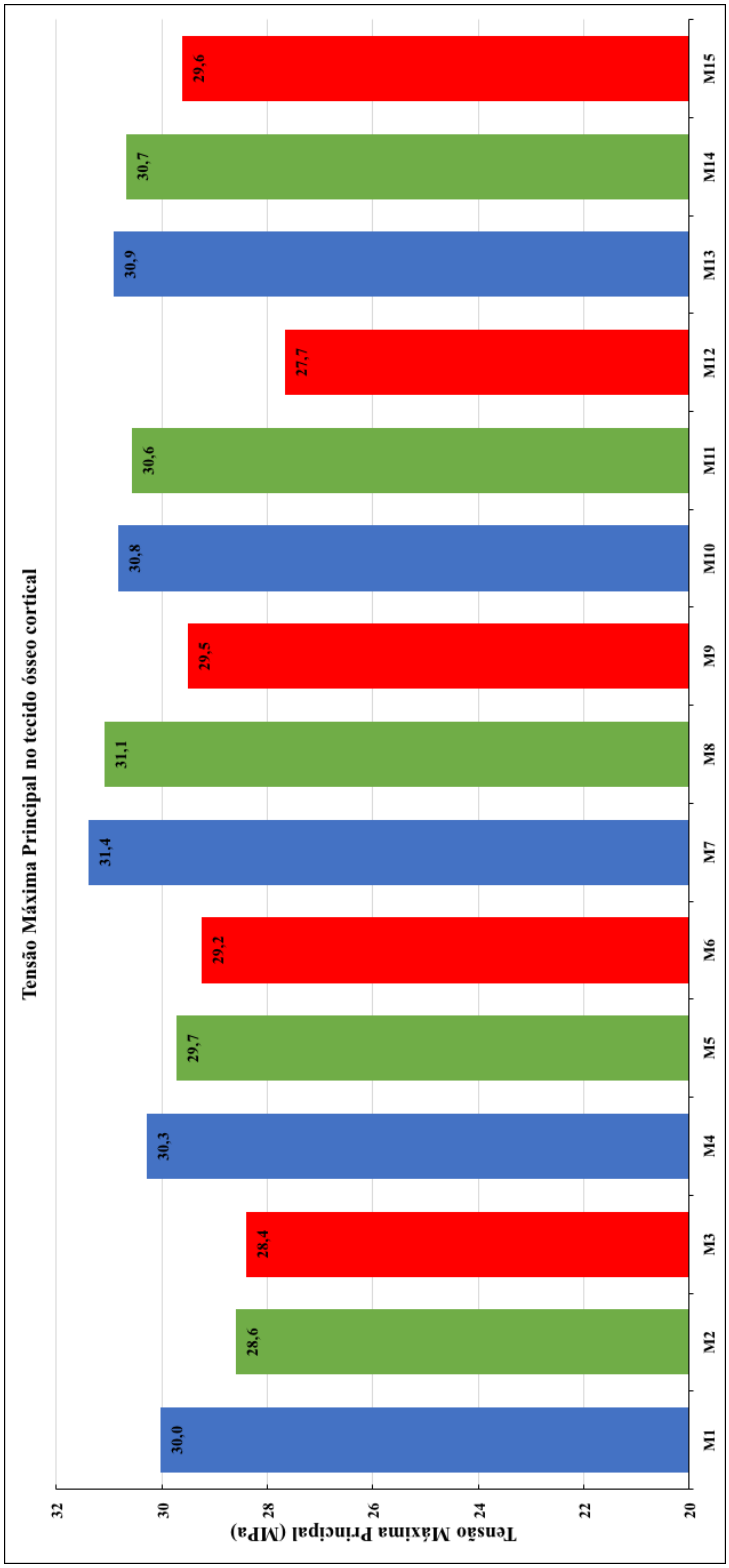

Figura 3. Valores de Tensão Máxima Principal no tecido ósseo cortical sob carregamento oblíquo. Azul, modelos com coroas unitárias; verde, modelos com coroas esplintadas em linha reta; vermelho, modelos com coroas esplintadas em posicionamento tripoidal.

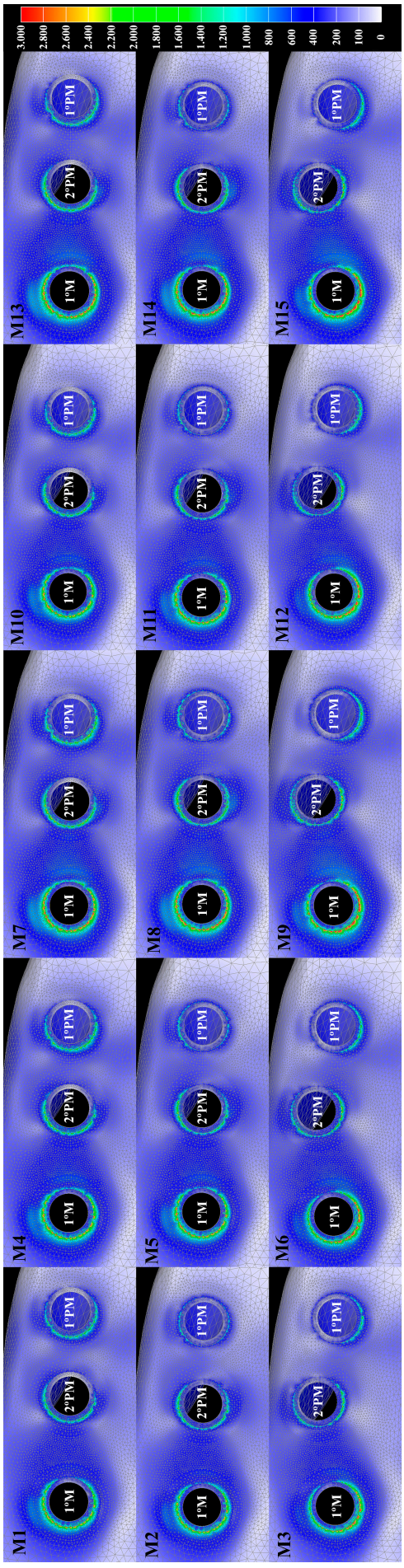

Figura 4. Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo cortical. Carregamento axial, vista oclusal.

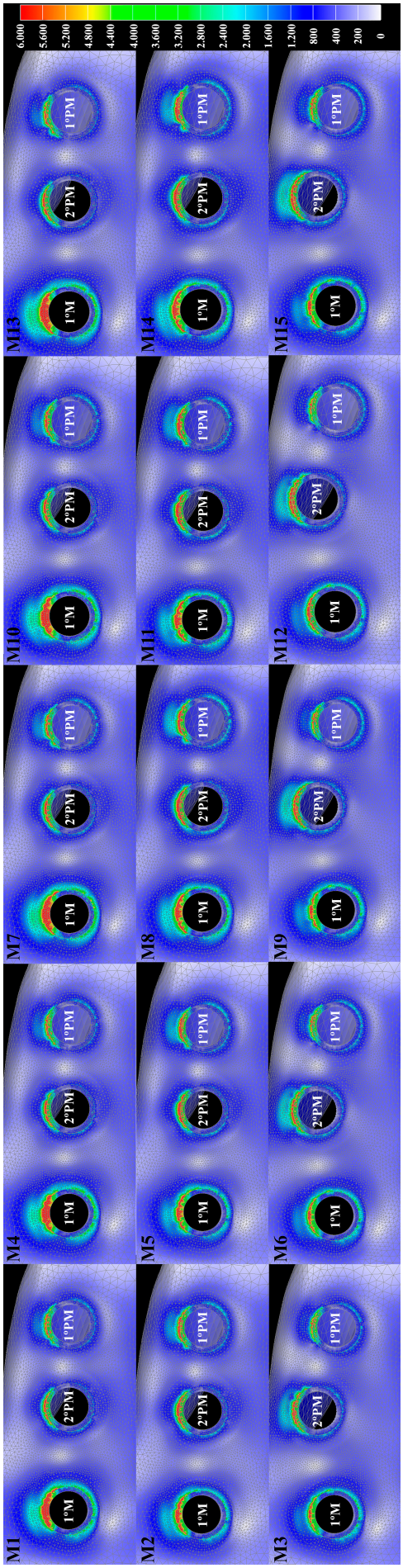

Figura 5. Mapa de Microdeformação: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal.

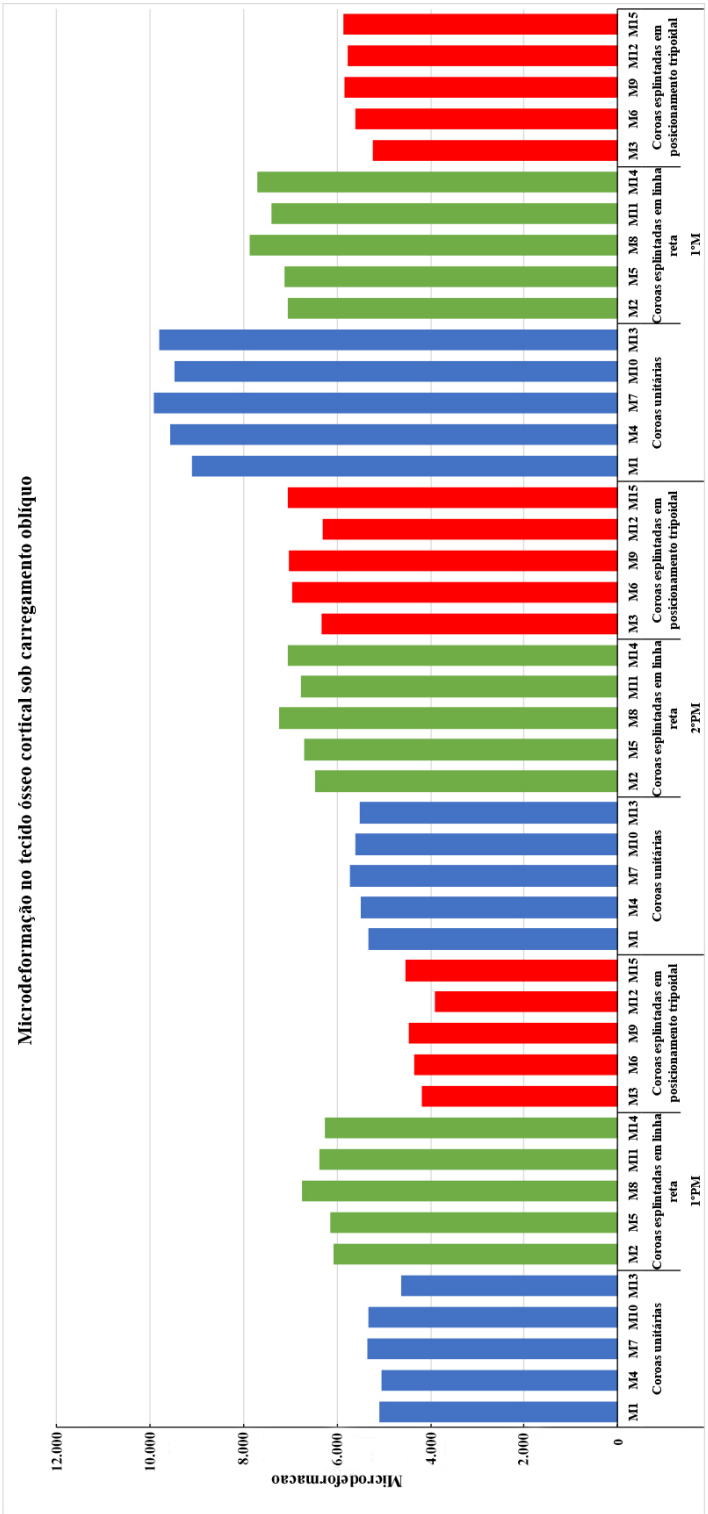

Figura 6. Valores de Microdeformação no tecido ósseo cortical sob carregamento oblíquo

2.6 Discussão

As variáveis estudadas neste presente estudo, tais como esplintagem e posicionamento dos implantes e alteração no comprimento dos implantes geraram diferentes padrões de distribuição de tensão/deformação no tecido ósseo. Desta forma, a hipótese nula deste estudo foi rejeitada.

Os resultados do presente estudo sugerem que a esplintagem foi efetiva para reduzir a tensão/microdeformação do tecido ósseo em planejamentos utilizando implantes do tipo hexágono externo, principalmente quando associada ao posicionamento tripoidal dos implantes. Esses dados estão de acordo com estudos publicados previamente (Sütpideler et al., 2004; Pellizzer et al., 2014; Mendonça et al., 2014; de Souza Batista et al., 2017). Mendonça e colaboradores em 2014 (Mendonça et al., 2014) sugeriram que as reabilitações utilizando coroas unitárias na região posterior poderiam ser mais susceptíveis às forças mastigatórias, aumentando o risco de micromovimentação acima do limite fisiológico. Em nosso estudo, a maior quantidade de tensão/ microdeformação foi no tecido ósseo ao redor do implante da região de 1º M das reabilitações com coroas unitárias, implante esse que recebeu maior quantidade de carga, de acordo com a metodologia proposta (200N axial e 100N oblíquo) e as reabilitações com coroas esplintadas foram efetivas para proporcionar o compartilhamento de tensão/microdeformação,

principalmente quando se reduziu o comprimento de todos os implantes, estando de acordo com estudos previamente publicado utilizando implantes do tipo hexágono externo (Pellizzer et al., 2015; de Souza Batista et al., 2017). Extrapolando com cautela para a rotina clínica, é sugerida a realização da esplintagem dos implantes do tipo hexágono externo posicionados na região posterior de maxila (Pellizzer et al., 2015; de Souza Batista et al., 2017).

A utilização de implante com comprimento padrão gerou comportamento biomecânico mais favorável para a distribuição de tensão/deformação no tecido ósseo. Esse resultado está de acordo com estudos publicados previamente (Baggi et al., 2008; Lemos et al., 2015; Ueda et al., 2017). Diante do exposto, os planejamentos considerando a utilização de implantes de tipo hexágono externo em região posterior de maxila devem atentar-se ao fator comprimento, tendo em vista que a utilização de implantes de maior comprimento pode oferecer um melhor desempenho biomecânico.

Estudos publicados previamente destacam o benefício de associar implantes curtos com implante de maior comprimento, especialmente para implantes menores que 10 mm (Pellizzer et al., 2014; Pellizzer et al., 2015). Embora essa vantagem biomecânica não tenha sido observada no presente estudo ao comparar dentro dos modelos esplintados, os implantes curtos associados com implante de maior comprimento apresentaram menores valores de tensão/deformação quando comparados com

implantes unitários, permitindo observar que os benefícios obtidos pelo efeito da esplintagem predominou sobre o efeito do comprimento do implante, em planejamentos considerando a utilização do implante do tipo hexágono externo.

O intervalo limiar para um possível acontecimento de microdanos ao tecido ósseo proposto por Frost é de 60 MPa e 3000 με, para tensão e microdeformação, respectivamente (Frost, 2003). Desta forma, os valores de tensão/microdeformação no tecido ósseo cortical obtidos no carregamento axial estão dentro do limite proposto. Em contrapartida, os valores de tensão/microdeformação no tecido ósseo cortical no carregamento oblíquo excederam o limite proposto. Diante deste dado, torna-se necessário destacar que o tecido ósseo simulado no presente estudo foi considerado isotrópico, homogêneo e linearmente elástico, fator que pode ter contribuído para esses valores elevados.

Uma melhoria no comportamento biomecânico no tecido ósseo foi observada na utilização da esplintagem de implantes em posicionamento tripoidal, corroborando com estudos publicados previamente (Batista et al., 2015; de Souza Batista et al., 2017). A aplicação da força oblíqua na região interna da cúspide vestibular gera um momento fletor, que tende a sobrecarregar a região cervical ao redor dos implantes, contudo, o ligeiro deslocamento para vestibular do implante central na reabilitação esplintada, possivelmente atuou reduzindo o momento fletor da reabilitação, reduzindo a tensão/microdeformação ao redor dos implantes.

A literatura é escassa de estudos que avaliam o comportamento biomecânico do posicionamento tripoidal em região posterior de maxila. Assim, o presente estudo pode contribuir para um melhor entendimento das situações clínicas onde há a necessidade de trabalhar com implantes do tipo hexágono externo com comprimento reduzido. Contudo, o presente estudo avaliou somente um tipo de conexão de implante (HE). Sabe-se que o tipo de conexão do implante pode influenciar no comportamento biomecânico da reabilitação (Goiato et al., 2015; Minatel et al., 2017), portanto, estudar o efeito da redução do comprimento do implante, a esplintagem e sua associação com o posicionamento tripoidal em implantes de conexão interna (hexágono interno e cone Morse) torna-se necessário em estudos futuros.

A reabilitação da área posterior de maxila é de difícil complexidade, principalmente por tratar-se de uma região que recebe mais força mastigatória em comparação com a região anterior (Itoh et al., 2004). Desta forma, procedimentos clínicos como um adequado ajuste oclusal e redução da mesa oclusal são sugeridos com a finalidade de reduzir a tensão/microdeformação no tecido ósseo de suporte (Torcato et al., 2014).

2.7. Conclusões

Dentro das limitações do estudo, foi possível concluir que:

1. A esplintagem foi efetiva na redução de tensão/microdeformação do tecido ósseo cortical, principalmente quando associada ao posicionamento tripoidal dos implantes.
2. O aumento do comprimento do implante diminuiu a tensão/microdeformação no tecido ósseo.
3. Implantes curtos esplintados mostraram comportamento biomecânico similar a implantes curtos associados a implantes de maior comprimento.

2.8. Referências

Abreu, C. W., Nishioka, R. S., Balducci, I., et al., 2012. Straight and offset implant placement under axial and nonaxial loads in implant-supported prostheses: strain gauge analysis. J. Prosthodont. 21, 535-539.

Abu-Hammad, O., Khraisat, A., Dar-Odeh, N., Jagger, D. C., Hammerle, C. H., 2007. The staggered installation of dental implants and its effect on bone stresses. Clin. Implant Dent. Relat. Res. 9, 121-7.

Baggi, L., Cappelloni, I., Di Girolamo, M., Maceri, F., Vairo, G., 2008. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. J. Prosthet. Dent. 100, 422-431.

Batista, V. E., Santiago, J. F. Jr., Almeida, D. A., Lopes, L. F., Verri, F. R., Pellizzer, E. P., 2015. The effect of offset implant configuration on bone stress distribution: a systematic review. J. Prosthodont. 24, 93-9.

de Souza Batista, V. E., Verri, F. R., Almeida D. A. F., Santiago Junior, J. F., Lemos, C. A. A., Pellizzer, E. P., 2017. 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. 118, 363-371.

de Souza Batista, V.E., Verri, F.R., Almeida, D.A., Santiago Junior, J.F., Lemos, C.A., Pellizzer, E.P., 2017b. Finite element analysis of implant-

supported prosthesis with pontic and cantilever in the posterior maxilla. Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin. 20 (6), 663 - 670.

Frost, H.M., 2003. Bone's mechanostat: a 2003 update. Anat. Rec. A. Discov. Mol. Cell Evol. Biol. 275 (2), 1081-1101.

Goiato, M.C., Pellizzer, E.P., da Silva, E.V., Bonatto, L. da R., dos Santos, D.M., 2015. Is the internal connection more efficient than external connection in mechanical, biological, and esthetical point of views? A systematic review. Oral Maxillofac. Surg. 19, 229 - 42.

Grossmann, Y., Finger, I.M., Block, M.S., 2005. Indications for splinting implant restorations. J. Oral Maxillofac. Surg. 63, 1642-1652.

Itoh, H., Caputo, A.A., Kuroe, T., et al., 2004. Biomechanical comparison of straight and staggered implant placement configurations. Int. J. Periodontics Restorative. Dent. 24, 47 - 55.

Lekholm, U., Zarb, G., 1985. Patient selection and preparation. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Quintessence Publishing Co, Inc, Chicago, IL. pp. 199–209.

Lemos, C. A. A., Verri, F. R., Santiago, J. F. Jr., Almeida, D. A. F., Batista, V. E. S., Noritomi, P. Y., Pellizzer, D. P., 2018. Retention System and Splinting on Morse Taper Implants in the Posterior Maxilla by 3D Finite Element Analysis. Braz. Dent. J. 29, 30-35.

Mendonça, J.A., Francischone, C.E., Senna, P.M., Matos de Oliveira, A.E., Sotto-Maior, B.S., 2014. A retrospective evaluation of the survival

rates of splinted and non-splinted short dental implants in posterior partially edentulous jaws. J. Periodontol. 85, 787 - 94.

Minatel, L., Verri, F.R., Kudo, G.A.H., de Faria Almeida, D.A., de Souza Batista, V.E., Lemos, C.A.A., Pellizzer, E.P., Santiago Junior, J.F., 2017. Effect of different types of prosthetic platforms on stress-distribution in dental implant-supported prostheses. Mater Sci. Eng. C. Mater Biol. Appl. 71, 35-42.

Nishioka, R.S., de Vasconcellos, L.G., de Melo Nishioka, G.N., 2011. Comparative strain gauge analysis of external and internal hexagon, Morse taper, and influence of straight and offset implant configuration. Implant. Dent. 20, e24-32.

Nishioka, R.S., de Vasconcellos, L.G., de Melo Nishioka, L.N., 2009. External hexagon and internal hexagon in straight and offset implant placement: strain gauge analysis. Implant. Dent. 18, 512-520.

Pellizzer, E.P., de Mello, C.C., Santiago Junior, J.F., de Souza Batista, V.E., de Faria Almeida, D. A., Verri, F.R., 2015. Analysis of the biomechanical behavior of short implants: The photo-elasticity method. Mater Sci. Eng. C. Mater Biol. Appl. 55, 187-92.

Pellizzer, E.P., Santiago Junior, J.F., Ribeiro Villa, L.M., de Souza Batista, V.E., Mello, C.C., de Faria Almeida, D.A., Honório, H.M., 2014. Photoelastic stress analysis of splinted and unitary implant-supported prostheses. Appl. Phys. B. 117, 235-244.

Puri, N., Pradhan, K. L., Chandna, A., Sehgal, V., Gupta, R., 2007. Biometric study of tooth size in normal, crowded, and spaced permanent dentitions. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 132, 279.e7-14.

Santiago Junior, J. F., Verri, F.R., Almeida, D.A., de Souza Batista, V.E., Lemos, C.A., Pellizzer, E.P., 2016. Finite element analysis on influence of implant surface treatments, connection and bone types. Mater Sci. Eng. C. Mater Biol. Appl. 63, 292-300.

Sertgöz, A., 1997. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. Int. J. Prosthodont. 10, 19-27.

Sevimay, M., Turhan, F., Kiliçarslan, M.A., Eskitascioglu, G., 2005. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. J. Prosthet. Dent. 93, 227-34.

Solnit, G.S., Schneider, R.L., 1998. An alternative to splinting multiple implants: use of the ITI system. J. Prosthodont. 7, 114-119.

Sütpideler, M., Eckert, S.E., Zobitz, M., An, K.N., 2004. Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 19, 819-125.

Torcato, L.B., Pellizzer, E.P., Verri, F.R., Falcón-Antenucci, R.M., Batista, V.E., Lopes, L.F., 2014. Effect of the parafunctional occlusal

loading and crown height on stress distribution. Braz. Dent. J. 25, 554-560.

Ueda, N., Takayama, Y., Yokoyama, A., 2017. Minimization of dental implant diameter and length according to bone quality determined by finite element analysis and optimized calculation. J. Prosthodont. Res. 61, 324 - 332.

Vázquez Álvarez, R., Pérez Sayáns, M., Gayoso Diz, P., García García, A., 2015. Factors affecting peri-implant bone loss: a post-five-year retrospective study. Clin. Oral Implants. Res. 26, 1006-1014.

Verri, F. R., Batista, V. E., Santiago, J. F. Jr., Almeida, D. A., Pellizzer, E. P., 2014. Effect of crown-to-implant ratio on peri-implant stress: a finite element analysis. Mater Sci. Eng. C. Mater. Biol. Appl. 45, 234-40.

Verri, F.R., Santiago, J.F. Jr., Almeida, D.A., de Souza Batista, V.E., Araujo Lemos, C. A., Mello, C.C., Pellizzer, E. P., 2017. Biomechanical Three-Dimensional Finite Element Analysis of Single Implant-Supported Prostheses in the Anterior Maxilla, with Different Surgical Techniques and Implant Types. Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 32 (4), e191 - e198.

Verri, F.R., Cruz, R.S., de Souza Batista, V.E., Almeida, D.A., Verri, A.C., Lemos, C.A., Santiago Júnior, J.F., Pellizzer, E.P., 2016. Can the modeling for simplification of a dental implant surface affect the accuracy of 3D finite element analysis? Comput. Methods. Biomech. Biomed. Engin. 19, 1665-1672.

Verri, F.R., Cruz, R.S., Lemos, C.A., de Souza Batista, V.E., Almeida, D.A., Verri, A.C., Pellizzer, E.P., 2017b. Influence of bicortical techniques in internal connection placed in premaxillary area by 3D finite element analysis. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 20, 193-200.

Vogel, R., Smith-Palmer, J., Valentine, W., 2013. Evaluating the health economic implications and cost-effectiveness of dental implants: a literature review. Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 28, 343-356.

Weinberg, L. A., Kruger, B., 1996. An evaluation of torque (moment) on implant/prosthesis with staggered buccal and lingual offset. Int. J. Periodontics Restorative Dent. 16, 252-265.

Yang, T.C., Maeda, Y., Gonda, T., 2011. Biomechanical rationale for short implants in splinted restorations: an in vitro study. Int. J. Prosthodont. 24 (2), 130 - 2.

Capítulo 2

Análise biomecânica do tecido ósseo em planejamentos de próteses de três elementos implantossuportadas, variando o fator união, comprimento e diâmetro dos implantes, na região posterior de maxila. MEF-3D.

3.1 Resumo

Proposição: O propósito do presente estudo foi analisar a tensão e a microdeformação do tecido ósseo cortical geradas pelas forças oclusais sobre próteses de três elementos implantossuportadas, variando o fator união, comprimento do implante do 2º PM e 1º M e diâmetro do implante do 1º M, utilizando a MEF-3D.

Material e método: Doze modelos tridimensionais foram simulados com auxílio dos programas In Vesalius, SolidWorks 2016, Rhinoceros 4.0. Cada modelo tridimensional foi constituído de um bloco ósseo maxilar referente à região do 1º PM ao 1º M direito, apresentando três implantes do tipo hexágono externo (HE), suportando prótese de três elementos metalocerâmica parafusada variando o fator união (coroas unitárias e esplintadas: em linha reta e em posicionamento tripoidal), comprimento do implante do 2º PM e 1º M (8,5 mm e 7 mm) e diâmetro do implante do 1º M (Ø4 mm e Ø5 mm). O programa FEMAP 11.4.2 foi utilizado para gerar os modelos de elementos finitos nas fases de pré- e pós-processamento. A análise do tecido ósseo foi feita utilizados os mapas de Tensão Máxima Principal (MPa) e Microdeformação (με).

Resultados: O aumento do diâmetro foi um fator que beneficiou no comportamento biomecânico dos planejamentos protético. Além disso, o aumento do diâmetro do implante na região do 1º M associado a esplintagem com posicionamento tripoidal gerou o melhor comportamento biomecânico para o tecido ósseo. A utilização de implantes com 7 mm de comprimento ocasionou um comportamento biomecânico desfavorável quando comparado com os implantes de 8,5 mm de comprimento.

Conclusão: A esplintagem foi efetiva na diminuição de tensão/microdeformação, principalmente quando associada com o posicionamento tripoidal e aumento do diâmetro do implante referente ao 1º M. O aumento do diâmetro do implante na região do 1º M foi efetivo para reduzir a tensão/microdeformação no tecido ósseo. Biomecanicamente, o efeito do aumento do diâmetro do implante referente ao 1º M para coroas unitárias (M7 e M10) foi mais efetivo que o efeito da esplintagem de implantes com Ø4 mm em linha reta (M2 e M5). O fator diâmetro e esplintagem demonstraram ser mais importante que o comprimento do implante na redução de tensão/microdeformação no tecido ósseo.

Palavras-chave: Fenômenos biomecânicos; Análise de elementos finitos; Implante dentário.

3.2 Introdução

A reabilitação de pacientes que apresentam edentulismo parcial na região posterior de maxila (extremidade livre com ausência dos premolares e primeiro molar ou segundo premolar e molares) com implantes dentários é um desafio, uma vez que a literatura tem associado uma maior tendência à falha de implantes nessa região por se tratar de uma área de menor densidade óssea que recebe uma maior força oclusal (Misch, 1999; Goiato et al., 2014).

A altura reduzida da crista óssea dessa região, geralmente associada com a pneumatização do seio maxilar, muitas vezes impossibilita a instalação de implantes de maior comprimento (Perelli et al., 2012), porém possibilita a instalação de implante com um maior diâmetro (Mendonça et al., 2014). Desta forma, a instalação de implantes curtos <10 mm é uma alternativa para o planejamento desses casos, com a finalidade de evitar procedimentos cirúrgicos invasivos, reduz a morbidade, tempo e custo do tratamento reabilitador (Perelli et al., 2012). Contudo, existem algumas controvérsias quanto ao seu sucesso e sua confiabilidade (Mendonça et al., 2014). Lemos e colaboradores (Lemos et al., 2016) realizaram uma revisão sistemática e meta-análise comparando implantes curtos (menor que 8 mm) com implantes de comprimento padrão e concluíram que os implantes com comprimento menor que 8 mm (4-7 mm) devem ser utilizados com cautela, uma vez que apresentam grande risco

de falha quando comparado com implantes de comprimento padrão, todavia, o fator esplintagem não foi considerado no estudo.

Neste contexto, a esplintagem dos implantes pode providenciar um melhor compartilhamento de carga entre os implantes e distribuir a tensão de forma mais favorável para o tecido ósseo, evitando a sobrecarga, especialmente quando os implantes estão posicionados em osso de baixa qualidade (de Souza Batista et al., 2017; Mendonça et al., 2014) ou quando há associação de implante curto com implante de maior comprimento (Pellizzer et al., 2014; Pellizzer et al., 2015). Contudo, um maior cuidado para obter-se a passividade, bem como melhor instrução e treinamento para obter-se uma adequada higiene oral são necessários para os pacientes que utilizam próteses esplintadas (Solnit & Schneider 1998; Vázquez Álvarez et al., 2015). Diante destes fatos, a indecisão clínica entre esplintar ou não a prótese ainda é comum entre os profissionais que atuam na área da implantodontia (Mendonça et al., 2014).

Ainda no contexto da esplintagem, uma ligeira alteração no posicionamento do implante central, para vestibular ou lingual, configurando o posicionamento tripoidal, é sugerida como alternativa para próteses esplintadas retidas sobre implantes em linha reta (Weinberg and Kruger, 1996). Um estudo publicado previamente usando a metodologia de elementos finitos tridimensional (MEF-3D) demonstrou as vantagens biomecânicas em utilizar-se os implantes, do tipo hexágono externo com 10 mm de comprimento, em posicionamento tripoidal com coroas

esplintadas para reabilitar a região posterior de maxila (de Souza Batista et al., 2017). Contudo, o efeito do posicionamento tripoidal ainda não está totalmente compreendido (Batista et al., 2015), principalmente em relação ao comportamento biomecânico em implantes curtos, implante curtos associado com implante de maior comprimento e/ou com aumento do diâmetro do ultimo implante.

Outro fator a ser considerado é o diâmetro do implante, uma vez que a literatura reporta que implantes de maior diâmetro têm gerado uma melhora no desempenho biomecânico da reabilitação (Santiago Junior et al., 2016; Minatel et al., 2017; Meimandi et al., 2018). Em ensaios biomecânicos realizados previamente, foi possível observar que os implantes de Ø4 mm x 10 mm instalados na região de molar tendem a receber maior força mastigatória em reabilitações de três elementos, principalmente quando não estão esplintados (de Souza Batista et al., 2017; Lemos et al., 2018). Diante do exposto, seria possível que o aumento do diâmetro do implante na área de molar possibilitaria a não utilização da esplintagem? Os dados necessários para responder essa pergunta são escassos na literatura.

A MEF-3D pode ser uma ferramenta útil para melhor compreender o comportamento biomecânico na associação desses fatores (união, comprimento e diâmetro do implante) e os dados oferecidos após a análise podem colaborar para um planejamento cirúrgico/protético mais adequado.

3.3 Proposição

O propósito do presente estudo foi analisar a tensão e a microdeformação do tecido ósseo cortical geradas pelas forças oclusais sobre próteses de três elementos implantossuportadas variando o fator união (unitárias e esplintadas: em linha e em distribuição tripoidal), comprimento do 2º PM e 1º M (8,5 mm e 7 mm) e diâmetro do implante do 1º M (Ø4 mm e Ø5 mm), utilizando a MEF-3D. A hipótese nula foi que as variáveis estudadas não gerariam diferença no comportamento biomecânico do tecido ósseo.

3.4. Material e Método

Delineamento experimental

A metodologia utilizada segue estudos publicados previamente (Santiago Junior et al., 2016; Minatel et al., 2017; de Souza Batista et al., 2017; Lemos et al. 2018). Além disso, esta pesquisa foi desenvolvida considerando os seguintes fatores: união (coroas unitárias e esplintadas: em linha reta e em posicionamento tripoidal), comprimento do implante do 2º PM e 1º M (8,5 mm e 7 mm), aumento do diâmetro do último implante (Ø4 mm e Ø5 mm) sob carregamento axial e oblíquo.

Modelagem tridimensional

Para representar as situações clínicas, doze modelos tridimensionais foram simulados (Tabela 1). Cada modelo tridimensional foi constituído de um bloco ósseo maxilar referente à região do 1º PM ao 1º M direito, apresentando três implantes do tipo hexágono externo (HE) (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., Arujá, São Paulo, Brasil), suportando prótese de três elementos metalocerâmica parafusada.

O desenho do bloco ósseo foi composto por osso trabecular na região central cercado por 1 mm de osso cortical, simulando osso tipo IV (Lekholm and Zarb, 1985). O tecido ósseo foi obtido pela digitalização de uma tomografia computadorizada utilizando o programa In Vesalius (CTI, Campinas, São Paulo, Brazil), em seguida, foi realizada a simplificação das

superfícies no programa Rhinoceros 4.0 (NURBS Modeling for Windows, Seattle, Washington, EUA).

O desenho do implante foi obtido por meio da simplificação de um projeto original de implante HE (Verri et al., 2016). O posicionamento do implante nos modelos em linha reta foi simulado com distância entre si de 7 mm, medido de centro a centro, entre os premolares, e distância de 8,75 mm, também medido de centro a centro, entre o 2º PM e o 1º M (Puri et al., 2007). Nos modelos simulando o posicionamento tripoidal, o implante do centro, referente ao 2º PM, foi deslocado em 1,5 mm para vestibular (Nishioka et al., 2011; Nishioka et al., 2009; Puri et al., 2007; Sütpideler et al., 2004). Além disso, o pilar protético UCLA (*Universal Castable Long Abutment*) simulado foi o mesmo para todas as situações, porém, com sistema rotacional para próteses esplintadas e antirrotacional para próteses unitárias. Ambas as próteses metalocerâmicas parafusadas foram simuladas em linha reta, variando entre coroas unitárias e coroa esplintadas.

Desta forma, os implantes, os pilares, as coroas metalocerâmicas e os parafusos foram simplificados utilizando os programas SolidWorks 2016 (SolidWorks Corp, Waltham, Massachusetts, USA) e Rhinoceros 4.0, e foram todos iguais para os doze modelos. Por fim, todas as geometrias foram exportadas para a discretização no programa de elementos finitos FEMAP 11.4.2 (Siemens PLM Software Inc., Santa Ana, Califórnia, USA).

Tabela 1. Descrição dos modelos.

Modelos	Tipo de prótese	Diâmetro/Comprimento		
		1º PM	2º PM	1º M
M1	Prótese de três elementos com coroas unitárias em linha reta	Ø4 mm x 10 mm	Ø4 mm x 8,5 mm	Ø4 mm x 8,5 mm
M2	Prótese de três elementos com coroas esplintadas em linha reta	Ø4 mm x 10 mm	Ø4 mm x 8,5 mm	Ø4 mm x 8,5 mm
M3	Prótese de três elementos com coroas esplintadas em posicionamento tripoidal	Ø4 mm x 10 mm	Ø4 mm x 8,5 mm	Ø4 mm x 8,5 mm
M4	Prótese de três elementos com coroas unitárias em linha reta	Ø4 mm x 10 mm	Ø4 mm x 7 mm	Ø4 mm x 7 mm
M5	Prótese de três elementos com coroas esplintadas em linha reta	Ø4 mm x 10 mm	Ø4 mm x 7 mm	Ø4 mm x 7 mm
M6	Prótese de três elementos com coroas esplintadas em posicionamento tripoidal	Ø4 mm x 10 mm	Ø4 mm x 7 mm	Ø4 mm x 7 mm
M7	Prótese de três elementos com coroas unitárias em linha reta	Ø4 mm x 10 mm	Ø4 mm x 8,5 mm	Ø5 mm x 8,5 mm
M8	Prótese de três elementos com coroas esplintadas em linha reta	Ø4 mm x 10 mm	Ø4 mm x 8,5 mm	Ø5 mm x 8,5 mm
M9	Prótese de três elementos com coroas esplintadas em posicionamento tripoidal	Ø4 mm x 10 mm	Ø4 mm x 8,5 mm	Ø5 mm x 8,5 mm
M10	Prótese de três elementos com coroas unitárias em linha reta	Ø4 mm x 10 mm	Ø4 mm x 7 mm	Ø5 mm x 7 mm
M11	Prótese de três elementos com coroas esplintadas em linha reta	Ø4 mm x 10 mm	Ø4 mm x 7 mm	Ø5 mm x 7 mm
M12	Prótese de três elementos com coroas esplintadas em posicionamento tripoidal	Ø4 mm x 10 mm	Ø4 mm x 7 mm	Ø5 mm x 7 mm

1º PM, primeiro premolar; 2º PM, segundo premolar; 1º M, primeiro molar; Ø, diâmetro; mm, milímetro.

