

**Victor Eduardo de Souza Batista**

**Análise das tensões em próteses implantossuportadas  
esplintadas, variando a localização dos implantes, pântico e  
cantilever. Estudo pelo método dos elementos finitos  
tridimensionais.**

ARAÇATUBA – SP

**2015**

**Victor Eduardo de Souza Batista**

**Análise das tensões em próteses implantossuportadas  
esplintadas, variando a localização dos implantes, pântico e  
cantilever. Estudo pelo método dos elementos finitos  
tridimensionais.**

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

Orientador: Prof. Tit. Eduardo Piza Pellizzer

Corientador: Prof. Ass. Dr. Fellippo Ramos Verri

ARAÇATUBA – SP

2015

## *Dados Curriculares*

### **Victor Eduardo de Souza Batista**

|            |                                                                                                                                                                            |
|------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Nascimento | 21/04/1988 – Junqueirópolis/ Brasil                                                                                                                                        |
| Filiação   | Guido José Batista<br><br>Maria Aparecida de Souza Batista                                                                                                                 |
| 2008/2012  | Graduação em Odontologia<br><br>Faculdade de Odontologia de Adamantina – Faculdades Adamantinenses Integradas – FAI                                                        |
| 2013/2015  | Obtenção dos créditos referentes ao Curso de Pós - Graduação em Odontologia, área de Prótese Dentária, em nível de Mestrado Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP. |

*Dedicatória*

---

*Dedicatória*

*À minha família,*

À minha família, **Maria Aparecida de Souza Batista, Guido José Batista e Fábio Roberto de Souza Batista**, pelo apoio, sem medir esforços para a concretização deste sonho. Sem minha família esta conquista seria impossível. Agradeço todo o dia por tê-los ao meu lado. Vocês são meus exemplos de amor incondicional.

À minha mãe, **Maria Aparecida de Souza Batista**, pelo exemplo de mulher, pelo amor incondicional, pelo abraço carinhoso nos momentos de angústia, além de todos os conselhos nos momentos de incerteza que vivenciei. Te amo mãe!

Ao meu pai, **Guido José Batista**, por todo o incentivo na profissão, desde quando cursava o Técnico em Prótese Dentária, pela paciência em me ensinar a profissão e me dar oportunidade de poder crescer, além dos valores éticos e morais para minha formação. Te amo pai!

Ao meu irmão, **Fábio Roberto de Souza Batista**, pelo exemplo de dedicação, por ser meu exemplo como cirurgião-dentista devido à sua ética e respeito à Odontologia, além de todos os conselhos nos momentos de incerteza que vivenciei. Te amo irmão!

## *À minha namorada*

À minha namorada, **Christine Men Martins**, por aparecer em minha vida no momento certo, por ser minha companheira mesmo a distância, por entender meu tempo em demasia no departamento. Espero poder fazer você feliz assim como você me faz. Te amo!

*“Ainda que eu falasse a língua dos homens e falasse a língua dos anjos, sem amor eu nada seria.”*

*Monte Castelo - Renato Russo*

***Dedico esta Dissertação.***

## *Agradecimentos*

---

## *Agradecimentos Especiais*

## *Orientador*

Meu orientador, Prof. Tit. **Eduardo Piza Pellizzer**, eu agradeço por todas as oportunidades e apoio ao longo do meu mestrado. Minha admiração e respeito pelo senhor vem desde minha graduação, antes de conhecê-lo. Esta admiração e respeito crescem a cada dia que passa, devido à sua capacidade admirável de liderar nosso grupo. Um líder que corrige sem ofender e orienta sem humilhar, de fato, um exemplo que levarei para minha vida acadêmica. Seu apoio e conselhos têm permitido meu crescimento profissional (clínico e acadêmico) e pessoal. Muito obrigado!



## *Coorientador*

Ao meu coorientador, Prof. Ass. Dr. **Fellippo Ramos Verri**, eu agradeço por todas as oportunidades oferecidas desde minha graduação. Agradeço as lições de respeito, ética e caráter. Obrigado pela sua amizade e conselhos. Por fim, muito obrigado por acreditar em mim. Sem o senhor, nada disso seria possível. Expresso minha sincera admiração e respeito ao senhor.



## *Agradecimentos*

---

À Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP, na pessoa da sua diretora, Prof<sup>a</sup>. Adj. **Ana Maria Pires Soubhia** e de seu vice-diretor Prof. Tit. **Wilson Roberto Pói**, pela oportunidade de realização do Curso de Mestrado em Odontologia.

À coordenadora do Curso de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, Prof<sup>a</sup>. Adj. **Maria José Hitomi Nagata**, por incentivar os alunos e acreditar nos futuros pesquisadores, por liderar com brilhantismo este programa de Pós-graduação.

Ao Prof. Ass. Dr. **Paulo Renato Junqueira Zuim**, atual chefe de departamento, pela a oportunidade de aprimorar meus conhecimentos através do Núcleo de Diagnóstico e Tratamento das Disfunções Temporomandibulares (NDTDTM). Aproveito a oportunidade para agradecer a Prof<sup>a</sup>. Ass. Dr<sup>a</sup>. **Karina Helga Turcio Carvalho** e a Prof<sup>a</sup>. Ass. Dr<sup>a</sup>. **Aimee Maria Guiotti** por todos os ensinamentos no NDTDTM e na organização do 4º Congresso de Odontologia da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, sempre com muita atenção, competência e delicadeza.

Meus agradecimentos ao Prof. Tit. **Humberto Gennari Filho**, pelo exemplo de pessoa, professor e pesquisador. Expresso minha admiração ao senhor por tudo que fez e faz pela Faculdade de Odontologia de Araçatuba e, conseqüentemente, para o Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese. Se hoje nós temos a oportunidade de trabalhar

## *Agradecimentos*

---

em melhores condições, tenho certeza que foi pelo fato do senhor lutar por nós.

Meus agradecimentos ao Prof. Dr. **Joel Ferreira Santiago Junior**, pela amizade sincera, conselhos e cordialidade. Considero-o um exemplo de pessoa e pesquisador. Não há palavras para expressar minha gratidão por todos os ensinamentos que você transmitiu para mim.

Meus agradecimentos especiais para o Prof. Tit. **Marcelo Coelho Goiato**, atual coordenador do curso de odontologia, pela atenção e apoio durante estes dois anos de convivência.

Meus agradecimentos especiais para a Prof<sup>a</sup>. Ass. Dr<sup>a</sup>. **Daniela Micheline dos Santos**, pela a convivência harmoniosa, pela atenção e direcionamento acadêmico ao longo do mestrado.

Meus agradecimentos especiais para a Prof<sup>a</sup>. Ass. Dr<sup>a</sup>. **Adriana Cristina Zavanelli** e Prof. Ass. Dr. **José Vitor Quinelli Mazaro**, pelos ensinamentos durante o curso de especialização em Prótese Dentária.

Aos docentes do departamento de prótese dentária, Prof. Ass. Dr. **Aldieris Alves Pesqueira**, Prof. Ass. Dr. **Renato Salviato Fajardo**, 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 Prof<sup>a</sup>. Adj. **Maria José Hitomi Nagata**, Prof. Ass. Dr. **Juliano Milanezi de Almeida** e Prof. Ass. Dr. **Letícia Helena Theodoro**,

## *Agradecimentos*

---

pelos ensinamentos durante a disciplina de Fundamentos Básicos da Periodontia.

Ao prof. Ass. Dr. **Leonardo Perez Faverani**, pelo carinho, atenção e amizade durante esta etapa em minha vida, além de ser um exemplo de dedicação para todos os alunos de pós-graduação.

Aos funcionários da seção de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP, 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, Ana Marcelina dos Santos Bacaneli, Eduardo Rodrigues Cobo, Carlos Alberto Gonçalves, Sérgio Augusto Feitosa**, à secretária **Magda Requena Caciatore**, por serem sempre prestativos e estarem sempre dispostos a ajudar. Aproveito a oportunidade para agradecer a funcionária **Dalete Tescaro Cobo**, pela atenção e cordialidade.

Aos meus colegas de Pós-Graduação, **Willian Caetano Rodrigues, Ana Paula Simões Correa, Vanessa Ferreira da Silva, Neliane Salomão Rodrigues, Maurício Fabiano Pereira, Adrieli de Paula Neves, Naida Zanini Assem e Victor Fabrizio Cabrera Pazmiño**, pela troca de conhecimento ao longo do curso. Em especial ao meu

## *Agradecimentos*

---

amigo **Julio Cesar Silva de Oliveira**, pelo companheirismo durante todo o período do mestrado, muito obrigado amigo!

Aos meus colegas de departamento **Aljomar José Vechiato Filho**, **Emily Vivianne Freitas da Silva**, **Regis Alexandre da Cunha Melo**, **Mariana Vilela Sonego**, **Liliane da Rocha Bonatto**, **Adhara Smith Nobrega**, **Agda Marobo Andreotti** e **Rodrigo Antonio de Medeiros**. Muito obrigado pela convivência harmoniosa.

Um agradecimento especial para meu amigo de república e pós-graduação, **Aljomar José Vechiato Filho**, pelo acolhimento desde que cheguei a Araçatuba, pela ajuda nos momentos de angústia, pelas conversas descontraídas. De fato, sua amizade facilitou substancialmente minha adaptação em Araçatuba.

Meus agradecimentos ao Doutorando **Daniel Augusto de Faria Almeida**, por toda sua hospitalidade, pelo apoio e incentivo durante todo o período do meu mestrado, pela amizade que jamais esquecerei. Não há palavras para expressar minha gratidão.

Meus agradecimentos a Doutoranda **Caroline Cantieri de Melo**, pela amizade, pelos momentos de risos que, com certeza, contribuíram para que o período de trabalho fosse mais divertido e harmonioso.

Meus agradecimentos ao Mestrando **Cleidiel Aparecido Araújo Lemos**, pela a convivência harmoniosa, pelos momentos de diversão proporcionados.

## *Agradecimentos*

---

Meus agradecimentos ao Mestrando **Leonardo Ferreira de Toledo Piza Lopes**, por todos os momentos que dividimos durante o mestrado.

Meus agradecimentos a Dr<sup>a</sup>. **Rosse Mary Falcón Antenucci**, por todos os ensinamentos durante esta nova etapa de minha vida.

Meus agradecimentos ao Doutorando **Enio Ratton Rosa**, pelos momentos de descontração durante este período.

Aos novos alunos de mestrado do nosso grupo de pesquisa **Hiskell Francine Fernandes e Oliveira** e **Ronaldo Silva Cruz**. Espero poder ajudá-los assim como fui ajudado pelos meus amigos de pós-graduação.

Meus agradecimentos as Doutorandas **Ana Caroline Gonçalves Verri**, **Renata Reis dos Santos** e **Carolina dos Santos Santinoni** pelos momentos de diversão proporcionados. Muito obrigado pela companhia durante esta etapa em minha vida.

Um agradecimento especial aos meus mestres da graduação Prof. Tit. **Gildo Matheus**, Prof<sup>a</sup>. Tit. **Maria Tereza Giroto Matheus**, Prof. Dr<sup>a</sup> **Marceli Moço Silva**, Prof. Tit. **Edmur Aparecido Callestini**, Prof. Dr. **Gilson Machado D'Antônio**, Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. **Anelise Rodolfo Ferreira Pieralini**, Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. **Cíntia Megid Barbieri De Oliveira Pinto**, Prof. Dr. **Cláudio Maldonado Pastori**, Prof. Dr. **Albanir Gabriel Borrasca**, Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. **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**, Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. **Sabrina Pavan**, Prof. Me. **Walter Antônio**

## *Agradecimentos*

---

**Rammazzina.** Em especial para a Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. **Graziela Garrido Mori Panucci**, por todo o ensinamento em pesquisa durante minha graduação, que, com certeza, me ajudou muito durante esta nova etapa de minha vida.

Aos meus amigos **Rafael Stoffalette João, Eduardo Marconato Couto, Mario Augusto Rissi, Alan Bertoli Bassoli, Antônio Carlos Pigossi Junior e Marco Antônio Sabatini Ribeiro**, por estarem presentes em todos os momentos especiais de minha vida. Agradeço a amizade sincera de vocês.

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

À Fundação de Amparo e Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP (Processo N°2012/24893-1).

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*



## *Epígrafe*

---

*“Pensar é o trabalho mais difícil que existe. Talvez por isso tão poucos se dediquem a ele.”*

*Henry Ford*



## *Resumo Geral*

---

**Batista, VES.** Análise das tensões em próteses implantossuportadas esplintadas, variando a localização dos implantes, pântico e cantilever. Estudo pelo método dos elementos finitos tridimensionais [Dissertação]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista; 2015.

## *Resumo Geral*

**Proposição:** O propósito deste estudo foi analisar a distribuição de tensão/deformação no tecido ósseo e na distribuição de tensão nos componentes protéticos, implantes e parafusos de fixação, geradas pelas forças oclusais sobre próteses de três elementos implantossuportadas unitárias e esplintadas variando-se a localização dos implantes (alinhados e em distribuição tripoidal), o uso de pântico central e de pântico em cantilever mesial e distal, por meio do método dos elementos finitos tridimensionais.

**Material e Método:** Seis modelos tridimensionais (3D) foram constituídos de um bloco ósseo maxilar referente à região do primeiro pré-molar ao primeiro molar direito, apresentando dois ou três implantes do tipo hexágono externo (HE) de 4,0 x 10 mm, suportando prótese de três elementos metalo-cerâmica parafusada, com as seguintes variações: M1 – três implantes alinhados com coroas unitárias; M2 – três implantes alinhados com coroas esplintadas; M3 – três implantes em posicionamento tripoidal; M4 – dois implantes com pântico central; M5 – dois implantes com pântico em cantilever mesial; M6 – dois implantes com

pôntico em cantilever distal. A força aplicada foi de 400N em direção axial, com 50N em cada ponta de cúspide, e 200N oblíqua, com 50N, aplicados em 45°, em cada ponta da cúspide vestibular. Mapas de von Mises foram utilizados para avaliar componentes protéticos, implantes e parafusos de fixação. Os mapas de Tensão Máxima Principal e microdeformação foram utilizados como critério para análise do tecido ósseo.

**Resultados:** A esplintagem (modelos M2 e M3) foi capaz de reduzir os valores de tensão de von Mises nos parafusos de fixação, principalmente para o modelo M3. A redução do número de implantes (M4, M5, M6) ocasionou um comportamento biomecânico desfavorável para as estruturas analisadas. Em situações de reabilitações com dois implantes, a utilização do pôntico central (M4) gerou uma distribuição de tensão/deformação mais favorável para as estruturas analisadas.

**Conclusões:** A esplintagem foi efetiva na redução de tensão nos parafusos de fixação, principalmente quando associado ao posicionamento tripoidal dos implantes; posicionamento tripoidal foi capaz de reduzir a microdeformação no tecido ósseo; dentre as reabilitações com dois implantes, a utilização do pôntico em cantilever gerou um comportamento biomecânico mais desfavorável nas estruturas analisadas, principalmente na utilização do pôntico em cantilever distal.

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

*Abstract*

---

*Abstract*

## *Abstract*

---

**Batista, VES.** Stress analysis in splinted implant-supported prosthesis varying the implant location and pontic and cantilever. Study by three-dimensional finite element analysis. [Dissertation]. Araçatuba: UNESP - São Paulo State University; 2015.