Configuração da análise tridimensional

O programa FEMAP 11.4.2 foi utilizado para gerar os modelos de elementos finitos nas fases de pré- e pós-processamento. Na fase de pré-processamento, as malhas foram geradas com elementos sólidos

tetraédricos parabólicos. Além disso, as propriedades mecânicas de cada material simulado foram atribuídas às malhas utilizando os valores da literatura (Sertgöz, 1997; Sevimay et al., 2005; Verri et al., 2017) (Tabela 2). Todos os materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos. O número total de elementos e de nós dos modelos estão apresentados na Tabela 3. Na fase pós-processamento, foi realizada a leitura e plotagem dos mapas obtidos pelos cálculos matemáticos no programa NEi Nastran 11.1 (Noran Engineering, Inc., Westminster, California, USA) (ver Análise de elementos finitos).

Tabela 2. Propriedades dos materiais.

Estrutura	Módulo de Elasticidade (E) (GPa)	Coeficiente de Poisson (v)	Referência
Osso Trabeculado baixa densidade (osso tipo IV)	1,10	0,30	***Sevimay et al., 2005***
Osso Cortical	13,7	0,30	***Sertgöz et al., 1997***
Titânio (Parafuso de fixação e implante)	110,0	0,35	***Sertgöz et al., 1997***
Liga NiCr	206,0	0,33	***Verri et al. 2017***
Porcelana Feldspática	82,8	0,35	***Verri et al. 2017***

GPa, gigapascal; NiCr, Níquel-Cromo

Condições de contato, contorno e carregamento

Ainda na fase de pré-processamento, as condições de contato foram definidas, sendo: contatos porcelana/componente protético, componente

protético/parafuso, parafuso/implante, osso cortical/osso trabecular, implante/osso cortical e implante/osso trabecular como colado e o contato entre a interface componente protético/implante como justaposto. As condições de contorno foram estabelecidas como fixadas em todos os eixos (x, y e z), simulando a fixação da maxila ao viscerocrânio. Assim, após a aplicação das cargas, toda a estrutura coroa/componentes/implante e todo o tecido ósseo envolvendo os implantes puderam se movimentar e sofrer intrusão, restando apenas a base do bloco ósseo fixada e sem movimentação. A força aplicada foi de 400N em direção axial, com 50N no meio da aresta transversal de cada cúspide, e 200N oblíqua, com 50N, aplicadas em 45º, no meio da aresta transversal de cada cúspide vestibular.

Tabela 3. Número de nós e elementos para cada modelo.

Modelos	Número de Nós	Número de Elementos
M1	833.345	1.764.983
M2	773.212	1.669.827
M3	741.266	1.623.719
M4	819.762	1.743.659
M5	754.523	1.640.937
M6	682.310	1.532.596
M7	751.679	1.639.990
M8	749.623	1.635.632
M9	702.381	1.562.564
M10	724.914	1.597.072
M11	722.440	1.590.232
M12	724.928	1.595.476

Análise de elementos finitos

Todas as análises foram processadas pelo Nei Nastran 11.1 para obter os resultados. A análise de processamento dos modelos foi realizada em uma estação de trabalho HP (Hewlett-Packard Development Company, L.P., Palo Alto, Califórnia, USA). Após o processamento dos dados, os resultados foram transferidos ao FEMAP 11.4.2 para visualização gráfica da tensão/microdeformação no tecido ósseo através de mapas de Tensão Máxima Principal e Microdeformação. O mapa de Tensão Máxima Principal foi utilizado como critério para a análise das tensões no tecido ósseo, uma vez que pode fornecer valores de compressão (valores negativos) e tração (valores positivos) (Torcato et al., 2014; Verri et al., 2014; Santiago Junior et al., 2016; de Souza Batista et al., 2017b). O critério de análise de microdeformação (με – deformação $x10^{-6}$) também foi utilizado para avaliar o tecido ósseo (Santiago Junior et al., 2016; Minatel et al., 2017; de Souza Batista et al., 2017b), com a finalidade de obter valores para comparar com a escala de risco de reabsorção fornecido por Frost (Frost, 2003). A unidade de medida usada para mensurar a Tensão Máxima Principal foi MegaPascal (MPa); a microdeformação (με) foi mensurada pela unidade de deformação $x10^{-6}$, e sua grandeza é adimensional.

3.5 Resultados

Análise de Tensão Máxima Principal

Em todos os modelos simulados, valores baixos de tensão de tração e compressão no tecido ósseo cortical ao redor dos implantes foram visualizados no carregamento axial (Figura 1). De um modo geral, os maiores valores de tensão de tração e compressão foram visualizados no carregamento oblíquo quando comparado com o carregamento axial (Figura 2; Anexo D, Figuras 11, 12, 13 e 14).

Em escala de -10MPa a 40MPa, o carregamento oblíquo gerou uma maior área de tensão de tração na região palatina do tecido ósseo cortical ao redor dos implantes. Uma maior área de tensão de tração (faixa de 30,6 MPa – 40 MPa) foi visualizada na região palatina do tecido ósseo cortical ao redor do implante do 1º M dos modelos M1 e M4 quando comparada com os demais modelos, contudo, o aumento do diâmetro do implante na região do 1º M gerou a redução desta área de tração (M7 e M10). Os modelos M2, M5, M8 e M11 apresentaram uma redução da área de tensão de tração (faixa de 18,13 MPa a 40 MPa) na região palatina do tecido ósseo ao redor do implante do 1º M quando comparados com os modelos M1, M4, M7 e M10, respectivamente, porém aumentaram a área de tensão de tração no tecido ósseo ao redor do 1º PM e 2º PM. Ainda neste contexto, o aumento do diâmetro do implante na região do 1º M (M8 e M11) favoreceu o comportamento biomecânico da reabilitação esplintadas em linha reta.

Além disso, os modelos com os implantes em posicionamento tripoidal (M3, M6, M9 e M12) reduziram a área de tensão de tração na região palatina do tecido ósseo cortical ao redor do implante do 2º PM quando comparados com implantes unitários e esplintados em linha reta (M2, M5, M8 e M11, respectivamente).

De um modo geral, a utilização de implantes de maior diâmetro na região do 1º M foi eficiente para melhorar o comportamento biomecânico da reabilitação, principalmente para implantes com coroas unitárias (M7 e M10) que apresentaram comportamento biomecânico similar aos modelos M2 e M5. Em contrapartida, a redução do comprimento dos implantes do 2º PM e 1º M de 8,5 mm para 7,0 mm gerou aumento de tensão de tração no tecido ósseo ao redor do 1º M.

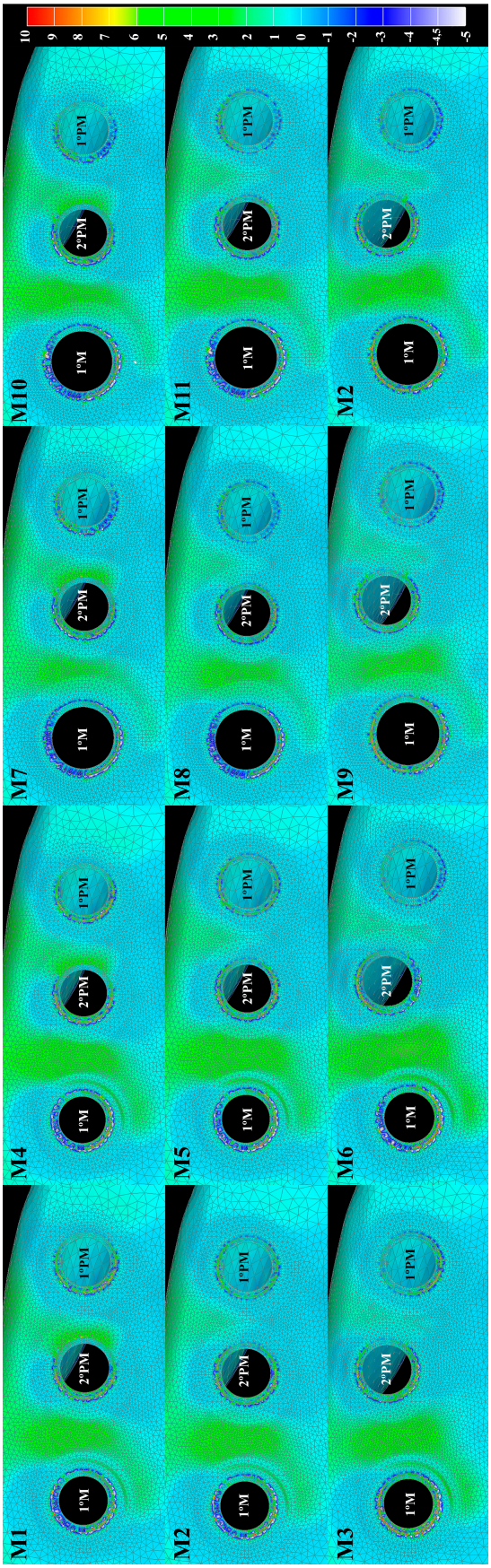

Figura 1. Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo cortical. Carregamento axial, vista oclusal.

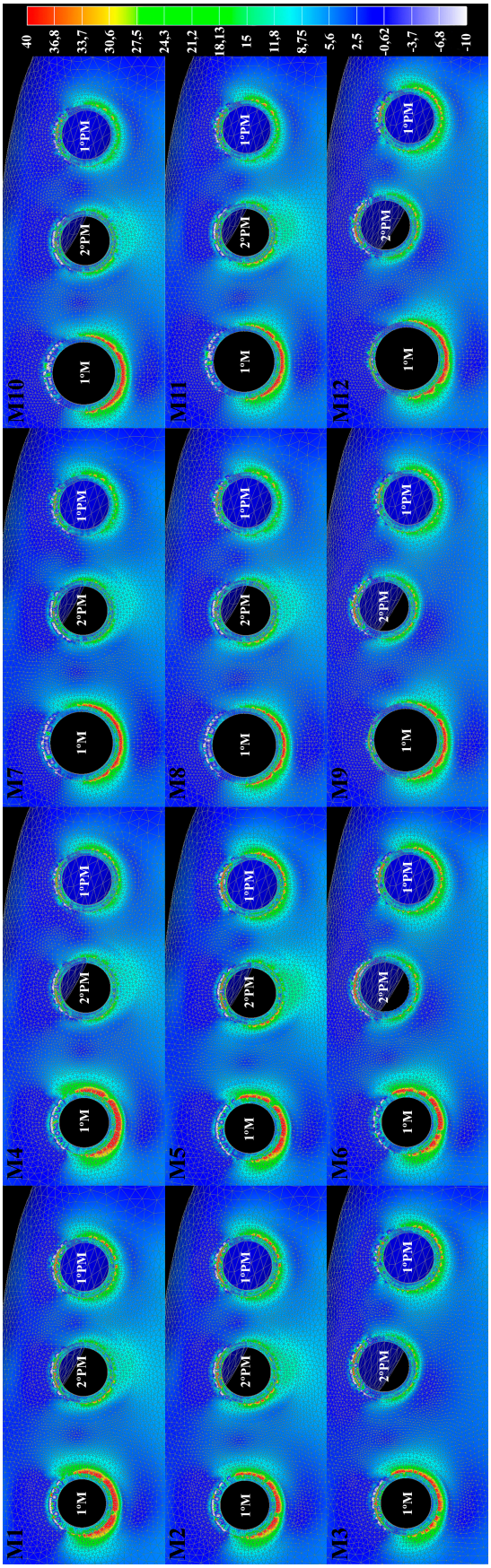

Figura 2. Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal.

Análise de Microdeformação

Em todos os modelos simulados, valores baixos de microdeformação no tecido ósseo cortical ao redor dos implantes foram visualizados no carregamento axial (Figura 3). De um modo geral, os maiores valores de microdeformação foram visualizados no carregamento oblíquo quando comparado com o carregamento axial (Figura 4; Anexo D, Figuras 15, 16, 17 e 18).

O carregamento oblíquo gerou maior área de microdeformação na região vestibular do tecido ósseo cortical ao redor dos implantes para todos os modelos. Os modelos M1 e M4 apresentaram maior área de microdeformação (faixa de 5.200 με a 6.000 με) na região vestibular do tecido ósseo cortical ao redor do implante do 1º M quando comparados com os demais modelos, porém, o aumento do diâmetro do implante na região do 1º M gerou a redução desta área de tração (M7 e M10). Os modelos M2 e M5 apresentaram menor área de microdeformação no tecido ósseo ao redor do 1º M quando comparado com os modelos M1 e M4, respectivamente, porém essa diferença não foi nitidamente observada entre os modelos M7 (contra M8) e M10 (contra M11). Os modelos M3, M6, M9 e M12 reduziram a área de microdeformação no tecido ósseo ao redor do 1º PM e 1º M quando comparados com os modelos M2, M5, M8 e M11, respectivamente, mas aumentaram a área de microdeformação no tecido ósseo ao redor do 2º PM. O aumento do diâmetro do implante na região do 1º M associado ao posicionamento tripoidal (M9 e M12) gerou o melhor

comportamento biomecânico, principalmente para redução da área de microdeformação na região vestibular do tecido ósseo do 1º M, principalmente para implantes com coroas unitárias (M7 e M10) que apresentaram uma redução no valor microdeformação quando comparados com os modelos M2 e M5 (Figura 5).

De um modo geral, a redução do comprimento dos implantes do 2º PM e 1º M de 8,5 mm para 7,0 mm gerou aumento de microdeformação no tecido ósseo ao redor dos implantes.

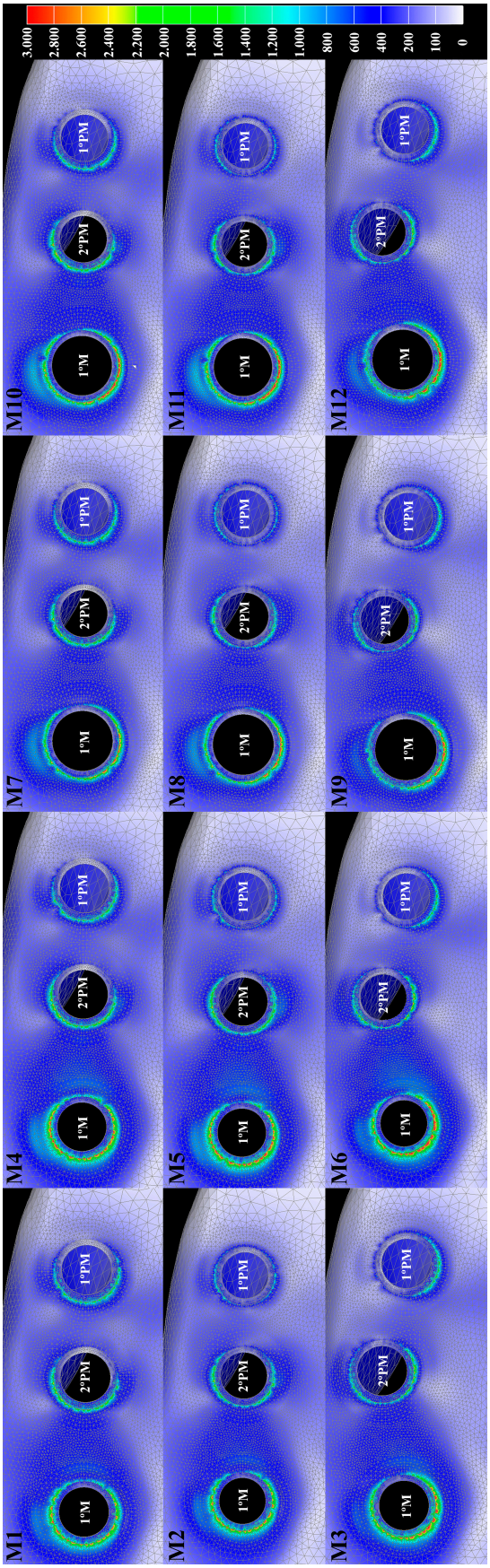

Figura 3. Mapa de Microdeformação: tecido ósseo cortical. Carregamento axial, vista oclusal.

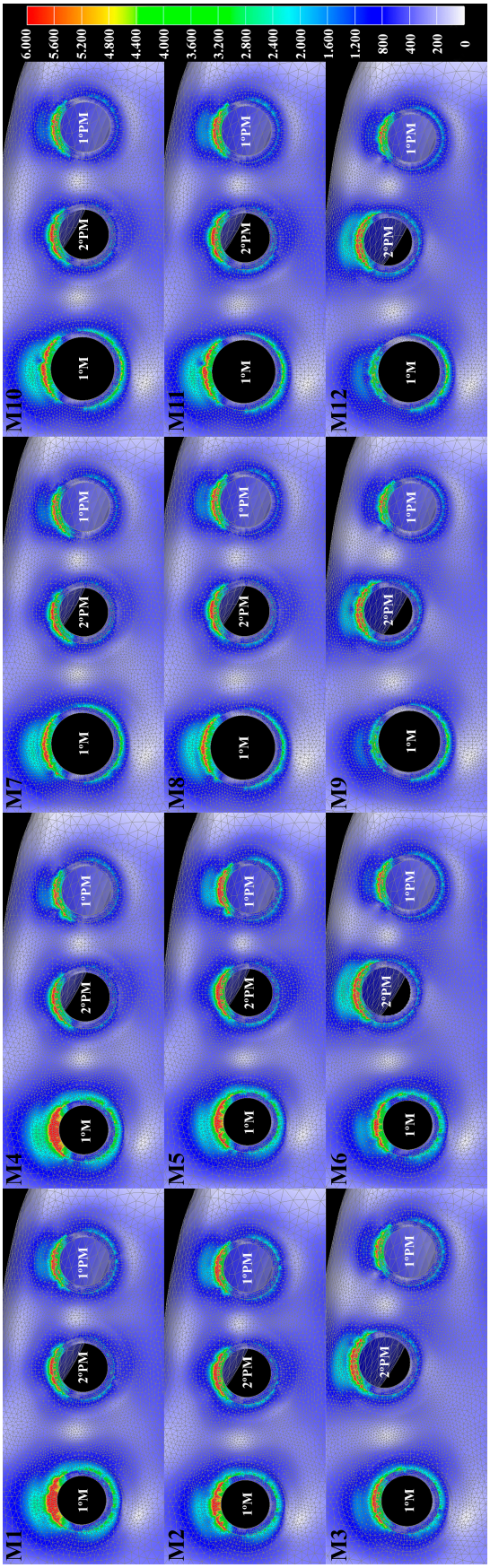

Figura 4. Mapa de Microdeformação: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal.

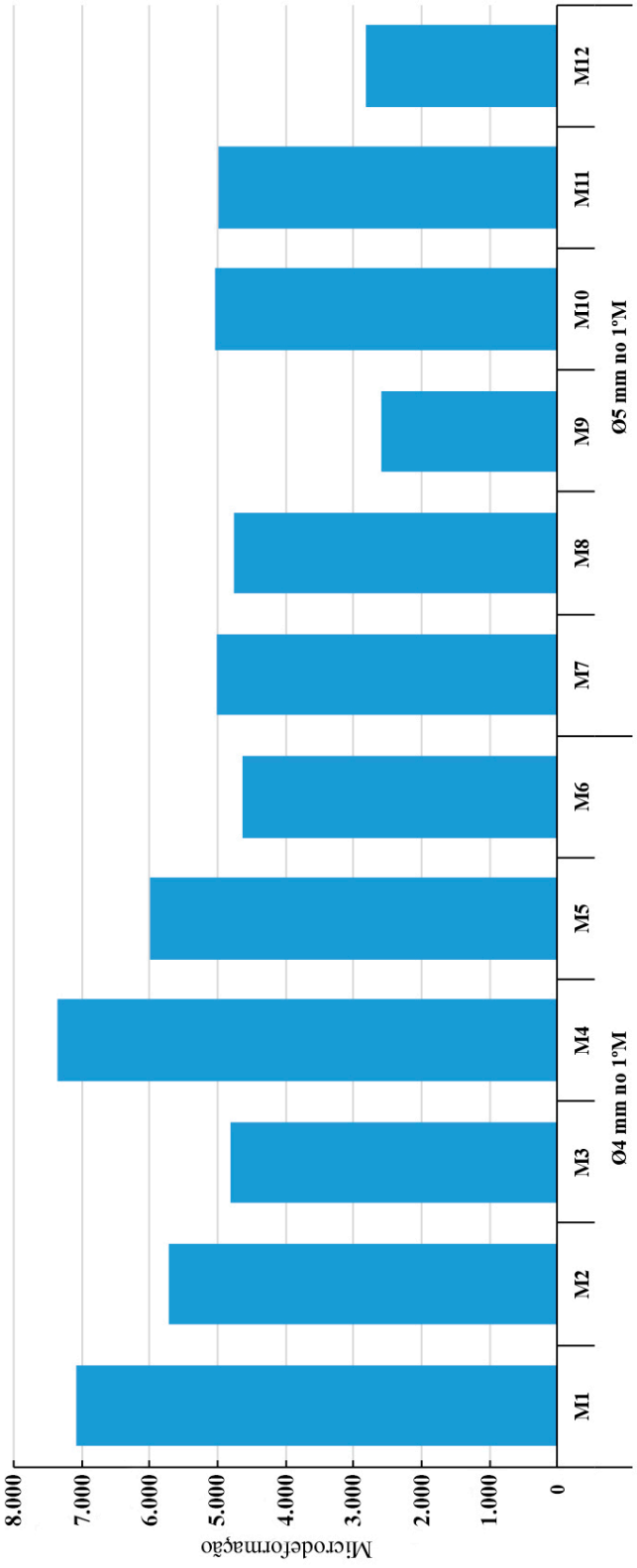

Figura 5. Valores de microdeformação no tecido ósseo cortical sob carregamento oblíquo.

3.6 Discussão

A hipótese nula deste presente estudo foi rejeitada, visto que as variáveis estudadas, tais como, união (coroas unitárias e esplintadas: em linha reta e em posicionamento tripoidal), comprimento e aumento do diâmetro do último implante geraram diferentes padrões de distribuição de tensão/deformação no tecido ósseo.

O aumento do diâmetro foi um fator que beneficiou no comportamento biomecânico dos planejamentos protéticos. Esse dado está de acordo com estudos publicados previamente que demonstraram esse beneficio biomecânico para implante unitário (Minatel et al., 2017) e para implantes múltiplos (Akça K & Iplikçioğlu, 2001). Tal melhora ocorreu possivelmente pelo fato de implantes com maior diâmetro dissiparem a força oclusal com mais efetividade, por ter um aumento da área superficial e massa (Akça K & Iplikçioğlu, 2001).

Diante da análise qualitativa, a utilização de implantes com 7 mm de comprimento ocasionou um comportamento biomecânico desfavorável quando comparado com os implantes de 8,5 mm de comprimento, estando de acordo com revisão sistemática publicada previamente que observou maior risco de falha para implantes ≤7 mm (Lemos et al., 2016). Desta forma, a utilização de implantes do tipo hexágono externo de maior comprimento torna-se uma opção viável para melhorar o desempenho

biomecânico em reabilitações de três elementos em região posterior de maxila.

O planejamento reverso em reabilitações implantossuportadas, ou seja, planejar o posicionamento do implante, tipo de conexão, tipo de prótese previamente a instalação dos implantes, é fundamental para a obtenção do sucesso (Block, 2018). Desta forma, o presente estudo pode contribuir para um melhor entendimento do comportamento biomecânico de diferentes possibilidades de reabilitação sobre implante na região posterior de maxila. De fato, o aumento do diâmetro do implante na região do 1º M associado a esplintagem com posicionamento tripoidal gerou um melhor comportamento biomecânico para o tecido ósseo. Contudo, torna-se evidente a disponibilidade de tecido ósseo, assim, um adequado planejamento com base no exame clínico e tomográfico é recomendado (Block, 2018).

Ainda neste contexto, através dos resultados obtidos nesse estudo, foi possível observar que o efeito do aumento do diâmetro, ao utilizar implante de Ø5 mm na região de 1º M (situações simuladas no M7 e M10), predominou sobre o efeito da esplintagem de implantes com Ø4 mm em linha reta (situações simuladas no M2 e M5), oferecendo um comportamento biomecânico mais favorável. Extrapolando com cautela para a rotina clínica, torna-se possível trabalhar com coroas unitárias quando o diâmetro do implante na região do molar for de Ø5 mm.

Os materiais simulados no presente estudo foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos, assim como em estudos prévios (Iplikçioğlu & Akça et al., 2002; de Souza Batista et al., 2017). Contudo, os tecidos vivos e os materiais são mais dinâmicos (Iplikçioğlu & Akça et al., 2002), o que pode gerar resultados diferentes quando comparado com dados obtidos em estudos *in vivo*. Desta forma, isso pode ser considerado uma limitação metodológica.

Embora a MEF seja uma excelente ferramenta para análise pré-clínica de planejamentos protéticos (Pesqueira et al., 2014), estudos clínicos controlados e randomizados sobre as variáveis estudadas no presente trabalho ofereceriam dados mais precisos para aplicação clínica na área da implantodontia.

3.7 Conclusões

Dentro das limitações do estudo, foi possível concluir que:

1. A esplintagem foi efetiva na diminuição de tensão/microdeformação principalmente quando associada com o posicionamento tripoidal.
2. O aumento do diâmetro do implante na região do 1º M foi efetivo para reduzir a tensão/microdeformação no tecido ósseo.
3. Biomecanicamente, o efeito do aumento do diâmetro do implante referente ao 1º M para coroas unitárias (M7 e M10) foi mais efetivo que o efeito da esplintagem de implantes com Ø4 mm em linha reta (M2 e M5).
4. O fator diâmetro e esplintagem demonstraram ser mais importante que o comprimento do implante na redução de tensão/microdeformação no tecido ósseo.

3.8 Referências

Akça, K., Iplikçioğlu, H., 2001. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 16, 722-730.

Batista, V.E., Santiago Junior, J.F., Almeida, D.A., Lopes, L.F., Verri, F.R., Pellizzer, E.P., 2015. The effect of offset implant configuration on bone stress distribution: a systematic review. J. Prosthodont. 24, 93-9.

Block, M.S., 2018. Dental Implants: The Last 100 Years. J. Oral Maxillofac. Surg. 76, 11-26.

de Souza Batista, V.E., Verri, F.R., Almeida, D.A.F., Santiago Junior, J.F., Lemos, C.A.A., Pellizzer, E.P., 2017. 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. 118, 363-371.

de Souza Batista, V.E., Verri, F.R., Almeida, D.A., Santiago Junior, J.F., Lemos, C.A., Pellizzer, E.P., 2017b. Finite element analysis of implant-supported prosthesis with pontic and cantilever in the posterior maxilla. Comput. Methods. Biomech. Biomed. Engin. 20, 663-670.

Frost, H.M., 2003. Bone's mechanostat: a 2003 update. Anat. Rec. A. Discov. Mol. Cell Evol. Biol. 275, 1081-1101.

Goiato, M.C., dos Santos, D.M., Santiago Jr, J.F., Moreno, A., Pellizzer, E.P., 2014. Longevity of dental implants in type IV bone: a systematic review. Int. J. Oral Maxillofac. Surg. 43, 1108-1116.

Iplikçioğlu, H., Akça, K., 2002. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. J. Dent. 30, 41-46.

Lekholm, U., Zarb, G., 1985. Patient selection and preparation. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Quintessence Publishing Co, Inc, Chicago, IL. pp. 199-209.

Lemos, C.A., Ferro-Alves, M.L., Okamoto, R., Mendonça, M.R., Pellizzer, E.P., 2016. Short dental implants versus standard dental implants placed in the posterior jaws: A systematic review and meta-analysis. J. Dent. 47, 8-17.

Lemos, C.A.A., Verri, F.R., Santiago, J.F. Jr., Almeida, D.A.F., Batista, V.E.S., Noritomi, P.Y., Pellizzer, D.P., 2018. Retention System and Splinting on Morse Taper Implants in the Posterior Maxilla by 3D Finite Element Analysis. Braz. Dent. J. 29, 30-35.

Meimandi, M., Talebi Ardakani, M.R., Amid, R., Mahmoudi Motlagh, A., Beheshti, S., 2018. Comparison of Stress and Strain Distribution Around Splinted and Nonsplinted 6-mm Short Implants in Posterior Mandible: A Finite Element Analysis Study. Implant Dent. Jan 12. doi: 10.1097/ID.0000000000000709. [Epub ahead of print].

Mendonça, J.A., Francischone, C.E., Senna, P.M., Matos de Oliveira, A.E., Sotto-Maior, B.S., 2014. A retrospective evaluation of the survival rates of splinted and non-splinted short dental implants in posterior partially edentulous jaws. J. Periodontol. 85, 787-94.

Minatel, L., Verri, F.R., Kudo, G.A.H., de Faria Almeida, D.A., de Souza Batista, V.E., Lemos, C.A.A., Pellizzer, E.P., Santiago, J.F. Junior, 2017. Effect of different types of prosthetic platforms on stress-distribution in dental implant-supported prostheses. Mater. Sci. Eng. C. Mater. Biol. Appl. 71, 35-42.

Misch, C.E., 1999. Implant design considerations for the posterior regions of the mouth. 8, 376-86.

Nishioka, R.S., de Vasconcellos, L.G., de Melo Nishioka, G.N., 2011. Comparative strain gauge analysis of external and internal hexagon, Morse taper, and influence of straight and offset implant configuration. Implant Dent. 20, e24-32.

Nishioka, R.S., de Vasconcellos, L.G., de Melo Nishioka, L.N., 2009. External hexagon and internal hexagon in straight and offset implant placement: strain gauge analysis. Implant Dent. 18, 512-20.

Pellizzer, E.P., de Mello, C.C., Santiago Junior, J.F., de Souza Batista, V.E., de Faria Almeida, D.A., Verri, F.R., 2015. Analysis of the biomechanical behavior of short implants: The photo-elasticity method. Mater Sci. Eng. C. Mater. Biol. Appl. 55, 187-192.

Pellizzer, E.P., Santiago Junior, J.F., Ribeiro Villa, L.M., de Souza Batista, V.E., Mello, C.C., de Faria Almeida, D.A., Honório, H.M., 2014. Photoelastic stress analysis of splinted and unitary implant-supported prostheses. Appl. Phys. B. 117, 235-244.

Perelli, M., Abundo, R., Corrente, G., Saccone, C., 2012. Short (5 and 7 mm long) porous implants in the posterior atrophic maxilla: a 5-year report of a prospective single-cohort study. Eur. J. Oral. Implantol. 5, 265-72.

Pesqueira, A.A., Goiato, M.C., Filho, H.G., Monteiro, D.R., Santos, D.M., Haddad, M.F., et al., 2014. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. J. Oral. Implantol. 40, 217-228.

Puri, N., Pradhan, K.L., Chandna, A., Sehgal, V., Gupta, R., 2007. Biometric study of tooth size in normal, crowded, and spaced permanent dentitions. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 132, 279.e7-14.

Santiago Junior, J.F., Verri, F.R., Almeida, D.A., de Souza Batista, V.E., Lemos, C.A., Pellizzer, E.P., 2016. Finite element analysis on influence of implant surface treatments, connection and bone types. Mater. Sci. Eng. C. Mater. Biol. Appl. 63, 292-300.

Sertgöz, A., 1997. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. Int. J. Prosthodont. 10, 19-27.

Sevimay, M., Turhan, F., Kiliçarslan, M.A., Eskitascioglu, G., 2005. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on

stress distribution in an implant-supported crown. J. Prosthet. Dent. 93, 227-34.

Solnit, G.S., Schneider, R.L., 1998. An alternative to splinting multiple implants: use of the ITI system. J. Prosthodont. 7, 114-119.

Sütpideler, M., Eckert, S.E., Zobitz, M., An, K.N., 2004. Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. Int. J. Oral. Maxillofac. Implants. 19, 819-25.

Torcato, L.B., Pellizzer, E.P., Verri, F.R., Falcón-Antenucci, R.M., Batista, V.E., Lopes, L.F., 2014. Effect of the parafunctional occlusal loading and crown height on stress distribution. Braz. Dent. J. 25, 554-560.

Vázquez Álvarez, R., Pérez Sayáns, M., Gayoso Diz, P., García García, A., 2015. Factors affecting peri-implant bone loss: a post-five-year retrospective study. Clin. Oral Implants Res. 26, 1006-1014.

Verri, F.R., Batista, V.E., Santiago, J.F. Jr., Almeida, D.A., Pellizzer, E.P., 2014. Effect of crown-to-implant ratio on peri-implant stress: a finite element analysis. Mater. Sci. Eng. C. Mater. Biol. Appl. 45, 234-240.

Verri, F.R., Cruz, R.S., de Souza Batista, V.E., Almeida, D.A., Verri, A.C., Lemos, C.A., Santiago Júnior, J.F., Pellizzer, E.P., 2016. Can the modeling for simplification of a dental implant surface affect the accuracy of 3D finite element analysis? Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin. 19, 1665-72.

Verri, F.R., Santiago, J.F. Jr., Almeida, D.A., de Souza Batista, V.E., Araujo Lemos, C.A., Mello, C.C., Pellizzer, E.P., 2017. Biomechanical Three-

Dimensional Finite Element Analysis of Single Implant-Supported Prostheses in the Anterior Maxilla, with Different Surgical Techniques and Implant Types. Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 32, e191-e198.

Weinberg, L.A., Kruger, B., 1996. An evaluation of torque (moment) on implant/prosthesis with staggered buccal and lingual offset. Int. J. Periodontics Restorative Dent. 16, 252-265.

Capítulo 3

Análise biomecânica do tecido ósseo em planejamentos de próteses de três elementos implantossuportadas, variando o fator esplintagem, comprimento dos implantes e número de implantes, na região posterior de maxila. MEF-3D.

4.1 Resumo

Proposição: O propósito do presente estudo foi analisar a tensão e a microdeformação do tecido ósseo cortical geradas pelas forças oclusais sobre próteses de três elementos implantossuportadas unitárias e esplintadas, variando o número e comprimento dos implantes, utilizando a MEF-3D.

Material e método: Quinze modelos tridimensionais foram simulados com auxílio dos programas In Vesalius, SolidWorks 2016, Rhinoceros 4.0. Cada modelo tridimensional foi constituído de um bloco ósseo maxilar referente à região do 1º PM ao 1º M direito, com três implantes do tipo hexágono externo (HE) e prótese de três elementos metalocerâmica parafusada variando o fator união (coroas unitárias e esplintadas), número (dois e três), comprimento do implante (10 mm, 8,5 mm e 7 mm). O programa FEMAP 11.4.2 foi utilizado para gerar os modelos de elementos finitos nas fases de pré- e pós-processamento. A análise do tecido ósseo foi feita utilizados os mapas de Tensão Máxima Principal (MPa) e Microdeformação (με).

Resultados: A esplintagem demonstrou ser eficiente para reduzir a tensão/microdeformação no tecido ósseo. A utilização de implantes com

comprimento de 7 mm apresentou um desempenho biomecânico desfavorável. A redução do número de implantes ocasionou um comportamento biomecânico desfavorável no tecido ósseo cortical analisado

Conclusão: A esplintagem foi efetiva para reduzir a tensão/deformação no tecido ósseo cortical ao redor dos implantes. A redução do comprimento do implante gerou maior área de tensão/deformação no tecido ósseo cortical. A redução do número de implantes foi prejudicial no comportamento biomecânico em planejamentos protéticos de prótese de três elementos.

Palavras-chave: Fenômenos biomecânicos; Análise de elementos finitos; Implante dentário.

4.2 Introdução

A utilização de implantes dentários para o tratamento de pacientes com edentulismo parcial tornou-se uma realidade na rotina clínica do cirurgião-dentista, sendo uma opção previsível para a maioria das situações observadas na prática clínica (Pol et al., 2017; Toti et al., 2017). Contudo, a qualidade e quantidade do tecido ósseo cortical frequentemente influencia na realização de um adequado planejamento cirúrgico/protético para reabilitar o paciente (Shi et al., 2018). Neste contexto, o planejamento para reabilitar pacientes que apresentam edentulismo parcial na região posterior de maxila (extremidade livre com ausência dos premolares e primeiro molar ou segundo premolar e molares) com implantes dentários torna-se um desafio, devido as limitações anatômicas geradas pela reabsorção do tecido ósseo associada a pneumatização do seio maxilar (Perelli et al., 2012; Fan et al., 2017).

Sabe-se que a seleção do comprimento ideal do implante dentário baseia-se na altura da crista óssea referente à área a ser reabilitada (Perelli et al., 2012; Fan et al., 2017). A dificuldade de planejar implantes longos devido à limitação de altura faz com que o implantodontista dê a opção de tratar o paciente utilizando implantes curtos ou realizando procedimentos cirúrgicos adicionais previamente a instalação dos implantes, com a finalidade de obter um leito ósseo mais favorável (Perelli et al., 2012; Fan et al., 2017). Esta última opção, gera morbidade ao paciente, aumento do

custo e do tempo da reabilitação, o que faz com que o paciente e o implantodontista, muitas vezes, optem pela utilização dos implantes curtos (Fan et al., 2017). Assim, uma dúvida clínica pertinente ocorre: esplintar ou não esplintar esses implantes? A literatura sugere que a esplintagem oferece um compartilhamento das forças oclusais de forma mais favorável entre os implantes esplintados na reabilitação, bem como ao tecido ósseo, principalmente quando implantes curtos são planejados (Mendonça et al., 2014; Pellizzer et al., 2014; Pellizzer et al., 2015; de Souza Batista et al., 2017). Em contrapartida, uma dificuldade de higienização é sugerida (Solnit & Schneider, 1998; Vázquez Álvarez et al., 2015), o que pode gerar mucosite e evoluir para a peri-implantite, levando a falha da reabilitação.

O planejamento cirúrgico/protético considerando um implante para cada dente perdido tem sido sugerido como o mais adequado, uma vez que fornece valores menores de tensão/microdeformação ao tecido ósseo, bem como a redução de tensão nos parafusos de fixação, estrutura protética e implantes dentários (Chen et al., 2012; de Souza batista et al., 2017b). Entretanto, o planejamento considerando o uso de prótese com pôntico central (próteses parciais fixas de três elementos suportadas por dois implantes) tem sido proposto na literatura, também com a finalidade de reduzir a morbidade ao paciente, pelo fato de evitar-se a necessidade de cirurgias adicionais para o ganho de tecido ósseo, além de reduzir o custo e tempo de tratamento (Kreissl et al., 2007; Milinkovic et al., 2014).

O entendimento biomecânico de reabilitações esplintadas utilizando implantes curtos e sua associação com a redução do número de implantes ainda não está esclarecido na literatura. Assim, a metodologia de elementos finitos (MEF-3D) torna-se uma ferramenta importante para obter resultados para melhor compreender essas situações clínicas.

4.3 Proposição

O propósito do presente estudo foi analisar a tensão e a microdeformação do tecido ósseo cortical geradas pelas forças oclusais sobre próteses de três elementos implantossuportadas unitárias e esplintadas, variando o número de implantes (dois ou três) e comprimento (10 mm, 8,5 mm e 7 mm de Ø4 mm) utilizando a MEF-3D. A hipótese de estudo foi que as variáveis estudadas gerariam diferença no comportamento biomecânico do tecido ósseo cortical.

4.4 Material e Método

Delineamento experimental

A metodologia utilizada segue estudos publicados previamente (Torcato et al., 2014; de Souza Batista et al., 2017; Minatel et al., 2017; de Souza Batista et al., 2017b; Lemos et al., 2018). Esta pesquisa foi desenvolvida considerando os fatores de estudo: união (coroas unitárias e esplintadas), comprimento com implantes (10 mm, 8,5 mm e 7 mm), número de implantes (três ou dois) e carregamento (axial e oblíquo).

Modelagem tridimensional

Para representar as situações clínicas, quinze modelos tridimensionais foram simulados (Tabela 1). Cada modelo tridimensional foi constituído de um bloco ósseo maxilar referente à região do 1º PM ao 1º M direito, apresentando três ou dois implantes do tipo hexágono externo (HE) de 4,0 mm de diâmetro (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., Arujá, São Paulo, Brasil), suportando prótese de três elementos metalocerâmica parafusada.

O desenho do bloco ósseo foi composto por osso trabecular na região central cercado por 1 mm de osso cortical, simulando osso tipo IV (Lekholm and Zarb, 1985). O tecido ósseo foi obtido através da digitalização de uma tomografia computadorizada pelo programa In Vesalius (CTI, Campinas, São Paulo, Brazil), em seguida, foi realizada a simplificação das

superfícies no programa Rhinoceros 4.0 (NURBS Modeling for Windows, Seattle, Washington, EUA).

O desenho do implante foi obtido através da simplificação de um projeto original de implante HE (Verri et al., 2016). O posicionamento do implante, nos modelos com três implantes, foi simulado com distância entre si de 7 mm, medido de centro a centro, entre os premolares, e distância de 8,75 mm, também medido de centro a centro, entre o 2º PM e o 1º M (Puri et al., 2007). Nos modelos com pôntico central, esta distância foi mantida, porém sem o implante central (2º PM). O pilar protético UCLA (*Universal Castable Long Abutment*) simulado foi o mesmo para todas as situações, contudo, para as próteses esplintadas e com pônticos central foram simuladas com sistema rotacional e próteses unitárias com sistema antirrotacional. Ambas as próteses metalocerâmicas parafusadas foram simuladas com a mesma altura de coroa e mesmo tamanho de mesa oclusal.

Desta forma, os implantes, os pilares, as coroas metalocerâmicas e os parafusos foram simplificados utilizando os programas SolidWorks 2016 (SolidWorks Corp, Waltham, Massachusetts, USA) e Rhinoceros 4.0, e foram todos iguais para os quinze modelos. Por fim, todas as geometrias foram exportadas para a discretização no programa de elementos finitos FEMAP 11.4.2 (Siemens PLM Software Inc., Santa Ana, California, USA).

Tabela 1. Descrição dos modelos.

Modelos	Tipo de prótese	Comprimento		
		1º PM	**2º PM**	**1º M**
M1	Prótese de três elementos com coroas unitárias	10 mm	10 mm	10 mm
M2	Prótese de três elementos com coroas esplintadas	10 mm	10 mm	10 mm
M3	Prótese de três elementos com pôntico central	10 mm	-	10 mm
M4	Prótese de três elementos com coroas unitárias	8,5 mm	8,5 mm	8,5 mm
M5	Prótese de três elementos com coroas esplintadas	8,5 mm	8,5 mm	8,5 mm
M6	Prótese de três elementos com pôntico central	8,5 mm	-	8,5 mm
M7	Prótese de três elementos com coroas unitárias	7 mm	7 mm	7 mm
M8	Prótese de três elementos com coroas esplintadas	7 mm	7 mm	7 mm
M9	Prótese de três elementos com pôntico central	7 mm	-	7 mm
M10	Prótese de três elementos com coroas unitárias	10 mm	8,5 mm	8,5 mm
M11	Prótese de três elementos com coroas esplintadas	10 mm	8,5 mm	8,5 mm
M12	Prótese de três elementos com pôntico central	10 mm	-	8,5 mm
M13	Prótese de três elementos com coroas unitárias	10 mm	7 mm	7 mm
M14	Prótese de três elementos com coroas esplintadas	10 mm	7 mm	7 mm
M15	Prótese de três elementos com pôntico central	10 mm	-	7 mm

1º PM, primeiro premolar; 2º PM, segundo premolar; 1º M, primeiro molar; mm, milímetro.

Configuração da análise tridimensional

O programa FEMAP 11.4.2 foi utilizado para gerar os modelos de elementos finitos nas fases de pré- e pós-processamento. Na fase de pré-processamento, as malhas foram geradas com elementos sólidos tetraédricos parabólicos. Além disso, as propriedades mecânicas de cada material simulado foram atribuídas às malhas utilizando os valores da literatura (Sertgöz, 1997; Sevimay et al., 2005; Verri et al. 2017) (Tabela 2). Todos os materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos. O número total de elementos e de nós dos modelos foram apresentados na Tabela 3. Na fase pós-processamento, foi realizada a leitura e plotagem dos mapas obtidos através dos cálculos matemáticos no programa NEi Nastran 11.1 (Noran Engineering, Inc., Westminster, Califórnia, USA) (ver Análise de elementos finitos).

Tabela 2. Propriedades dos materiais.

Estrutura	Módulo de Elasticidade (E) (GPa)	Coeficiente de Poisson (v)	Referência
Osso Trabeculado baixa densidade (osso tipo IV)	1,10	0,30	***Sevimay et al., 2005***
Osso Cortical	13,7	0,30	***Sertgöz et al., 1997***
Titânio (parafuso de fixação, implante)	110,0	0,35	***Sertgöz et al., 1997***
Liga NiCr	206,0	0,33	***Verri et al. 2017***
Porcelana Feldspática	82,8	0,35	***Verri et al. 2017***

GPa, gigapascal; NiCr, Níquel-Cromo

Condições de contato, contorno e carregamento

Ainda na fase de pré-processamento, as condições de contato foram definidas, sendo: contatos porcelana/componente protético, componente protético/parafuso, parafuso/implante, osso cortical/osso trabecular, implante/osso cortical e implante/osso trabecular como colado e o contato entre a interface componente protético/implante como justaposto. As condições de contorno foram estabelecidas como fixadas em todos os eixos (x, y e z), simulando a fixação da maxila ao viscerocrânio. Assim, após a aplicação das cargas, toda a estrutura coroa/componentes/implante e todo o tecido ósseo envolvendo os implantes puderam se movimentar e sofrer intrusão, restando apenas a base do bloco ósseo fixada e sem movimentação. A força aplicada foi de 400N em direção axial, com 50N no meio da aresta transversal de cada cúspide, e 200N oblíqua, com 50N, aplicadas em 45º, no meio da aresta transversal de cada cúspide vestibular

Análise de elementos finitos

Todas as análises foram processadas pelo Nei Nastran 11.1 para obter os resultados. A análise de processamento dos modelos foi realizada em uma estação de trabalho HP (Hewlett-Packard Development Company, L.P., Palo Alto, Califórnia, USA). Após o processamento dos dados, os resultados foram transferidos ao FEMAP 11.4.2 para visualização gráfica da tensão/microdeformação no tecido ósseo através de mapas de Tensão Máxima Principal e Microdeformação. O mapa de Tensão Máxima Principal

foi utilizado como critério para a análise das tensões no tecido ósseo, uma vez que pode fornecer valores de compressão (valores negativos) e tração (valores positivos) (de Souza Batista et al., 2017). O critério de análise de microdeformação (με – deformação $x10^{-6}$) também foi utilizado para avaliar o tecido ósseo (de Souza Batista et al., 2017b), com a finalidade de obter valores para comparar com a escala de risco de reabsorção fornecido por Frost (Frost, 2003). A unidade de medida usada para mensurar a Tensão Máxima Principal foi MegaPascal (MPa); a microdeformação (με) foi mensurada pela unidade de deformação $x10^{-6}$, e sua grandeza é adimensional.

Tabela 3. Número de nós e elementos para cada modelo.

Modelos	Número de Nós	Número de Elementos
M1	742.713	1.631.660
M2	720.243	1.593.455
M3	508.029	1.270.480
M4	848.648	1.787.598
M5	789.989	1.694.719
M6	493.444	1.247.691
M7	786.169	1.694.060
M8	725.861	1.598.665
M9	548.700	1.329.775
M10	833.345	1.764.983
M11	773.212	1.669.827
M12	507.544	1.269.092
M13	819.762	1.743.659
M14	754.523	1.640.937
M15	489.422	1.241.994

4.5 Resultados

Análise de Tensão Máxima Principal

Sob carregamento axial (escala de -5 MPa a 10 MPa), todos os modelos apresentaram tensão de tração e compressão no tecido ósseo cortical ao redor dos implantes, contudo, os maiores valores de tensão de tração e compressão foram observados nos modelos com dois implantes (Figura 1).

O carregamento oblíquo (escala de -10 MPa a 40 MPa) gerou maior área de tração na região palatina do tecido ósseo cortical ao redor dos implantes, principalmente no tecido ósseo ao redor do implante do 1º M, e esse padrão aplicou-se para todos os modelos (Figura 2; Anexo D, Figuras 19, 20, 21, 22 e 23). Os modelos esplintados (M2, M5, M8, M11e M14) apresentaram menor área de tensão de tração (faixa de 33,7 MPa – 40 MPa) na região palatina do tecido ósseo cortical ao redor do implante do 1º M e um discreto aumento de tensão ao redor dos implantes do 1º PM e 2º PM quando comparado com os modelos com coroas unitárias (M1, M4, M7, M10 e M13). Os planejamentos com pônticos central (M3, M6, M9, M12 e M15) apresentaram a maior área de tensão de tração ao redor dos implantes quando comparado com os demais modelos. De um modo geral, a redução do comprimento do implante ocasionou um aumento da área de tensão de tração na região palatina do tecido ósseo ao redor do implante do 1º M, principalmente nos planejamentos com implantes de 7 mm (M7,

M8 e M9), ao passo que a associação entre implantes curtos com implantes de maior comprimento não melhorou o comportamento biomecânico.

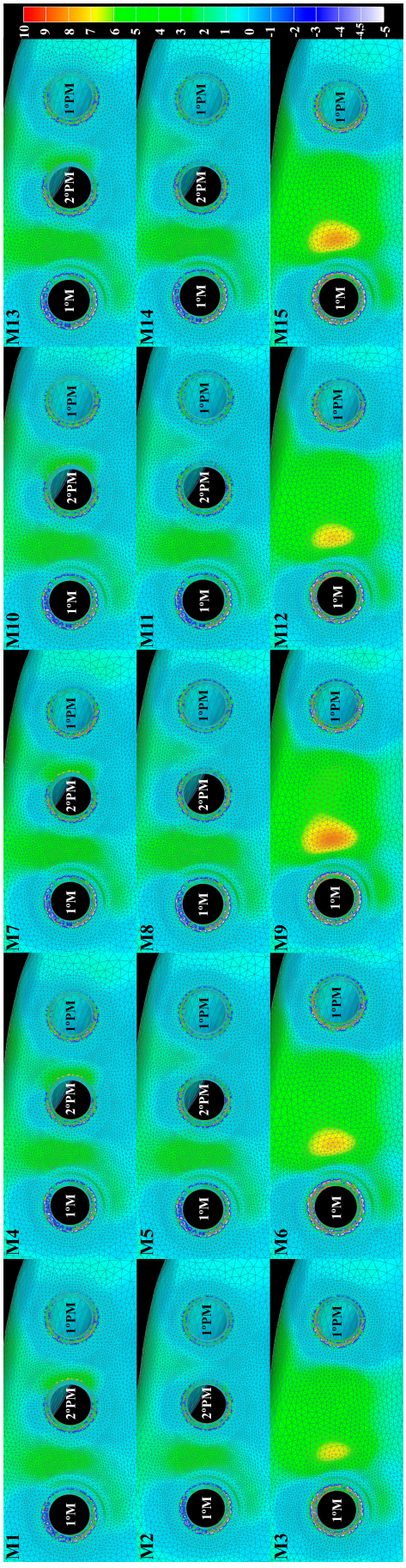

Figura 1. Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo cortical. Carregamento axial, vista oclusal.

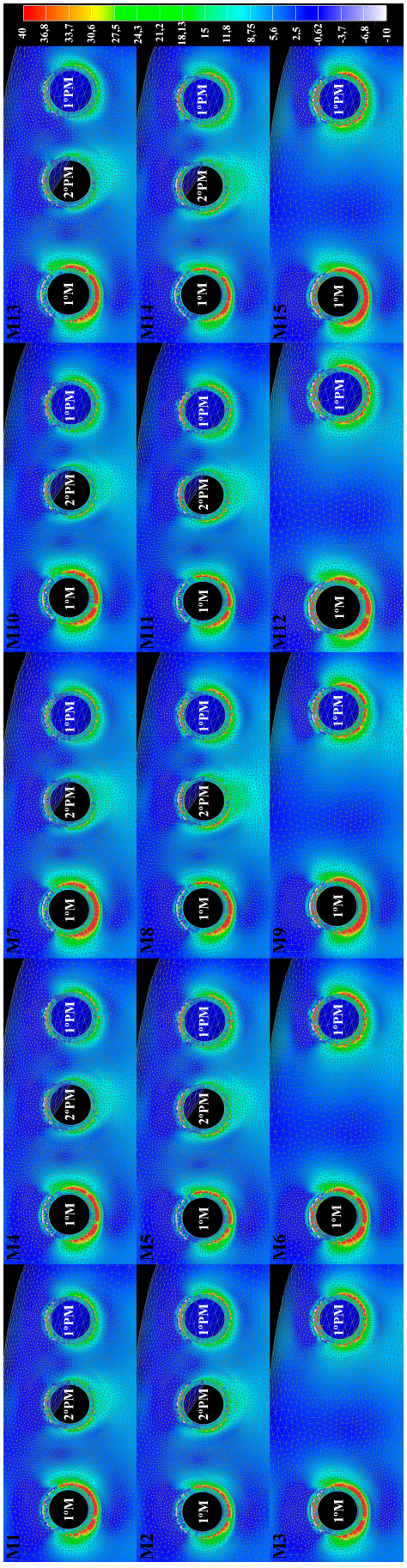

Figura 2. Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal.

Análise de Microdeformação

Sob carregamento axial, todos os modelos apresentaram microdeformação no tecido ósseo cortical ao redor dos implantes, contudo, os maiores valores de microdeformação foram observados nos modelos com dois implantes, principalmente para os modelos M9 e M15 (Figura 3). De um modo geral, os maiores valores de microdeformação foram visualizados no carregamento oblíquo quando comparado com o carregamento axial (Figura 4; Anexo D, Figuras 24, 25, 26, 27 e 28).

O carregamento oblíquo (escala de 0 με a 6.000 με) gerou maior área de microdeformação na região vestibular do tecido ósseo cortical ao redor dos implantes para todos os modelos, principalmente para os modelos M3, M6, M9, M12 e M15. Os modelos M2, M5, M8, M11 e M14 apresentaram menor área de microdeformação (faixa de 5.200 με a 6.000 με) no tecido ósseo ao redor do 1º M e um discreto aumento de microdeformação no tecido ósseo ao redor dos implantes do 1º PM e 2º PM quando comparado com os modelos com coroas unitárias (M1, M4, M7, M10 e M13) (Figura 5). Os modelos com pônticos central (M3, M6, M9, M12 e M15) apresentaram maior área de microdeformação ao redor dos implantes quando comparados com os demais modelos. De um modo geral, a redução do comprimento do implante ocasionou um ligeiro aumento da área de microdeformação, sendo mais visível nos planejamentos com implantes de 7 mm (M7, M8 e M9), ao passo que a associação entre

implantes curtos com implante de maior comprimento não colaborou substancialmente para reduzir a área de microdeformação.

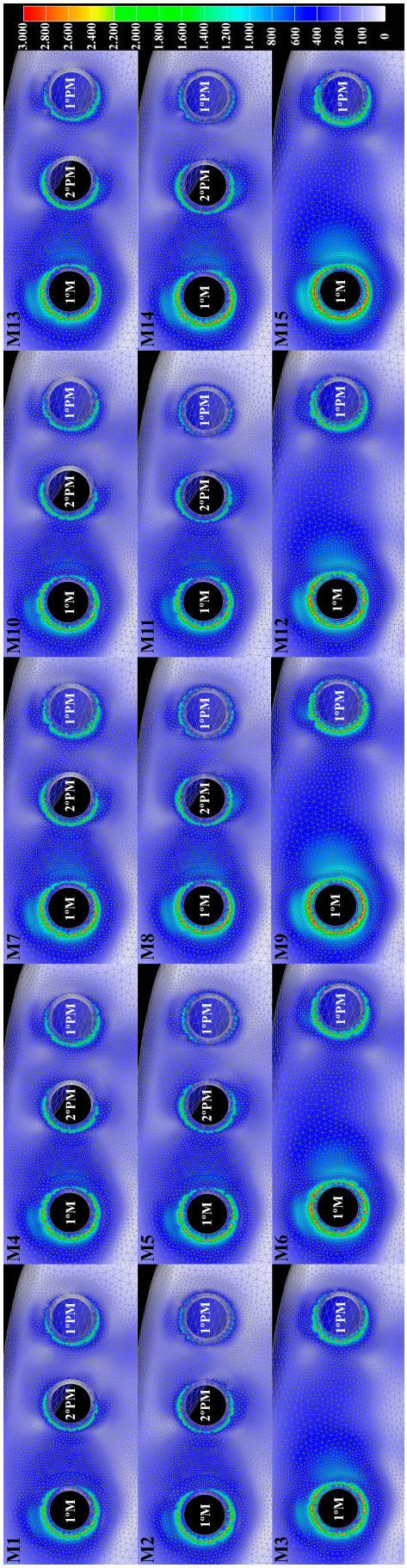

Figura 3. Mapa de Microdeformação: tecido ósseo cortical. Carregamento axial, vista oclusal.

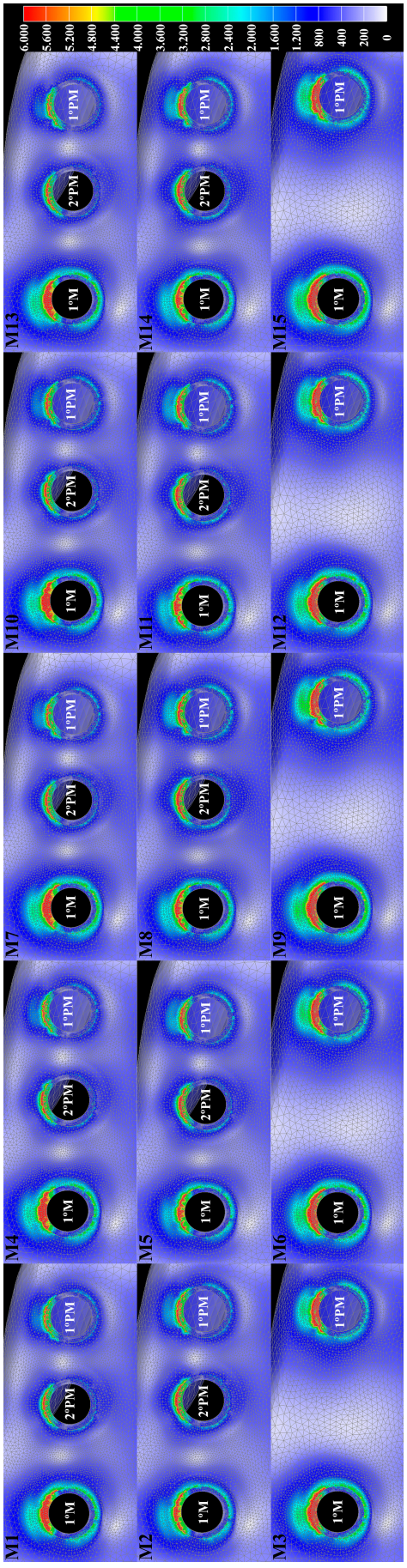

Figura 4. Mapa de Microdeformação: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal.

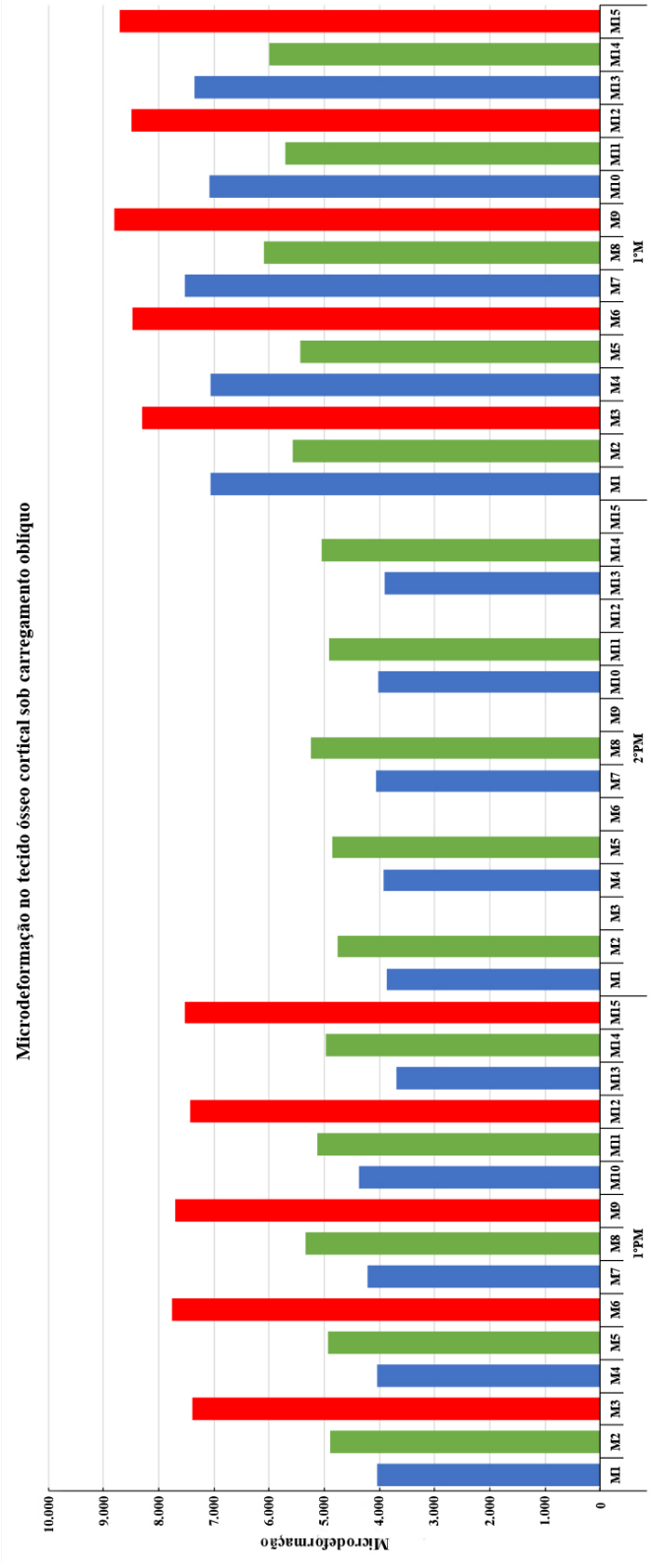

Figura 5. Valores de Microdeformação no tecido ósseo cortical sob carregamento oblíquo. Azul, modelos com coroas unitárias; Verde, modelos com coroas esplintadas; Vermelho, modelos com pôntico central.

4.6 Discussão

Os resultados obtidos neste presente estudo demostraram que as diferentes variáveis estudadas geraram diferentes padrões de distribuição de tensão e microdeformação, consequentemente, ocasionando diferenças no comportamento biomecânico do tecido ósseo cortical. Deste modo, a hipótese de estudo foi aceita.

A esplintagem demonstrou ser eficiente para reduzir a tensão/microdeformação no tecido ósseo, estando de acordo com os resultados fornecidos na literatura (Toniollo et al., 2017). No presente estudo, os resultados demonstraram que a esplintagem dos implantes proporcionou uma dissipação de tensão/microdeformação mais favorável do que o planejamento com coroas unitárias. Isso pode ser pelo fato de que a esplintagem fornece um compartilhamento de carga entre as estruturas, melhorando o comportamento biomecânico, o que não ocorre nas restaurações unitárias (Pellizzer et al., 2014; Pellizzer et al., 2015). Extrapolando esses resultados para a rotina clínica, implantes do tipo hexágono externo instalados na região posterior de maxila apresentam um desempenho biomecânico mais favorável, frente à dissipação de forças oclusais para o tecido ósseo, quando são esplintados.

Entretanto, Chen e colaboradores (Chen et al., 2012) também utilizando a metodologia de elementos finitos, não observaram tais vantagens biomecânicas, como redução da tensão na interface

osso/implante, obtidas pela realização da esplintagem. Todavia, Chen e colaboradores (Chen et al., 2012) simularam o tecido ósseo da região mandibular (alta densidade) e sugeriram que o efeito da esplintagem deveria ser avaliado de acordo com as diferentes áreas da arcada dentária. A literatura sugere um aumento de tensão/microdeformação em osso de baixa densidade óssea (Tada et al., 2003; Sevimay et al., 2005) e para esses casos a esplintagem pode ser efetiva para o compartilhamento de tensão/microdeformação.

A redução do número de implantes ocasionou um comportamento biomecânico desfavorável no tecido ósseo cortical analisado, assim como descrito por estudos prévios (Iplikçioğlu and Akça, 2002; Chen et al. 2012, de Souza Batista et al., 2017). Desta forma, quando houver quantidade óssea e não houver limitação financeira do paciente, o planejamento cirúrgico/protético considerando um implante para cada dente perdido é sugerido, pelo fato de reduzir o risco de sobrecarga no tecido ósseo cortical.

O carregamento oblíquo ocasionou maior quantidade de tensão/microdeformação no tecido ósseo cortical. Esses dados estão de acordo com estudos publicados previamente (Iplikçioğlu & Akça et al, 2002; Pellizzer et al., 2014; de Souza Batista et al., 2017). Os valores obtidos no carregamento oblíquo ultrapassaram o limite, preconizado por Frost em 2003, referente ao intervalo limiar para um possível acontecimento de microdanos ao tecido ósseo humano (60 MPa para tensão e 3000 με para microdeformação). As estruturas simuladas em nosso estudo foram

assumidas como homogêneas, isotrópicas e possuíram elasticidade linear (Chen et al., 2012; Minatel et al., 2017), o que pode ter influenciado no aumento desses valores, uma vez que os tecidos vivos, bem como os materiais, são mais dinâmicos (Iplikçioğlu & Akça et al, 2002). Desta forma, esse fator é considerado uma limitação metodológica.

Lemos e colaboradores (Lemos et al., 2016) através de revisão sistemática e metanálise observaram que a perda óssea marginal e a taxa de falha entre implante de 8 mm e de maior comprimento foram similares, contudo, os implantes de menor comprimento (4 mm – 7 mm) apresentaram maior risco de falha quando comparados com os implantes de comprimento padrão. Em nossos resultados, planejamentos considerando a utilização de implantes com comprimento de 7 mm apresentaram um desempenho biomecânico desfavorável, porém, o uso de implantes com 8,5 mm de comprimento demostrou comportamento biomecânico próximo aos planejamentos utilizando implantes de 10 mm, em concordância com Lemos e colaboradores. Portanto, implantes do tipo hexágono externo com 7 mm de comprimento devem ser utilizados com cautela na prática clínica.

Estudos publicados previamente destacam o benefício de associar implantes curtos com implante de maior comprimento, especialmente para implantes menores que 10 mm (Pellizzer et al., 2014; Pellizzer et al., 2015). Entretanto, em uma comparação dentro dos modelos esplintados, essa vantagem biomecânica não foi claramente observada em nossos resultados, porém, os implantes curtos associados com implante de maior

comprimento apresentaram menores valores de tensão/deformação quando comparados com implantes unitários, possivelmente o fator esplintagem predominou sobre o fator comprimento do implante.

Os resultados obtidos no presente estudo ofereceram um entendimento biomecânico das possibilidades de reabilitação utilizando próteses de três elementos implantossuportadas na região posterior de maxila. Entretanto, ensaios clínicos controlados e randomizados são necessários para oferecer melhor evidência científica sobre o tópico.

4.7 Conclusões

Dentro das limitações do estudo, foi possível concluir que:

1. A esplintagem foi efetiva para reduzir a tensão/deformação no tecido ósseo cortical ao redor dos implantes.
2. A redução do comprimento do implante gerou maior área de tensão/deformação no tecido ósseo cortical.
3. A redução do número de implantes foi prejudicial no comportamento biomecânico em planejamentos protéticos de prótese de três elementos.

4.8 Referências

Chen, X.Y., Zhang, C.Y., Nie, E.M., Zhang, M.C., 2012. Treatment planning of implants when 3 mandibular posterior teeth are missing: a 3-dimensional finite element analysis. Implant. Dent. 21, 340-343.

de Souza Batista, V.E., Verri, F.R., Almeida, D.A.F., Santiago Junior, J.F., Lemos, C.A.A., Pellizzer, E.P., 2017. 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. 118, 363-371.

de Souza Batista, V.E., Verri, F.R., Almeida, D.A., Santiago Junior, J.F., Lemos, C.A., Pellizzer, E.P., 2017. (b) Finite element analysis of implant-supported prosthesis with pontic and cantilever in the posterior maxilla. Comput. Methods. Biomech. Biomed. Engin. 20, 663-670.

Fan, T., Li, Y., Deng, W.W., Wu, T., Zhang, W., 2016. Short Implants (5 to 8 mm) Versus Longer Implants (>8 mm) with Sinus Lifting in Atrophic Posterior Maxilla: A Meta-Analysis of RCTs. Clin. Implant. Dent. Relat. Res. 19, 207-215.

Frost, H.M., 2003. Bone's mechanostat: a 2003 update. Anat. Rec. A. Discov. Mol. Cell. Evol. Biol. 275, 1081-1101.

Iplikçioğlu, H., Akça, K., 2002. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. J. Dent. 30, 41-46.

Kreissl, M.E., Gerds, T., Muche, R., Heydecke, G., Strub, J.R., 2007. Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. Clin. Oral. Implants. Res. 18, 720-726.

Lekholm, U., Zarb, G., 1985. Patient selection and preparation. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Quintessence Publishing Co, Inc, Chicago, IL. pp. 199–209.

Lemos, C.A., Ferro-Alves, M.L., Okamoto, R., Mendonça, M.R., Pellizzer, E.P., 2016. Short dental implants versus standard dental implants placed in the posterior jaws: A systematic review and meta-analysis. J. Dent. 47, 8-17.

Lemos, C.A.A., Verri, F.R., Santiago, J.F. Jr., Almeida, D.A.F., Batista, V.E.S., Noritomi, P.Y., Pellizzer, D.P., 2018. Retention System and Splinting on Morse Taper Implants in the Posterior Maxilla by 3D Finite Element Analysis. Braz. Dent. J. 29, 30-35.

Mendonça, J.A., Francischone, C.E., Senna, P.M., Matos de Oliveira, A.E., Sotto-Maior, B.S., 2014. A retrospective evaluation of the survival rates of splinted and non-splinted short dental implants in posterior partially edentulous jaws. J. Periodontol. 85, 787-94.

Milinkovic, I., Cordaro, L., 2014. Are there specific indications for the different alveolar bone augmentation procedures for implant placement? A systematic review. Int. J. Oral. Maxillofac. Surg. 43, 606-625.

Minatel, L., Verri, F.R., Kudo, G.A.H., de Faria Almeida, D.A., de Souza Batista, V.E., Lemos, C.A.A., Pellizzer, E.P., Santiago, J.F. Jr., 2017. Effect of different types of prosthetic platforms on stress-distribution in dental implant-supported prostheses. Mater. Sci. Eng. C. Mater. Biol. Appl. 71, 35-42.

Pellizzer, E.P., de Mello, C.C., Santiago Junior, J.F., de Souza Batista, V.E., de Faria Almeida, D.A., Verri, F.R., 2015. Analysis of the biomechanical behavior of short implants: The photo-elasticity method. Mater Sci. Eng. C. Mater Biol. Appl. 55, 187-92.

Pellizzer, E.P., Santiago Junior, J.F., Ribeiro Villa, L.M., de Souza Batista, V.E., Mello, C.C., de Faria Almeida, D.A., Honório, H.M., 2014. Photoelastic stress analysis of splinted and unitary implant-supported prostheses. Appl. Phys. B. 117, 235-244.

Perelli, M., Abundo, R., Corrente, G., Saccone, C., 2012. Short (5 and 7 mm long) porous implants in the posterior atrophic maxilla: a 5-year report of a prospective single-cohort study. Eur. J. Oral Implantol. 5, 265-72.

Pol, C.W.P., Raghoebar, G.M., Kerdijk, W., Boven, G.C., Cune, M.S., Meijer, H.J.A., 2017. A systematic review and meta-analysis of 3-unit fixed dental prostheses: Are the results of 2 abutment implants comparable to the results of 2 abutment teeth? J. Oral. Rehabil. doi: 10.1111/joor.12575. [Epub ahead of print].

Puri, N., Pradhan, K.L., Chandna, A., Sehgal, V., Gupta, R., 2007. Biometric study of tooth size in normal, crowded, and spaced permanent dentitions. Am. J. Orthod. Dentofacial. Orthop. 132, 279.e7-14.

Sertgöz, A., 1997. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. Int. J. Prosthodont. 10, 19-27.

Sevimay, M., Turhan, F., Kiliçarslan, M.A., Eskitascioglu, G., 2005. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. J. Prosthet. Dent. 93, 227-234.

Sevimay, M., Turhan, F., Kiliçarslan, M.A., Eskitascioglu, G., 2005 Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. J. Prosthet. Dent. 93, 227-234.

Shi, J.Y., Xu, F.Y., Zhuang, L.F., Gu, Y.X., Qiao, S.C., Lai, H.C., 2017. Long-term outcomes of narrow diameter implants in posterior jaws: A retrospective study with at least 8-year follow-up. Clin. Oral Implants. Res. doi: 10.1111/clr.13046. [Epub ahead of print].

Solnit, G.S., Schneider, R.L., 1998. An alternative to splinting multiple implants: use of the ITI system. J. Prosthodont. 7, 114-119.

Tada, S., Stegaroiu, R., Kitamura, E., Miyakawa, O., Kusakari, H., 2003. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in

bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. Int. J. Oral. Maxillofac. Implants. 18, 357-368.

Toniollo, M.B., Macedo, A.P., Rodrigues, R.C., Ribeiro, R.F., de Mattos, M.G., 2017. A Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Stress Distribution Generated by Splinted and Nonsplinted Prostheses in the Rehabilitation of Various Bony Ridges with Regular or Short Morse Taper Implants. Int. J. Oral. Maxillofac. Implants. 32, 372-376.

Torcato, L.B., Pellizzer, E.P., Verri, F.R., Falcón-Antenucci, R. M., Batista, V.E., Lopes, L.F., 2014. Effect of the parafunctional occlusal loading and crown height on stress distribution. Braz. Dent. J. 25, 554-560.

Toti, P., Marchionni, S., Menchini-Fabris, G.B., Marconcini, S., Covani, U., Barone, A., 2017. Surgical techniques used in the rehabilitation of partially edentulous patients with atrophic posterior mandibles: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled clinical trials. J. Craniomaxillofac. Surg. 45, 1236-1245.

Vázquez Álvarez, R., Pérez Sayáns, M., Gayoso Diz, P., García García, A., 2015. Factors affecting peri-implant bone loss: a post-five-year retrospective study. Clin. Oral Implants. Res. 26, 1006-1014.