## *Abstract*

**Objective:** The aim of this study was to assess the stress/strain distribution on bone tissue and stress distribution in the abutments, implants and fixation screws, generated by occlusal force under three-unit fixed prostheses supported by two or three implants in the posterior maxilla, varying the location of the implants (straight-line and offset), using of bridge, and mesial and distal cantilever extension by 3D finite element methods.

**Material and Methods:** Six 3-dimensional models were developed. Each model simulated a bone block (type IV) of posterior maxillary segment, with two or three external hexagon (HE) of 4.0 x 10 mm, supporting three-unit fixed prostheses, which: M1 – straight-line implants supporting single crowns; M2 – straight-line supporting three-unit splinted prosthesis; M3 – offset implant supporting three-unit splinted prosthesis; M4 – three-unit splinted prosthesis central bridge; M5 – three-unit splinted prosthesis mesial cantilever extension; M6 – three-unit splinted prosthesis distal cantilever extension. The applied forces were 400N axial and 200N oblique. The stress in the abutments, implants and fixation screws was

## *Abstract*

---

plotted by von Mises' criteria. The stress and strain on cortical bone was plotted by maximum principal stress and microstrain criteria, respectively.

**Results:** The splinting (M2 and M3) decreased the stress values in the fixation screws, mainly for M3. The decrease of implant number (M4, M5, M6) caused an unfavorable biomechanical behavior for analyzed structures. In situations of rehabilitations with two implants, the use of bridge (M4) showed stress and strain distribution more favorable for analyzed structures.

**Conclusion:** The splitting was effective on stress decreasing in the fixation screws, mainly when associated to offset implant configuration; the offset implant configuration.

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





## *Lista de Figuras*

### *Capítulo 1*

- Figura 1.** Mapa de von Mises: coroa, implante, componente protético e parafuso de fixação. Carregamento axial, vista vestibular. (A) Modelo 1, implantes alinhados com coroas unitárias; (B) Modelo 2, implantes alinhados com coroas esplintadas; (C) Modelo 3, implantes em posicionamento tripoidal com coroas esplintadas (Obs. Montagem do implante na região de segundo pré-molar devido à impossibilidade de secção de corte)..... **54**
- Figura 2.** Mapa de von Mises: coroa, implante, componente protético e parafuso de fixação. Carregamento oblíquo, vista vestibular. (A) Modelo 1, implantes alinhados com coroas unitárias; (B) Modelo 2, implantes alinhados com coroas esplintadas; (C) Modelo 3, implantes em posicionamento tripoidal com coroas esplintadas (Obs. Montagem do implante na região de segundo pré-molar devido à impossibilidade de secção de corte)..... **55**

- Figura 3.** Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo trabecular. Carregamento axial, vista oclusal. (A) Modelo 1, implantes alinhados com coroas unitárias; (B) Modelo 2, implantes alinhados com coroas esplintadas; (C) Modelo 3, implantes em posicionamento tripoidal com coroas esplintadas..... **57**
- Figura 4.** Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo cortical. Carregamento axial, vista oclusal. (A) Modelo 1, implantes alinhados com coroas unitárias; (B) Modelo 2, implantes alinhados com coroas esplintadas; (C) Modelo 3, implantes em posicionamento tripoidal com coroas esplintadas..... **58**
- Figura 5.** Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo trabecular. Carregamento oblíquo, vista oclusal. (A) Modelo 1, implantes alinhados com coroas unitárias; (B) Modelo 2, implantes alinhados com coroas esplintadas; (C) Modelo 3, implantes em posicionamento tripoidal com coroas esplintadas..... **59**

- Figura 6.** Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal. (A) Modelo 1, implantes alinhados com coroas unitárias; (B) Modelo 2, implantes alinhados com coroas esplintadas; (C) Modelo 3, implantes em posicionamento tripoidal com coroas esplintadas..... **60**
- Figura 7.** Mapa de Microdeformação: tecido ósseo trabecular. Carregamento axial, vista oclusal. (A) Modelo 1, implantes alinhados com coroas unitárias; (B) Modelo 2, implantes alinhados com coroas esplintadas; (C) Modelo 3, implantes em posicionamento tripoidal com coroas esplintadas ..... **62**
- Figura 8.** Mapa de Microdeformação: tecido ósseo cortical. Carregamento axial, vista oclusal. (A) Modelo 1, implantes alinhados com coroas unitárias; (B) Modelo 2, implantes alinhados com coroas esplintadas; (C) Modelo 3, implantes em posicionamento tripoidal com coroas esplintadas..... **63**

|                   |                                                                                                                                                                                                                                                                                                         |           |
|-------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>Figura 9.</b>  | Mapa de Microdeformação: tecido ósseo cortical.<br>Carregamento oblíquo, vista oclusal. (A) Modelo 1,<br>implantes alinhados com coroas unitárias; (B) Modelo<br>2, implantes alinhados com coroas esplintadas; (C)<br>Modelo 3, implantes em posicionamento tripoidal<br>com coroas esplintadas.....   | <b>64</b> |
| <b>Figura 10.</b> | Mapa de Microdeformação: tecido ósseo trabecular.<br>Carregamento oblíquo, vista oclusal. (A) Modelo 1,<br>implantes alinhados com coroas unitárias; (B) Modelo<br>2, implantes alinhados com coroas esplintadas; (C)<br>Modelo 3, implantes em posicionamento tripoidal<br>com coroas esplintadas..... | <b>65</b> |

## *Capítulo 2*

- Figura 1.** Mapa de von Mises: coroa, implante, componente protético e parafuso de fixação. Carregamento axial, vista vestibular. (A) Modelo 1, três implantes com coroas esplintadas; (B) Modelo 2, dois implantes com pântico central; (C) Modelo 3, dois implantes com pântico em cantilever mesial; (D) Modelo 4, dois implantes com pântico em cantilever distal..... **91**
- Figura 2.** Mapa de von Mises: coroa, implante, componente protético e parafuso de fixação. Carregamento oblíquo, vista vestibular. (A) Modelo 1, três implantes com coroas esplintadas; (B) Modelo 2, dois implantes com pântico central; (C) Modelo 3, dois implantes com pântico em cantilever mesial; (D) Modelo 4, dois implantes com pântico em cantilever distal..... **92**
- Figura 3.** Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo trabecular. Carregamento axial, vista oclusal. (A) Modelo 1, três implantes com coroas esplintadas; (B) Modelo 2, dois implantes com pântico central; (C) Modelo 3, dois implantes com pântico em cantilever mesial; (D) Modelo 4, dois implantes com pântico em cantilever distal..... **95**

- Figura 4.** Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo cortical. Carregamento axial, vista oclusal. (A) Modelo 1, três implantes com coroas esplintadas; (B) Modelo 2, dois implantes com pântico central; (C) Modelo 3, dois implantes com pântico em cantilever mesial; (D) Modelo 4, dois implantes com pântico em cantilever distal..... **96**
- Figura 5.** Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo trabecular. Carregamento oblíquo, vista oclusal. (A) Modelo 1, três implantes com coroas esplintadas; (B) Modelo 2, dois implantes com pântico central; (C) Modelo 3, dois implantes com pântico em cantilever mesial; (D) Modelo 4, dois implantes com pântico em cantilever distal..... **97**
- Figura 6.** Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal. (A) Modelo 1, três implantes com coroas esplintadas; (B) Modelo 2, dois implantes com pântico central; (C) Modelo 3, dois implantes com pântico em cantilever mesial; (D) Modelo 4, dois implantes com pântico em cantilever distal..... **98**
- Figura 7.** Mapa de Microdeformação: tecido ósseo cortical. Carregamento axial, vista oclusal. (A) Modelo 1, três implantes com coroas esplintadas; (B) Modelo 2, dois implantes com pântico central; (C) Modelo 3, dois implantes com pântico em cantilever mesial; (D) Modelo 4, dois implantes com pântico em cantilever distal..... **101**

- Figura 8.** Mapa de Microdeformação: tecido ósseo trabecular. Carregamento axial, vista oclusal. (A) Modelo 1, três implantes com coroas esplintadas; (B) Modelo 2, dois implantes com pântico central; (C) Modelo 3, dois implantes com pântico em cantilever mesial; (D) Modelo 4, dois implantes com pântico em cantilever distal..... **102**
- Figura 9.** Mapa de Microdeformação: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal. (A) Modelo 1, três implantes com coroas esplintadas; (B) Modelo 2, dois implantes com pântico central; (C) Modelo 3, dois implantes com pântico em cantilever mesial; (D) Modelo 4, dois implantes com pântico em cantilever distal..... **103**
- Figura 10.** Mapa de Microdeformação: tecido ósseo trabecular. Carregamento oblíquo, vista oclusal. (A) Modelo 1, três implantes com coroas esplintadas; (B) Modelo 2, dois implantes com pântico central; (C) Modelo 3, dois implantes com pântico em cantilever mesial; (D) Modelo 4, dois implantes com pântico em cantilever distal..... **104**

*Anexo*

|                  |                                                                                                                                                                                            |            |
|------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------|
| <b>Figura 1.</b> | Implante de hexágono externo no formato Rhinoceros.....                                                                                                                                    | <b>119</b> |
| <b>Figura 2.</b> | Fotografia do bloco de resina com coroa fixada para ser escaneada, retirada de trabalhos anteriores (Falcón-Antenucci 2010).....                                                           | <b>121</b> |
| <b>Figura 3.</b> | 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)..... | <b>121</b> |
| <b>Figura 4.</b> | Modelagem dos componentes protéticos e implantes finalizada, pronta para ser montada no bloco de osso.....                                                                                 | <b>122</b> |
| <b>Figura 5.</b> | Malha de elementos finitos finalizada. (A) Estruturas separadas. (B) Estruturas juntas.....                                                                                                | <b>124</b> |
| <b>Figura 6.</b> | Aplicação esquemática de cargas axiais, sendo 50N por cúspide totalizando 400N total – Vista Vestibular.....                                                                               | <b>126</b> |
| <b>Figura 7.</b> | Restrição do modelo pela base do bloco ósseo em amarelo.....                                                                                                                               | <b>127</b> |



## *Lista de Tabelas*

### *Capítulo 1*

|                  |                                 |           |
|------------------|---------------------------------|-----------|
| <b>Tabela 1.</b> | Descrição dos modelos.....      | <b>49</b> |
| <b>Tabela 2.</b> | Propriedades dos Materiais..... | <b>51</b> |

### *Capítulo 2*

|                  |                                 |           |
|------------------|---------------------------------|-----------|
| <b>Tabela 1.</b> | Descrição dos modelos.....      | <b>84</b> |
| <b>Tabela 2.</b> | Propriedades dos Materiais..... | <b>86</b> |

### *Anexo*

|                  |                                 |            |
|------------------|---------------------------------|------------|
| <b>Tabela 1.</b> | Propriedades dos Materiais..... | <b>124</b> |
|------------------|---------------------------------|------------|

*Lista de Abreviaturas e Siglas*

|               |   |                                |
|---------------|---|--------------------------------|
| MEF           | - | Método dos Elementos Finitos   |
| 3D            | - | Tridimensional                 |
| HE            | - | Hexágono Externo               |
| M1            | - | Modelo 1                       |
| M2            | - | Modelo 2                       |
| M3            | - | Modelo 3                       |
| M4            | - | Modelo 4                       |
| N             | - | Newton                         |
| Mm            | - | Milímetros                     |
| MPa           | - | Mega Pascal                    |
| GPa           | - | Giga Pascal                    |
| $\mu\epsilon$ | - | Microstrain ou Microdeformação |
| NiCr          | - | Níquel-Cromo                   |

## *Sumário*

|                                                                                                                                                                                                                         |            |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------|
| <b>1 INTRODUÇÃO GERAL.....</b>                                                                                                                                                                                          | <b>36</b>  |
| <b>2 CAPÍTULO 1 – Avaliação da influência da esplintagem em próteses de três elementos variando a localização dos implantes na região posterior de maxila. Estudo pelo método de elementos finitos tridimensionais.</b> | <b>41</b>  |
| 2.1 RESUMO.....                                                                                                                                                                                                         | 42         |
| 2.2 INTRODUÇÃO.....                                                                                                                                                                                                     | 44         |
| 2.3 PROPOSIÇÃO.....                                                                                                                                                                                                     | 47         |
| 2.4 MATERIAL E MÉTODO.....                                                                                                                                                                                              | 48         |
| 2.5 RESULTADOS.....                                                                                                                                                                                                     | 53         |
| 2.6 DISCUSSÃO.....                                                                                                                                                                                                      | 66         |
| 2.7 CONCLUSÃO.....                                                                                                                                                                                                      | 70         |
| 2.8 REFERÊNCIAS.....                                                                                                                                                                                                    | 71         |
| <b>3 CAPÍTULO 2 – Estudo do comportamento biomecânico na utilização de pântico e cantilever em reabilitação posterior de maxila. Estudo pelo método de elementos finitos tridimensionais.</b>                           | <b>77</b>  |
| 3.1 RESUMO.....                                                                                                                                                                                                         | 78         |
| 3.2 INTRODUÇÃO.....                                                                                                                                                                                                     | 80         |
| 3.3 PROPOSIÇÃO.....                                                                                                                                                                                                     | 82         |
| 3.4 MATERIAL E MÉTODO.....                                                                                                                                                                                              | 83         |
| 3.5 RESULTADOS.....                                                                                                                                                                                                     | 89         |
| 3.6 DISCUSSÃO.....                                                                                                                                                                                                      | 105        |
| 3.7 CONCLUSÃO.....                                                                                                                                                                                                      | 109        |
| 3.8 REFERÊNCIAS.....                                                                                                                                                                                                    | 110        |
| <b>ANEXOS.....</b>                                                                                                                                                                                                      | <b>116</b> |
| Anexo A – Detalhamento da Metodologia.....                                                                                                                                                                              | 117        |
| Anexo B – Normas da revista selecionada para a publicação dos artigos.....                                                                                                                                              | 130        |
| Anexo C – Referências da introdução geral.....                                                                                                                                                                          | 139        |

## *1 Introdução Geral*

## *1 Introdução Geral*

A utilização de implantes dentários é um procedimento bem estabelecido para reabilitação de pacientes parcialmente edêntulos. Neste contexto, nos casos de reabilitação de dentes perdidos na região posterior (extremidade livre), o uso de implantes dentários apresenta vantagens funcionais e biológicas indiscutíveis quando comparado com próteses parciais removíveis convencionais (Vogel et al. 2013). Além disso, a qualidade e quantidade óssea para o planejamento adequado nessas regiões são fatores importantes para a longevidade desta modalidade reabilitadora (Goiato et al. 2014, Sevimay et al. 2005).