Verri, F.R., Cruz, R.S., de Souza Batista, V.E., Almeida, D.A., Verri, A.C., Lemos, C.A., Santiago Júnior, J.F., Pellizzer, E.P., 2016. Can the modeling for simplification of a dental implant surface affect the accuracy of 3D finite element analysis? Comput. Methods. Biomech. Biomed. Engin. 19, 1665-72.

Verri, F.R., Santiago, J.F. Jr., Almeida, D.A., de Souza Batista, V.E., Araujo Lemos, C.A., Mello, C.C., Pellizzer, E.P., 2017. Biomechanical Three-Dimensional Finite Element Analysis of Single Implant-Supported Prostheses in the Anterior Maxilla, with Different Surgical Techniques and Implant Types. Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 32, e191-e198.

Capítulo 4

Distribuição de tensão no parafuso de fixação de prótese de três elementos metalocerâmica frente à diferentes planejamentos protéticos para região posterior de maxila. MEF-3D.

5.1 Resumo

Proposição: O propósito do presente estudo foi analisar a tensão no parafuso de fixação, gerada pelas forças oclusais sobre próteses de três elementos implantossuportadas, considerando diferentes possibilidades de planejamentos para reabilitar a região posterior de maxila, pela MEF-3D.

Material e método: Vinte e seis modelos tridimensionais foram simulados com auxílio dos programas InVesalius, Rhinoceros 4.0 e Solidworks 2016. Cada modelo representou uma seção de osso da região posterior maxilar, na forma de um bloco de osso tipo IV (cortical e esponjoso), com a presença de prótese de três elementos suportada por dois ou três implantes, do tipo hexágono externo, em diferentes situações clínicas, variando o fator união (coroas unitárias e esplintadas: em linha reta e em posicionamento tripoidal), número (dois e três) e comprimento (10 mm, 8,5 mm e 7 mm) dos implantes e diâmetro do implante do 1º M (Ø4 mm e Ø5 mm). Os desenhos tridimensionais foram exportados ao programa de pré- e pós-processamento FEMAP 11.1.2 para geração da malha e aplicação de carga de 400N axial e 200N oblíqua (45°). Após a resolução por meio do programa de elementos finitos Nei Nastran 11.1, os valores de tensão de von Mises no parafuso de fixação foram analizados.

Resultados: O carregamento oblíquo gerou os maiores valores de tensão de von Mises no parafuso de fixação quando comparado com o carregamento axial. Os modelos esplintados apresentaram os menores valores de tensão de von Mises no parafuso de fixação, principalmente quando o posicionamento tripoidal dos implantes foi realizado. Implantes de maior comprimento e diâmetro não reduziram a tensão nos parafusos de fixação.

Conclusão: Os planejamentos considerando a instalação de um implante para cada dente perdido ofereceram os menores valores de tensão nos parafusos de fixação. Em planejamentos considerando a instalação de um implante para cada dente perdido, a esplintagem das coroas gerou os menores valores de tensão no parafuso de fixação, principalmente para implantes em posicionamento tripoidal, em comparação com coroas unitárias. A redução do comprimento do implante não ocasionou um aumento significativo de tensão nos parafusos de fixação. O aumento do diâmetro não reduziu a tensão nos parafusos de fixação.

Palavras-chave: Fenômenos biomecânicos; Análise de elementos finitos; Implante dentário.

5.2 Introdução

Implantes dentários têm sido utilizado na reabilitação de paciente com edentulismo parcial (Pirelli et al 2012). Essa modalidade de tratamento apresenta alta taxa de sucesso, porém ainda está susceptível a complicações biológicas e mecânicas (Abu-Hama et al. 2007). Para próteses aparafusadas, as complicações mecânicas mais frequentes são a fratura e o afrouxamento do parafuso de fixação, que geralmente estão associadas com a sobrecarga dos componentes da reabilitação (Clelland et al. 2016).

Alguns fatores estão associados a essa sobrecarga do parafuso de fixação; dentre elas, temos: o planejamento considerando uma proporção coroa/implante desfavorável (1.5:1), (Verri et al. 2014, Moraes et al. 2015), a utilização de coroas não esplintadas (Shi et al. 2018), o posicionamento do implante (de Souza Batista et al. 2017), a utilização de implante de diâmetro reduzido (Freitas-Junior et al. 2011), a utilização de extensão distal ou "*cantilever*" distal (de Souza batista et al. 2017b), a redução do número de implantes em próteses múltiplas (de Souza Batista et al. 2017), a sobrecarga oclusal por parafunção, como apertamento e/ou bruxismo (Torcato et al. 2014). Assim, do ponto de vista biomecânico, um planejamento adequado com a finalidade de proporcionar uma transferência da força oclusal para os componentes protéticos e tecido

ósseo é fundamental para obter o sucesso (kim et al. 2005, Torcato et al. 2014).

Dentre as metodologias utilizadas para avaliar o comportamento biomecânico das reabilitações retidas por implantes dentários, a metodologia de elementos finitos (MEF-3D) é comumente utilizada na implantodontia (Verri et al. 2017, Torcato et al. 2014, Lemos et al. 2018). A MEF pode prever áreas e/ou valores de tensão no parafuso de fixação, com maior potencial para falhar após a aplicação da carga e, consequentemente, colaborar para um planejamento cirúrgico-protético mais adequado.

Por fim, estudos que avaliam biomecanicamente os parafusos de fixação diante das diferentes possibilidades de reabilitação da região posterior de maxila (extremidade livre com ausência dos premolares e primeiro molar ou segundo premolar e molares) são escassos na literatura, assim, os resultados obtidos no presente estudo podem oferecer novos dados.

5.3 Proposição

O propósito do presente estudo foi analisar a tensão no parafuso de fixação, gerada pelas forças oclusais sobre próteses de três elementos implantossuportadas, considerando diferentes possibilidades de planejamentos para reabilitar a região posterior de maxila, pela MEF-3D. A hipótese de estudo foi que as variáveis estudadas gerariam diferença no comportamento biomecânico do parafuso de fixação.

5.4 Material e Método

Delineamento experimental

A metodologia utilizada segue estudos publicados previamente (Verri et al. 2014, Moraes et al. 2015, Torcato et al. 2014, de Souza Batista et al. 2017; Lemos et al. 2018). Além disso, esta pesquisa foi desenvolvida considerando os fatores de estudo: união (coroas unitárias e esplintadas: em linha reta e em posicionamento tripoidal), número de implantes (dois ou três), comprimento com implantes (10 mm, 8,5 mm e 7 mm) diâmetro do último (Ø4 mm e Ø5 mm) implante e carregamento (axial e oblíquo).

Modelagem tridimensional

Para representar as situações clínicas, vinte e seis modelos tridimensionais foram simulados (Tabela 1). Cada modelo tridimensional foi constituído de um bloco ósseo maxilar referente à região do primeiro premolar ao primeiro molar direito, apresentando três ou dois implantes do tipo hexágono externo (HE), (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., Arujá, São Paulo, Brasil), suportando prótese de três elementos metalocerâmica parafusada.

O desenho do bloco ósseo foi composto por osso trabecular na região central cercado por 1 mm de osso cortical, simulando osso tipo IV (Lekholm and Zarb, 1985). O tecido ósseo foi obtido através da digitalização de uma tomografia computadorizada pelo programa In Vesalius (CTI,

Campinas, São Paulo, Brazil). Em seguida, a simplificação das superfícies foi realizada no programa Rhinoceros 4.0 (NURBS Modeling for Windows, Seattle, Washington, EUA).

O desenho do implante foi obtido através da simplificação de um projeto original de implante HE (Verri et al. 2016). O posicionamento do implante nos modelos em linha reta foi simulado com distância entre si de 7 mm, medido de centro a centro, entre os premolares, e distância de 8,75 mm, também medido de centro a centro, entre o 2º PM e o 1º M (Puri et al., 2007). Nos modelos simulando o posicionamento tripoidal, o implante central, referente ao 2º PM, foi deslocado em 1,5 mm para direção vestibular (Nishioka et al., 2011; Nishioka et al., 2009; Puri et al., 2007; Sütpideler et al., 2004). Nos modelos com pôntico central, esta distância foi mantida, mas removendo o implante central (2º PM). Além disso, o pilar protético UCLA (*Universal Castable Long Abutment*) simulado foi o mesmo para todas as situações, porém, para as próteses esplintadas e com pônticos central foram simuladas com sistema rotacional e próteses unitárias com sistema antirrotacional. A altura da coroa e o tamanho da mesa oclusal das próteses metalocerâmicas parafusadas foram iguais para todos os modelos simulados.

Os implantes, os pilares, as coroas metalocerâmicas e os parafusos foram simplificados utilizando os programas SolidWorks 2016 (SolidWorks Corp, Waltham, Massachusetts, USA) e Rhinoceros 4.0, e foram todos iguais para os vinte e seis modelos. Por fim, todas as geometrias foram

exportadas para a discretização no programa de elementos finitos FEMAP 11.4.2 (Siemens PLM Software Inc., Santa Ana, California, USA).

Configuração da análise tridimensional

O programa FEMAP 11.4.2 foi utilizado para gerar os modelos de elementos finitos nas fases de pré- e pós-processamento. Na fase de pré-processamento, as malhas foram geradas com elementos sólidos tetraédricos parabólicos. As propriedades mecânicas de cada material simulado foram atribuídas às malhas utilizando os valores da literatura (Sertgöz, 1997; Sevimay et al., 2005, Verri et al. 2017) (Tabela 2). Todos os materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos. O número total de elementos e de nós dos modelos estão apresentados na Tabela 3. Na fase pós-processamento, foi realizada a leitura e plotagem dos mapas obtidos através dos cálculos matemáticos no programa NEi Nastran 11.1 (Noran Engineering, Inc., Westminster, Califórnia, USA) (ver Análise de elementos finitos).

Tabela 1. Descrição dos modelos.

Modelos	Tipo de prótese	Diâmetro/Comprimento		
		1º PM	2º PM	1º M
M1	Prótese de três elementos com coroas unitárias em linha reta	Ø4 mm x 10 mm	Ø4 mm x 10 mm	Ø4 mm x 10 mm
M2	Prótese de três elementos com coroas esplintadas em linha reta	Ø4 mm x 10 mm	Ø4 mm x 10 mm	Ø4 mm x 10 mm
M3	Prótese de três elementos com coroas esplintadas em posicionamento tripoidal	Ø4 mm x 10 mm	Ø4 mm x 10 mm	Ø4 mm x 10 mm
M4	Prótese de três elementos com coroas unitárias em linha reta	Ø4 mm x 8,5 mm	Ø4 mm x 8,5 mm	Ø4 mm x 8,5 mm
M5	Prótese de três elementos com coroas esplintadas em linha reta	Ø4 mm x 8,5 mm	Ø4 mm x 8,5 mm	Ø4 mm x 8,5 mm
M6	Prótese de três elementos com coroas esplintadas em posicionamento tripoidal	Ø4 mm x 8,5 mm	Ø4 mm x 8,5 mm	Ø4 mm x 8,5 mm
M7	Prótese de três elementos com coroas unitárias em linha reta	Ø4 mm x 7 mm	Ø4 mm x 7 mm	Ø4 mm x 7 mm
M8	Prótese de três elementos com coroas esplintadas em linha reta	Ø4 mm x 7 mm	Ø4 mm x 7 mm	Ø4 mm x 7 mm
M9	Prótese de três elementos com coroas esplintadas em posicionamento tripoidal	Ø4 mm x 7 mm	Ø4 mm x 7 mm	Ø4 mm x 7 mm
M10	Prótese de três elementos com coroas unitárias em linha reta	Ø4 mm x 10 mm	Ø4 mm x 8,5 mm	Ø4 mm x 8,5 mm
M11	Prótese de três elementos com coroas esplintadas em linha reta	Ø4 mm x 10 mm	Ø4 mm x 8,5 mm	Ø4 mm x 8,5 mm
M12	Prótese de três elementos com coroas esplintadas em posicionamento tripoidal	Ø4 mm x 10 mm	Ø4mm x 8,5mm	Ø4 mm x 8,5 mm
M13	Prótese de três elementos com coroas unitárias em linha reta	Ø4 mm x 10 mm	Ø4mm x 7mm	Ø4 mm x 7 mm
M14	Prótese de três elementos com coroas esplintadas em linha reta	Ø4 mm x 10 mm	Ø4mm x 7mm	Ø4 mm x 7 mm
M15	Prótese de três elementos com coroas esplintadas em posicionamento tripoidal	Ø4 mm x 10 mm	Ø4mm x 7mm	Ø4 mm x 7 mm
M16	Prótese de três elementos com pôntico central	Ø4 mm x 10 mm	-	Ø4 mm x 10 mm
M17	Prótese de três elementos com pôntico central	Ø4 mm x 8,5 mm	-	Ø4 mm x 8,5 mm

Tabela 1. Continuação.

Modelos	Tipo de prótese	Diâmetro/Comprimento		
		1º PM	2º PM	1º M
M18	Prótese de três elementos com pôntico central	Ø4 mm x 7 mm	-	Ø4 mm x 7 mm
M19	Prótese de três elementos com pôntico central	Ø4 mm x 10 mm	-	Ø4 mm x 8,5 mm
M20	Prótese de três elementos com pôntico central	Ø4 mm x 10 mm	-	Ø4 mm x 7 mm
M21	Prótese de três elementos com coroas unitárias em linha reta	Ø4 mm x 10 mm	Ø4 mm x 8,5 mm	Ø5 mm x 8,5 mm
M22	Prótese de três elementos com coroas esplintadas em linha reta	Ø4 mm x 10 mm	Ø4 mm x 8,5 mm	Ø5 mm x 8,5 mm
M23	Prótese de três elementos com coroas esplintadas em posicionamento tripoidal	Ø4 mm x 10 mm	Ø4 mm x 8,5 mm	Ø5 mm x 8,5 mm
M24	Prótese de três elementos com coroas unitárias em linha reta	Ø4 mm x 10 mm	Ø4 mm x 7 mm	Ø5 mm x 7 mm
M25	Prótese de três elementos com coroas esplintadas em linha reta	Ø4 mm x 10 mm	Ø4 mm x 7 mm	Ø5 mm x 7 mm
M26	Prótese de três elementos com coroas esplintadas em posicionamento tripoidal	Ø4 mm x 10 mm	Ø4 mm x 7 mm	Ø5 mm x 7 mm

1º PM, primeiro pré-molar; 2º PM, segundo pré-molar; 1º M, primeiro molar; Ø, diâmetro; mm, milímetro.

Condições de contato, contorno e carregamento

Ainda na fase de pré-processamento, as condições de contato foram definidas, sendo somente a interface de contato entre o componente protético e implante como justaposta e as demais interfaces de contato como coladas. As condições de contorno foram estabelecidas como fixadas em todos os eixos (x, y e z), simulando a fixação da maxila ao viscerocrânio. Assim, após a aplicação das cargas, toda a estrutura coroa/componentes/implante e todo o tecido ósseo envolvendo os

implantes puderam se movimentar e sofrer intrusão, restando apenas a base do bloco ósseo fixada e sem movimentação. A força aplicada foi de 400N em direção axial, com 50N no meio da aresta transversal de cada cúspide, e 200N oblíqua, com 50N, aplicadas em 45º, no meio da aresta transversal de cada cúspide vestibular.

Tabela 2. Propriedades dos materiais.

Estrutura	Módulo de Elasticidade (E) (GPa)	Coeficiente de Poisson (v)	Referência
Osso Trabeculado baixa densidade (osso tipo IV)	1,10	0,30	***Sevimay et al., 2005***
Osso Cortical	13,7	0,30	***Sertgöz et al., 1997***
Titânio (parafuso de fixação, implante)	110,0	0,35	***Sertgöz et al., 1997***
Liga NiCr	206,0	0,33	***Verri et al 2017.***
Porcelana Feldspática	82,8	0,35	***Verri et al.2017***

GPa, gigapascal; NiCr, Níquel-Cromo

Análise de elementos finitos

Todas as análises foram processadas pelo Nei Nastran 11.1 para obter os resultados. A análise de processamento dos modelos foi realizada em uma estação de trabalho HP (Hewlett-Packard Development Company, L.P., Palo Alto, Califórnia, USA). Após o processamento dos dados, os resultados foram transferidos ao FEMAP 11.4.2 para aquisição dos valores de tensão de von Mises no parafuso de fixação. A unidade de medida usada para mensurar a tensão de von Mises foi MegaPascal (MPa).

Tabela 3. Número de nós e elementos para cada modelo.

Modelos	Número de Nós	Número de Elementos
M1	742.713	1.631.660
M2	720.243	1.593.455
M3	783.087	1.684.904
M4	848.648	1.787.598
M5	789.989	1.694.719
M6	698.941	1.558.264
M7	786.169	1.694.060
M8	725.861	1.598.665
M9	709.340	1.573.501
M10	833.345	1.764.983
M11	773.212	1.669.827
M12	741.266	1.623.719
M13	819.762	1.743.659
M14	754.523	1.640.937
M15	682.310	1.532.596
M16	508.029	1.270.480
M17	493.444	1.247.691
M18	548.700	1.329.775
M19	507.544	1.269.092
M20	489.422	1.241.994
M21	751.679	1.639.990
M22	749.623	1.635.632
M23	702.381	1.562.564
M24	724.914	1.597.072
M25	722.440	1.590.232
M26	724.928	1.595.476

5.5 Resultados

No carregamento axial, valores similares de tensão de von Mises foram observados entre os modelos (15 MPa a 19 MPa), exceto para os modelos M16, M17, M18, M19 e M20 (com pôntico central) e os modelos M21 e 24 (modelos com implante de Ø5 mm no 1º M com coroas unitárias) (Figura 1). Em geral, o carregamento oblíquo gerou os maiores valores de tensão de von Mises no parafuso de fixação quando comparado com o carregamento axial (Figura 2). No carregamento oblíquo, os parafusos de fixação dos modelos M16, M17, M18, M19 e M20 (com pôntico central) apresentaram os maiores valores de tensão de von Mises, além disso, esses modelos exibiram valores de tensão similares. De um modo geral, os modelos esplintados apresentaram os menores valores de tensão de von Mises no parafuso de fixação com os menores valores para o modelo M12, M3, M9, M6 e M15 (com implantes em posicionamento tripoidal), respectivamente. A redução do comprimento do implante não ocasionou aumento significativo de tensão nos parafusos de fixação. O aumento do diâmetro não reduziu a tensão nos parafusos de fixação.

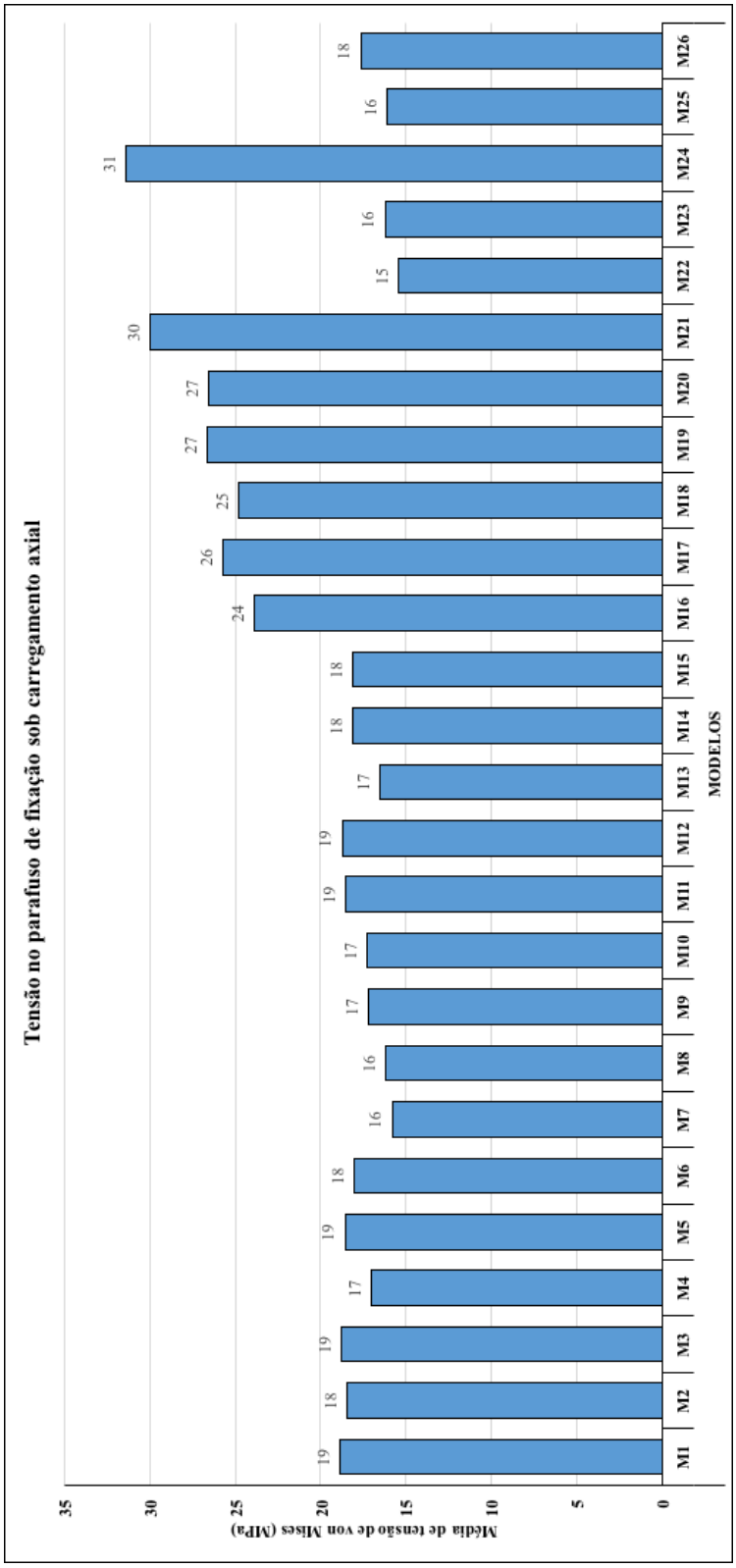

Figura 1. Valores de tensão de von Mises no parafuso de fixação sob carregamento axial para cada modelo.

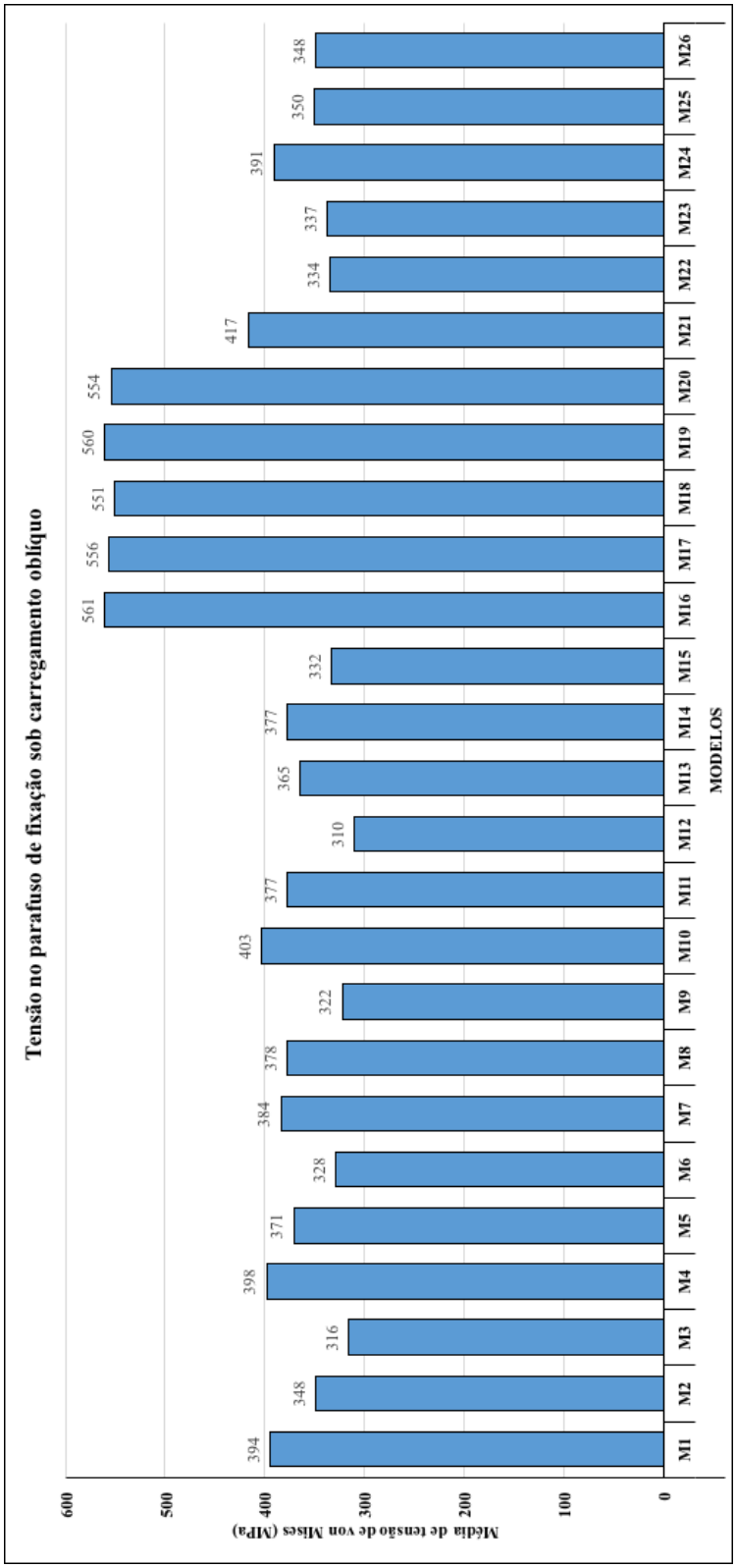

Figura 2. Valores de tensão de von Mises no parafuso de fixação sob carregamento oblíquo para cada modelo.

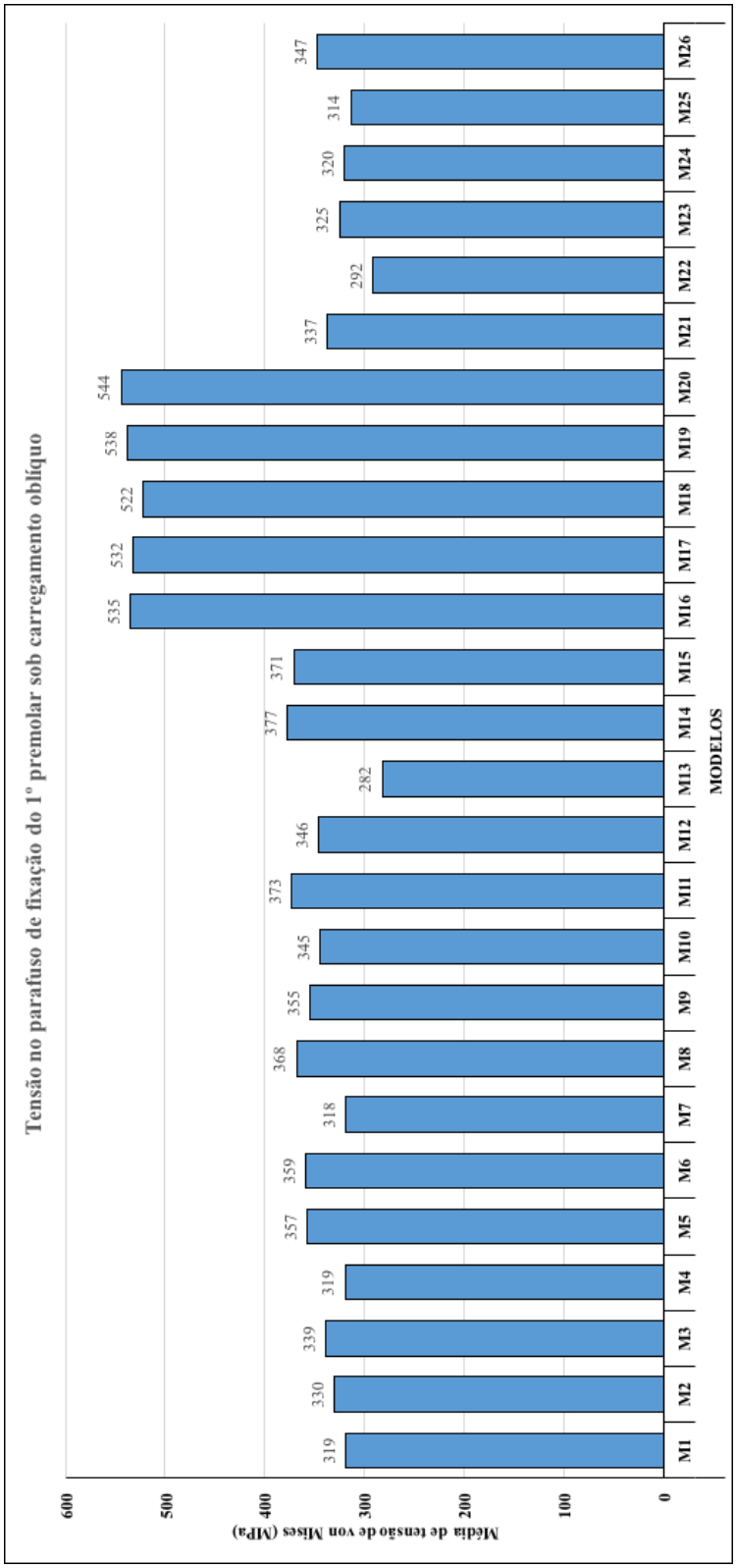

Figura 3. Valores de tensão de von Mises no parafuso de fixação do 1º PM sob carregamento oblíquo.

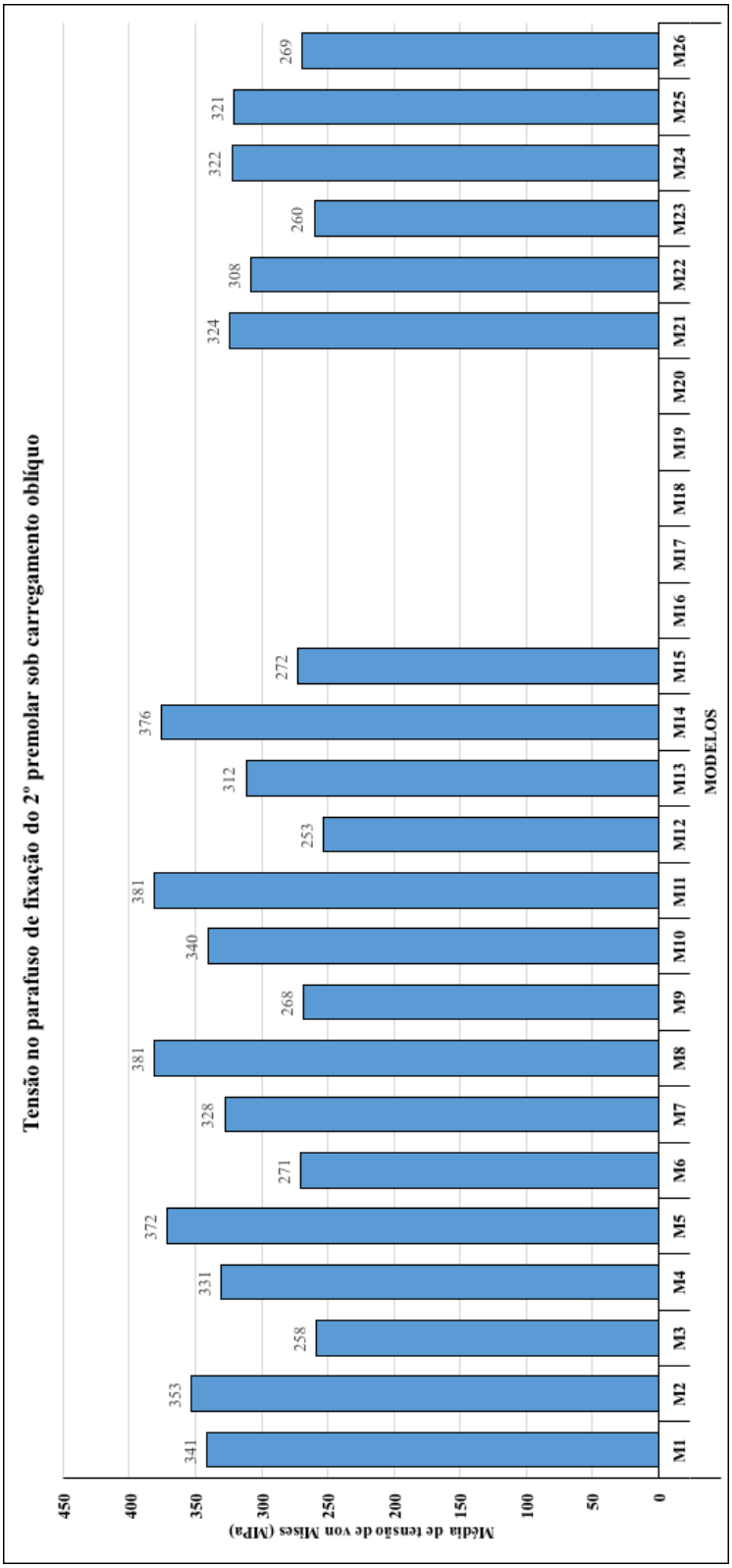

Figura 4. Valores de tensão de von Mises no parafuso de fixação do 2º PM sob carregamento oblíquo.

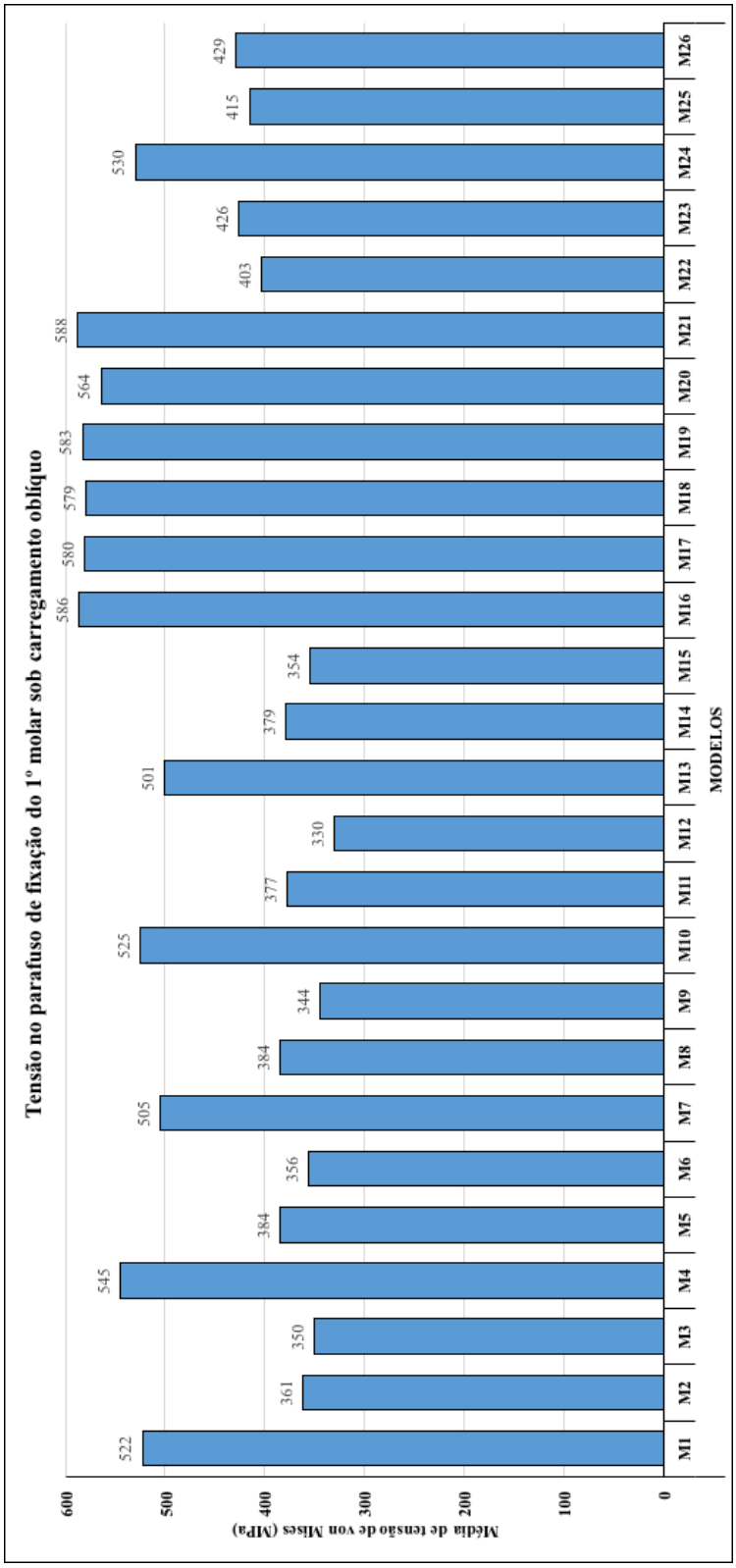

Figura 5. Valores de tensão de von Mises no parafuso de fixação do 1º M sob carregamento oblíquo.

A redução do número de implantes ocasionou aumento de tensão nos parafusos de fixação do 1º PM e 1º M, quando comparada com os modelos com três implantes (Figuras 3, 4 e 5). Os modelos com coroas unitárias geraram maiores valores de tensão no parafuso de fixação do 1º M quando comparados com os modelos esplintados. Modelos esplintados reduziram os valores de tensão no parafuso de fixação do 1º M, compartilhando as tensões com os demais parafusos, principalmente para os modelos com implantes em posicionamento tripoidal.

5.6 Discussão

A hipótese proposta neste presente estudo foi aceita, uma vez que os diferentes planejamentos propostos no estudo geraram diferença na distribuição de tensão no parafuso de fixação, principalmente no carregamento oblíquo, que causou aumento de tensão de von Mises. Esses dados estão de acordo com resultados recentemente publicados que também reportam aumento de tensão nos parafusos de fixação sob o carregamento oblíquo (Minatel et al., 2017; Lemos et al., 2018). Neste contexto, o benefício de realizar a esplintagem, principalmente quando associado ao posicionamento tripoidal dos implantes, foi observado em planejamentos utilizando implantes com comprimento regular (10 mm), comprimento reduzido (8,5 mm e 7 mm) e aumentando o diâmetro do último implante.

A redução do número de implantes ocasionou aumento de tensão no parafuso de fixação, assim como descrito por de Souza Batista e colaboradores (de Souza Batista et al., 2017b). Desta forma, com a finalidade de reduzir a possibilidade de afrouxamento e ou fratura do parafuso de fixação em prótese fixa suportada por implantes do tipo hexágono externo, os planejamentos considerando a utilização de pônticos devem ser propostos somente em casos que não houver possibilidade de utilização de um implante para cada dente perdido, como nos casos em

que o paciente apresenta limitação óssea e ou financeira, além disso, a desvantagem biomecânica deve ser informada ao paciente.

Em estudo clínico de boca dividida comparando próteses unitárias com próteses esplintadas, Clelland e colaboradores (Clelland et al., 2016) revelaram que todos os casos que ocorreram de afrouxamento de parafuso foram em próteses unitárias. Os autores sugeriram que isso aconteceu pelo fato de haver uma diferença biomecânica entre os dois tipos de planejamento protético (Clelland et al., 2016). O resultado obtido em nosso estudo biomecânico está de acordo com esse dado, uma vez que os parafusos de fixação de próteses esplintadas apresentaram menores valores de tensão de von Mises, principalmente quando associado ao posicionamento tripoidal dos implantes.

Os resultados mostraram menores valores de tensão no parafuso de fixação para os modelos com coroas esplintadas associado com implantes em posicionamento tripoidal quando comparados com coroas esplintadas com implantes em linha reta. Esse dado está de acordo com a literatura previamente publicada (Batista et al., 2015; de Souza Batista et al., 2017). A carga aplicada no carregamento oblíquo gera uma flexão das próteses esplintadas em linha reta parafusadas no implante, desta forma, acreditamos que o ligeiro posicionamento para vestibular pode contribuir para a redução do momento fletor e, consequentemente, reduzir a tensão no parafuso de fixação.

Os parafusos de fixação possuíam as mesmas características, independente do diâmetro do implante. Neste contexto, o aumento do comprimento e diâmetro do implante não reduziu a tensão nos parafusos de fixação. Estudos biomecânicos relatam que o aumento do diâmetro (> 4 mm) e do comprimento do implante contribuem para melhorar a distribuição das tensões no tecido ósseo cortical (Pellizzer et al., 2012; de Paula et al., 2012; Ueda et al., 2017), por gerar uma maior área de contato (van Staden et al., 2014). Além disso, Ueda e colaboradores relataram que o efeito do diâmetro desempenha um papel mais importante do que o comprimento do implante para reduzir as tensões no tecido ósseo (Ueda et al., 2017). Contudo, essas vantagens biomecânicas vista no tecido ósseo não foram observadas no parafuso de fixação. Possivelmente, as tensões que não se dissiparam para o tecido ósseo concentraram-se nos parafusos de fixação.

Diferentes metodologias têm sido utilizadas para avaliar o comportamento biomecânico dos parafusos de fixação, dentre elas, o ensaio de fadiga torna-se uma ferramenta importante para entender a sobrevivência e o fracasso do sistema implante/componente protético/prótese (Batista et al., 2015; Bordin et al., 2017). Assim, a reprodução das situações clínicas propostas em nosso estudo em ensaio de fadiga ofereceria novos dados para aprimorar o entendimento sobre o tópico. Além disso, estudos clínicos controlados e randomizados sobre o tópico tornam-se necessários, uma vez que não há literatura clínica sobre o tema.

5.7 Conclusões

Dentro das limitações de estudo, podemos concluir que:

1. Os planejamentos considerando a instalação de um implante para cada dente perdido ofereceram os menores valores de tensão nos parafusos de fixação.
2. Em planejamentos considerando a instalação de um implante para cada dente perdido, a esplintagem das coroas gerou os menores valores de tensão no parafuso de fixação, principalmente para implantes em posicionamento tripoidal, em comparação com coroas unitárias.
3. A redução do comprimento do implante não ocasionou aumento significativo de tensão nos parafusos de fixação.
4. O aumento do diâmetro não reduziu a tensão nos parafusos de fixação.

4.8 Referências

Abu-Hammad, O., Khraisat, A., Dar-Odeh, N., Jagger, D.C., Hammerle, C.H., 2007. The staggered installation of dental implants and its effect on bone stresses. Clin. Implant. Dent. Relat. Res. 9, 121-127.

Batista, V.E., Santiago Junior, J.F., Almeida, D.A., Lopes, L.F., Verri, F.R., Pellizzer, E.P., 2015. The effect of offset implant configuration on bone stress distribution: a systematic review. J Prosthodont. 24, 93-99.

Bordin, D., Bergamo, E.T.P., Fardin, V.P., Coelho, P.G., Bonfante, E.A., 2017. Fracture strength and probability of survival of narrow and extra-narrow dental implants after fatigue testing: In vitro and in silico analysis. J. Mech. Behav. Biomed. Mater. 71, 244-249.

Clelland, N., Chaudhry, J., Rashid, R.G., McGlumphy, E., 2016. Split-Mouth Comparison of Splinted and Nonsplinted Prostheses on Short Implants: 3-Year Results. Int. J. Oral Maxillofac. Implants., 31, 1135-1141.

de Paula, G.A., da Mota, A.S., Moreira, A.N., de Magalhaes, C.S., Cornacchia, T.P., Cimini, C.A. Jr., 2012. The effect of prosthesis length and implant diameter on the stress distribution in tooth-implant-supported prostheses: a finite element analysis. Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 27, e19-28.

de Souza Batista, V.E., Verri, F.R., Almeida, D.A.F., Santiago Junior, J.F., Lemos, C.A.A., Pellizzer, E.P., 2017. 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. 118, 363-371.

de Souza Batista, V.E., Verri, F.R., Almeida, D.A., Santiago Junior, J.F., Lemos, C.A., Pellizzer, E.P., 2017b. Finite element analysis of implant-supported prosthesis with pontic and cantilever in the posterior maxilla. Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin. 20, 663-670.

Freitas-Junior, A.C., Bonfante, E.A., Martins, L.M., Silva, N.R., Marotta, L., Coelho, P.G., 2011. Effect of implant diameter on reliability and failure modes of molar crowns. Int. J. Prosthodont. 24, 557-561.

Kim, Y., Oh, T.J., Misch, C.E., Wang, H.L., 2005. Occlusal considerations in implant therapy: Clinical guidelines with biomechanical rationale. Clin. Oral Implants. Res. 16, 26-35.

Lekholm, U., Zarb, G., 1985. Patient selection and preparation. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Quintessence Publishing Co, Inc, Chicago, IL. pp. 199–209.

Lemos, C.A.A., Verri, F.R., Santiago, J.F.Júnior., Almeida, D.A.F., Batista, V.E.S., Noritomi, P.Y., Pellizzer, EP., 2018. Retention System and Splinting on Morse Taper Implants in the Posterior Maxilla by 3D Finite Element Analysis. Braz. Dent. J. 29, 30-35

Minatel, L., Verri, F.R., Kudo, G.A.H., de Faria Almeida, D.A., de Souza Batista, V.E., Lemos, C.A.A., Pellizzer, E.P., Santiago, J.F.Junior., 2017. Effect of different types of prosthetic platforms on stress-distribution in

dental implant-supported prostheses. Mater. Sci. Eng. C Mater. Biol. Appl. 1, 35-42.

Moraes, S.L., Pellizzer, E.P., Verri, F.R., Santiago, J.F. Jr., Silva, J.V., 2015. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in retention screws of different crown-implant ratios. Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin. 18, 689-696.

Nishioka, R.S., de Vasconcellos, L.G., de Melo Nishioka, G.N., Comparative strain gauge analysis of external and internal hexagon, Morse taper, and influence of straight and offset implant configuration. Implant Dent. 20, e24-32.

Nishioka, R.S., de Vasconcellos, L.G., de Melo, Nishioka, L.N., 2009. External hexagon and internal hexagon in straight and offset implant placement: strain gauge analysis. Implant Dent. 18, 512-20.

Pellizzer, E.P., Verri, F.R., Falcon-Antenucci, R.M., Júnior, J.F., de Carvalho, P.S., de Moraes, S.L., Noritomi, P.Y., 2012. Stress analysis in platform-switching implants: a 3-dimensional finite element study. J Oral Implantol. 38, 587-594.

Perelli, M., Abundo, R., Corrente, G., Saccone, C., 2012. Short (5 and 7 mm long) porous implants in the posterior atrophic maxilla: a 5-year report of a prospective single-cohort study. Eur. J. Oral Implantol. 5, 265-272.

Puri, N., Pradhan, K.L., Chandna, A., Sehgal, V., Gupta, R., 2007. Biometric study of tooth size in normal, crowded, and spaced permanent dentitions. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 132, 279.e7-14.

Sertgöz, A. 1997. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. Int. J. Prosthodont. 10, 19-27.

Sevimay, M., Turhan, F., Kiliçarslan, M.A., Eskitascioglu, G., 2005. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. J. Prosthet. Dent. 93, 227-234.

Shi, J.Y., Xu, F.Y., Zhuang, L.F., Gu, Y.X., Qiao, S.C., Lai, H.C., 2018. Long-term outcomes of narrow diameter implants in posterior jaws: A retrospective study with at least 8-year follow-up. Clin. Oral. Implants. Res. 29, 76-81.

Sütpideler, M., Eckert, S.E., Zobitz, M., An, KN., 2004. Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 19, 819-825.

Torcato, L.B., Pellizzer, E.P., Verri, F.R., Falcón-Antenucci, R.M., Batista, V.E., Lopes, L.F., 2014. Effect of the parafunctional occlusal loading and crown height on stress distribution. Braz. Dent J. 25, 554-560.

Ueda, N., Takayama, Y., Yokoyama, A., 2017. Minimization of dental implant diameter and length according to bone quality determined by finite element analysis and optimized calculation. J. Prosthodont. Res. 61, 324-332.

van Staden, R.C., Li, X., Guan, H., Johnson, N.W., Reher, P., Loo, Y.C., 2014. A finite element study of short dental implants in the posterior maxilla. Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 29, e147-154.

Verri, F.R., Batista, V.E., Santiago, J.F. Jr., Almeida, D.A., Pellizzer, E.P., 2014. Effect of crown-to-implant ratio on peri-implant stress: a finite element analysis. Mater. Sci. Eng. C Mater. Biol. Appl. 45, 234-240.

Verri, F.R., Cruz, R.S., de Souza Batista, V.E., Almeida, D.A., Verri, A.C., Lemos, C.A., Santiago Júnior, J.F., Pellizzer, E.P., 2016. Can the modeling for simplification of a dental implant surface affect the accuracy of 3D finite element analysis? Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin. 19. 1665-1672.

Verri, F.R., Santiago, J.F.Jr., Almeida, D.A., de Souza Batista, V.E., Araujo Lemos, C.A., Mello, C.C., Pellizzer, E.P., 2017. Biomechanical Three-Dimensional Finite Element Analysis of Single Implant-Supported Prostheses in the Anterior Maxilla, with Different Surgical Techniques and Implant Types. Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 32, e191-e198.

Anexos

ANEXO A - Detalhamento da Metodologia: Confecção dos modelos

- ✓ **Elaboração dos modelos**

Os modelos foram elaborados a partir de modelagem gráfica 3D, com o auxílio dos programas In vesalius (CTI, São Paulo, Brasil), Rhinoceros 3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, EUA) e SolidWorks 2016 (SolidWorks Corp, Massachusetts, EUA), utilizando Workstation HP de alta performance. Toda essa fase de elaboração de modelos foi assessorada por engenheiros do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI, unidade de pesquisa do Ministério da Ciência e Tecnologia), cuja parceria já está em vigor desde 2007.

Bloco ósseo

O bloco ósseo foi obtido a partir da recomposição de uma Tomografia Computadorizada, realizada pelo programa Invesalius. Assim, a partir de imagens de cortes bidimensionais, foi confeccionado um bloco ósseo tridimensional da região entre o 1º pré-molar e o 1º molar maxilares. Posteriormente, o osso cortical foi modelado mantendo-se a espessura do osso cortical na base do seio maxilar, com modelagem da espessura lingual e vestibular constante em 1 mm, feitos com auxílio do programa Rhinoceros 3D que recebeu a importação da imagem gerada inicialmente no Invesalius 3.0.0.

De acordo com a classificação de Lekholm e Zarb (1985), o osso simulado foi do tipo IV, possuindo uma fina camada de osso cortical (1 mm) circundando um núcleo de osso trabecular com baixa densidade. Desta forma, o formato externo do tecido ósseo foi obtido pela recomposição tomográfica e, com auxílio do programa Rhinoceros 3D, uma *layer* de 1 mm foi separada do bloco obtido, além do alisamento da superfície externa para simplificar o cálculo matemático, mas mantendo o contorno original da tomografia. Todo tecido ósseo foi simulado como um sólido contínuo, tanto o trabecular como o cortical, variando-se apenas a característica do material, de acordo com o quadro 1, que será descrito posteriormente.

Como toda análise de elementos finitos, algumas simplificações precisaram ser realizadas para a adequação da geometria das estruturas, com a finalidade de evitar dificuldades na geração da malha de elementos finitos (Holmgren et al., 1998) e no desenvolvimento da técnica. Entre as simplificações, o bloco foi simulado como estrutura sólida (sem trabéculas internas), com limite superior na cortical do seio maxilar e com alisamento da superfície externa e interna para não gerar grande demanda de processamento durante processo de análise. Neste bloco ósseo, foram inseridos os implantes e os demais componentes necessários para a análise.

Implantes

O desenho do implante foi obtido a partir de desenhos originais fornecidos pela empresa Conexão (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil), com as características propostas no estudo, que foram implantes do tipo hexágono externo. Porém, também com a finalidade de simplificação de técnica, os desenhos originalmente foram simplificados nos programas Solidworks 2016 e Rhinoceros 3D 4.0 (Figura 1). Dessa forma, o desenho foi obtido com alta fidelidade em relação às dimensões e formato interno e externo do implante, mas com as simplificações necessárias para o desenvolvimento da técnica.

Depois de finalizado o desenho dos implantes, os mesmos foram importados no programa Rhinoceros 3D 4.0 para montagem junto com as coroas e componentes protéticos que foram obtidos como descrito a seguir.

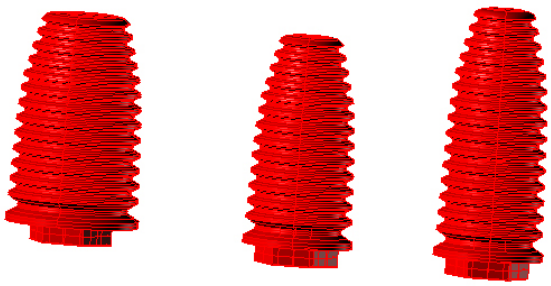

Figura 1. Implantes de hexágono externo no formato Rhinoceros.

Componentes protéticos e coroa metalo-cerâmica

O desenho dos componentes protéticos, tipo UCLA para hexágono externo e o seu parafuso de fixação, foram obtidos de forma semelhante ao descrito para a obtenção do desenho do implante.

As coroas seguem, porém, a metodologia realizada em estudos prévios. Estas foram desenhadas a partir do escaneamento de superfície (Scanner 3D MDX-20, Roland DG, São Paulo, Brasil) de três dentes artificiais, primeiro e segundo pré-molares e primeiro molar maxilar, obtidos de um manequim odontológico experimental, previamente fixado em bloco de resina acrílica para fixação no scanner. Utilizando um delineador Bio-Art modelo estudantil (Delineador Bio-art B2, Bio-Art Equipamentos odontológicos Ltda., Brasil), o dente foi fixado por sua superfície oclusal com cera 7 (Artigos Odontológicos Clássico, São Paulo, Brasil) e baixado em sentido vertical até o nível da coroa em um molde retangular oco de silicone de laboratório (Silibor, Silibor Ind. E Com. Ltda., São Bernardo do Campo, SP), com espaço suficiente para ser preenchido com resina acrílica envolvendo o dente. O delineador tem a única função de deixar o dente o mais vertical possível para facilitar o processo de escaneamento de superfície.

A seguir, a resina acrílica autopolimerizável (Artigos Odontológicos Clássico, São Paulo, Brasil) foi vertida até preencher o molde, aguardando-se sua polimerização final. O resultado foi uma coroa fixada ao bloco de resina, pronta para ser escaneada (Figura 2).



Figura 2. Fotografia do bloco de resina com coroa fixada para ser escaneada, retirada de trabalhos anteriores (Falcón-Antenucci et al., 2010).

Após a digitalização, o desenho da superfície foi importado no programa Rhinoceros 3D 4.0 para a simplificação geométrica da superfície e montagem com os demais componentes anteriormente citados (Figura 3).

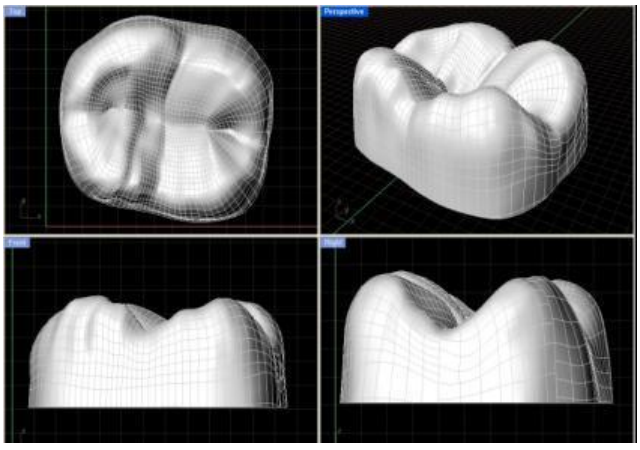

Figura 3. Ilustrações de vários ângulos do desenho da coroa obtido após ser escaneada e já importado para o programa Rhinoceros 3D 4.0, retidas de trabalhos anteriores (Falcón-Antenucci et al., 2010).

O resultado final foi a coroa metalo-cerâmica montada, já dividida em partes que foram constituídas por metal (parte interna) e por porcelana (parte externa). A porcelana foi simulada com espessura média de 1 mm. Em seguida, o implante foi incorporado também a esta montagem. Toda a fase de montagem foi realizada no programa Rhinoceros 3D 4.0.

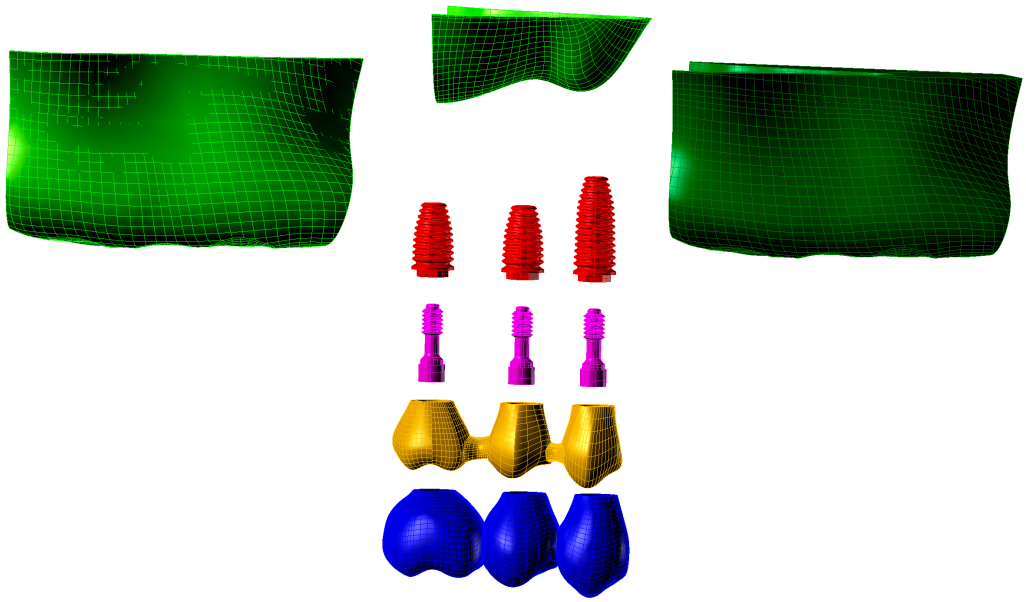

Figura 4. Modelagem dos tecidos ósseos, componentes protéticos e implantes finalizados

Todo o conjunto foi, em seguida, incorporado ao bloco ósseo previamente modelado, ficando o pescoço dos implantes completamente nivelados com o tecido ósseo cortical simulado, e os implantes dentro do bloco (Figura 4).

✓ **Desenvolvimento dos modelos de elementos finitos**

Incorporação das propriedades dos materiais e geração das malhas de elementos finitos

Este método é uma técnica pela qual se pode reproduzir matematicamente o comportamento de um sistema físico determinado, ou seja, um protótipo físico pode ser estudado mediante a criação de um modelo matemático preciso. Para isso, necessitamos de um modelo com uma representação geométrica da estrutura física real a ser estudada (Geng JP et al., 2001). Assim, todo o conjunto modelado descrito anteriormente com as dimensões muito próximas das características reais foi importado em um programa específico para elaboração de modelos de elementos finitos (Femap 11.1.2, Siemens PLM Software, Plano, Texas, EUA), para incorporação das propriedades mecânicas dos componentes envolvidos no estudo, bem como para a elaboração das malhas de várias estruturas realizadas a partir do uso de elementos parabólicos sólidos. Um exemplo de malha finalizada está representado na figura 5.

Todos os materiais envolvidos no estudo foram considerados homogêneos (as propriedades dos materiais são as mesmas em qualquer ponto do elemento estrutural), isotrópicos (as propriedades dos materiais são as mesmas em todas as direções em um mesmo ponto do elemento estrutural) e lineares (as deformações da estrutura são diretamente proporcionais às forças aplicadas). A análise realizada foi do tipo linear estática, por aplicação de carga constante. A tabela 1 mostra os valores de

módulo de elasticidade e coeficientes de Poisson para cada material envolvido no estudo, e que foram necessários para o desenvolvimento da análise.

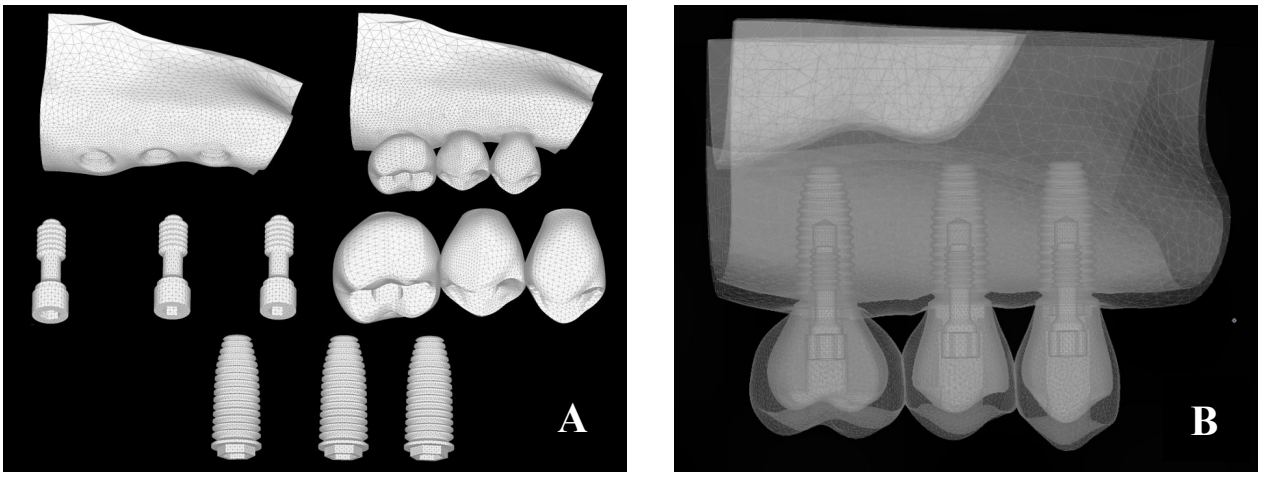

Figura 5. Malha de elementos finitos finalizada. (A) Estruturas separadas. (B) Estrururas juntas (de Souza Batista, 2015).

Tabela 1. Propriedades dos Materiais

Estrutura	Módulo de Elasticidade (E) (GPa)	Coeficiente de Poisson (v)	Referência
Osso Trabeculado baixa densidade (osso tipo IV)	1,10	0,30	***Sevimay et al.***
Osso Cortical	13,7	0,30	***Sertgöz et al.***
Titânio	110,0	0,35	***Sertgöz et al.***
Liga NiCr	206,0	0,33	***Anusavice & Hojjatie***
Porcelana Feldspática	82,8	0,35	***Eraslan et al.***

Aplicação das forças

Ainda no programa Femap 11.1.2, foi feita a condição de carregamento, aplicando-se um total de 50N por cúspide, totalizando 400N em direção axial, visto que o molar possui quatro cúspides e os pré-molares duas. (Figura 6). Para cargas oblíquas, foi feita a supressão das cargas sobre as cúspides linguais, mantendo-se os valores e inclinando os vestibulares em aproximadamente 45 graus, gerando, portanto, quatro pontos de aplicação de 50N, totalizando 200N de aplicação nesta direção.

Para o desenvolvimento da análise, é necessário também que haja restrição dos modelos, para que eles não se movimentem tridimensionalmente no espaço. Para simular uma situação real, toda a superfície superior dos modelos foi restringida de movimentações nos três planos do espaço (x, y, z), simulando a fixação da maxila ao viscerocrânio. Assim, após a aplicação das cargas, toda a estrutura de coroa/componentes/implante e tecido ósseo envolvendo os implantes puderam se movimentar e sofrer as tensões de intrusão, restando apenas a base do bloco ósseo fixada e sem movimentação (Figura 7).

Após a elaboração final dos modelos de elementos finitos, incorporação do carregamento e restrição de movimentos, os mesmos foram exportados para o programa de solução de elementos finitos NEi Nastran 11.1, para a análise do problema matemático previamente modelado.

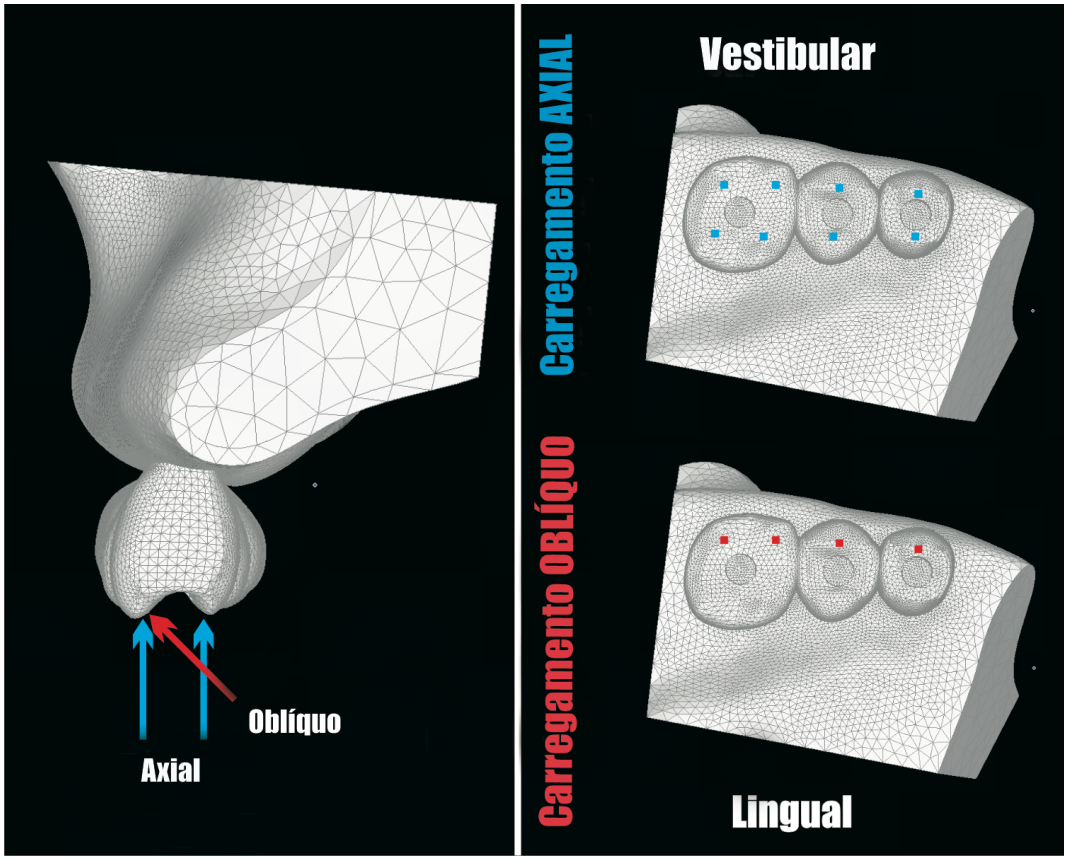

Figura 6. Aplicação esquemática de cargas axiais, sendo 50N por cúspide totalizando 400N total – Vista Vestibular (de Souza Batista, 2015).

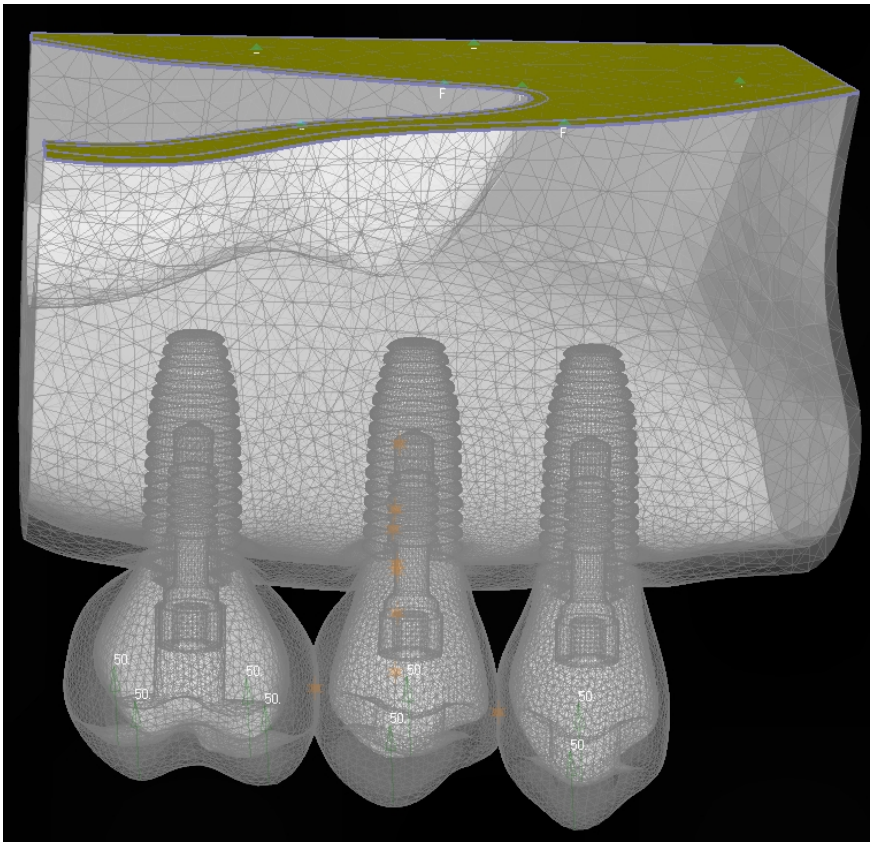

Figura 7. Restrição do modelo pela base do bloco ósseo em amarelo (de Souza Batista, 2015).

- ✓ **Análise dos resultados**

O problema matemático gerado no programa Femap 11.1.2 foi resolvido pelo *solver* do programa de elementos finitos NEi Nastran 11.1, que gerou resultados que foram visualizados novamente no programa Femap 11.1.2, através de, mapas de Tensão von Mises, mapas de Tensão Máxima Principal e mapas de microdeformação, individualizados em cada modelo proposto para as estruturas de interesse modeladas. Portanto, subdividindo-se a análise em fases de pré-processamento (determinação

do problema matemático), processamento (solução do problema matemático) e pós-processamento (visualização dos resultados), o programa Femap 11.1.2 foi utilizado nas fases de pré- e pós-processamento, enquanto o programa Nei Nastran 11.1 foi utilizado na fase de processamento.

Cabe ressaltar que o tecido ósseo foi avaliado pelos critérios de tensão máxima principal e microdeformação, enquanto que as demais estruturas, ditas dúcteis como implante e parafuso, foram avaliadas por critério de tensão de von Mises.

O resultado final foi a comparação das figuras geradas entre os modelos para observação das diferenças visualizadas entre as várias configurações de próteses múltiplas. Eventualmente, regiões específicas internas de qualquer estrutura analisada puderam também ser detalhadas em maior aumento para verificar as variações de tensão.

REFERÊNCIAS:

Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Branemark PI, Zarb G, Tomas A. Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry. Chicago: Quintessence; 1985; p. 199-209

Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, et al: Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis--a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. J Oral Implantol 1998;24:80-88.

Falcón-Antenucci RM, Pellizzer EP, de Carvalho PS, Goiato MC, Noritomi PY. Influence of cusp inclination on stress distribution in implant-supported prostheses. A three-dimensional finite element analysis. J Prosthodont. 2010 Jul;19(5):381-6.

Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent. 2001;85(6):585-98.

Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan 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;93(3):227-34.

Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. Int J Prosthodont 1997;10:19-27.

Anusavice KJ, Hojjatie B. Stress distribution in metal-ceramic crowns with a facial porcelain margin. J Dent Res. 1987;66:1493-8.

Eraslan O, Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures – a finite element analysis. J Oral Rehab. 2005;32:273-8.

De Souza Batista. Análise das tensões em próteses implantossuportadas esplintadas, variando a localização dos implantes, pôntico e cantilever: estudo pelo método dos elementos finitos tridimensionais. 2015. [Dissertação de Mestrado]. Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" Faculdade de Odontologia (Campus de Araçatuba).

ANEXO B – Normas das revistas selecionadas para a publicação dos artigos

Journal of Biomechanics

Journal of Biomechanics – Qualis A2, fator de impacto: 2.496
Affiliated with the American Society of Biomechanics, the International Society of Biomechanics, the European Society of Biomechanics, the Japanese Society for Clinical Biomechanics and Related Research and the Australian and New Zealand Society of Biomechanics.

http://www.jbiomech.com/

Open Access
This journal offers authors two choices to publish their research;
1. Open Access
• Articles are freely available to both subscribers and the wider public with permitted reuse
• An Open Access publication fee is payable by authors or their research funder

2. Subscription
• Articles are made available to subscribers as well as developing countries and patient groups through our access programs (http://www.elsevier.com/access)
• No Open Access publication fee
All articles published Open Access will be immediately and permanently free for everyone to read and download. Permitted reuse is defined by your choice of one of the following Creative Commons user licenses:

Creative Commons Attribution-Non Commercial-ShareAlike (CC BY-NC-SA): for non-commercial purposes, lets others distribute and copy the article, to create extracts, abstracts and other revised versions, adaptations or derivative works of or from an article (such as a translation), to include in a collective work (such as an anthology), to text and data mine the article, as long as they credit the author(s), do not represent the author as endorsing their adaptation of the article, do not modify the article in such a way as to damage the author's honor or reputation, and license their new adaptations or creations under identical terms (CC BY NC SA).

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivs (CC-BY-NC-ND): for non-commercial purposes, lets others distribute and copy the article, and to include in a collective work (such as an anthology), as long as they credit the author(s) and provided they do not alter or modify the article.

Creative Commons Attribution (CC-BY): available only for authors funded by organizations with which Elsevier has established an agreement.
For a full list please see http://www.elsevier.com/fundingbodies

Elsevier has established agreements with funding bodies. This ensures authors can comply with funding body Open Access requirements, including specific user licenses, such as CC-BY. Some authors may also be reimbursed for associated publication fees. http://www.elsevier.com/fundingbodies

To provide Open Access, this journal has a publication fee which needs to be met by the authors or their research funders for each article published Open Access. Your publication choice will have no effect on the peer review process or acceptance of submitted articles. The Open Access publication fee for this journal is **$3000 USD**, excluding taxes.