Frequentemente, esta área pode ser reabilitada com três implantes que retêm três próteses fixas, podendo ser coroas esplintadas ou unitária (Vigolo & Zaccaria 2010). Nestes casos, a esplintagem das coroas tem sido sugerida para melhorar o comportamento biomecânico, tanto para os implantes e componentes, quanto para o tecido ósseo (Chen et al. 2012; Pellizzer et al. 2014). Assim, a esplintagem é indicada em situações de oclusão inadequada e sobrecarga oclusal, para melhorar o compartilhamento de carga e gerar a distribuição de tensões mais uniforme do que coroas unitárias (Grossmann et al. 2005; Tiossi et al. 2014, Pellizzer et al. 2014). Em contrapartida, alguns ensaios clínicos não relatam estas vantagens, mostrando taxa mais elevada de reabsorção óssea em reabilitações esplintadas quando comparadas às reabilitações

com coroas unitárias (Rokni et al. 2005), enquanto outros estudos sugerem taxas de reabsorção semelhante para ambas situações (Wennerberg & Albrektsson 2011; Vigolo & Zaccaria 2010).

Devido à disponibilidade óssea, os implantes instalados nesta região geralmente são posicionados em linha reta (Buser et al. 1998). No entanto, a literatura sugere um deslocamento vestibulo-lingual do implante central definido como tripoidismo, cujo intuito é melhorar a distribuição das tensões aos componentes da prótese e tecido ósseo (Huang et al. 2006). Contudo, este benefício é controverso na literatura, uma vez que estudos mostram que implantes em linha reta têm apresentado resultados mais favoráveis para a distribuição de tensão quando comparado com a configuração tripoidal (Abreu et al. 2012, Alça & Iplikçioğlu 2001).

Com a finalidade de contornar fatores cirúrgicos e financeiros, alguns autores propõem a redução do número de implantes que suportam as próteses de três elementos (Aglietta et al. 2012; Romeo et al. 2012). Desta maneira, configurações de prótese com pântico central e pântico com cantilever mesial ou distal são propostos, contudo, estas configurações estão mais susceptíveis a complicações (Kreissl et al. 2007; Chen et al. 2012).

Na literatura, há várias metodologias que estudam a biomecânica de forma estática, tais como a extensiometria, fotoelasticidade, imagem de correlação digital e elementos finitos (MEF). Esta última é definida como

## *Introdução Geral*

---

uma simulação numérica que determina a tensão e deformação através de modelos de estruturas geométricas complexas, como implante dentário, componentes protéticos e tecido ósseo. Este modelo permite a simulação de aplicação de carga em pontos específicos e fornece mapas de tensão e deformação transmitidas nas estruturas circundantes, nos quais as estruturas podem ser analisadas separadamente (Sütpideler et al. 2013; Alça & Iplikçioğlu 2001, de Faria Almeida et al. 2014).

Diante do exposto, as pesquisas para fundamentação científica do tratamento ou reabilitação com implantes osseointegrados ainda não apontam um protocolo de indicação para situação clínica de próteses fixas implantossuportadas que seja mais favorável biomecanicamente, tanto em relação à disposição ou quanto ao uso dos pânticos e cantilevers. Assim, o entendimento destas variáveis (alinhamento dos implantes, presença de pântico ou não e, presença de cantilever ou não) poderia orientar biomecanicamente um protocolo de indicação para regiões de baixa densidade óssea, auxiliando o desenvolvimento de uma implantodontia mais segura e previsível aos pacientes.

Dessa forma, o objetivo deste estudo foi analisar a distribuição de tensão/deformação no tecido ósseo e a distribuição de tensão nos componentes protéticos, implantes e parafusos de fixação, geradas pelas forças oclusais sobre próteses de três elementos implantossuportadas unitárias e esplintadas variando-se a localização dos implantes (alinhados e em distribuição tripoidal), o uso de pântico central e de pântico em

## *Introdução Geral*

---

cantilever mesial e distal, por meio do método dos elementos finitos tridimensionais.

No presente trabalho, analisaremos a associação de alguns desses fatores. Desta forma, no primeiro capítulo será estudada a influência da esplintagem em próteses de três elementos variando a localização dos implantes na região posterior de maxila, e no segundo capítulo, será avaliado comportamento biomecânico na utilização de pântico central e pântico em cantilever em reabilitação posterior de maxila.





**Avaliação da influência da esplintagem em próteses de três elementos variando a localização dos implantes na região posterior de maxila. Estudo pelo método de elementos finitos tridimensionais.**

## **2.1 Resumo**

**Proposição:** O propósito deste estudo foi avaliar a influência da esplintagem, em próteses de três elementos, na distribuição de tensão/deformação no tecido ósseo e na distribuição de tensão nos componentes protéticos, implantes e parafusos de fixação, variando a localização dos implantes na região posterior de maxila por meio do método de elementos finitos tridimensionais.

**Material e método:** Cada modelo tridimensional (3D) foi constituído de um bloco ósseo maxilar referente à região do primeiro pré-molar ao primeiro molar direito, apresentando três implantes do tipo hexágono externo (HE) de 4,0 x 10 mm, suportando prótese de três elementos metalo-cerâmica parafusada, com as seguintes variações: M1 – implantes alinhados com coroas unitárias; M2 – implantes alinhados com coroas esplintadas; M3 – implantes em posicionamento tripoidal com coroas esplintadas. A força aplicada foi de 400N em direção axial, com 50N em cada ponta de cúspide, e 200N oblíqua, com 50N, aplicados em 45°, em cada ponta da cúspide vestibular. Mapas de von Mises foram utilizados para avaliar componentes protéticos, implantes e parafusos de fixação.

Os mapas de Tensão Máxima Principal e microdeformação foram utilizados como critério para análise do tecido ósseo.

**Resultados:** A esplintagem (modelos M2 e M3) foi capaz de reduzir os valores de tensão de von Mises nos parafusos de fixação, principalmente para o modelo M3. O efeito da esplintagem (M2) e do posicionamento tripoidal dos implantes (M3) alteraram o padrão de distribuição de Tensão Máxima Principal quando comparado com o modelo com coroas unitárias (M1). Menores valores de microdeformação foram observados no tecido ósseo cortical no modelo M3. Além disso, no carregamento axial, uma maior área de microdeformação foi observada na região de primeiro molar para o modelo M2 quando comparado com o modelo M1, que apresentaram comportamento biomecânico similar. O carregamento oblíquo gerou maior área de microdeformação na região vestibular do tecido ósseo cortical para o modelo M1 e M2 quando comparado com o modelo M3.

**Conclusão:** A esplintagem foi efetiva na redução de tensão no parafuso de fixação, principalmente quando associado ao posicionamento tripoidal dos implantes; o posicionamento tripoidal foi capaz de reduzir a microdeformação no tecido ósseo; o carregamento oblíquo ocasionou aumento de tensão nos componentes protéticos, implante e parafuso de fixação e de tensão/deformação no tecido ósseo.

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

## **2.2 Introdução**

A utilização de próteses parciais removíveis foi considerada como a primeira opção de tratamento reabilitador para pacientes parcialmente edêntulos com extremidade livre extensa, seja maxilar ou mandibular, durante um longo período de tempo (Zitzmann et al., 2007). Com o surgimento da osseointegração, os implantes dentários ofereceram uma possibilidade viável de tratamento para estes tipos de pacientes, tornando-se um procedimento frequente na rotina clínica (Gholami et al., 2014; Goiato et al., 2014).

A literatura aponta diferentes formas para reabilitar a região de extremidade livre, principalmente quando se planeja a instalação de três implantes para suportar a reabilitação (de Souza Batista et al., 2015; Pellizzer et al., 2014). Neste contexto, o posicionamento dos implantes pode ser feito de duas formas: em linha reta ou tripoidal (de Souza Batista et al., 2015; Sato et al., 2012). Além disso, a prótese pode ser executada através de coroas unitárias ou esplintadas (Pellizzer et al., 2014).

Uma pequena alteração no posicionamento do implante central foi sugerida por Weinberg and Kruger em 1996 (Weinberg and Kruger, 1996), configurando o tripoidismo. Desde então, 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 revisão sistemática publicada recentemente, os autores concluíram que não há

um consenso entre os estudos que avaliaram o efeito do posicionamento do implante, porém o tripoidismo apresentou ligeira melhora na distribuição de tensões ao tecido ósseo frente à carga oblíqua, quando comparado com implantes em linha reta (de Souza Batista et al., 2015). Além disso, a literatura é escassa em relação ao efeito do tripoidismo em região posterior de maxila (de Souza Batista et al., 2015).

A escolha entre uma prótese com coroas esplintadas ou com coroas unitárias na reabilitação de pacientes desdentados posterior ainda é um dilema para os clínicos. Alguns autores sugerem que a esplintagem proporciona melhor distribuição de tensão quando comparados 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) oferece maior acesso para higienização, uma vez que não é necessária a utilização de passa fio ou escova interproximal, bem como a melhora na passividade de inserção da prótese e facilidade em executar um perfil de emergência mais adequado (Solnit and Schneider, 1998; Vázquez Álvarez et al., 2014).

De acordo com estudo de Goiato e colaboradores (Goiato et al., 2014), a qualidade óssea é um fator que pode influenciar a taxa de sobrevivência dos implantes dentários, apresentando menores valores para o osso tipo IV (Lekholm and Zarb, 1985) quando comparado com o tipo I, II, e III (Lekholm and Zarb, 1985). Desta forma, torna-se importante

entender o comportamento biomecânico das diferentes formas de reabilitar um paciente desdentado posterior, com próteses de três elementos sobre implantes instalados em regiões de osso tipo IV, com o intuito de direcionar o melhor protocolo clínico.

A análise de elementos finitos permite simular situações que dificilmente poderia ser realizado através de ensaios clínicos (Pesqueira et al., 2014), ao passo que através de cálculos matemáticos é possível prever situações biomecânicas desfavoráveis para o tecido ósseo e componentes protéticos (Ramos Verri et al., 2015). Desta forma, a mesma pode ser considerada uma ferramenta útil para o estudo das distribuições de tensão em implantodontia (Ramos Verri et al., 2015; Verri et al., 2014).

### **2.3 Proposição**

O propósito deste estudo foi avaliar a influência da esplintagem, em próteses de três elementos, na distribuição de tensão/deformação no tecido ósseo e na distribuição de tensão nos componentes protéticos, implantes e parafusos de fixação, variando a localização dos implantes (linha reta e posicionamento tripoidal) na região posterior de maxila por meio do método de elementos finitos tridimensionais. A hipótese nula de estudo foi que estas variáveis (esplintagem em linha reta e em posicionamento tripoidal) não iriam gerar nenhuma diferença no comportamento biomecânico das estruturas analisadas.

## **2.4. Material e Método**

### ***Delineamento experimental***

Esta pesquisa foi desenvolvida considerando três fatores de estudo, sendo: união (coroas unitárias e esplintadas), posicionamento do implante (em linha reta e tripoidal, para as coroas esplintadas), carregamento (axial e oblíquo).

### ***Modelagem tridimensional***

Para representar as situações clínicas, três modelos tridimensionais foram simulados (Tabela 1). Cada modelo tridimensional foi constituído de um bloco ósseo maxilar referente à região do primeiro pré-molar ao primeiro molar direito, apresentando três implantes do tipo hexágono externo (HE) de 4,0 x 10 mm (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., Arujá, São Paulo, Brasil), suportando prótese de três elementos metalo-cerâmica 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 pelo programa Rhinoceros 4.0 (NURBS Modeling for Windows, Seattle, Washington, EUA).



**Tabela 1.** Descrição dos modelos

| Implante                 | Modelos | Posicionamento do implante | Variação           | Carregamentos | Números de nós/ elementos |
|--------------------------|---------|----------------------------|--------------------|---------------|---------------------------|
| <b>HE<br/>(4,0x10mm)</b> | M1      | Linha Reta                 | Coroas Unitárias   | Axial         | 1.238.344/890.640         |
|                          |         |                            |                    | Oblíquo       |                           |
|                          | M2      | Linha Reta                 | Coroas Esplintadas | Axial         | 1.399.415/581.493         |
|                          |         |                            |                    | Oblíquo       |                           |
|                          | M3      | Tripoidal                  | Coroas Esplintadas | Axial         | 953.290/591.677           |
|                          |         |                            |                    | Oblíquo       |                           |

O desenho do implante foi obtido através da simplificação de um projeto original de implante HE de 4,0 x 10 mm. 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 pré-molares, e distância de 8,75 mm, também medido de centro a centro, entre o segundo pré-molar e o molar (Puri et al., 2007). Nos modelos simulando tripoidismo, o implante intermediário, segundo pré-molar, 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 simulado foi o mesmo para todas as situações. Ambas as próteses metalocerâmicas parafusadas foram simuladas em linha reta, variando entre coroas unitárias e coroa esplintadas.

Desta forma, os implantes, pilares, coroas metalocerâmicas e parafusos foram simplificados utilizando os programas SolidWorks 2010 (SolidWorks Corp, Waltham, Massachusetts, USA) e Rhinoceros 4.0, e

foram todos iguais para os três modelos. Por fim, todas as geometrias foram exportadas para discretização no programa de elementos finitos FEMAP 11.1.2 (Siemens PLM Software Inc., Santa Ana, California, USA).

### ***Configuração da análise tridimensional***

O programa FEMAP 11.1.2 foi utilizado para gerar os modelos de elementos finitos nas fases de pré- e pós-processamento. Na fase de pré-processamento, foi gerado as malhas com elementos sólidos tetraédricos parabólicos. Além disso, as propriedades mecânicas de cada material simulado foram atribuídas às malhas utilizando os valores da literatura (Anusavice and Hojjatie, 1987; Eraslan et al., 2005; Sertgöz, 1997; Sevimay et al., 2005) (Tabela 2). Todos os materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos. O número total de elementos e nós dos modelos são apresentados na Tabela 1. Na fase pós-processamento, foi realizado a leitura e plotagem dos mapas obtidos através dos cálculos matemáticos no programa NEi Nastran 11.1 (Noran Engineering, Inc., Westminster, California, USA), que será descrito com mais detalhes a seguir.

Tabela 2. Propriedades dos materiais

| Estrutura                                       | Módulo de Elasticidade (E) (GPa) | Coefficiente de Poisson ( $\nu$ ) | Referência                 |
|-------------------------------------------------|----------------------------------|-----------------------------------|----------------------------|
| Osso Trabeculado baixa densidade (osso tipo IV) | 1,10                             | 0,30                              | Sevimay et al., 2005       |
| Osso Cortical                                   | 13,7                             | 0,30                              | Sertgöz, 1997              |
| Titânio                                         | 110,0                            | 0,35                              | Sertgöz, 1997              |
| Liga Ni-Cr                                      | 206,0                            | 0,33                              | Anusavice & Hojjatie, 1987 |
| Porcelana Feldespática                          | 82,8                             | 0,35                              | Eraslan et al., 2005       |

### ***Condições de contato, contorno e carregamento***

Ainda na fase de pré-processamento, foram definidas as condições de contato, 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 fixado em todos os eixos (x, y e z), simulando a fixação da maxila ao viscerocrânio. Assim, após aplicação das cargas, toda a estrutura coroa/componentes/implante e 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

em cada ponta de cúspide, e 200N oblíqua, com 50N, aplicados em 45°, em cada ponta da 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, California, USA), com as seguintes características: processador Intel® Xeon® x3470, 16 GB de RAM e 2 TB de HD. Desta forma, os resultados foram transferidos ao FEMAP 11.1.2 para visualização gráfica da tensão/deformação no tecido ósseo através de mapas. Mapas de von Mises foram utilizados para avaliar componentes protéticos, implantes e parafusos de fixação (Ramos Verri et al., 2015). O mapa de Tensão Máxima Principal foi utilizado como critério para análise das tensões no tecido ósseo, uma vez que fornece valores de compressão (valores negativos) e tração (valores positivos) (Santiago Junior et al., 2013; Verri et al., 2014). O critério de análise de microdeformação ( $\mu\epsilon$  – deformação  $\times 10^{-6}$ ) também foi utilizado para avaliar o tecido ósseo (Ramos Verri et al., 2015), 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 de von Mises e Tensão Máxima Principal foi Mega-Pascal (MPa).

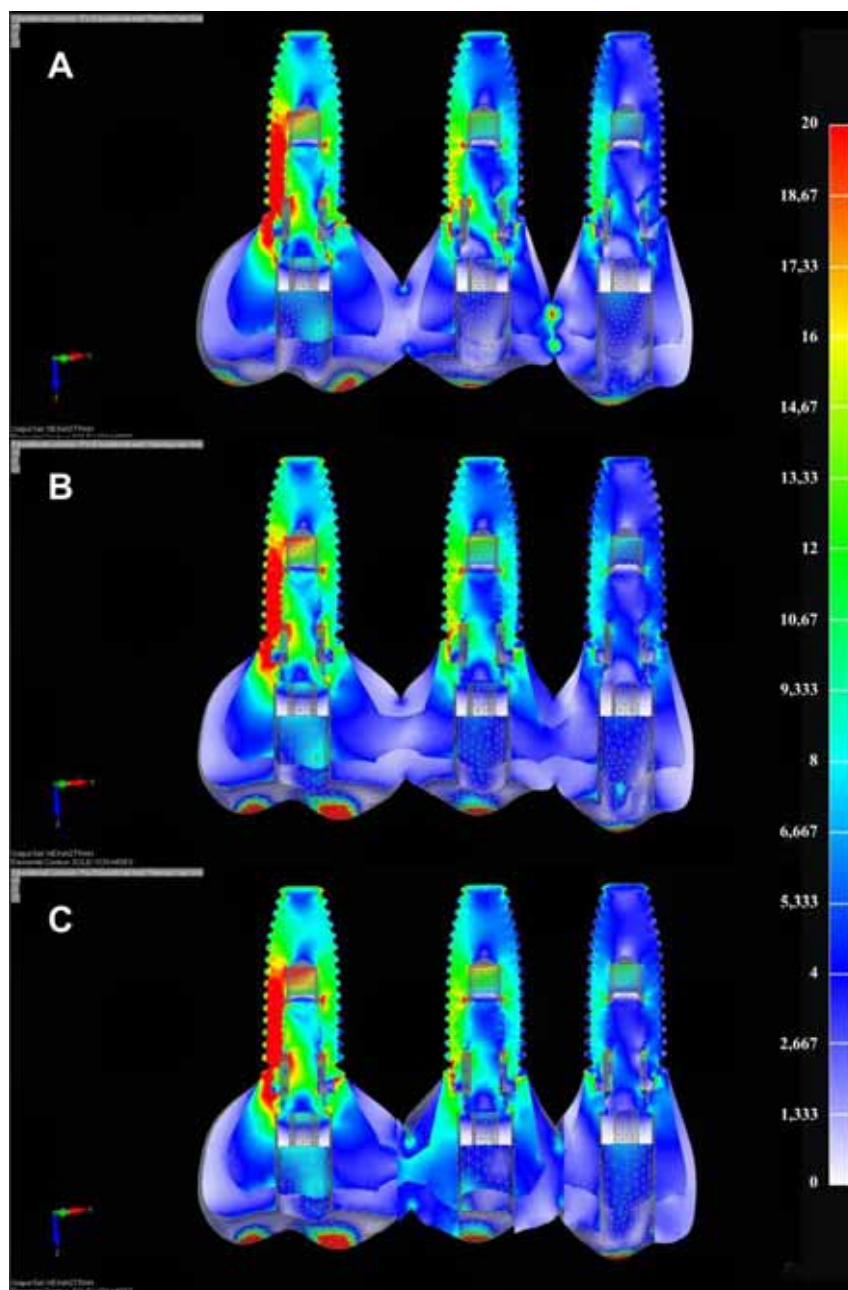
## **2.5. Resultados**

### ***Coroa, implante, componente protético e parafuso de fixação –***

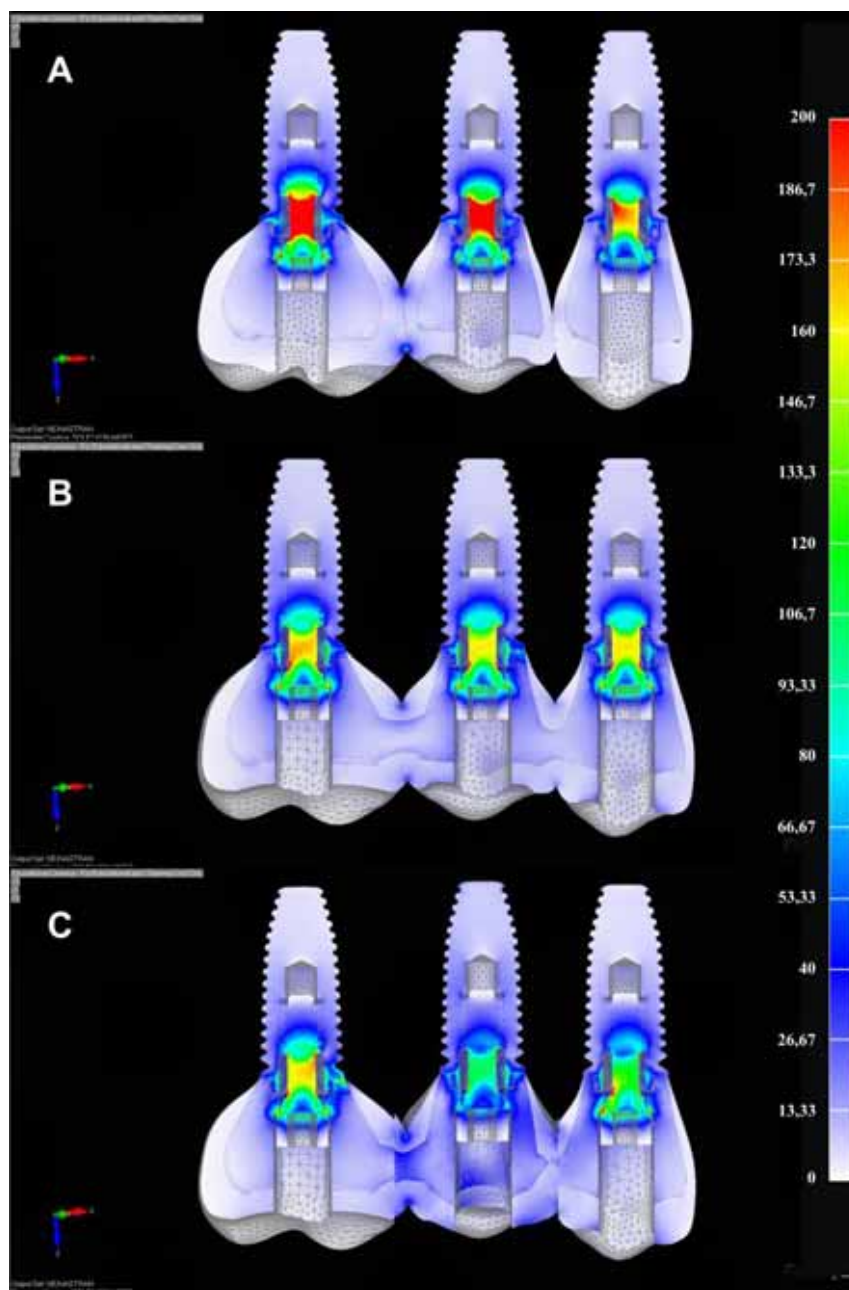
#### ***Análise de von Mises***

Sob carregamento axial, um comportamento biomecânico similar foi observado em todos os modelos, ao passo que a maior área de concentração de tensão (17,33 MPa – 20 MPa) foi localizada nas regiões de interface componente protético/implante e distal do implante e parafuso de fixação referente ao primeiro molar para todos os modelos (M1, M2, M3) (Figura 1).

Frente ao carregamento oblíquo, um aumento de tensão foi observado quando comparado com o carregamento axial em todos os modelos (Figura 2). Na figura 2, é possível observar que o carregamento oblíquo ampliou a área de tensão (160 MPa – 200 MPa) nos parafusos de fixação, principalmente para o modelo M1. Ainda na figura 2, podemos observar que a esplintagem (modelos M2 e M3) foi capaz de reduzir os valores de tensão nos parafusos de fixação, principalmente para o modelo M3.



**Figura 1.** Mapa de von Mises: coroa, implante, componente protético e parafuso de fixação. Carregamento axial, vista vestibular. (A) Modelo 1, implantes alinhados com coroas unitárias; (B) Modelo 2, implantes alinhados com coroas esplintadas; (C) Modelo 3, implantes em posicionamento tripoidal com coroas esplintadas (Obs. Montagem do implante na região de segundo pré-molar devido à impossibilidade de secção de corte).



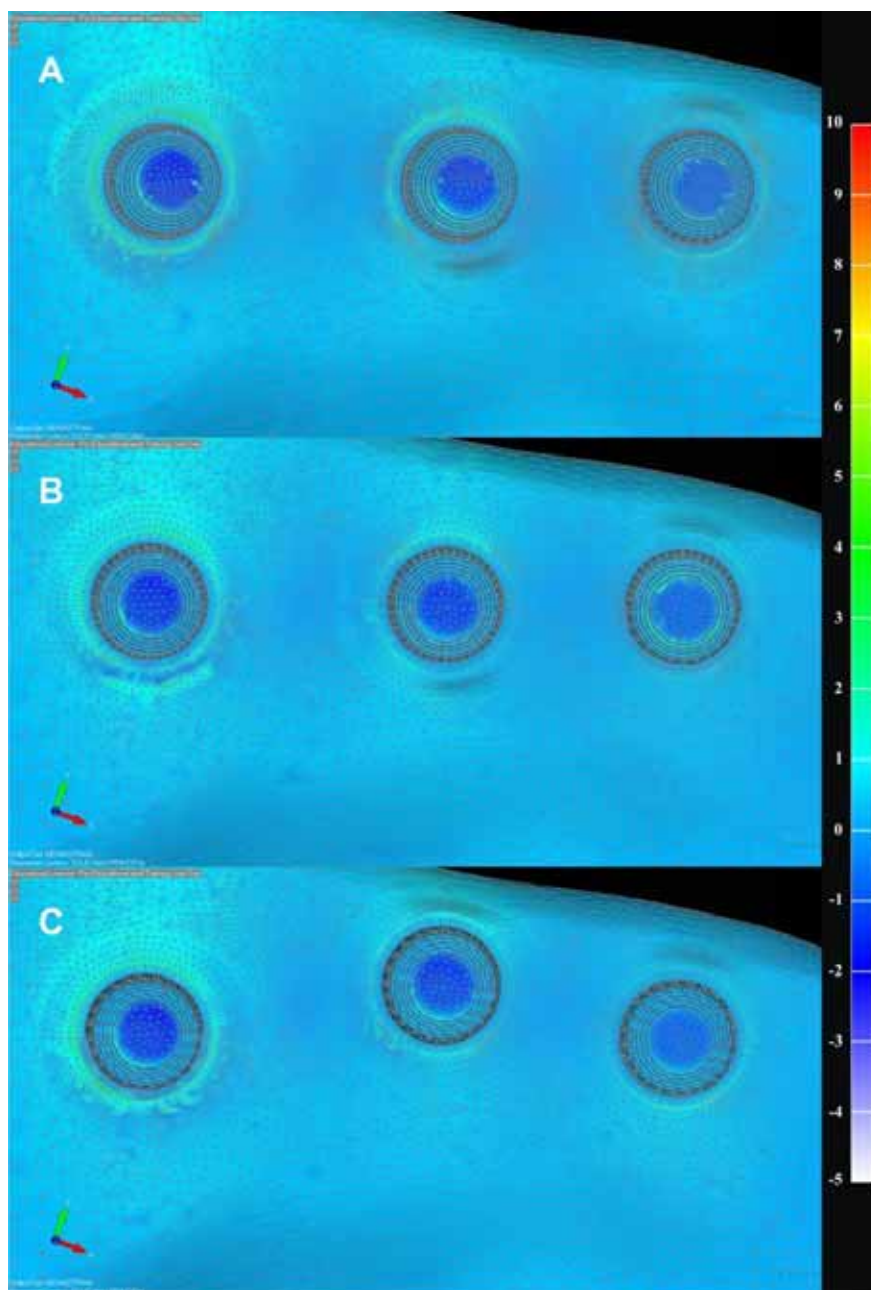
**Figura 2.** Mapa de von Mises: coroa, implante, componente protético e parafuso de fixação. Carregamento oblíquo, vista vestibular. (A) Modelo 1, implantes alinhados com coroas unitárias; (B) Modelo 2, implantes alinhados com coroas esplintadas; (C) Modelo 3, implantes em posicionamento tripoidal com coroas esplintadas (Obs. Montagem do implante na região de segundo pré-molar devido à impossibilidade de secção de corte).