Learn more about Elsevier's pricing policy http://www.elsevier.com/openaccesspricing

The following types of manuscripts can be submitted for publication:
1. ***Surveys***, normally 4000 to 6000 words (by invitation from the Editor only).
2. ***Original Articles***, up to 3500 words (3500 words approximately equals the content of 14 doublespaced manuscript pages with additional space for 8 to 10 figures or tables), although longer articles may occasionally be considered by the editors in special circumstances. Original articles

typically explore some explicit biological hypothesis or report original but substantial observations or data of broad utility. Conceptually novel experimental or computational methods may be submitted as Original Articles when their relevance and importance for research of biological questions is demonstrated or otherwise emphasised in the text.
3. ***Perspective Articles,*** typically in the range of 500-2000 words. These manuscripts will explore controversial yet important themes, allowing expression of particular views or speculations, yet based on a solid understanding of published scientific information. Currently, such articles are by invitation only.
4. ***Short Communications***, up to 2000 words, reporting preliminary observations, new interpretations of old data, simple new techniques or devices, or points of historical interest.
5. ***Book Reviews,*** normally no longer than 1000 words (by invitation from the Book Review Editor only).
6. ***Letters to the Editor*** normally no longer than 1000 words.

Other material that can be published
1. *Announcements of* relevant scientific meetings on biomechanics.
2. *Announcements of* employment opportunities.

Publication condition
A manuscript submitted to this journal can only be published if it (or a similar version) has not been published and will not be simultaneously submitted or published elsewhere. A violation of this condition is considered fraud, and will be addressed by appropriate sanctions. Two manuscripts are considered similar if they concern the same hypothesis, question or goal, using the same methods and/or essentially similar data.

Submissions
Authors are requested to submit their original manuscript and figures online via http://ees.elsevier.com/bm/. This is the Elsevier web-based submission and review system. You will find full instructions located on this site - a Guide for Authors and a Guide for Online Submission.
Please follow these guide lines to prepare and upload your article. Once the uploading is done, our system automatically generates an electronic pdf proof, which is then used for reviewing. All correspondence, including notification of the Editor's decision and requests for revisions, will be managed via this system. Paper submissions are not normally accepted. If you cannot submit electronically, please email the editorial office for assistance on JBM@elsevier.com Authors or publishers wishing to have a book reviewed should send a copy to the **Book Review Editor**; the decision to review the book and choice of reviewers is that of the editor, although reviewers may be suggested.

What information to include with the manuscript
1. Having read the criteria for submissions, authors should specify in their letter of transmittal, and on the title page, whether they are submitting their work as an Original Article, Perspective Article, Short Communication, or a Letter to the Editor.

2. All authors should have made substantial contributions to all of the following: (1) the conception and design of the study, or acquisition of data, or analysis and interpretation of data, (2) drafting the article or revising it critically for important intellectual content, (3) final approval of the version to be submitted. A letter of transmittal should be included stating this and that each of the authors has read and concurs with the content in the manuscript.

3. All contributors who do not meet the criteria for authorship as defined above should be listed in an acknowledgements section. Examples of those who might be acknowledged include a person who provided purely technical help, writing assistance, or a department chair who provided only general support. Authors should disclose whether they had any writing assistance and identify the entity that paid for this assistance.

4. At the end of the text, under a subheading "Conflict of interest statement" all authors must disclose any financial and personal relationships with other people or organisations that could inappropriately influence (bias) their work. Examples of potential conflicts of interest include employment, consultancies, stock ownership, honoraria, paid expert testimony, patent applications/registrations, and grants or other funding.

5. All sources of funding should be declared as an acknowledgement at the end of the text. Authors should declare the role of study sponsors, if any, in the study design, in the collection, analysis and interpretation of data; in the writing of the manuscript; and in the decision to submit the manuscript for publication. If the study sponsors had no such involvement, the authors should so state.

6. Only papers not previously published will be accepted; each manuscript must be accompanied by a statement signed by all co-authors that the material within has not been and will not be submitted for publication elsewhere except as an abstract. Emphasis will be placed upon originality of concept and execution.

7. Authors are encouraged to suggest referees although the choice is left to the editors. If you do, please supply the address and the email address, if known to you. Please do not include those with whom you have had active collaboration within the past 3 years.

8. Authors now have the option of submitting additional images with their papers. The Editor-in-Chief will choose at least one image per issue to publish as a highlighted image online on the Journal's website, alongside his choice of highlighted articles from that issue. Images should be clearly labeled as "Additional image for online publication".

Randomised controlled trials
All randomised controlled trials submitted for publication in the Journal should include a completed Consolidated Standards of Reporting Trials (CONSORT) flow chart. Please refer to the CONSORT statement website at http://www.consort-statement.org for more information. The Journal of Biomechanics has adopted the proposal from the International Committee of Medical Journal Editors (ICMJE) which require, as a condition of consideration for publication of clinical trials, registration in a public trials registry. Trials must register at or before the onset of patient enrolment. The clinical trial registration number should be included at the end of the abstract of the article. For this purpose, a clinical trial is defined as any research project that prospectively assigns human subjects to intervention or comparison groups to study the cause-and-effect relationship between a medical intervention and a health outcome. Studies designed for other purposes, such as to study pharmacokinetics or major toxicity (e.g. phase I trials) would be exempt. Further information can be found at www.icmje.org.

Ethics
Work on human beings that is submitted to the Journal of Biomechanics should comply with the principles laid down in the Declaration of Helsinki; Recommendations guiding physicians in biomedical research involving human subjects. Adopted by the 18th World Medical Assembly, Helsinki, Finland, June 1964, amended by the 29th World Medical Assembly, Tokyo, Japan, October 1975, the 35th World Medical Assembly, Venice, Italy, October 1983, and the 41st World Medical Assembly, Hong Kong, September 1989. The manuscript should contain a statement that the work has been approved by the appropriate ethical committees related to the institution(s) in which it was performed and that subjects gave informed consent to the work. Studies involving experiments with animals must state that their care was in accordance with institution guidelines.
Patients' and volunteers' names, initials, and hospital numbers should not be used.

Changes to Authorship
This policy concerns the addition, deletion, or rearrangement of author names in the authorship of accepted manuscripts:
Before the accepted manuscript is published in an online issue: Requests to add or remove an author, or to rearrange the author names, must be sent to the Journal Manager from the corresponding author of the accepted manuscript and must include: (a) the reason the name should be added or removed, or the author names rearranged and (b) written confirmation (e-mail, fax, letter) from all authors that they agree with the addition, removal or rearrangement. In the case of addition or removal of authors, this includes confirmation from the author being added or removed. Requests that are not sent by the corresponding author will be forwarded by the Journal Manager to the corresponding author, who must follow the procedure as described above. Note that: (1) Journal Managers will inform the Journal Editors of any such requests and (2) publication of the accepted manuscript in an online issue is suspended until authorship has been agreed.
After the accepted manuscript is published in an online issue: Any requests to add, delete, or rearrange author names in an article published in an online issue will follow the same policies as noted above and result in a corrigendum.

Review and publication process

1. You will receive an acknowledgement of receipt of the manuscript.

2. Submitted manuscripts will be reviewed by selected referees and subsequently, the author will be informed of editorial decisions based on the referee comments, as soon as possible. As a rule, manuscripts and photographs, or other material you have submitted will not be returned to you with the decision letter, only the referee comments will be included.

3. If your manuscript was conditionally accepted, you must return your revision with a separate sheet, addressing all the referee comments, and explaining how you dealt with them.

4. When returning the revised manuscript to the Editorial Office, make sure that the *manuscript number, the revision number (Rev. 1,2,3. .) and the designation Original/Copy* are clearly typed on the top of the title pages of the original manuscript and all copies.

5. When the final version of the manuscript is accepted, the corresponding author will be notified of acceptance and the manuscript will be forwarded to production.

6. Upon acceptance of an article, authors will be asked to sign a "Journal Publishing Agreement" (for more information on this and copyright see http://ees.elsevier.com/bm/). Acceptance of the agreement will ensure the widest possible dissemination of information. An e-mail (or letter) will be sent to the corresponding author confirming receipt of the manuscript together with a 'Journal Publishing Agreement' form. If excerpts from other copyrighted works are included, the author(s) must obtain written permission from the copyright owners and credit the source(s) in the article. Elsevier has preprinted forms for use by authors in these cases: contact Elsevier's Rights Department, Philadelphia, PA, USA: Tel. (+1) 215 238 7869; Fax (+1) 215 238 2239; e-mail healthpermissions@elsevier.com . Requests may also be completed online via the Elsevier homepage (http://www.elsevier.com/locate/permissions).

7. One set of page proofs in PDF format will be sent by e-mail to the corresponding author (if we do not have an e-mail address then paper proofs will be sent by post). Elsevier now sends PDF proofs which can be annotated; for this you will need to download Adobe Reader version 7 available free from http://www.adobe.com/products/acrobat/readstep2.html. Instructions on how to annotate PDF files will accompany the proofs. The exact system requirements are given at the Adobe site: http://www.adobe.com/products/acrobat/acrrsystemreqs.html#70win. If you do not wish to use the PDF annotations function, you may list the corrections (including replies to the Query Form) and return to Elsevier in an e-mail. Please list your corrections quoting line number. If, for any reason, this is not possible, then mark the corrections and any other comments (including replies to the Query Form) on a printout of your proof and return by fax, or scan the pages and e-mail, or by post. Please use this proof only for checking the typesetting, editing, completeness and correctness of the text, tables and figures. Significant changes to the article as accepted for publication will only be considered at this stage with permission from the Editor. We will do everything possible to get your article published quickly and accurately. Therefore, it is important to ensure that all of your corrections are sent back to us in one communication: please check carefully before replying, as inclusion of any subsequent corrections cannot be guaranteed. Proofreading is solely your responsibility. Note that Elsevier may proceed with the publication of your article if no response is received.

8. After publication, the corresponding author, at no cost, will be provided with a PDF file of the article via e-mail. The PDF file is a watermarked version of the published article and includes a cover sheet with the journal cover image and a disclaimer outlining the terms and conditions of use.

Supplementary Website material

Elsevier now accepts electronic supplementary material to support and enhance your scientific research. Supplementary files offer the author additional possibilities to publish supporting applications, movies, animation sequences, high-resolution images, background datasets, sound clips and more. Supplementary files supplied will be published online alongside the electronic version of your article in Elsevier web products, including ScienceDirect http://www.sciencedirect.com. In order to ensure that your submitted material is directly usable, please ensure that data is provided in one of our recommended file formats. Authors should submit the material in electronic format together with the article and supply a concise and descriptive caption for each file. For more detailed instructions please visit: http://ees.elsevier.com/bm/.

This journal offers electronic submission services and supplementary data files can be uploaded with your manuscript via the web-based submission system, http://ees.elsevier.com/bm.

Preparation of the manuscript
1. All publications will be in English. Authors whose 'first' language is not English should arrange for their manuscripts to be **written in idiomatic English** before submission.

2. Authors should bear in mind that readers potentially include scientists from various disciplines. Abstracts, introductions and discussions should be in relatively non-specialised language so that a broad biomechanics audience may understand them. Discussions should include an appropriate synthesis of relevant literature for those not intimately familiar with the specific field. Implications for other fields should be noted.

3. A separate title page should include the title, authors' names and affiliations, and a complete address for the corresponding author including telephone and fax numbers as well as an E-mail address.
Authors should supply up to five keywords. Keywords may be modified or added by the Editors. Please provide a word count (Introduction through Discussion) on the title page. All pages, starting with the title page, should be numbered.

4. An abstract not exceeding one paragraph of 250 words should appear at the beginning of each Survey, Original Article, Perspective Article or Short Communication; the abstract will serve instead of a concluding summary and should be substantive, factual and intelligible without reference to the rest of the paper.

5. Papers involving human experiments should contain a statement in the Methods section that proper informed consent was obtained. Papers involving animal experiments should contain a statement in the Methods section that the experiments conducted were within the animal welfare regulations and guidelines for the country in which the experiments were performed.

6. Acknowledgements should be included after the end of the Discussion and just prior to the References. Include external sources of support.

7. The text should be ready for setting in type and should be **carefully checked for errors** prior to submission. Scripts should be typed double-spaced.

8. All illustrations should accompany the typescript, but not be inserted in the text. Refer to photographs, charts, and diagrams as 'figures' and number consecutively in order of appearance in the text. Substantive captions for each figure explaining the major point or points should be typed on a separate sheet. Please make sure that artwork files are in an acceptable format (TIFF, EPS or MS Office files) and are of the correct resolution. Information relating to the preferred formats for artwork may be found at http://www.ees.elsevier.com/bm/. If, together with your accepted article, you submit usable colour figures then Elsevier will ensure, at no additional charge, that these figures will appear in colour on the web (e.g., ScienceDirect and other sites) regardless of whether or not these illustrations are reproduced in colour in the printed version. For colour reproduction in print, authors will be charged at current printing prices unless colour printing has been requested free of charge, at the discretion of the editors.

9. All key references related to methods must be from published materials; submitted manuscripts, research reports, or theses which would be unavailable to readers should be avoided. References are indicated in the text alphabetically by names of the authors and the year of publication, e.g. Ralston (1957) or (Brown and Shaw, 1984; Lai et al., 1978). The full references should be collected in a separate section at the end of the paper in the following forms:

A. Journals:
The reference should include the title of the paper, the title of the journal in full and the first and last page number.
Belardinelli, E. Cavalcanti, S., 1991. A new non-linear two-dimensional model of blood motion in tapered and elastic vessels. Computers in Biology and Medicine 21, 1-3.

B. Books:
If the work referred to is a book, or part of a book, the reference should be in the following form:

Weiner, S., Traub, W., 1991. Organization of crystals in bone. In: Suga, S., Nakahara, H. (Eds.), Mechanisms and Phylogeny of Mineralisations in Biological Systems. Springer, Tokyo, pp. 247-253.

C. Theses

van Werff, K., 1977. Kinematic and dynamic analysis of mechanisms. A finite element approach. PhD. thesis, Delft University Press, Delft.

D. Proceedings

van Soest, A. J., van den Bogert, A. J., 1991. Criteria for the comparison of direct dynamics software systems to be used in the field of biomechanics. In Proceedings of the 3rd International Symposium on Computer Simulation in Biomechanics. University of Western Australia, Perth.

E. Footnotes

As distinct from literature references, should be avoided. Where they are essential, superscript Arabic numbers should be employed.

10. SI (Metric) Units must be used for all quantities in text, figures and tables. It is suggested that a complete list of symbols used and their explanation be included, in a notation section at the beginning of the manuscript.

11. Authors submitting manuscripts reporting data on cell responses to mechanical loads should report their study according to the standards suggested in the Editorial accompanying our special Issue on cell mechanics (Volume 33, Issue 1).

AudioSlides

The journal encourages authors to create an AudioSlides presentation with their published article. AudioSlides are brief, webinar-style presentations that are shown next to the online article on ScienceDirect. This gives authors the opportunity to summarize their research in their own words and to help readers understand what the paper is about. More information and examples are available at http://www.elsevier.com/audioslides. Authors of this journal will automatically receive an invitation email to create an AudioSlides presentation after acceptance of their paper.

Fonte das normas da revista: http://www.jbiomech.com/content/authorinfo

ANEXO C – Referências da Introdução Geral

Abreu, C. W., Nishioka, R. S., Balducci, I., et al., 2012. Straight and offset implant placement under axial and nonaxial loads in implant-supported prostheses: strain gauge analysis. J. Prosthodont. 21, 535-539.

Abu-Hammad, O., Khraisat, A., Dar-Odeh N., Jagger, D.C., Hammerle, C.H., 2007. The staggered installation of dental implants and its effect on bone stresses. Clin. Implant. Dent. Relat. Res. 9, 121-7.

Aglietta, M., Iorio Siciliano, V., Blasi, A., Sculean, A., Brägger, U., Lang, N.P., Salvi, G.E., 2012. Clinical and radiographic changes at implants supporting single-unit crowns (SCs) and fixed dental prostheses (FDPs) with one cantilever extension. A retrospective study. Clin. Oral Implants Res. 23, 550-555.

Akça, K., Iplikçioğlu, H., 2001. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. Int J. Oral Maxillofac. Implants. 16, 722-730.

Atieh, M.A., Zadeh, H., Stanford, C.M., Cooper, L.F., 2012. Survival of short dental implants for treatment of posterior partial edentulism: a systematic review. Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 27, 1323-1331.

Bassi, A.P., Marcelo Cardoso de Oliveira, J., Ramalho-Ferreira, G., Faverani, L.P., 2013. Short dental implants in posterior mandible. J. Craniofac. Surg. 24, 130-132.

Batista, V.E., Junior, J.F., Almeida, D.A., de Toledo Piza Lopes, L.F., Verri, F.R., Pellizzer, E.P., 2015. The Effect of Offset Implant Configuration on Bone Stress Distribution: A Systematic Review. J Prosthodont. 24, 93-99.

Bergkvist, G., Simonsson, K., Rydberg, K., Johansson, F., Derand, T., 2008. A finite element analysis of stress distribution in bone tissue surrounding uncoupled or splinted dental implants. Clin. Implant. Dent. Relat. Res. 10, 40-46.

de Faria Almeida, D.A., Pellizzer, E.P., Verri, F.R., Santiago, J.F., Jr., de Carvalho, P.S., 2014. 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, 261-269.

de Souza Batista, V. E., Verri, F. R., Almeida D. A. F., Santiago Junior, J. F., Lemos, C. A. A., Pellizzer, E. P., 2017. 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. 118, 363-371.

de Souza Batista, V.E., Verri, F.R., Almeida, D.A., Santiago Junior, J.F., Lemos, C.A., Pellizzer, E.P., 2017b. Finite element analysis of implant-supported prosthesis with pontic and cantilever in the posterior maxilla. Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin. 20, 663-670.

Elangovan, S., Mawardi, H.H., Karimbux, N.Y., 2013. Quality assessment of systematic reviews on short dental implants. J. Periodontol. 84, 758-767.

Felice, P., Soardi, E., Pellegrino, G., Pistilli, R., Marchetti, C., Gessaroli, M., Esposito, M., 2011. Treatment of the atrophic edentulous maxilla: short implants versus bone augmentation for placing longer implants. Five-month post-loading results of a pilot randomised controlled trial. Eur. J. Oral Implantol. 4, 191-202.

Goiato, M.C., Pellizzer, E.P., da Silva, E.V., Bonatto, L. da R., dos Santos, D.M., 2015. Is the internal connection more efficient than external connection in mechanical, biological, and esthetical point of views? A systematic review. Oral Maxillofac. Surg. 19, 229-42.

Itoh, H., Caputo, A.A., Kuroe, T., et al., 2004. Biomechanical comparison of straight and staggered implant placement configurations. Int. J. Periodontics Restorative. Dent. 24, 47-55.

Jemt, T., Chai, J., Harnett, J., Heath, M.R., Hutton, J.E., Johns, R.B., McKenna, S., McNamara, D.C., van Steenberghe, D., Taylor, R., Watson, R.M., Herrmann, I., 1996. A 5-year prospective multicenter follow-up report

on overdentures supported by osseointegrated implants. Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 11, 291-298.

Kreissl, M.E., Gerds, T., Muche, R., Heydecke, G., Strub, J.R., 2007. Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. Clin. Oral Implants Res. 18, 720-726.

Le, B.T., Follmar, T., Borzabadi-Farahani, A., 2013. Assessment of short dental implants restored with single-unit nonsplinted restorations. Implant. Dent. 22, 499-502.

Lemos, C.A., Ferro-Alves, M.L., Okamoto, R., Mendonça, M.R., Pellizzer, E.P., 2016. Short dental implants versus standard dental implants placed in the posterior jaws: A systematic review and meta-analysis. J. Dent. 47, 8-17.

Monje, A., Chan, H.L., Fu, J.H., Suarez, F., Galindo-Moreno, P., Wang, H.L., 2012. Are short dental implants (<10 mm) effective? a meta-analysis on prospective clinical trials. J. Periodontol. 84, 895-904.

Pellizzer, E. P., Santiago Junior, J. F., Ribeiro Villa, L. M., de Souza Batista, V. E., Mello, C. C., de Faria Almeida, D. A., Honório, H. M., 2014. Photoelastic stress analysis of splinted and unitary implant-supported prostheses. Appl. Phys. B. 117, 235-244.

Pellizzer, E.P., Verri, F.R., Falcon-Antenucci, R.M., Júnior, J.F., de Carvalho, P.S., de Moraes, S.L., Noritomi, P.Y. 2012. Stress analysis in platform-switching implants: a 3-dimensional finite element study. J. Oral Implantol. 38, 587-594.

Pesqueira, A.A., Goiato, M.C., Filho, H.G., Monteiro, D.R., Santos, D.M., Haddad, M.F., Pellizzer, E.P., 2014. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. J Oral Implantol. 40, 217-228.

Romeo, E., Storelli, S., 2012. Systematic review of the survival rate and the biological, technical, and aesthetic complications of fixed dental prostheses with cantilevers on implants reported in longitudinal studies with a mean of 5 years follow-up. Int. J. Oral Maxillofac Implants. 27, 1131-1136.

Sato, Y., Uchida, K., Okuyama, T., Kitagawa, N., 2012. Verification of the influence of the arrangement of implants on the load distribution (a well-known figure by Rangert). J. Oral Rehabil. 39, 446-449.

Sevimay, M., Turhan, F., Kiliçarslan, M.A., Eskitascioglu, G., 2005. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. J. Prosthet. Dent. 93, 227-34.

Solnit, G.S., Schneider, R.L., 1998. An alternative to splinting multiple implants: use of the ITI system. J. Prosthodont. 7, 114-119.

Tawil, G., Aboujaoude, N., Younan, R., 2006. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 21, 275-282.

Tiossi, R., de Torres, E.M., Rodrigues, R.C., Conrad, H.J., de Mattos, Mda. G., Fok, A.S., Ribeiro, R.F., 2014. Comparison of the correlation of photoelasticity and digital imaging to characterize the load transfer of implant-supported restorations. J Prosthet Dent. 112, 276-284.

Toniollo, M.B., Macedo, A.P., Rodrigues, R.C., Ribeiro, R.F., de Mattos, M.G., 2017. A Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Stress Distribution Generated by Splinted and Nonsplinted Prostheses in the Rehabilitation of Various Bony Ridges with Regular or Short Morse Taper Implants. Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 32, 372-376.

van Staden, R.C., Li, X., Guan, H., Johnson, N.W., Reher, P., Loo, Y.C., 2014. A finite element study of short dental implants in the posterior maxilla. Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 29, 147-54.

Vázquez Álvarez, R., Pérez Sayáns, M., Gayoso Diz, P., García García, A., 2015. Factors affecting peri-implant bone loss: a post-five-year retrospective study. Clin. Oral Implants. Res. 26, 1006-14.

Verri, F.R., Batista, V.E., Santiago, J.F. Jr., Almeida, D.A., Pellizzer, E.P., 2014. Effect of crown-to-implant ratio on peri-implant stress: a finite element analysis. Mater. Sci. Eng. C. Mater. Biol. Appl. 45, 234-240.

Vogel, R., Smith-Palmer, J., Valentine, W., 2013. Evaluating the health economic implications and cost-effectiveness of dental implants: a literature review. Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 28 (2), 343-56.

Wang, T.M., Leu, L.J., Wang, J., Lin, L.D., 2002. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 17, 231-237.

Weinberg, L. A., Kruger, B., 1996. An evaluation of torque (moment) on implant/prosthesis with staggered buccal and lingual offset. Int. J. Periodontics Restorative Dent. 16, 252-265.

Yang, T.C., Maeda, Y., Gonda, T., 2011. Biomechanical rationale for short implants in splinted restorations: an in vitro study. Int. J. Prosthodont. 24, 130-2.

ANEXO D – Figuras adicionais

CAPÍTULO 1

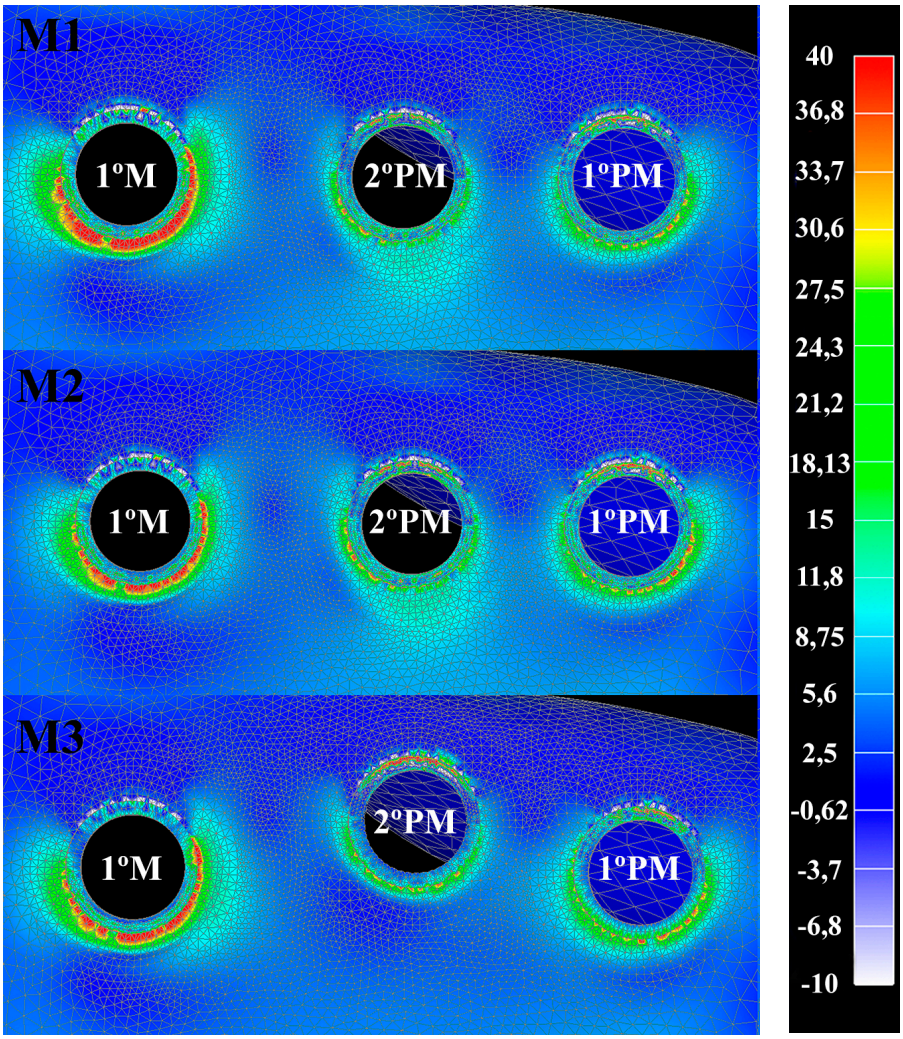

Figura 1. Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal.

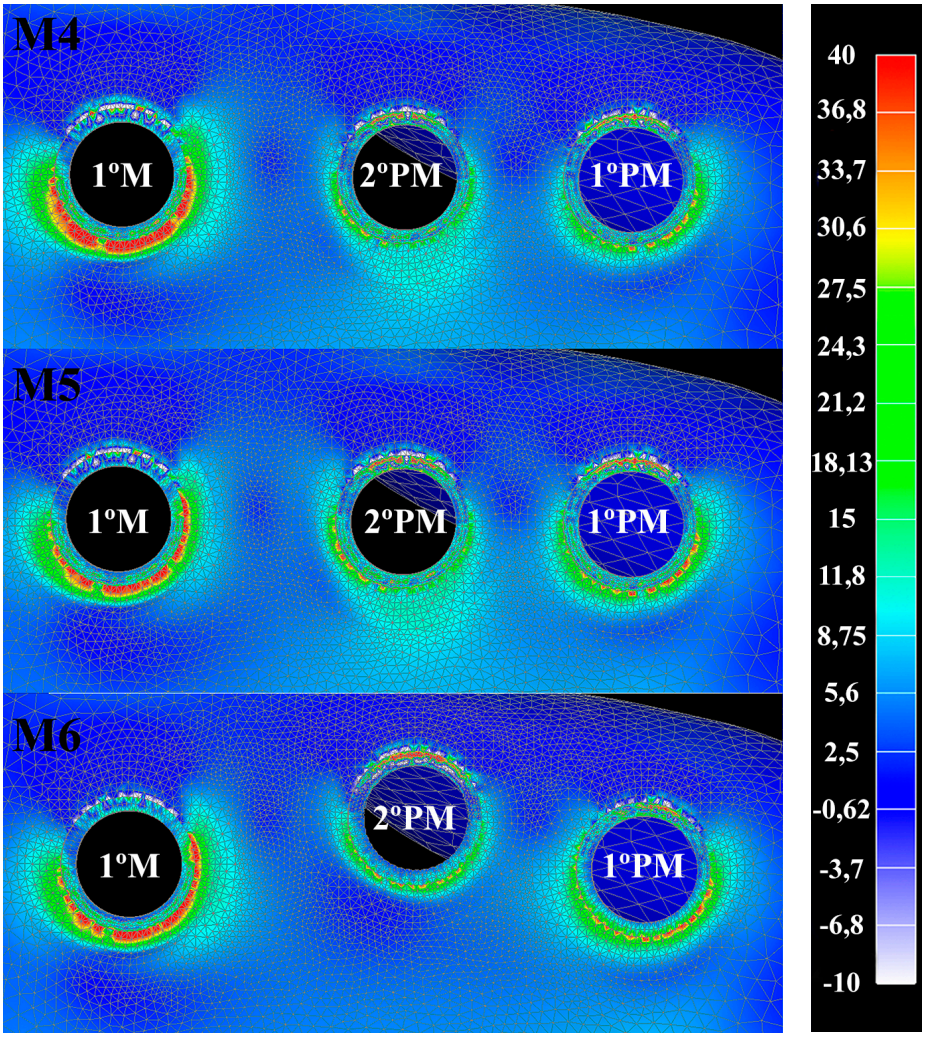

Figura 2. Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal.

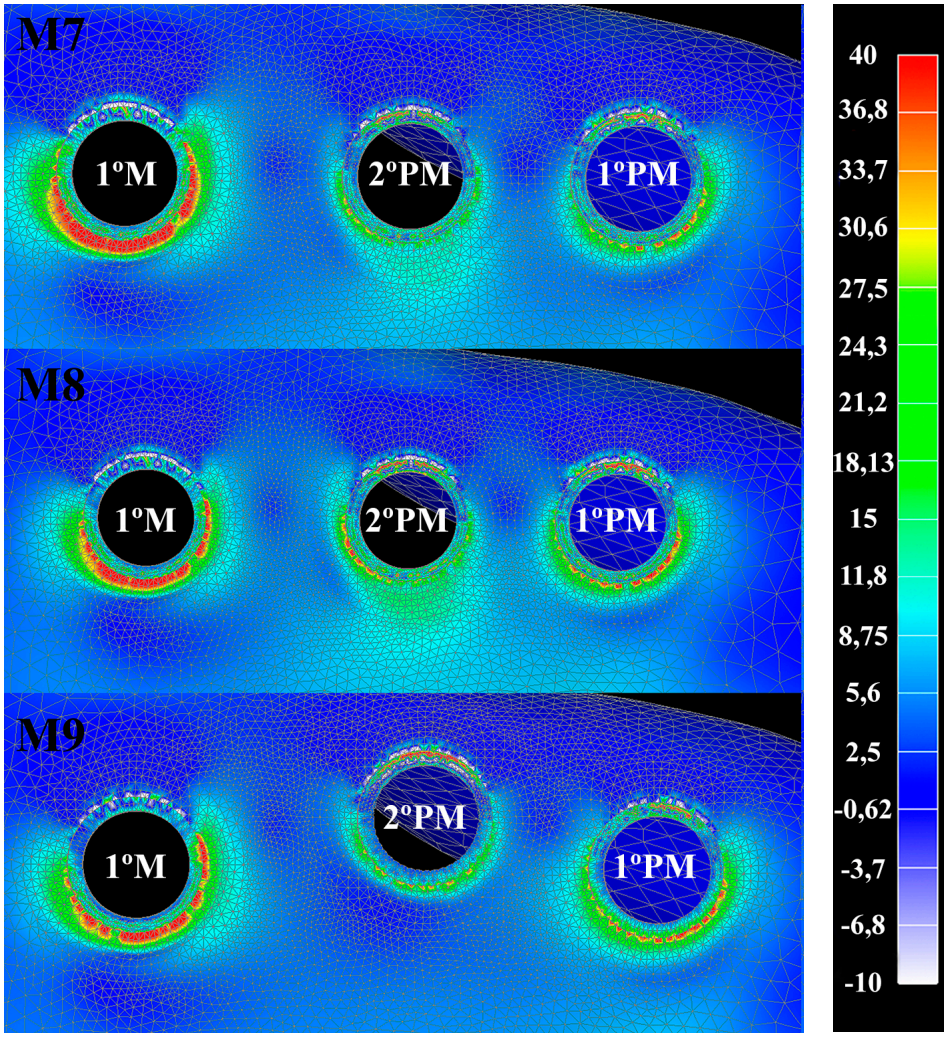

Figura 3. Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal.

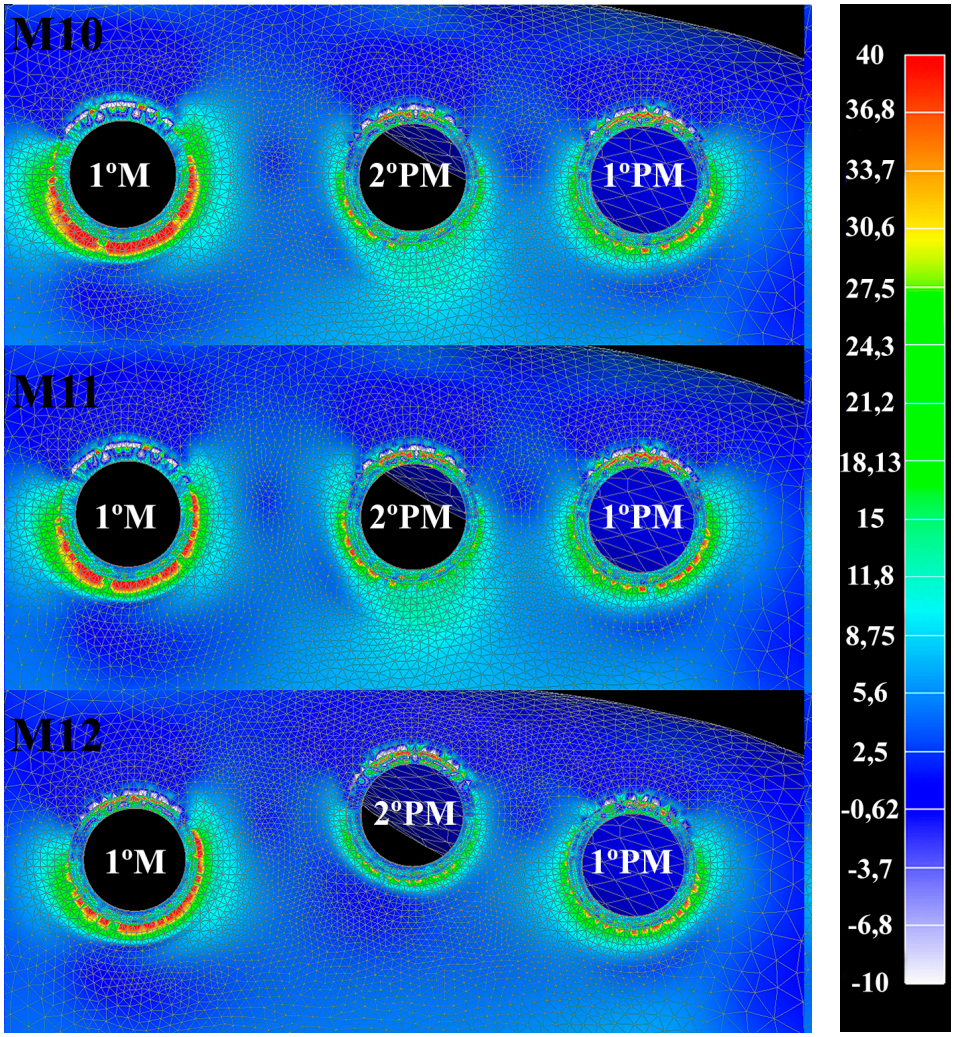

Figura 4. Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal.

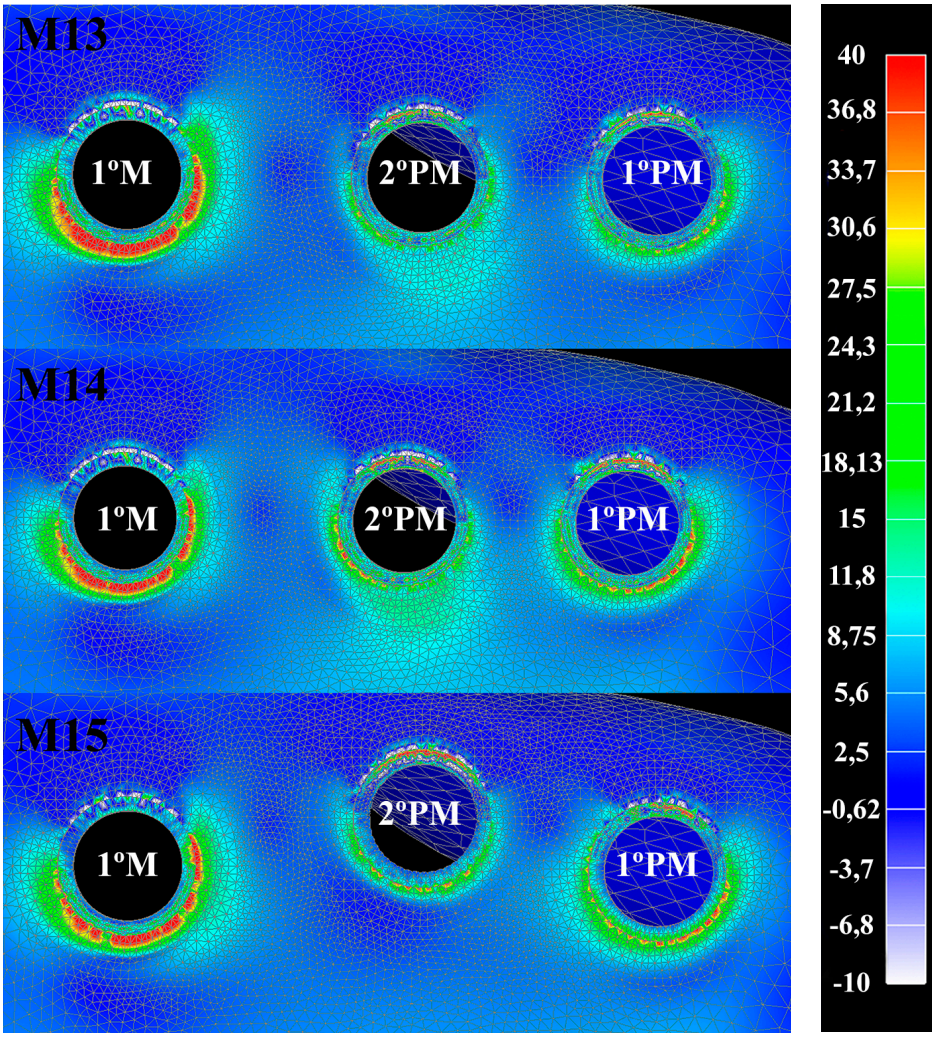

Figura 5. Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal.