***Tecido ósseo (cortical e trabecular) – Tensão Máxima Principal***

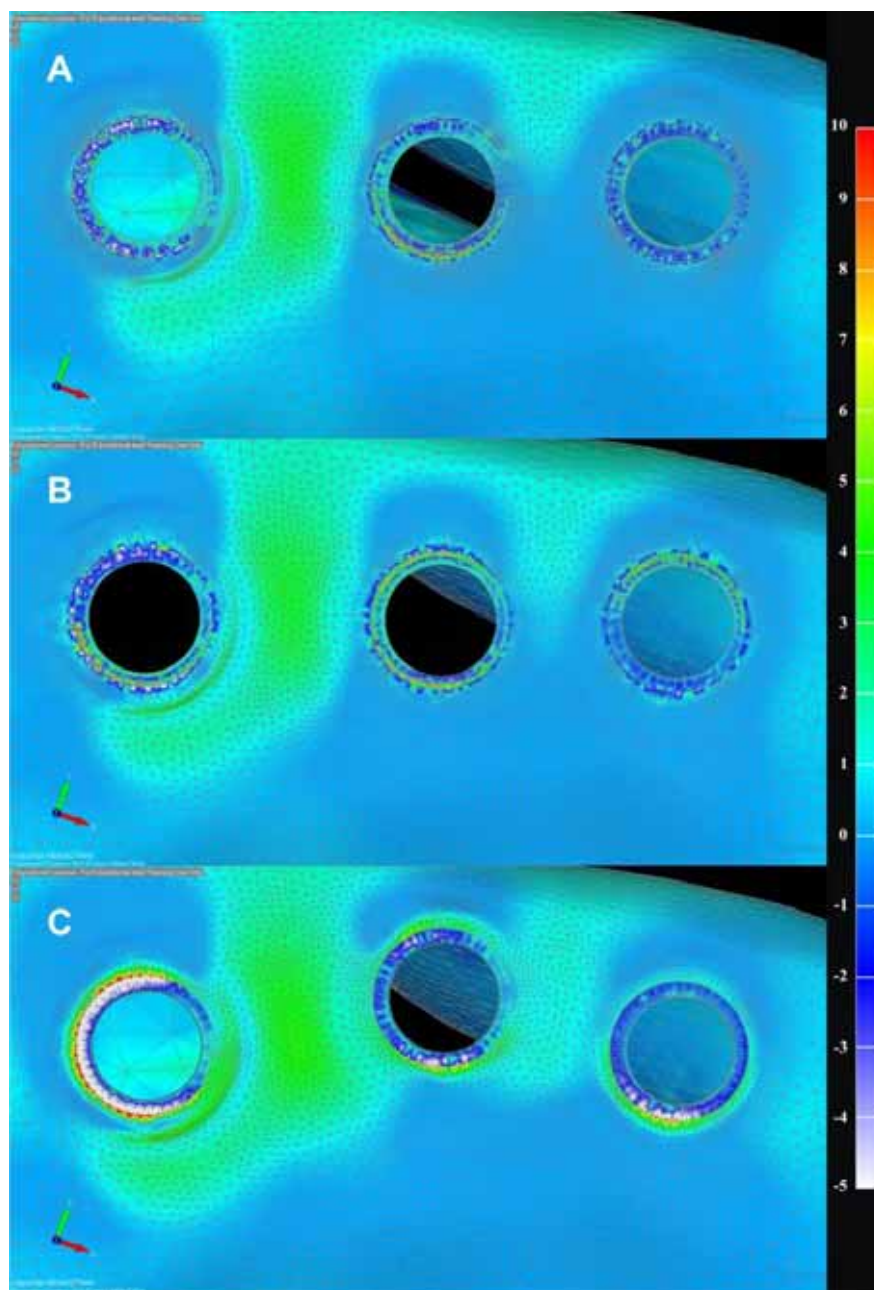
Em análise do tecido ósseo cortical e trabecular, foi possível observar que os maiores valores de tensão de tração e tensão de compressão ocorreram no tecido cortical (Figuras 3 e 4). Na figura 4, podemos observar que a esplintagem e o posicionamento tripoidal (M3) dos implantes ocasionaram mudança no padrão de distribuição de tensão. Uma maior área de tensão de compressão e tensão de tração foi observada na região de primeiro molar para o modelo M3 quando comparado com os modelos M1 e M2.

No carregamento oblíquo, os maiores valores de tensão de tração e de compressão se localizaram apenas no tecido ósseo cortical, sem transmitir as tensões para o osso trabecular (Figuras 5 e 6). No tecido ósseo cortical, o efeito da esplintagem (M2) e do posicionamento tripoidal dos implantes (M3) alteraram o padrão de distribuição de tensão quando comparado com o modelo com coroas unitárias (M1). A associação da esplintagem com o posicionamento tripoidal dos implantes (M3) reduziu a área de tensão de tração na região lingual referente ao primeiro molar, ao passo que nos modelos M1 e M2 a área de tensão de tração estendeu-se para a região superior da cortical, com maior área de tensão entre 13,33 MPa a 23,33 MPa na região de primeiro molar para o modelo M1 (Figura 6). Além disso, no modelo M3 apresentou maior área de tensão de tração ao longo da região lingual do primeiro pré-molar.

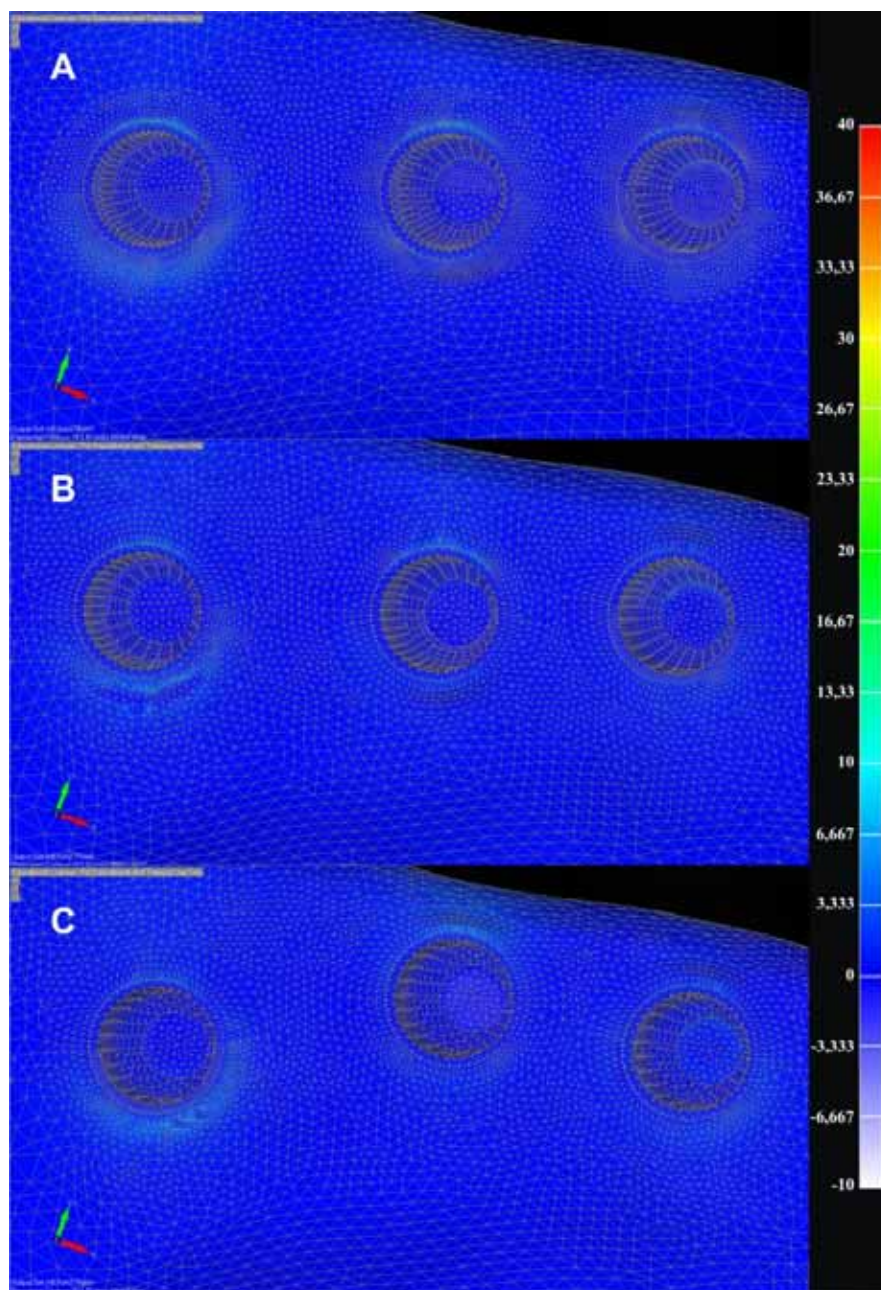




**Figura 3.** Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo trabecular. Carregamento axial, vista oclusal. (A) Modelo 1, implantes alinhados com coroas unitárias; (B) Modelo 2, implantes alinhados com coroas esplintadas; (C) Modelo 3, implantes em posicionamento tripoidal com coroas esplintadas.

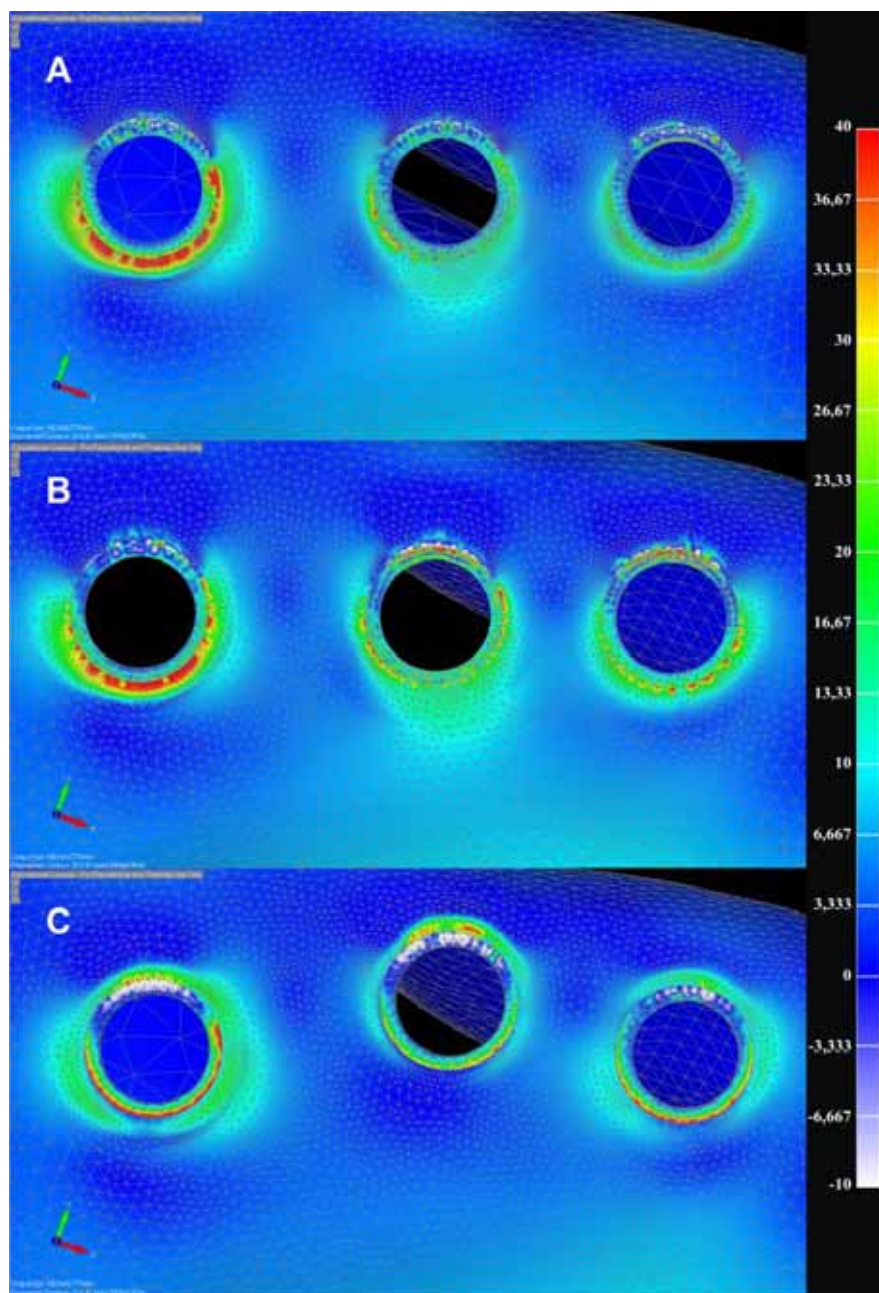


**Figura 4.** Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo cortical. Carregamento axial, vista oclusal. (A) Modelo 1, implantes alinhados com coroas unitárias; (B) Modelo 2, implantes alinhados com coroas esplintadas; (C) Modelo 3, implantes em posicionamento tripoidal com coroas esplintadas.



**Figura 5.** Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo trabecular. Carregamento oblíquo, vista oclusal. (A) Modelo 1, implantes alinhados com coroas unitárias; (B) Modelo 2, implantes alinhados com coroas esplintadas; (C) Modelo 3, implantes em posicionamento tripoidal com coroas esplintadas.



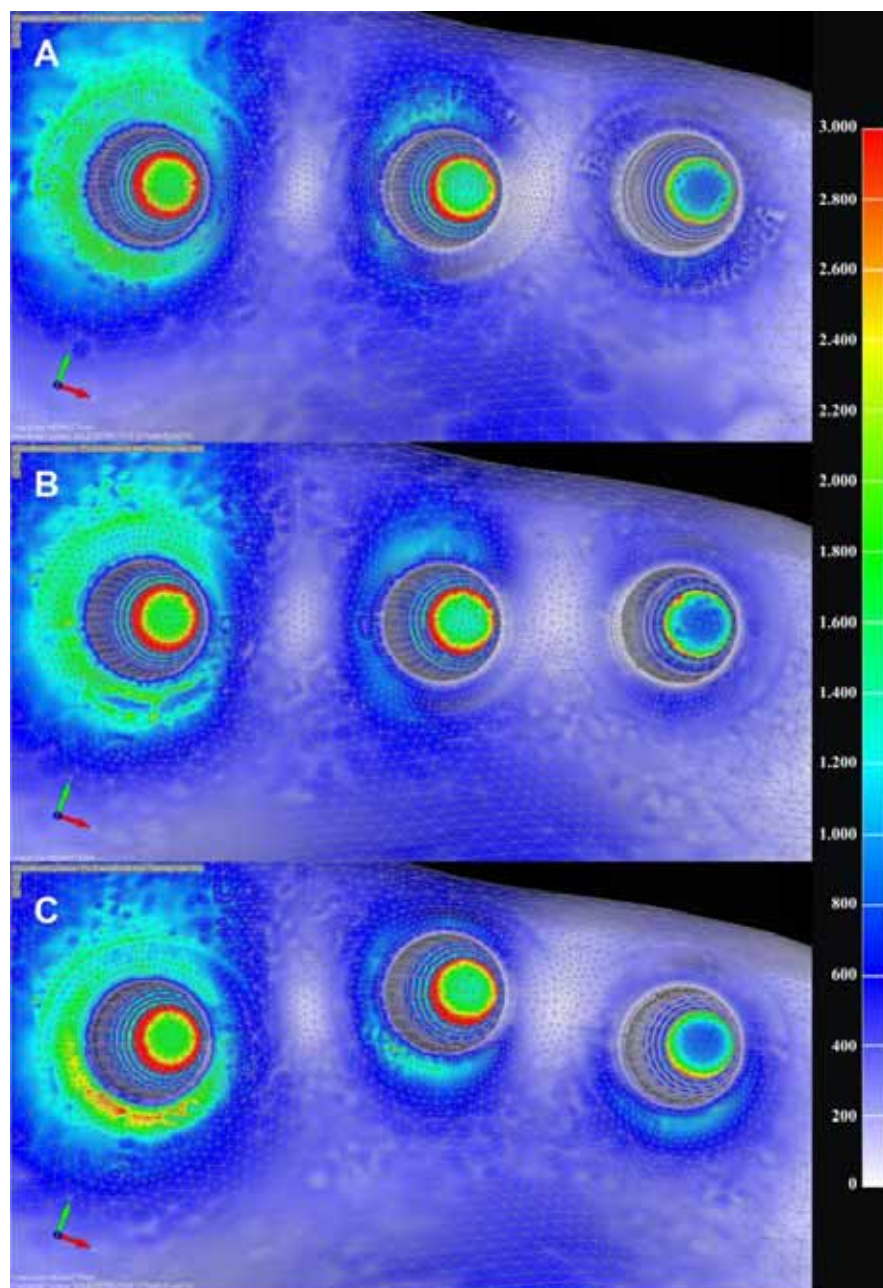


**Figura 6.** Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal. (A) Modelo 1, implantes alinhados com coroas unitárias; (B) Modelo 2, implantes alinhados com coroas esplintadas; (C) Modelo 3, implantes em posicionamento tripoidal com coroas esplintadas.

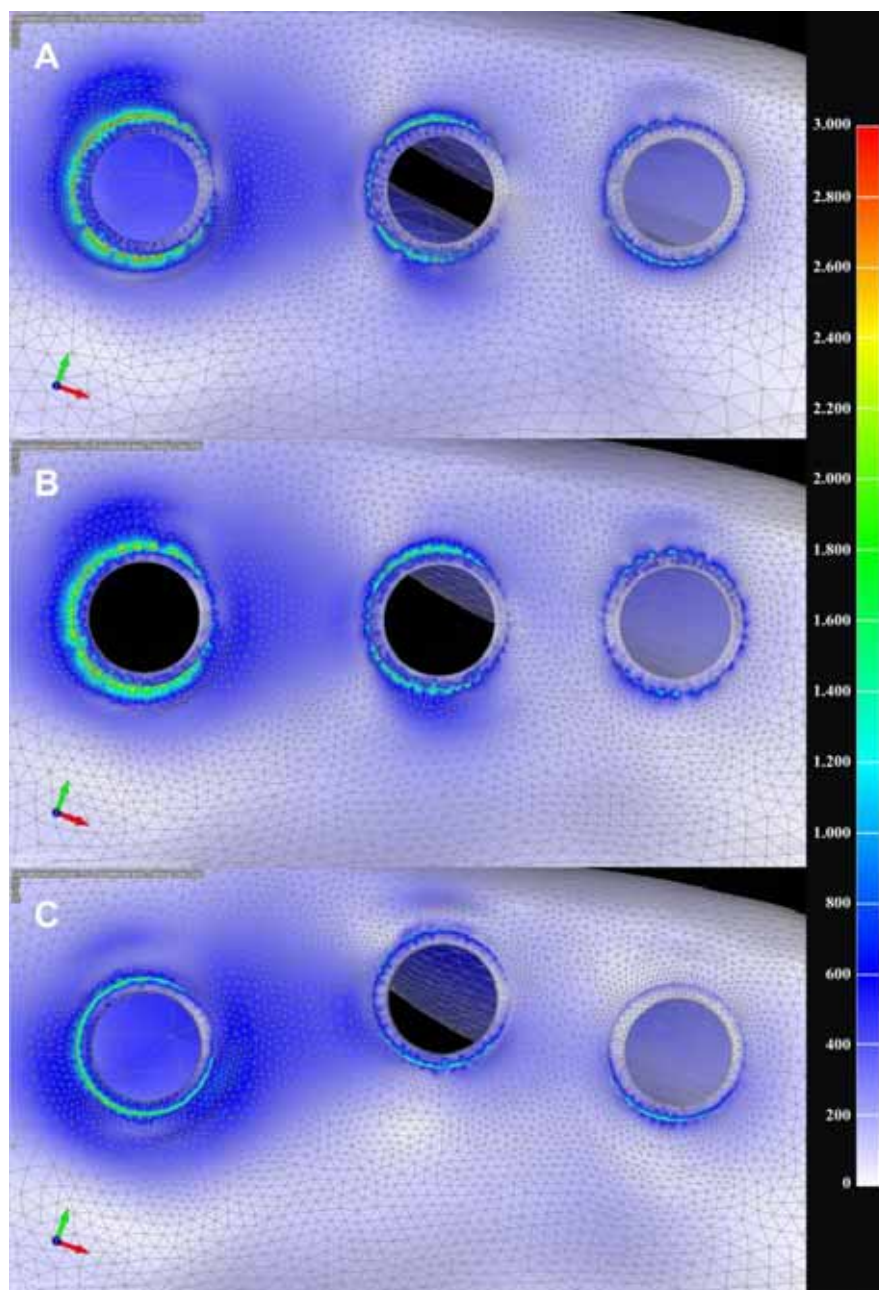
***Tecido ósseo (cortical e trabecular) – Microdeformação***

O carregamento axial gerou maior área de microdeformação (2.400  $\mu\epsilon$  – 3.000  $\mu\epsilon$ ) na região apical dos implantes (osso trabecular) em todos os modelos (Figura 7). Além disso, maiores valores de microdeformação (1.800  $\mu\epsilon$  – 2.800  $\mu\epsilon$ ) foram observados na região de primeiro molar (lingual) do modelo M3 quando comparado com os modelos M1 e M2 que apresentaram comportamento biomecânico similar. Em contrapartida, menores valores de microdeformação foram observados no tecido ósseo cortical no modelo M3 (1.200  $\mu\epsilon$  – 1.600  $\mu\epsilon$ ) (Figura 8). Além disso, uma maior área de microdeformação (1.200  $\mu\epsilon$  – 2.800  $\mu\epsilon$ ) foi observada na região de primeiro molar para o modelo M2 quando comparado com o modelo M1, que apresentaram comportamento biomecânico similar.

O carregamento oblíquo gerou maior área de microdeformação (3.600  $\mu\epsilon$  – 6.000  $\mu\epsilon$ ) na região vestibular do tecido ósseo cortical para o modelo M1 e M2 quando comparado com o modelo M3 (figura 9). No tecido ósseo trabecular, os modelos M1 e M2 apresentaram comportamento biomecânico similar, com ligeiro aumento de microdeformação para o modelo M1, além disso, uma menor área de microdeformação (3.600  $\mu\epsilon$  – 5.200  $\mu\epsilon$ ) foi observada na região superior do modelo M3 (figura 10).

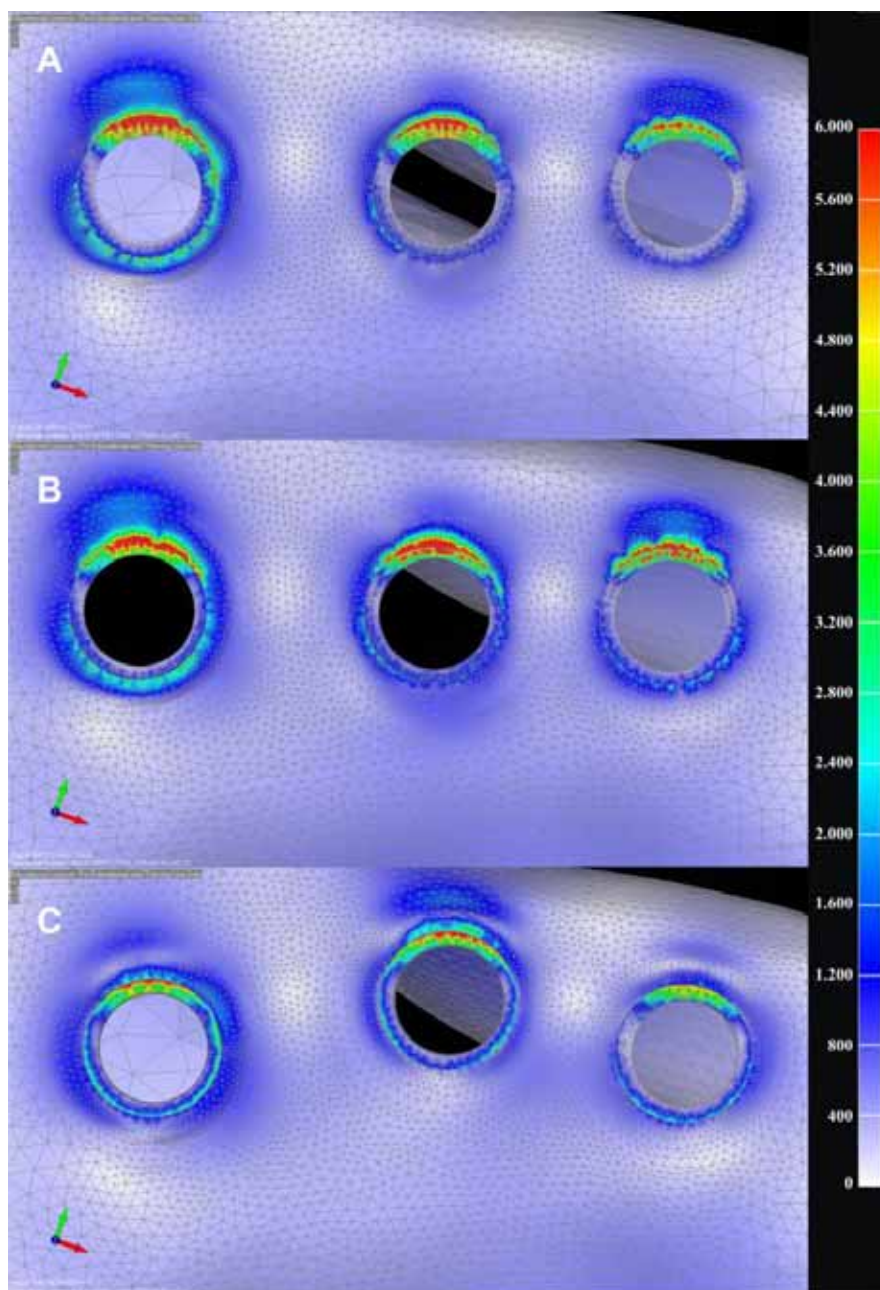


**Figura 7.** Mapa de Microdeformação: tecido ósseo trabecular. Carregamento axial, vista oclusal. (A) Modelo 1, implantes alinhados com coroas unitárias; (B) Modelo 2, implantes alinhados com coroas esplintadas; (C) Modelo 3, implantes em posicionamento tripoidal com coroas esplintadas.



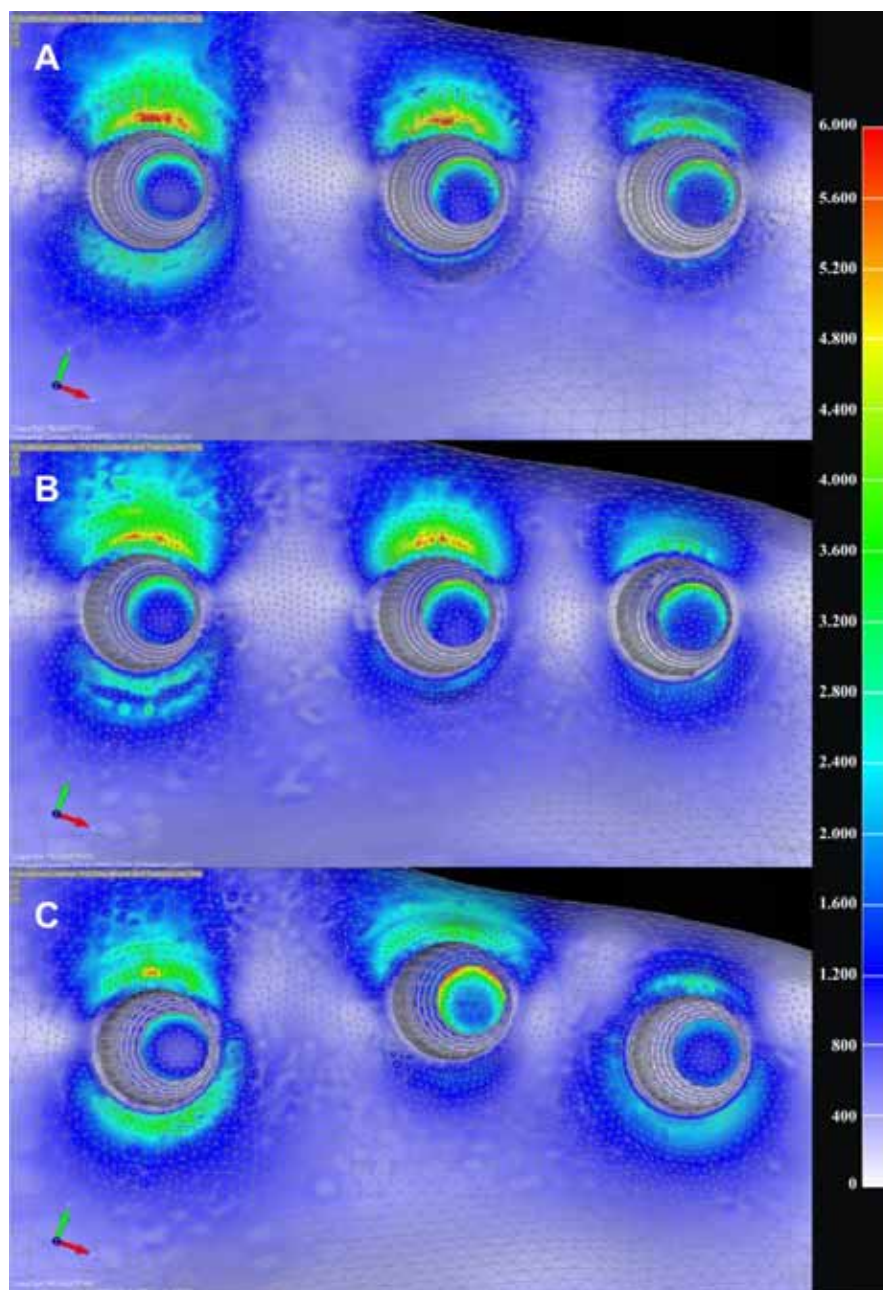
**Figura 8.** Mapa de Microdeformação: tecido ósseo cortical. Carregamento axial, vista oclusal. (A) Modelo 1, implantes alinhados com coroas unitárias; (B) Modelo 2, implantes alinhados com coroas esplintadas; (C) Modelo 3, implantes em posicionamento tripoidal com coroas esplintadas.





**Figura 9.** Mapa de Microdeformação: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal. (A) Modelo 1, implantes alinhados com coroas unitárias; (B) Modelo 2, implantes alinhados com coroas esplintadas; (C) Modelo 3, implantes em posicionamento tripoidal com coroas esplintadas.





**Figura 10.** Mapa de Microdeformação: tecido ósseo trabecular. Carregamento oblíquo, vista oclusal. (A) Modelo 1, implantes alinhados com coroas unitárias; (B) Modelo 2, implantes alinhados com coroas esplintadas; (C) Modelo 3, implantes em posicionamento tripoidal com coroas esplintadas.

## 2.6 Discussão

A hipótese nula deste estudo foi rejeitada, uma vez que as variáveis estudadas (esplintagem e posicionamento tripoidal) geraram um comportamento biomecânico diferente nas estruturas analisadas.

No carregamento axial, os valores de microdeformação óssea encontraram-se dentro do limite proposto pela teoria Mecanostática de Frost de 3000  $\mu\epsilon$  (Frost, 2003), porém no carregamento oblíquo foi possível observar valores que excederam este limite de reabsorção, atingindo valores superiores a 6.000  $\mu\epsilon$  (Frost, 2003). Diante deste dado, torna-se importante destacar que o tecido ósseo neste estudo foi considerado como isotrópico, homogêneo e linearmente elástico, assim como em estudos prévios que utilizam a metodologia de elementos finitos (de Faria Almeida et al., 2014; Moraes et al., 2015), fator este que pode ter contribuído para estes valores elevados. Desta forma, os dados obtidos pelo nosso estudo devem ser vistos como “situações clínicas desfavoráveis”, e extrapolados para clínica com cautela.