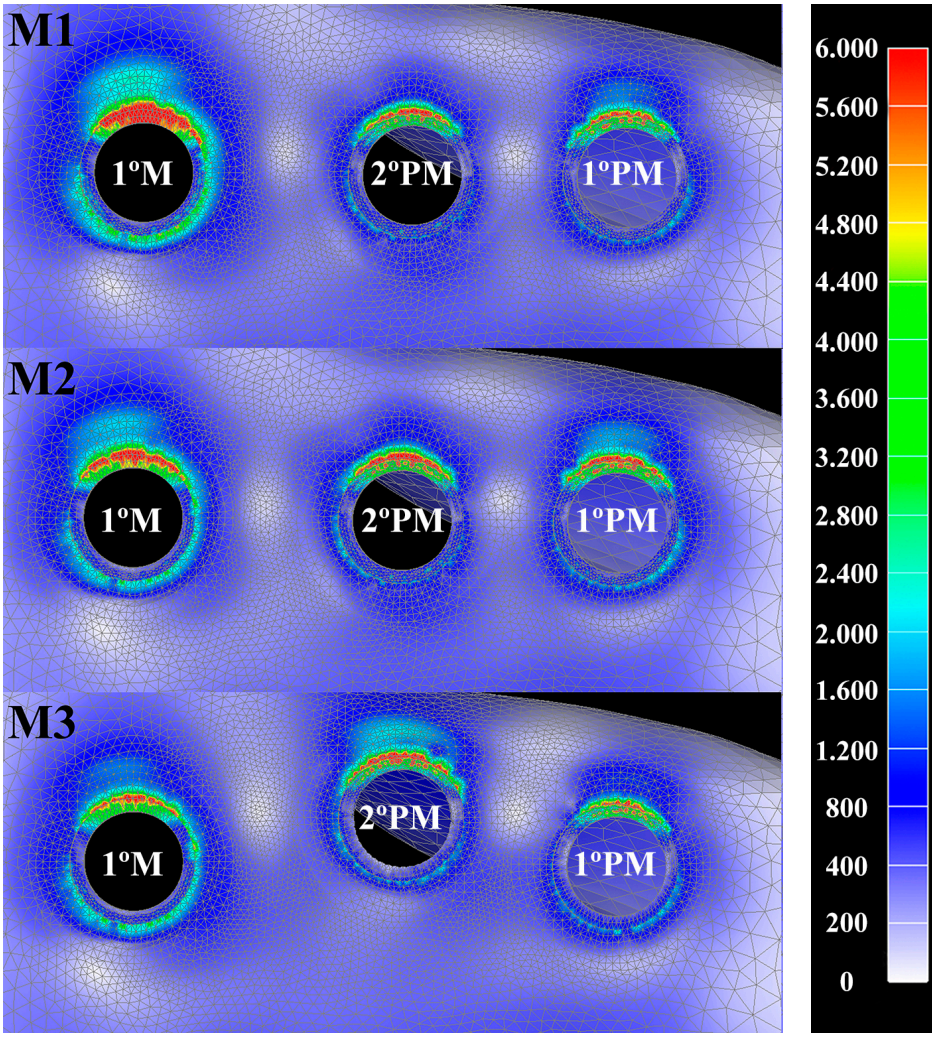

Figura 6. Mapa de Microdeformação: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal.

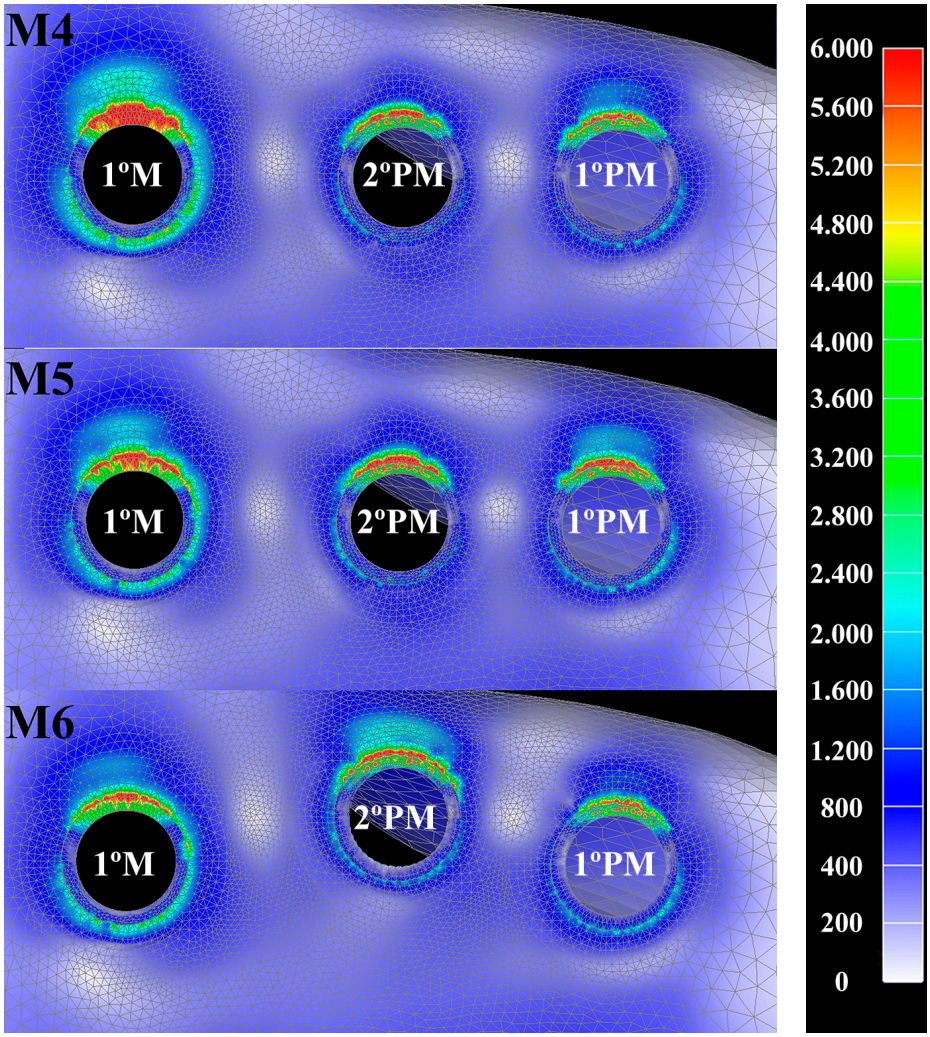

Figura 7. Mapa de Microdeformação: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal.

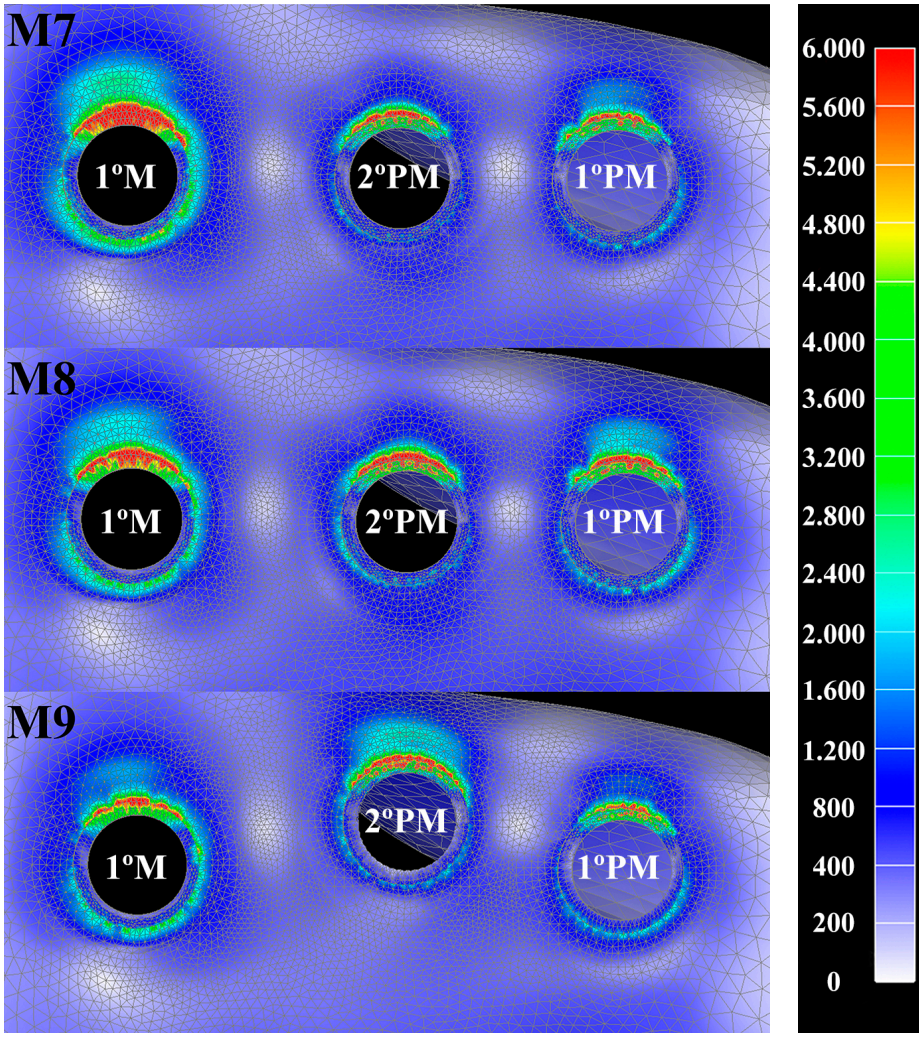

Figura 8. Mapa de Microdeformação: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal.

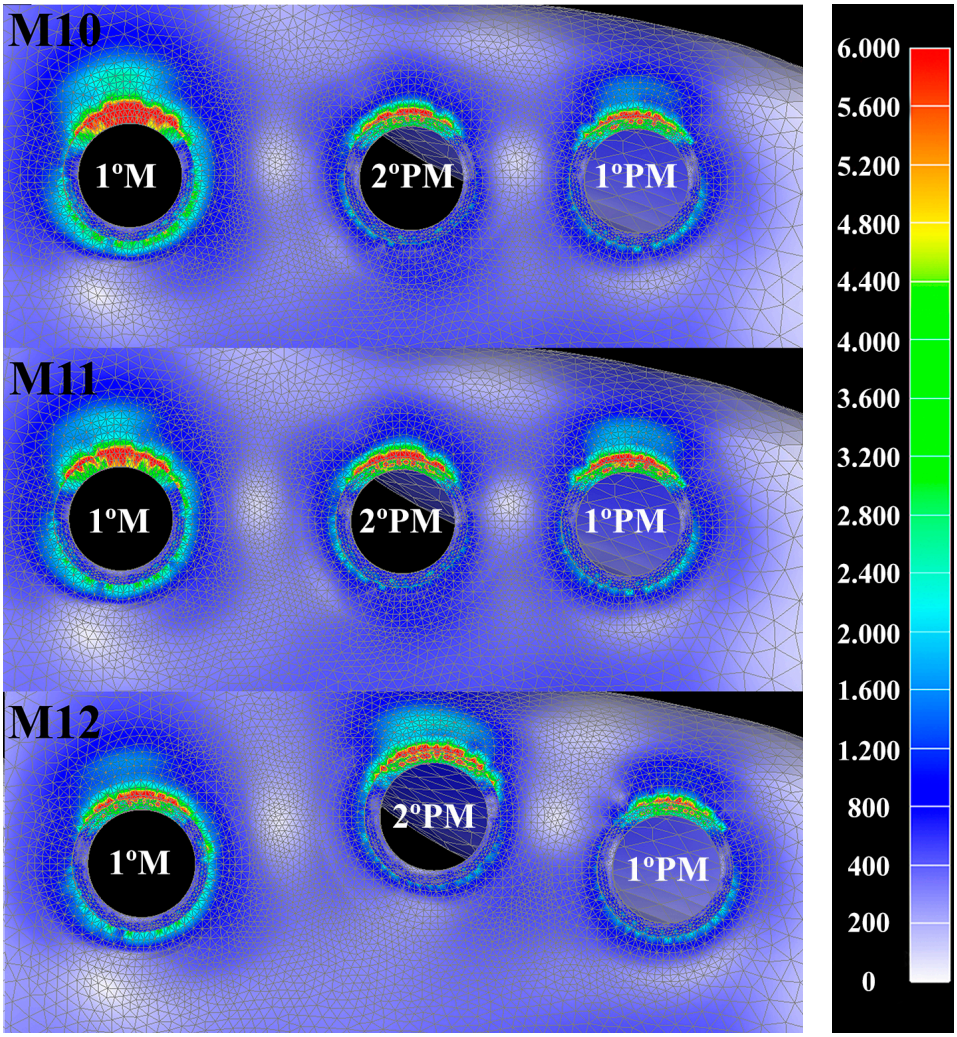

Figura 9. Mapa de Microdeformação: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal.

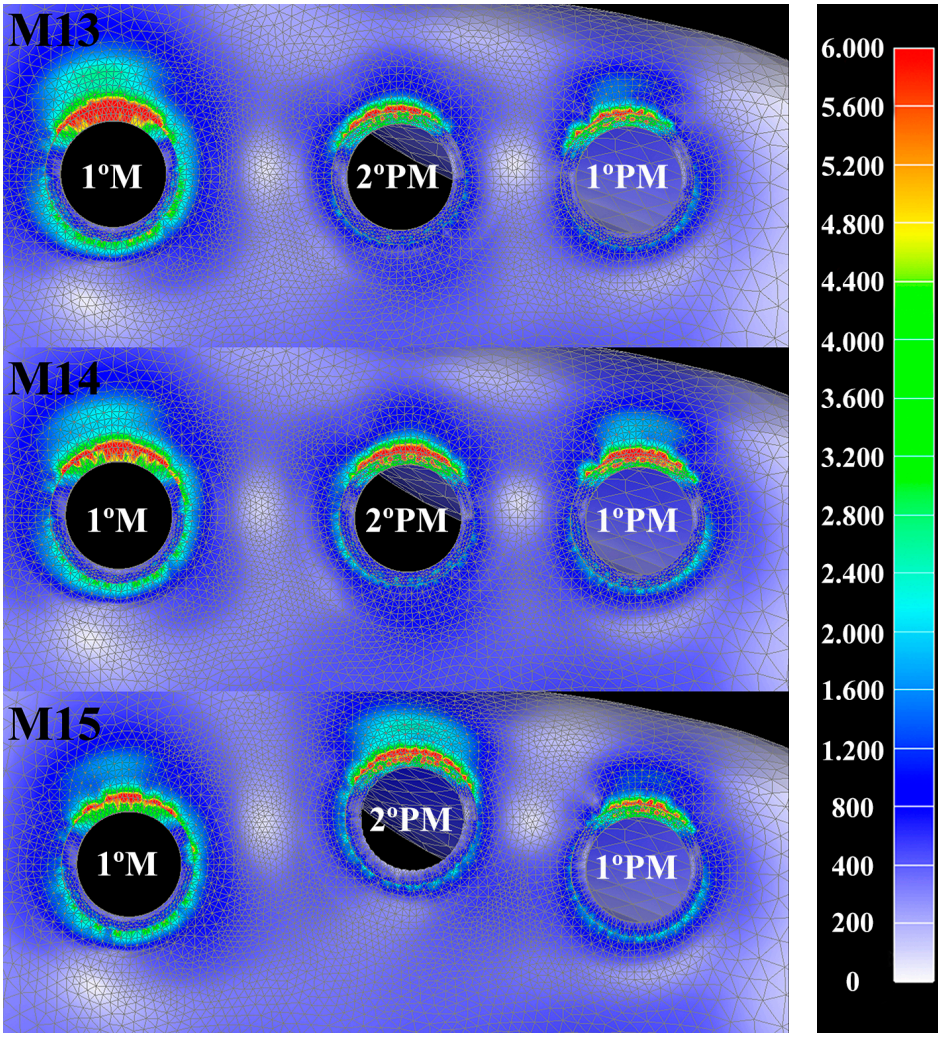

Figura 10. Mapa de Microdeformação: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal.

CAPÍTULO 2

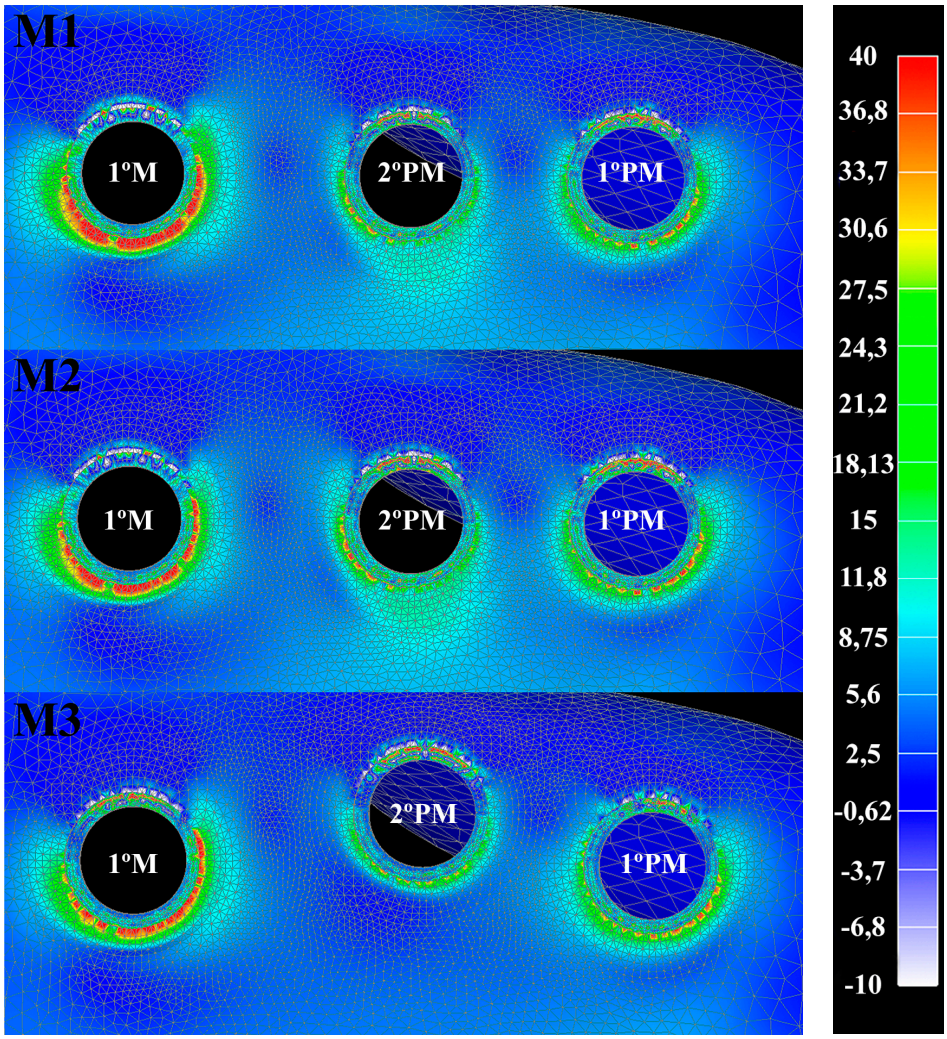

Figura 11. Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal.

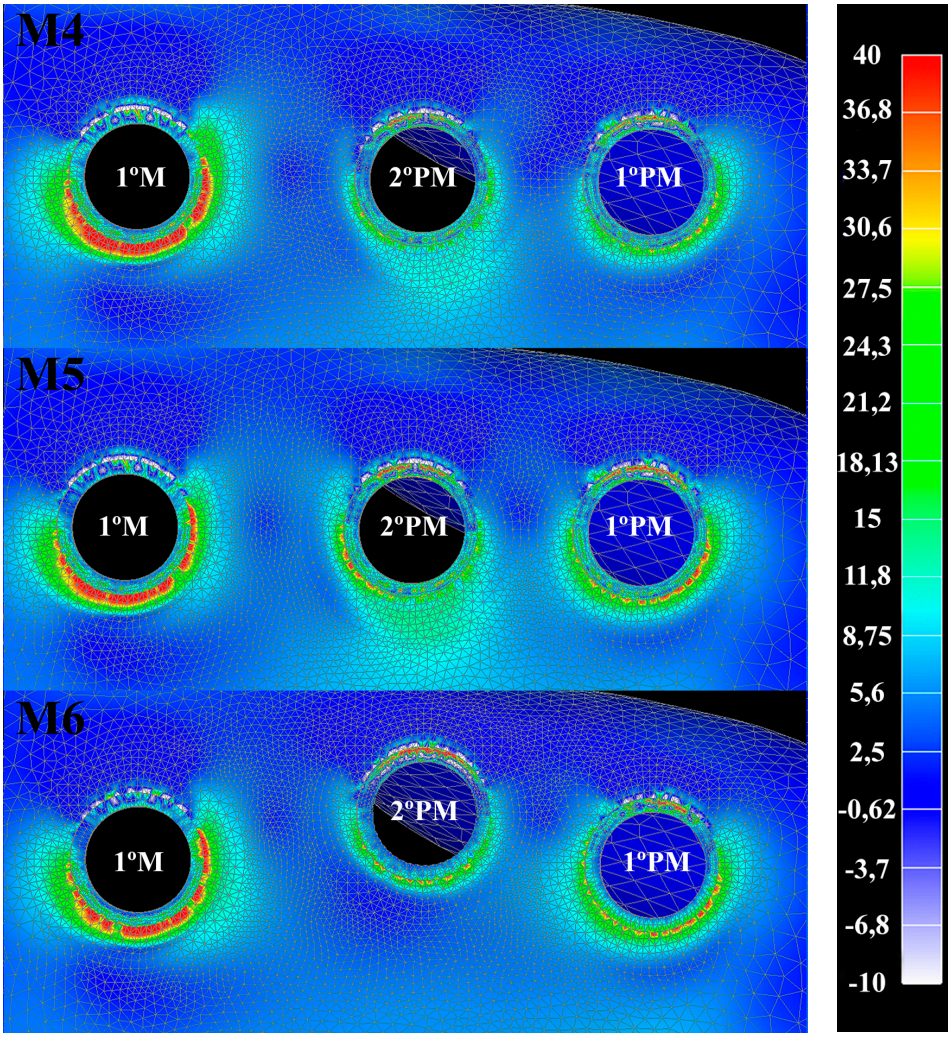

Figura 12. Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal.

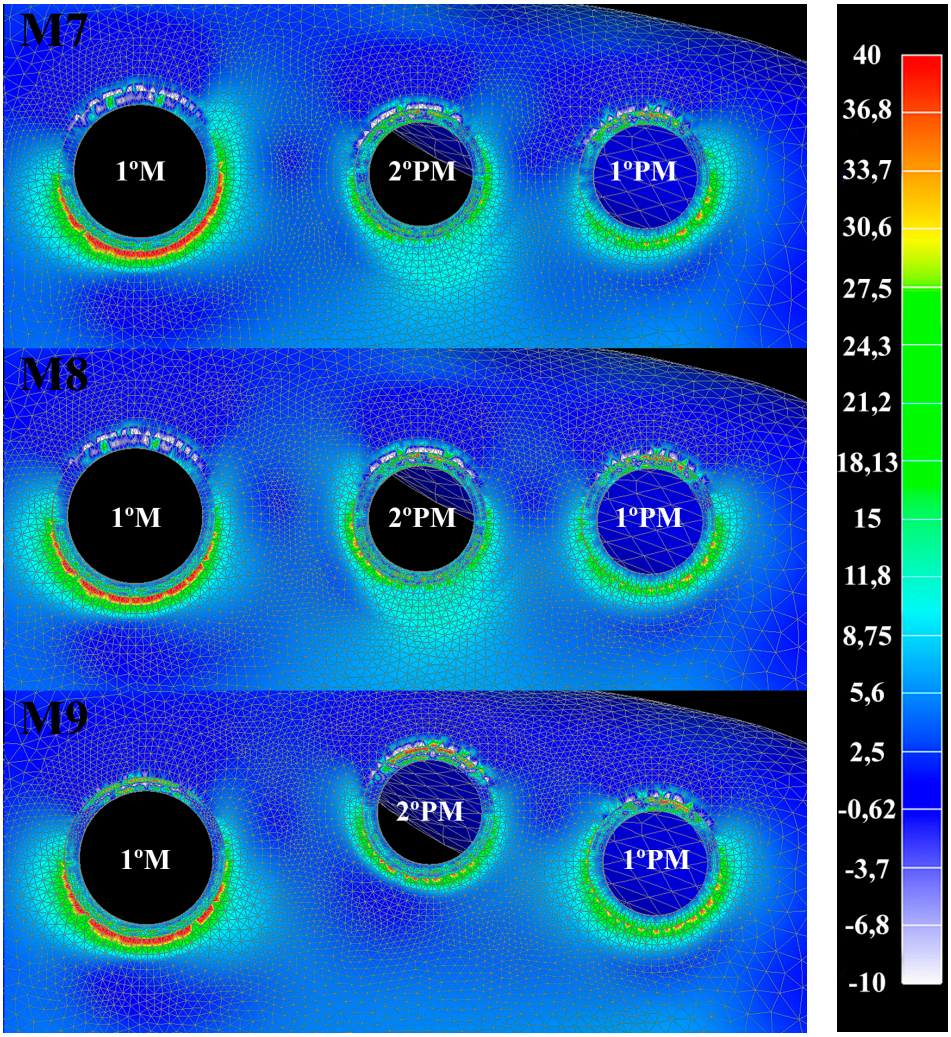

Figura 13. Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal.

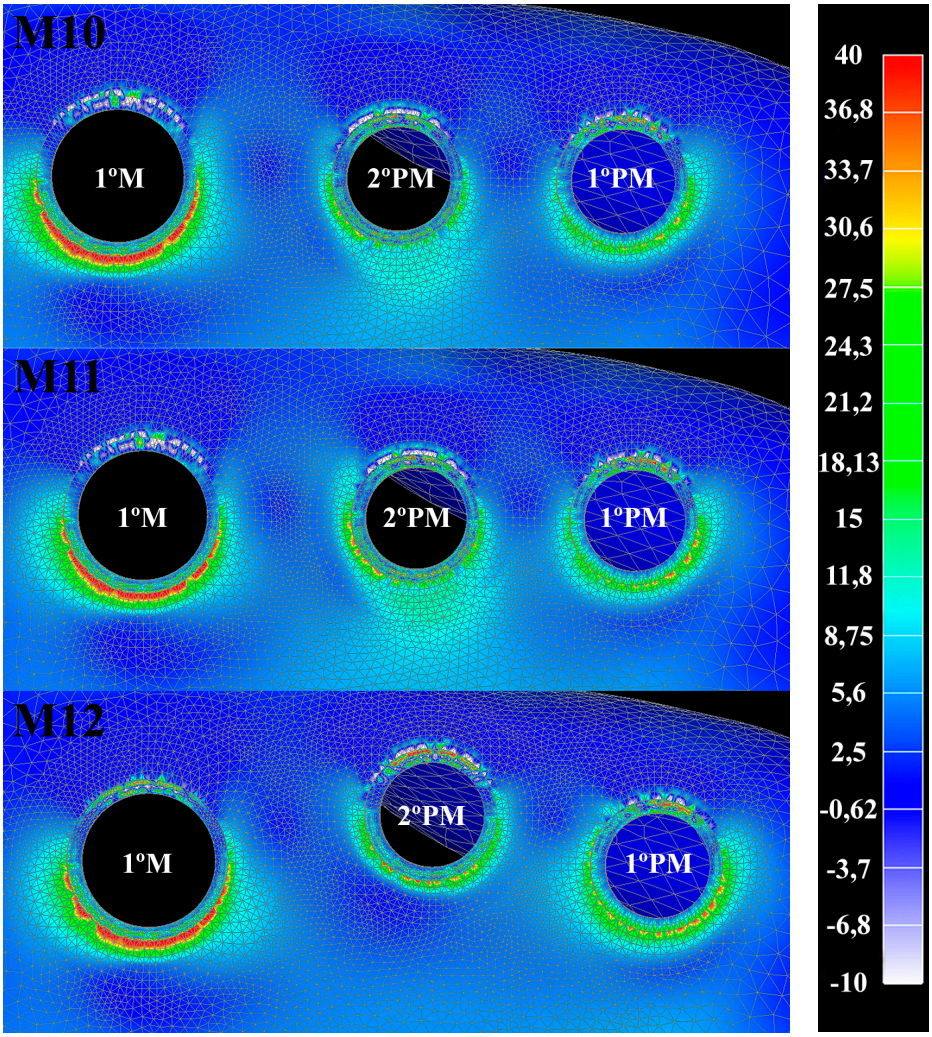

Figura 14. Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal.

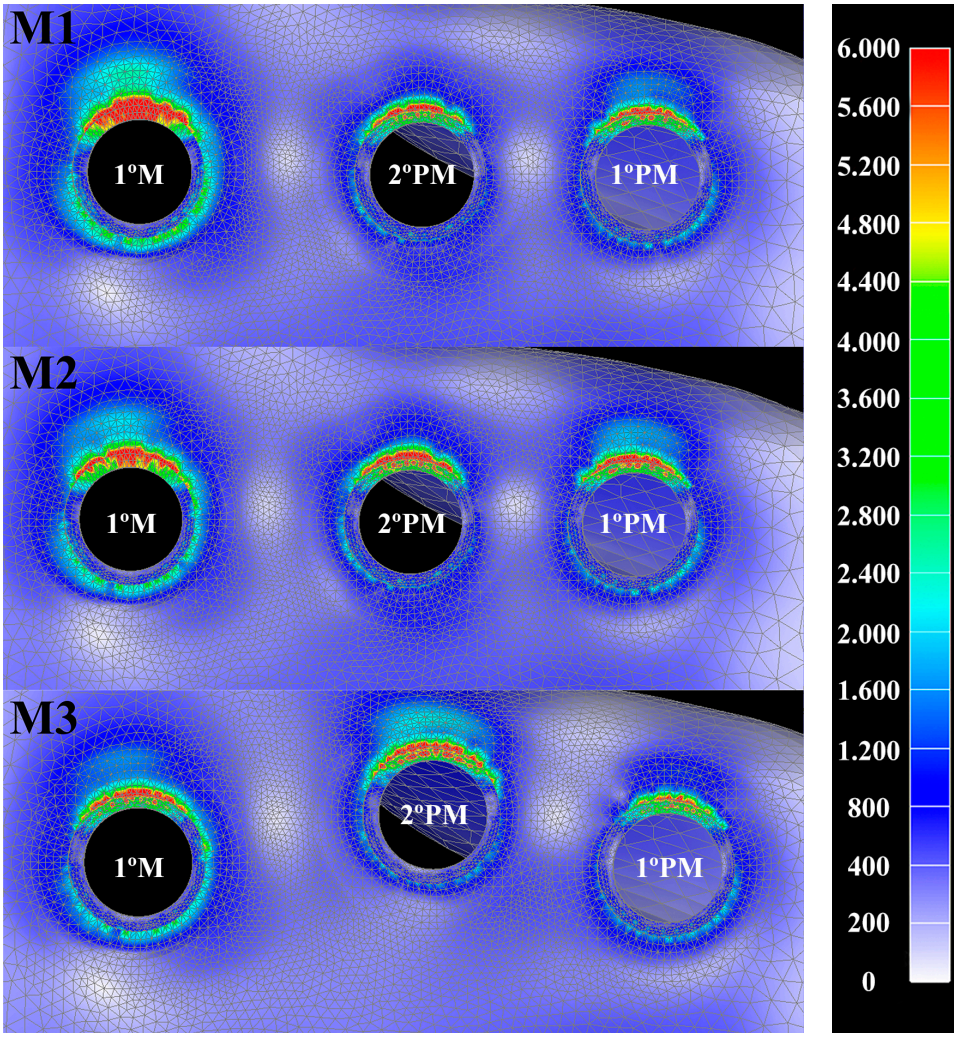

Figura 15. Mapa de Microdeformação: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal.

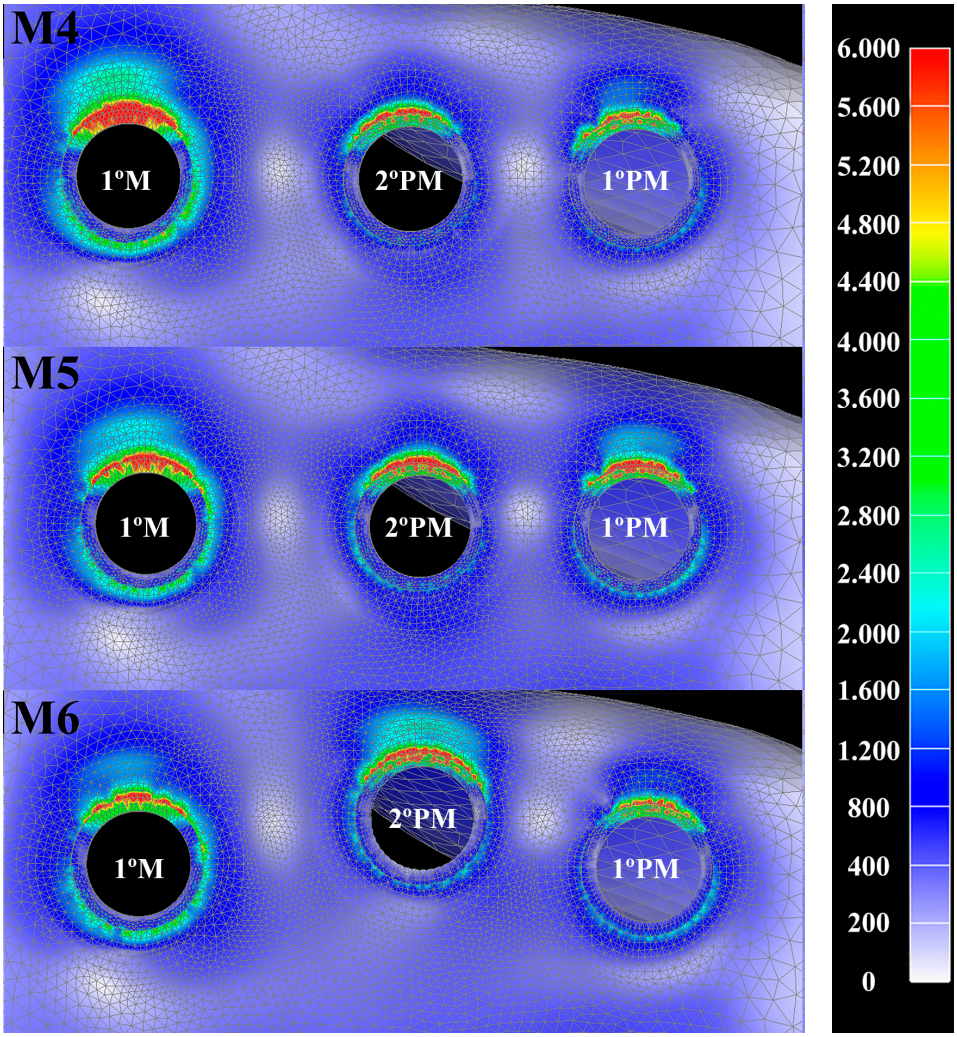

Figura 16. Mapa de Microdeformação: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal.