O carregamento oblíquo gerou um aumento de tensão nos componentes protéticos, implantes e parafusos de fixação, bem como o aumento de tensão/deformação no tecido ósseo. Estes dados estão de acordo com estudos publicados recentemente, que relatam que o carregamento oblíquo foi capaz de ocasionar um aumento de tensão na interface implante/componente protético (Ramos Verri et al., 2015),

parafuso de fixação (Moraes et al., 2015) e tecido ósseo (Santiago Junior et al., 2013; Verri et al., 2014). Neste contexto, em nosso estudo foi possível observar um efeito benéfico da esplintagem (M2 e M3) para minimizar efeito desta sobrecarga, principalmente no parafuso de fixação. Extrapolando estes resultados para a clínica, acreditamos que há uma menor possibilidade de afrouxamento e/ou fratura do parafuso de fixação quando realizamos a esplintagem (M2 e M3), situação esta desejada em reabilitações implantossuportadas com implantes de hexágono externo.

Em relação à distribuição de tensão/deformação no tecido ósseo, a reabilitação da região posterior de maxila com coroas unitárias (M1) apresentou comportamento similar quando comparado com as coroas esplintadas em linha reta (M2), corroborando com o estudo retrospectivo de Mendonça e colaboradores (Mendonça et al., 2014) que exibiu similaridade em relação à perda óssea marginal ao comparar pacientes com coroas esplintadas e coroas unitárias com acompanhamento de 3 a 16 anos. Em oposição, Nissan e colaboradores (Nissan et al., 2011) sugerem que a esplintagem pode proporcionar um comportamento biomecânico favorável, porém em implantes curtos. Portanto, acreditamos que o efeito da esplintagem pode ser benéfico para a distribuição de tensão no tecido ósseo nas situações em que não é possível planejar a utilização de implantes com o comprimento ideal, ou seja, em situações em que é possível instalar apenas um implante de comprimento longo e associá-lo com implantes curtos (Pellizzer et al., 2014).

A utilização da configuração tripoidal foi capaz de reduzir as tensões no parafuso de fixação e reduzir a microdeformação ao redor dos implantes. Na literatura, há estudos que relatam vantagem em utilizar o posicionamento tripoidal para reduzir as tensões no tecido ósseo ao redor dos implantes (Abreu et al., 2012; Cehreli et al., 2002; Sütüpideler et al., 2004), porém não há estudos que avaliaram os componentes protéticos e parafusos de fixação. Cabe destacar que para a realização desta técnica a disponibilidade óssea é um fator primordial para a realização deste posicionamento dos implantes (de Souza Batista et al., 2015). Além disso, ensaios clínicos controlados randomizados são necessários para confirmar as vantagens da utilização deste posicionamento dos implantes.

Estudar apenas uma distância do deslocamento do implante central (1,5mm) pode ser considerado uma limitação de estudo. A literatura sugere que quanto maior a distância do posicionamento do implante central, mais benéfico é a distribuição de tensão ao tecido ósseo (Sütüpideler et al., 2004). Porém, estes estudos não foram realizados simulando implantes posicionados em maxila. Assim, esta variável deve ser avaliada em estudos futuros.

Como diferencial de estudos, podemos destacar a análise biomecânica do posicionamento tripoidal dos implantes em maxila. Na literatura, há várias simulações que avaliaram o tripoidismo no tecido ósseo mandibular (Akça and Iplikçioğlu, 2001; Huang et al., 2006; Itoh et al., 2004; Sato et al., 2000; Sütüpideler et al., 2004), porém, relatos em

maxila são escassos (de Souza Batista et al., 2015). Desta forma, o nosso estudo pode contribuir para um melhor entendimento desta variável em osso de baixa qualidade, possibilitando o aprimoramento de planejamentos mais previsíveis em reabilitações na região posterior da maxila.

## **2.7. Conclusões**

Dentro das limitações do estudo, é possível concluir que:

1. A esplintagem foi efetiva na redução de tensão no parafuso de fixação, principalmente quando associado ao posicionamento tripoidal dos implantes.
2. O posicionamento tripoidal foi capaz de reduzir a microdeformação no tecido ósseo.
3. O carregamento oblíquo ocasionou um aumento de tensão nos componentes protéticos, implante e parafuso de fixação e de tensão/deformação no tecido ósseo.

## 2.8 Referências

Abreu, C.W., Nishioka, R.S., Balducci, I., Consani, R.L., 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, 121-127.

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.

Anusavice, K.J., Hojjatie, B., 1987. Stress distribution in metal-ceramic crowns with a facial porcelain margin. *J. Dent. Res.* 66, 1493-1498.

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.

Cehreli, M.C., Iplikçioğlu, H., Bilir, O.G., 2002. The influence of the location of load transfer on strains around implants supporting four unit cement-retained fixed prostheses: in vitro evaluation of axial versus offset loading. *J. Oral Rehabil.* 29, 394-400.

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., Junior, J.F., de Faria 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.

Eraslan, O., Sevimay, M., Usumez, A., Eskitascioglu, G., 2005. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures--a finite element analysis. *J. Oral Rehabil.* 32, 273-278.

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

Gholami, H., Mericske-Stern, R., Kessler-Liechti, G., Katsoulis, J., 2014. Radiographic bone level changes of implant-supported restorations in edentulous and partially dentate patients: 5-year results. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 29, 898-904.

Goiato, M.C., dos Santos, D.M., Santiago, J.F., Jr., 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.

Huang, H.L., Lin, C.L., Ko, C.C., Chang, C.H., Hsu, J.T., Huang, J.S., 2006. Stress analysis of implant-supported partial prostheses in



anisotropic mandibular bone: in-line versus offset placements of implants. *J. Oral. Rehabil.* 33, 501-508.

Itoh, H., Caputo, A.A., Kuroe, T., Nakahara, H., 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.

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, 787-794.

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., 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.

Nissan, J., Gross, O., Ghelfan, O., Priel, I., Gross, M., Chaushu, G., 2011. The effect of splinting implant-supported restorations on stress distribution of different crown-implant ratios and crown height spaces. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 69, 2990-2994.

Pellizzer, E., Santiago Junior, J., Villa, L., de Souza Batista, V., de Mello, C., de Faria Almeida, D., Honório, H., 2014. Photoelastic stress analysis of splinted and unitary implant-supported prostheses. *Applied Physics B* 117, 235-244.

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.

Puri, N., Pradhan, K.L., Chandna, A., Sehgal, V., Gupta, R., 2007. Biometric study of tooth size in normal, crowded, and spaced permanent dentitions. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 132, 279.e277-279.e214.

Ramos Verri, F., Santiago Junior, J.F., de Faria Almeida, D.A., de Oliveira, G.B., de Souza Batista, V.E., Marques Honório, H., Yoshito Noritomi, P., Piza Pellizzer, E., 2015. Biomechanical influence of crown-to-implant ratio on stress distribution over internal hexagon short implant: 3-D finite element analysis with statistical test. *J. Biomech.* 48, 138-145.

Santiago Junior, J.F., Pellizzer, E.P., Verri, F.R., de Carvalho, P.S.P., 2013. Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters and veneering materials: A 3-D finite element study. *Materials Science and Engineering: C* 33, 4700-4714.

Sato, Y., Shindoi, N., Hosokawa, R., Tsuga, K., Akagawa, Y., 2000. A biomechanical effect of wide implant placement and offset placement of three implants in the posterior partially edentulous region. *J. Oral Rehabil.* 27, 15-21.

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.

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., Kilicarslan, 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.

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, 819-825.

Vázquez Álvarez, R., Pérez Sayáns, M., Gayoso Diz, P., García García, A., 2014. Factors affecting peri-implant bone loss: a post-five-year retrospective study. *Clin Oral Implants Res.*, doi: 10.1111/clr.12416. (Epub ahead of print).

Verri, F.R., Batista, V.E.d.S., Santiago Jr, J.F., Almeida, D.A.d.F., Pellizzer, E.P., 2014. Effect of crown-to-implant ratio on peri-implant stress: A finite element analysis. *Materials Science and Engineering: C* 45, 234-240.

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.

Zitzmann, N.U., Hagmann, E., Weiger, R., 2007. What is the prevalence of various types of prosthetic dental restorations in Europe? *Clin. Oral Implants Res.* 3, 20-33.



**Estudo do comportamento biomecânico na utilização de  
pôntico e cantilever em reabilitação posterior de maxila.  
Estudo pelo método de elementos finitos tridimensionais.**

### **3.1 Resumo**

**Proposição:** O propósito deste estudo foi avaliar a influência do uso de pôntico central e pôntico em cantilever (mesial e distal), em próteses de três elementos, na distribuição de tensão/deformação no tecido ósseo e na distribuição de tensão nos componentes protéticos, implantes e parafusos de fixação, em região posterior de maxila por meio do método de elementos finitos tridimensionais.

**Material e método:** Cada modelo tridimensional foi constituído de um bloco ósseo maxilar referente à região do primeiro pré-molar ao primeiro molar direito, apresentando três ou dois implantes do tipo hexágono externo (HE) de 4,0 x 10 mm, suportando prótese de três elementos metalo-cerâmica parafusada, com as seguintes variações: M1 – três implantes com três coroas esplintadas; M2 – dois implantes com reabilitação com pôntico central; M3 – dois implantes com reabilitação com pôntico em cantilever mesial; M4 – dois implantes com reabilitação com pôntico em cantilever distal. A força aplicada foi de 400N em direção axial, com 50N em cada ponta de cúspide, e 200N oblíqua, com 50N, aplicados em 45°, em cada ponta da cúspide vestibular. Mapas de von

Mises foram utilizados para avaliar componentes protéticos, implantes e parafusos de fixação. Os mapas de Tensão Máxima Principal e microdeformação foram utilizados como critério para análise do tecido ósseo.

**Resultados:** A redução do número de implantes ocasionou um comportamento biomecânico desfavorável para as estruturas analisadas (M2, M3, M4). Em situações de reabilitações com dois implantes, a utilização do pântico central (M2) gerou uma distribuição de tensão/deformação mais favorável para as estruturas analisadas e a utilização do pântico em cantilever (M3 e M4) demonstrou ser desfavorável para a distribuição de tensão/deformação nas estruturas analisadas, principalmente o pântico em cantilever distal (M4).

**Conclusão:** A utilização de três implantes proporciona menores valores de tensão/deformação nas estruturas analisadas; dentre as reabilitações com dois implantes, a utilização de pântico em cantilever gerou um comportamento biomecânico mais desfavorável nas estruturas analisadas, principalmente na utilização de pântico em cantilever distal.

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

### **3.2 Introdução**

O advento da implantodontia transformou a qualidade de vida de pacientes desdentados, parciais ou totais, ao longo das últimas décadas (Borges Tde et al., 2011; Pennington and Parker, 2012). Atualmente, já são relatados sucessos na longevidade para esta terapia, com estudos de acompanhamento que revelam a eficácia de diferentes tipos de conexão e geometrias de implantes ao longo dos anos (Calandriello and Tomatis, 2011; Li et al., 2009; Maló et al., 2011).

Contudo, fatores biomecânicos podem prejudicar esta longevidade (Fu et al., 2012; Pellizzer et al., 2013; Pellizzer et al., 2012), tais como a qualidade e quantidade óssea do leito receptor (Sevimay et al., 2005), a esplintagem de coroas sobre implante (Wang et al., 2002) e a própria distribuição de forças sobre os implantes influenciada pela oclusão, força mastigatória, número de implantes e a posição dos mesmos (Himmlová et al., 2004). Neste contexto, a literatura tem associado maior tendência à falha em implantes dentários instalados em região posterior maxilar, que são áreas de menor densidade óssea (Goiato et al., 2014; Jemt et al., 1996).

A reabsorção óssea após a perda do dente, muitas vezes interfere o posicionamento ideal do implante dentário (Milinkovic and Cordaro, 2014). Nesta situação, a utilização de pântico central ou pântico em cantilever (mesial ou distal) é indicada como alternativa para o tratamento



ideal, com a finalidade de evitar procedimentos cirúrgicos que gerariam mais tempo para o tratamento, além de um aumento no custo (Harder et al., 2011; Walton et al., 1996). No entanto, o efeito da utilização destas opções de tratamento na longevidade da reabilitação ainda não está totalmente compreendido.

No que diz respeito à metodologia, a análise de elementos finitos tem aumentado o interesse de pesquisadores em situações que envolvem implantes osseointegrados (Ramos Verri et al., 2015; Rubo and Capello Souza, 2010; Santiago Junior et al., 2013). Além disso, dados destes estudos já têm sido indicados como passíveis de melhorar o entendimento biomecânico de diversos materiais utilizados em odontologia e, em seguida, cuidadosamente terem seus resultados extrapolados para a clínica diária (Van Staden et al., 2006).

### **3.2 Proposição**

O propósito deste estudo foi avaliar a influência do número de implantes, uso de pântico central e pântico em cantilever (mesial e distal), em próteses de três elementos, na distribuição de tensão/deformação no tecido ósseo e na distribuição de tensão nos componentes protéticos, implantes e parafusos de fixação, em região posterior de maxila por meio do método de elementos finitos tridimensionais. As hipóteses de estudo foram que: (1) a redução do número de implantes iria proporcionar um comportamento biomecânico desfavorável; (2) as variáveis pântico central e pântico em cantilever não iriam gerar diferença no comportamento biomecânico nas estruturas analisadas.

### 3.3 Material e Método

#### *Delineamento experimental*

Esta pesquisa foi desenvolvida considerando três fatores de estudo, sendo: número de implantes (três ou dois), tipo de reabilitação (sob três implantes; com pântico central ou pântico em cantilever) e carregamento (axial e oblíquo).

#### *Modelagem tridimensional*

Para representar as situações clínicas, três modelos tridimensionais foram simulados (Tabela 1). Cada modelo tridimensional foi constituído de um bloco ósseo maxilar referente à região do primeiro pré-molar ao primeiro molar direito, apresentando três ou dois implantes do tipo hexágono externo (HE) de 4,0 x 10 mm (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., Arujá, São Paulo, Brasil), suportando prótese de três elementos metalo-cerâmica 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 pelo programa Rhinoceros 4.0 (NURBS Modeling for Windows, Seattle, Washington, EUA).

**Tabela 1.** Descrição dos modelos

| Implante         | Modelos | Número de implantes | Tipo de reabilitação         | Carregamentos | Números de nós/ elementos |
|------------------|---------|---------------------|------------------------------|---------------|---------------------------|
| HE<br>(4,0x10mm) | M1      | Três                | Coroas Esplintadas           | Axial         | 1.399.415/581.493         |
|                  |         |                     |                              | Oblíquo       |                           |
|                  | M2      | Dois                | Pôntico Central              | Axial         | 1.022.977/339.218         |
|                  |         |                     |                              | Oblíquo       |                           |
|                  | M3      | Dois                | Pôntico em Cantilever Mesial | Axial         | 1.058.045/363.069         |
|                  |         |                     |                              | Oblíquo       |                           |
|                  | M4      | Dois                | Pôntico em Cantilever Distal | Axial         | 1.044.321/352.569         |
|                  |         |                     |                              | Oblíquo       |                           |

O desenho do implante foi obtido através da simplificação de um projeto original de implante HE de 4,0 x 10 mm. O posicionamento dos implantes (modelo com três implantes) foi simulado com distância entre si de 7 mm, medido de centro a centro, entre os pré-molares, e distância de 8,75 mm, também medido de centro a centro, entre o segundo pré-molar e o molar (Puri et al., 2007). No modelo com pôntico central, esta distância foi mantida, porém removendo o implante central (segundo pré-molar). Na simulação de reabilitação com pôntico em cantilever mesial, o implante posicionado na região de primeiro pré-molar foi removido. Por fim, para a simulação de reabilitação com pôntico em cantilever distal, o implante posicionado na região primeiro molar foi removido. Contudo, a

distância méso-distal da reabilitação foi mantida a mesma para todas as situações.

Além disso, o pilar protético UCLA simulado foi o mesmo para todas as situações. Ambas as próteses metalo-cerâmicas parafusadas foram simuladas em linha reta e esplintadas.

Desta forma, os implantes, pilares, coroas metalo-cerâmicas e parafusos foram simplificados utilizando os programas SolidWorks 2010 (SolidWorks Corp, Waltham, Massachusetts, USA) e Rhinoceros 4.0, e foram todos iguais para os três modelos. Por fim, todas as geometrias foram exportadas para discretização no programa de elementos finitos FEMAP 11.1.2 (Siemens PLM Software Inc., Santa Ana, California, USA).

### ***Configuração da análise tridimensional***

O programa FEMAP 11.1.2 foi utilizado para gerar os modelos de elementos finitos nas fases de pré- e pós-processamento. Na fase de pré-processamento, foi gerado as malhas com elementos sólidos tetraédricos parabólicos. Além disso, as propriedades mecânicas de cada material simulado foram atribuídas às malhas utilizando os valores da literatura (Anusavice and Hojjatie, 1987; Eraslan et al., 2005; Sertgöz, 1997; Sevimay et al., 2005) (Tabela 2). Todos os materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos. O número total de elementos e nós dos modelos são apresentados na Tabela 1. Na fase pós-processamento, foi utilizado para a leitura e plotagem dos mapas

obtidos através dos cálculos matemáticos no programa NEi Nastran 11.1 (Noran Engineering, Inc., Westminster, California, USA), que será descrito com mais detalhes a seguir.

**Tabela 2.** Propriedades dos materiais

| <b>Estrutura</b>                                       | <b>Módulo de Elasticidade (E) (GPa)</b> | <b>Coefficiente de Poisson (ν)</b> | <b>Referência</b>          |
|--------------------------------------------------------|-----------------------------------------|------------------------------------|----------------------------|
| <b>Osso Trabeculado baixa densidade (osso tipo IV)</b> | 1,10                                    | 0,30                               | Sevimay et al.,2005        |
| <b>Osso Cortical</b>                                   | 13,7                                    | 0,30                               | Sertgöz, 1997              |
| <b>Titânio</b>                                         | 110,0                                   | 0,35                               | Sertgöz, 1997              |
| <b>Liga Ni-Cr</b>                                      | 206,0                                   | 0,33                               | Anusavice & Hojjatie, 1987 |
| <b>Porcelana Feldespática</b>                          | 82,8                                    | 0,35                               | Eraslan et al., 2005       |

### **Condições de contato, contorno e carregamento**

Ainda na fase de pré-processamento, foi definido as condições de contato, 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 fixado em todos os eixos (x, y e z), simulando a fixação da maxila ao viscerocrânio, Assim,

após aplicação das cargas, toda a estrutura coroa/componentes/implante e 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 em cada ponta de cúspide, e 200N oblíqua, com 50N, aplicados em 45°, em cada ponta da 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, California, USA), com as seguintes características: processador Intel® Xeon® x3470, 16 GB de RAM e 2 TB de HD. Desta forma, os resultados foram transferidos ao FEMAP 11.1.2 para visualização gráfica da tensão/deformação no tecido ósseo através de mapas. Mapas de von Mises foram utilizados para avaliar componentes protéticos, implantes e parafusos de fixação (Ramos Verri et al., 2015). O mapa de Tensão Máxima Principal foi utilizado como critério para análise das tensões no tecido ósseo, uma vez que fornece valores de compressão (valores negativos) e tração (valores positivos) (Santiago Junior et al., 2013; Verri et al., 2014). O critério de análise de microdeformação ( $\mu\epsilon$  – deformação  $\times 10^{-6}$ ) também foi utilizado para avaliar o tecido ósseo (Ramos Verri et al., 2015), 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 de von Mises e Tensão Máxima Principal foi Mega-Pascal (MPa).



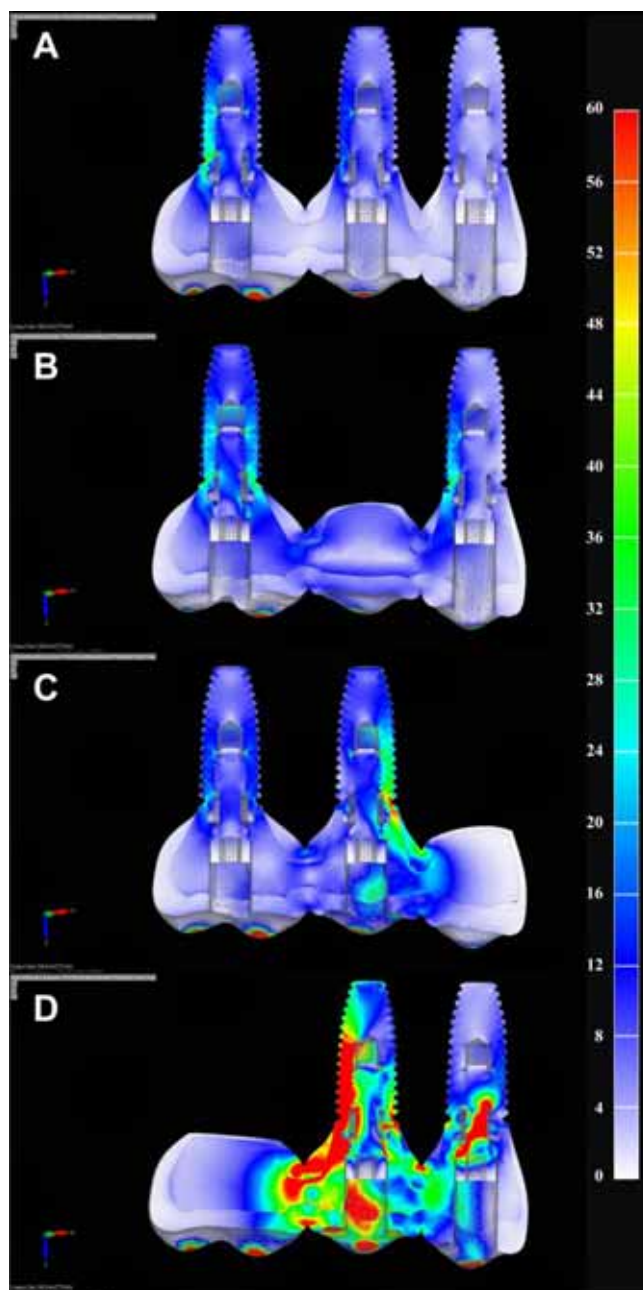
### 3.4 Resultados

#### ***Coroa, implante, componente protético e parafuso de fixação – Análise de von Mises***

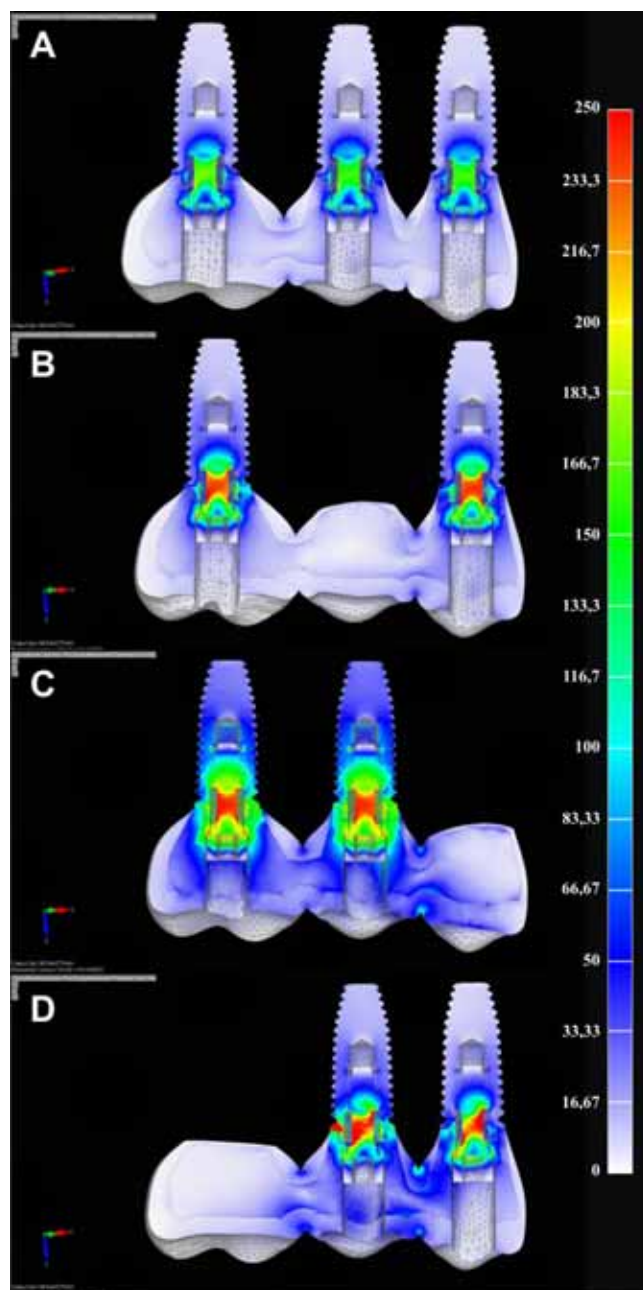
No carregamento axial, em uma análise geral dos modelos, foi possível observar que a redução do número dos implantes foi mais desfavorável nas situações em que se utilizou pântico em cantilever (modelos M3 e M4), principalmente para o pântico em cantilever distal (modelo M4) (Figura 1). Para o modelo M1, foi possível observar tensão na faixa de 40 MPa a 48 MPa na região distal do implante referente ao primeiro molar. No modelo M2, as tensões na faixa de 28 MPa a 44 MPa foram distribuídas nos dois implantes que sustentam a prótese. No modelo M3, os maiores valores de tensão se concentraram na interface implante/componente protético do implante adjacente ao pântico em cantilever. No modelo M4, foi possível observar maiores valores de tensão na interface implante/componente protético e conector do dente adjacente ao pântico em cantilever, bem como no corpo dos parafusos de fixação.

O carregamento oblíquo ocasionou aumento de tensão nos parafusos de fixação para todos os modelos, principalmente para as situações em que se utilizou pântico central e pântico em cantilever (modelos M2, M3 e M4) (Figura 2). No modelo M1, as tensões na faixa de 100 MPa a 166.7 MPa localizaram-se, principalmente, nos parafusos de

fixação. No modelo M2, os maiores valores de tensão (faixa de 166,7 MPa a 250 MPa) também concentraram-se nos parafusos de fixação. No modelo M3, valores na faixa de 164,3 MPa a 250 MPa concentraram-se no parafuso de fixação, além de faixa de tensão de 78,57 MPa a 135,7 MPa na interface implante/componente protético. No modelo M4, os maiores valores de tensão (233,3 MPa a 250 MPa) concentraram-se na interface distal do implante adjacente ao pântico em cantilever e nos parafusos de fixação.



**Figura 1.** Mapa de von Mises: coroa, implante, componente protético e parafuso de fixação. Carregamento axial, vista vestibular. (A) Modelo 1, três implantes com coroas esplintadas; (B) Modelo 2, dois implantes com pântico central; (C) Modelo 3, dois implantes com pântico em cantilever mesial; (D) Modelo 4, dois implantes com pântico em cantilever distal.



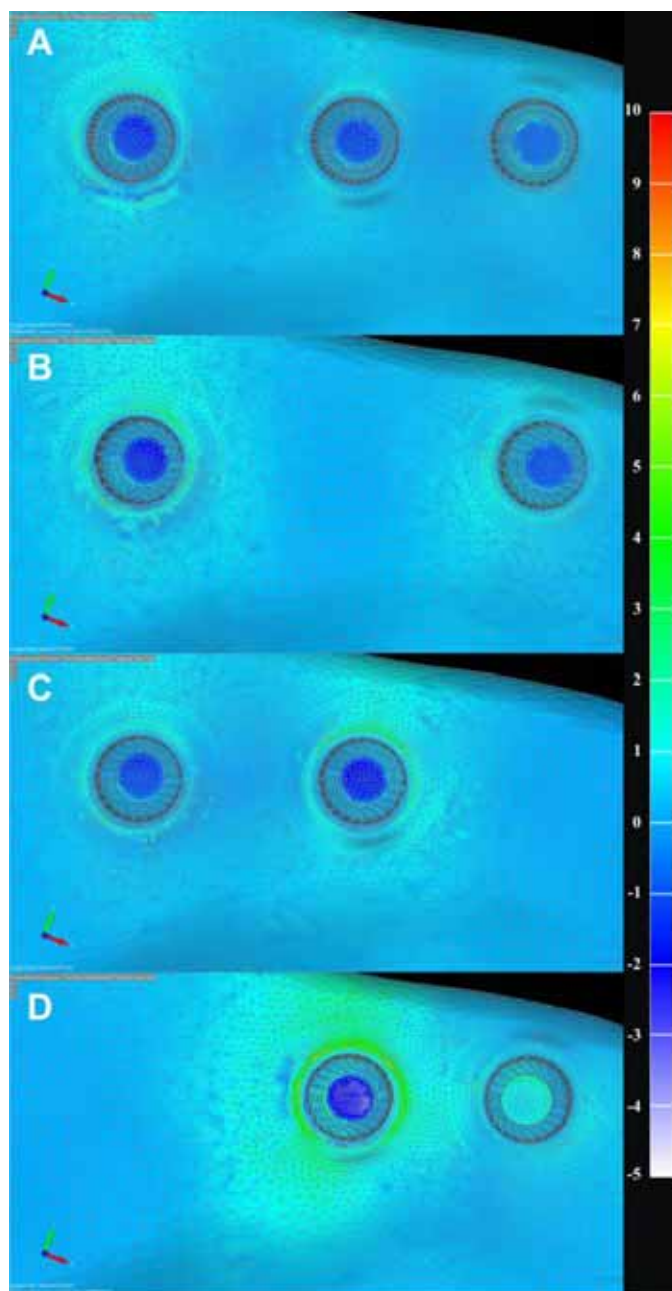
**Figura 2.** Mapa de von Mises: coroa, implante, componente protético e parafuso de fixação. Carregamento oblíquo, vista vestibular. (A) Modelo 1, três implantes com coroas esplintadas; (B) Modelo 2, dois implantes com pântico central; (C) Modelo 3, dois implantes com pântico em cantilever mesial; (D) Modelo 4, dois implantes com pântico em cantilever distal.

***Tecido ósseo (cortical e trabecular) – Tensão Máxima Principal***