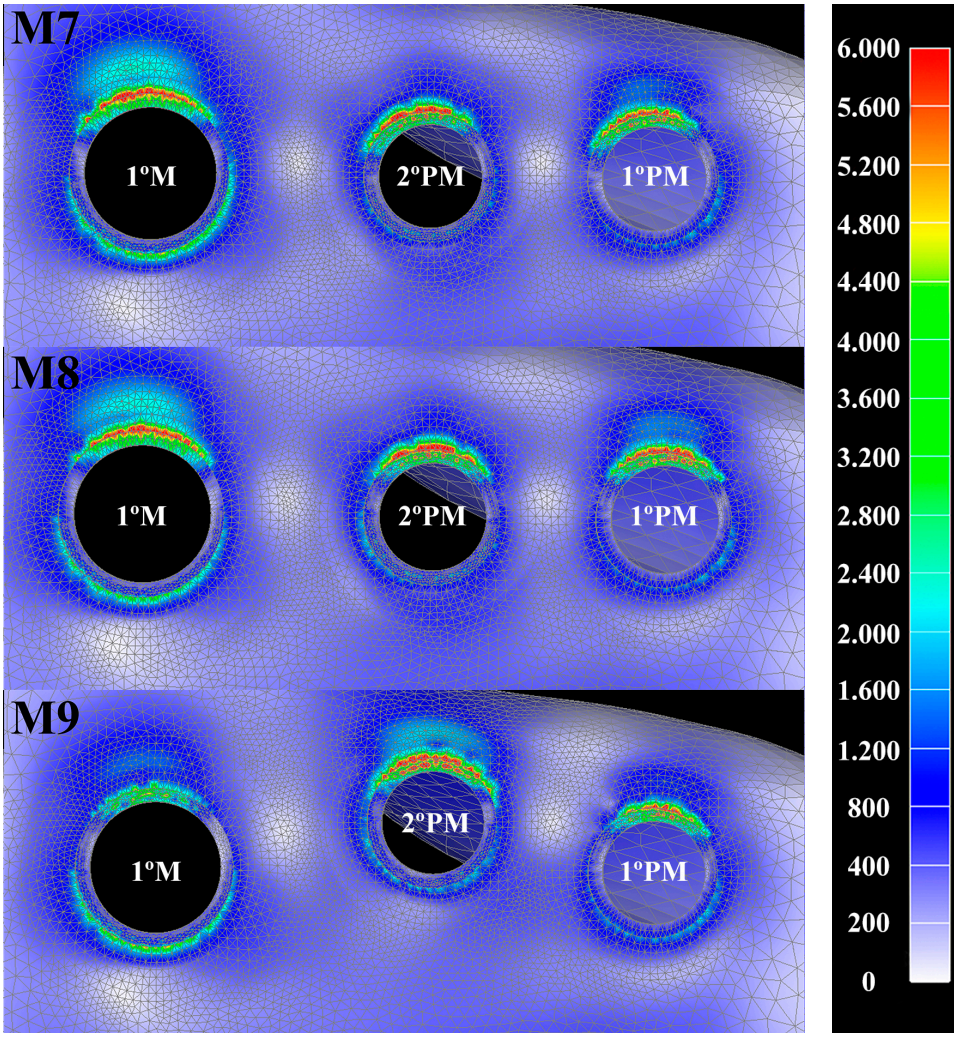

Figura 17. Mapa de Microdeformação: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal.

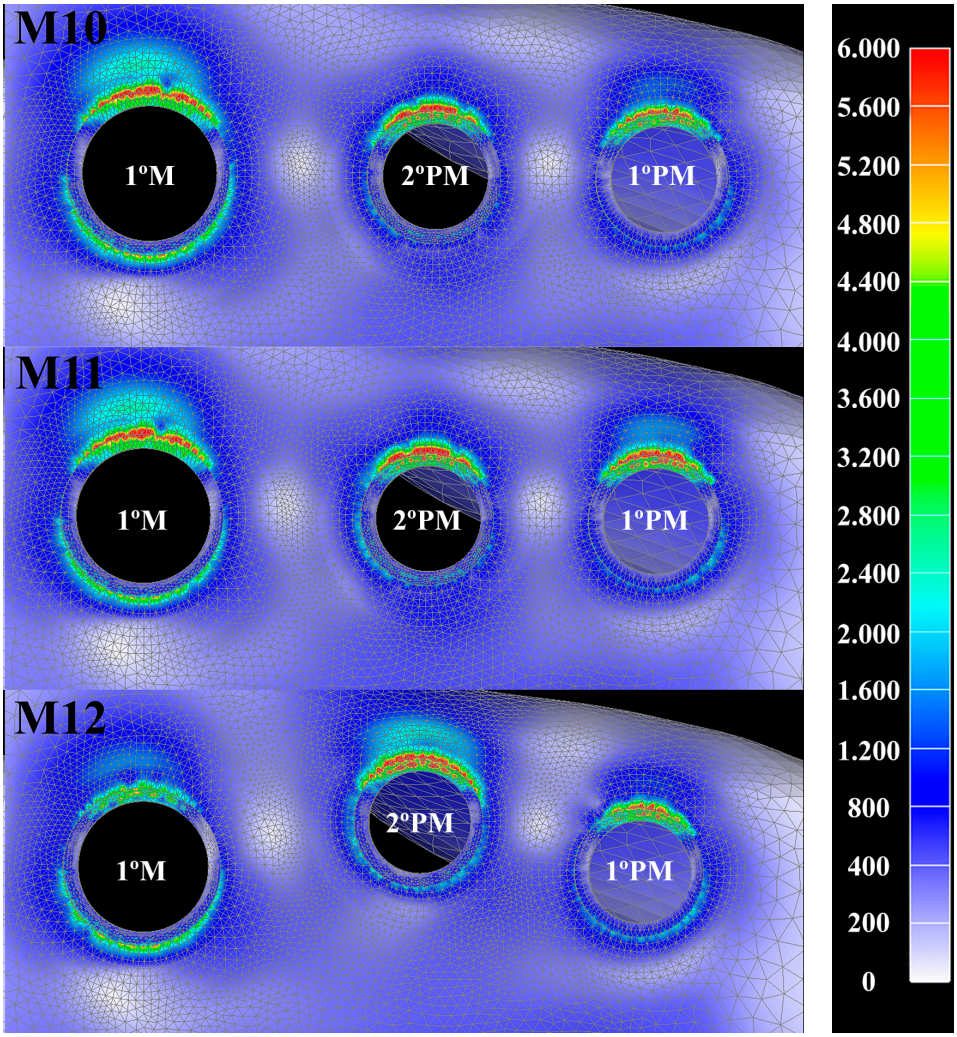

Figura 18. Mapa de Microdeformação: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal.

CAPÍTULO 3

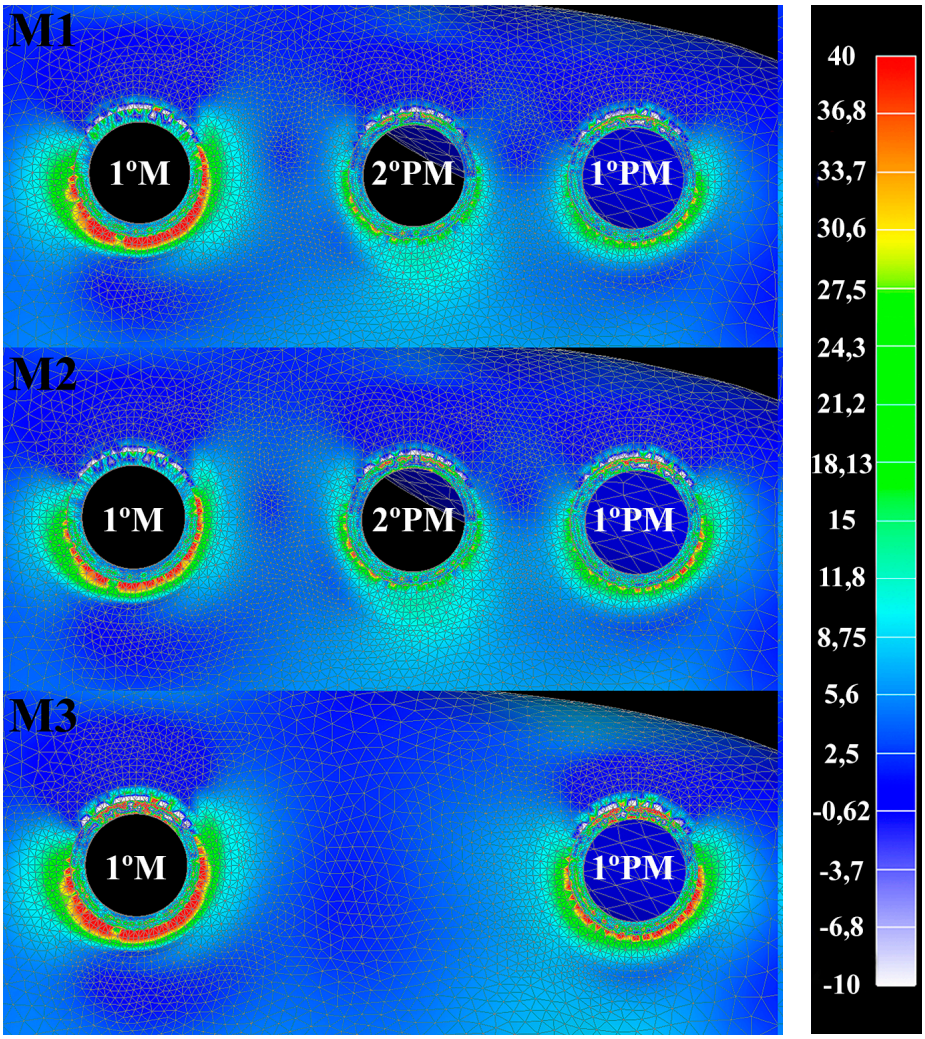

Figura 19. Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal.

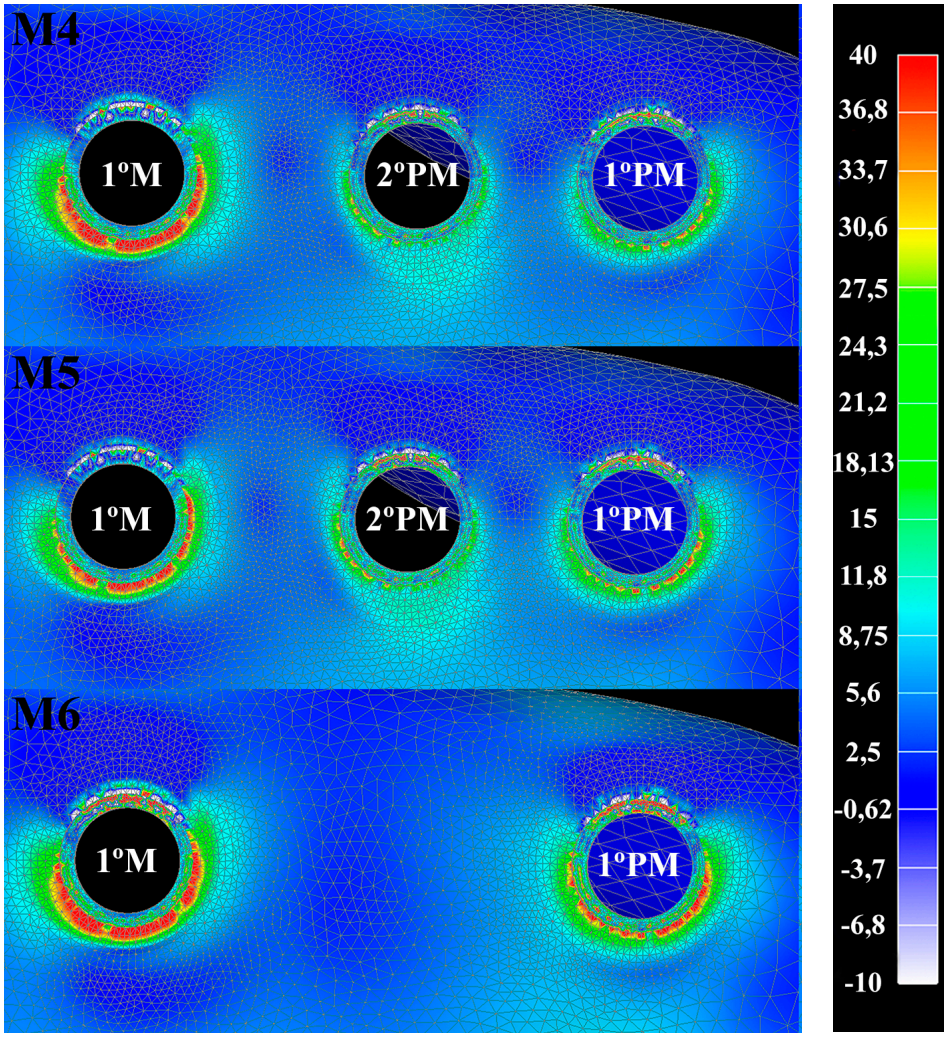

Figura 20. Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal.

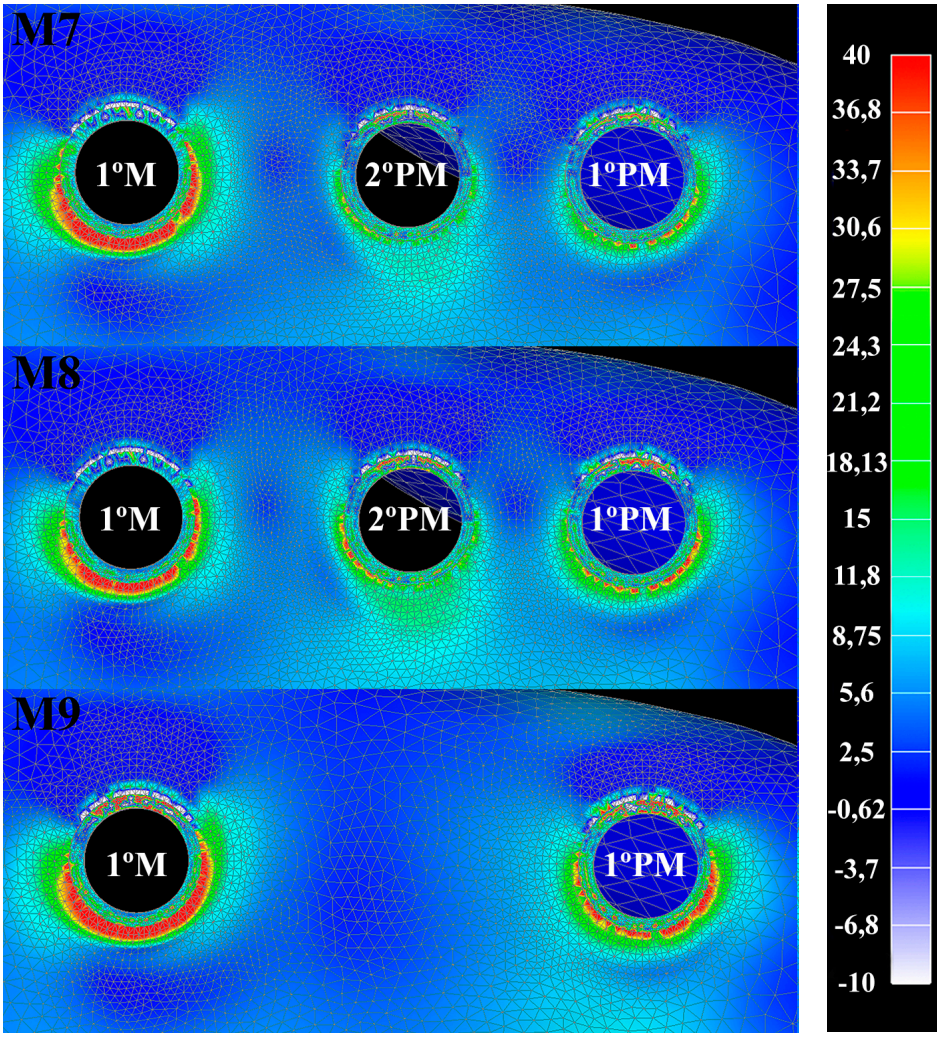

Figura 21. Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal.

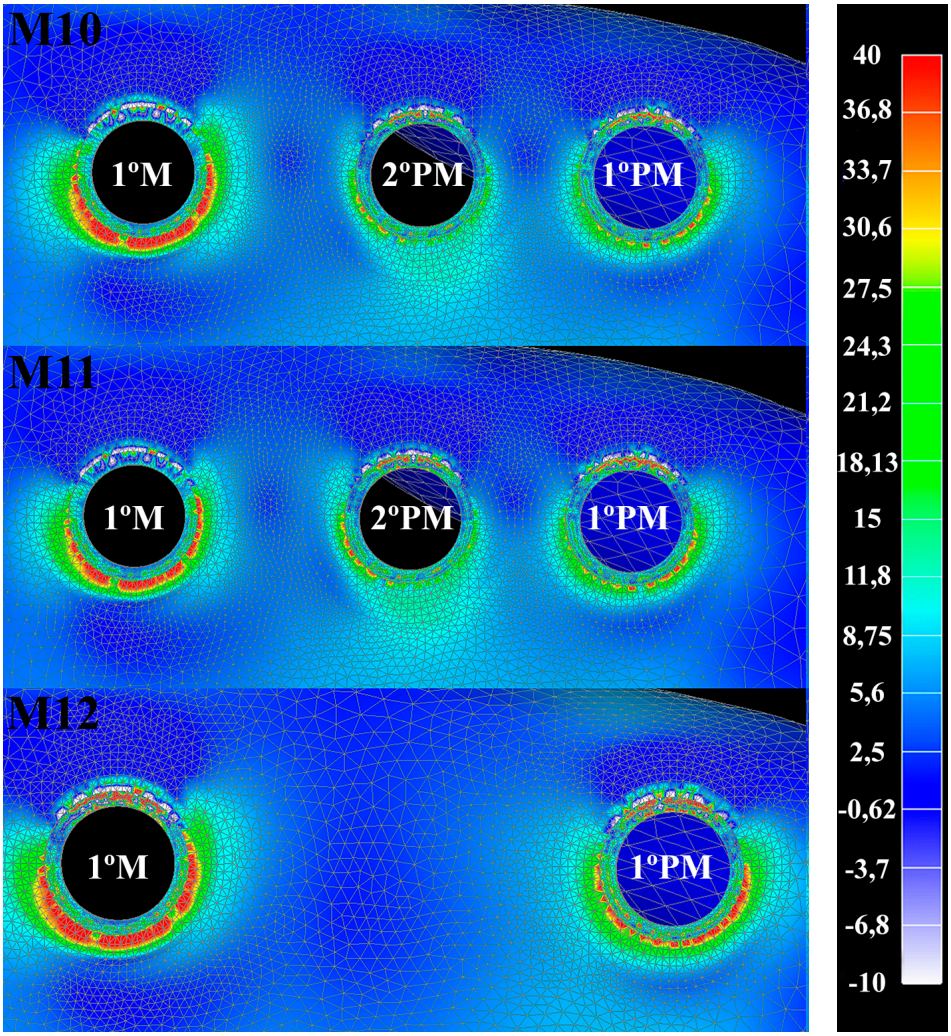

Figura 22. Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal.

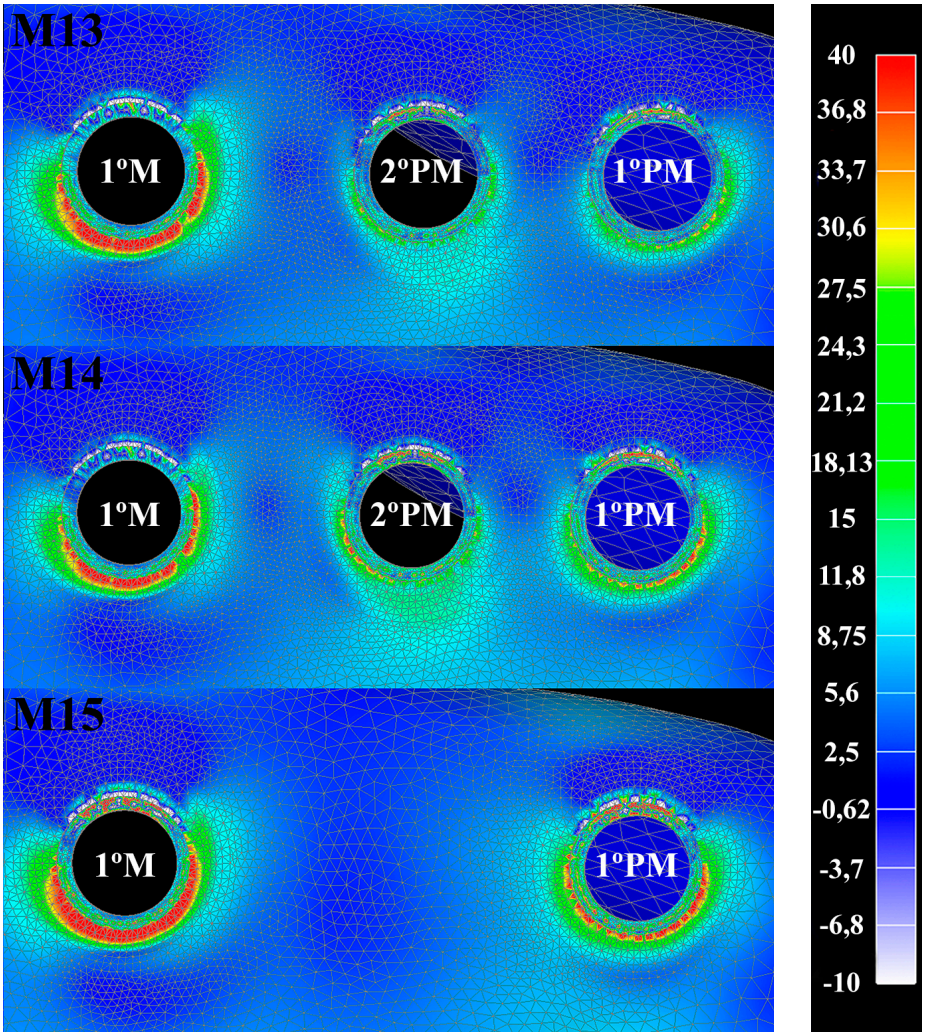

Figura 23. Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal.

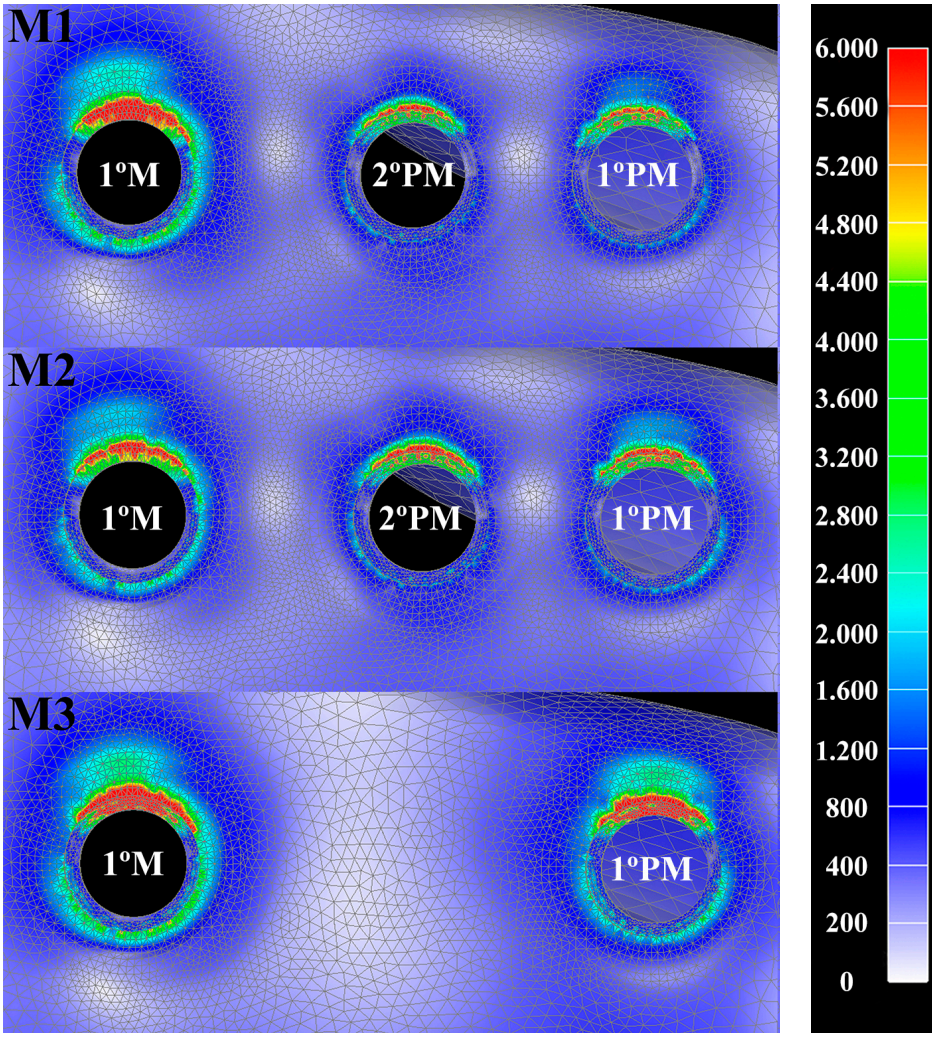

Figura 24. Mapa de Microdeformação: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal.

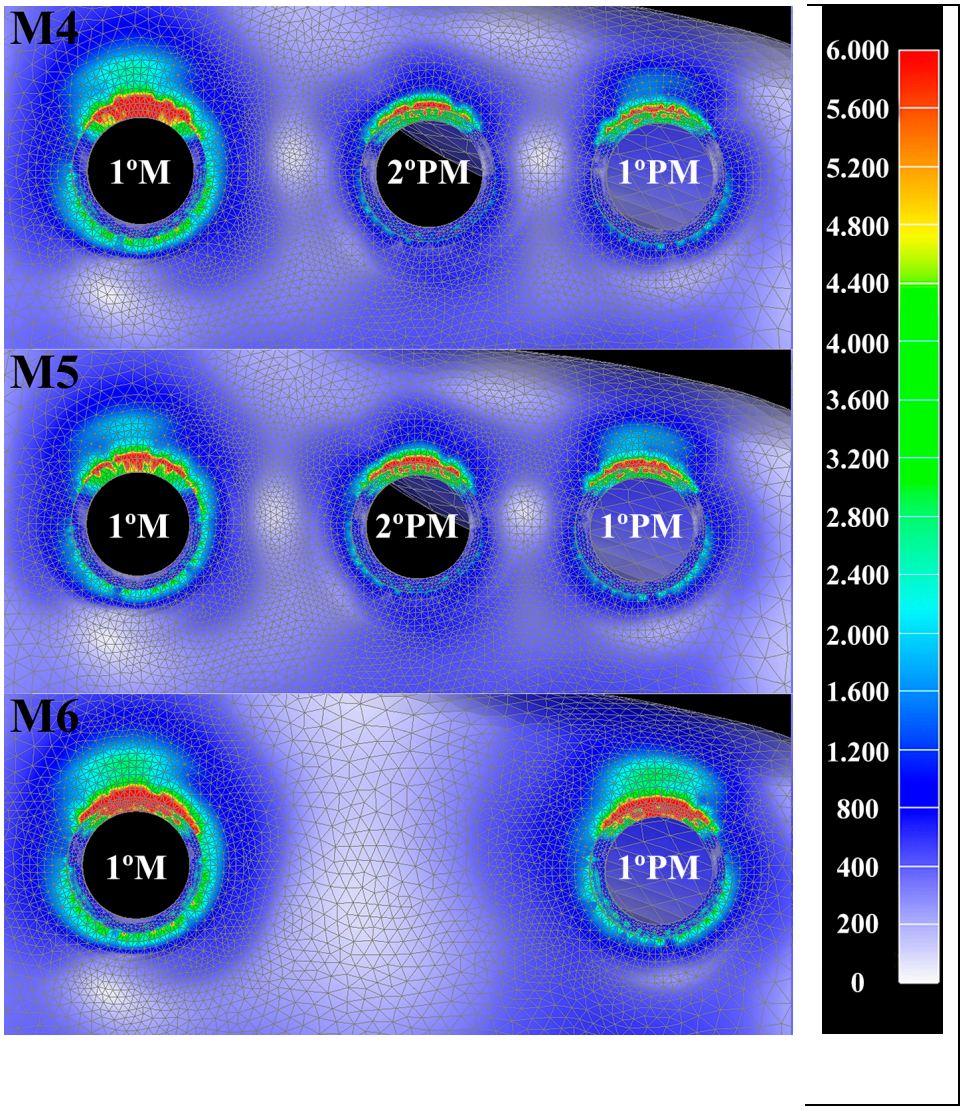

Figura 25. Mapa de Microdeformação: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal.

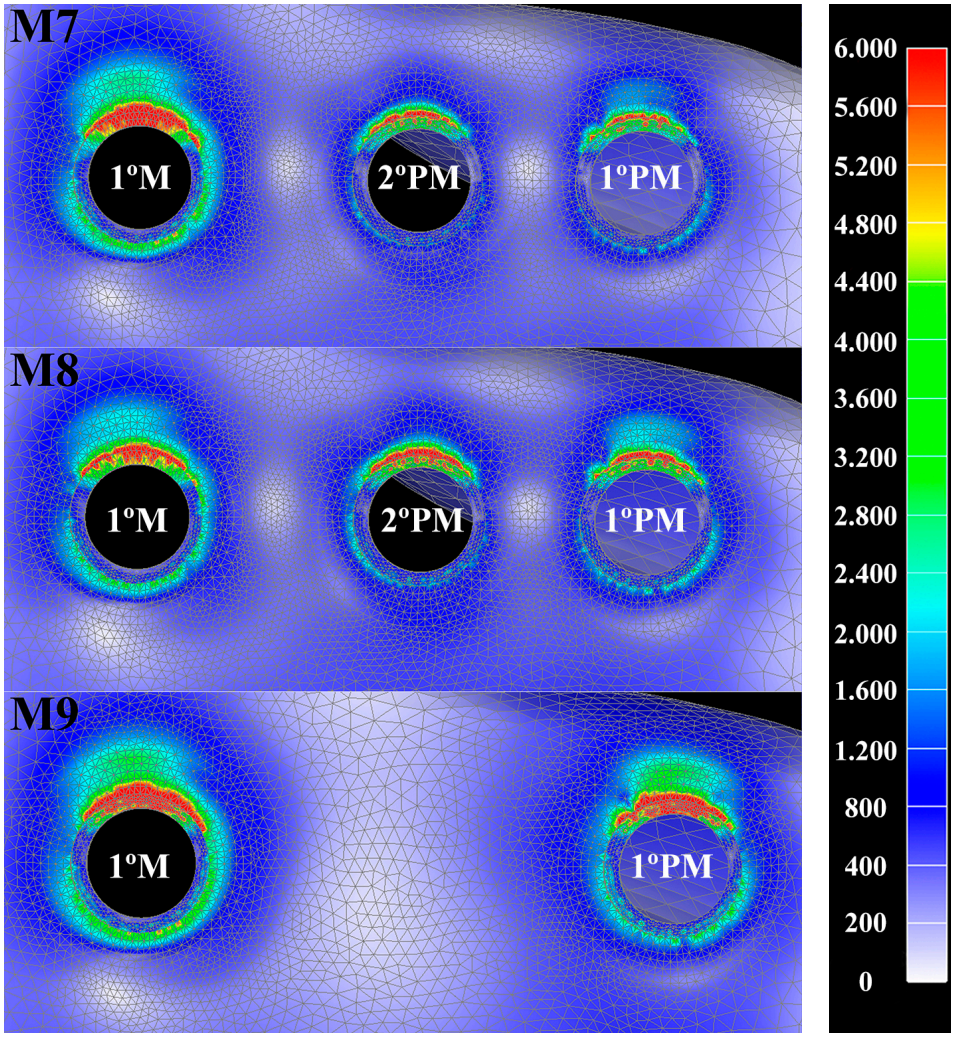

Figura 26. Mapa de Microdeformação: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal.

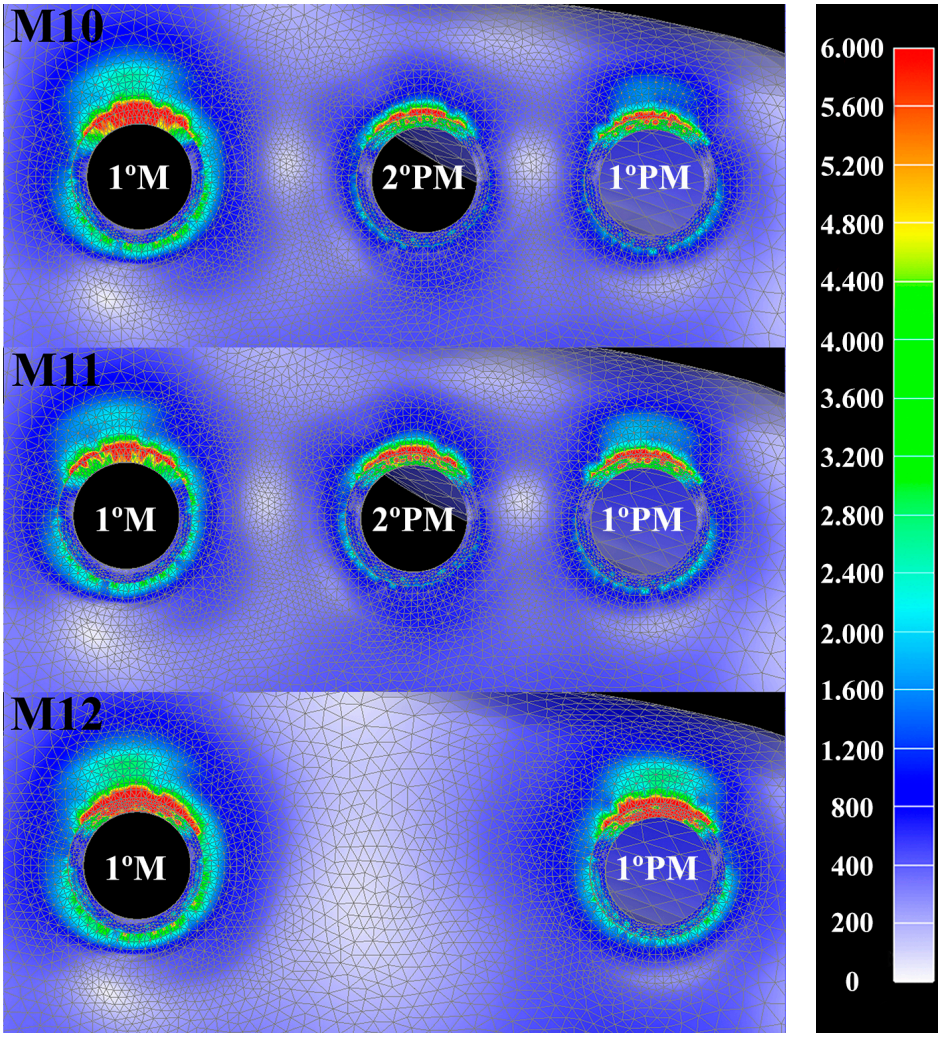

Figura 27. Mapa de Microdeformação: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal.

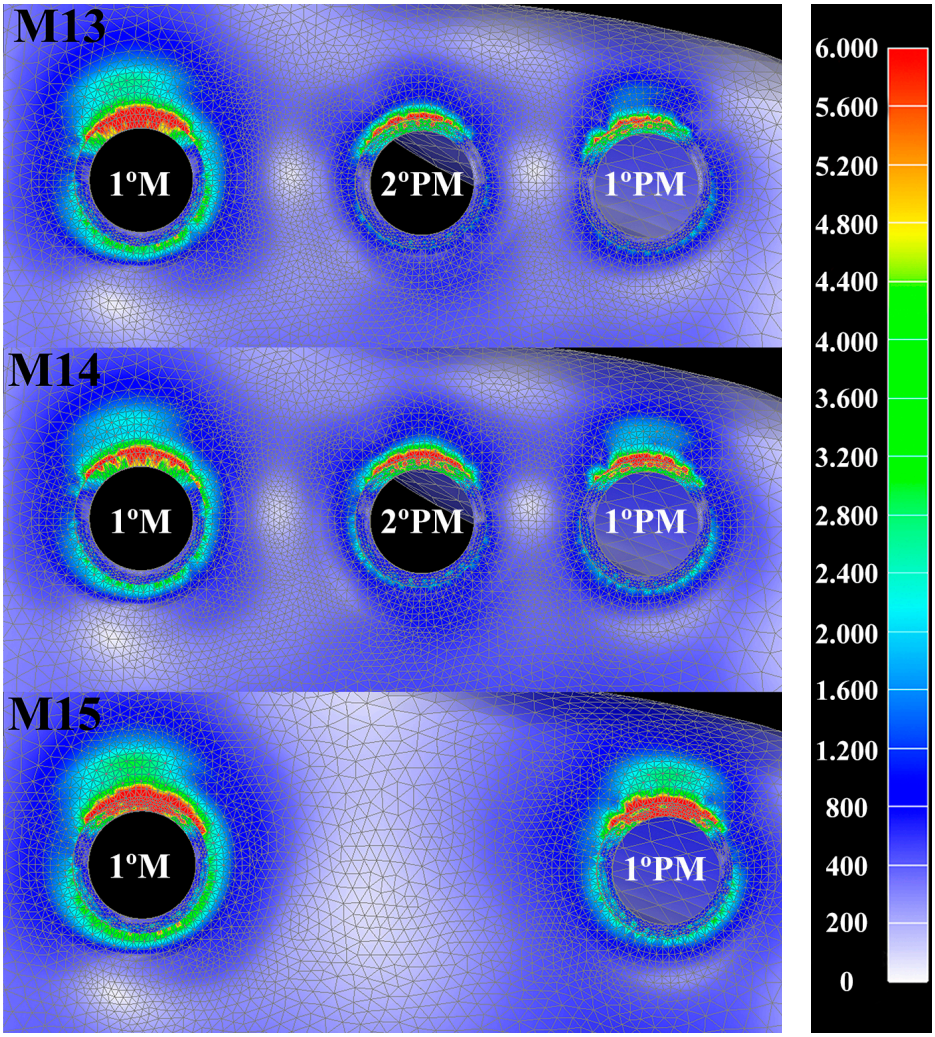

Figura 28. Mapa de Microdeformação: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal.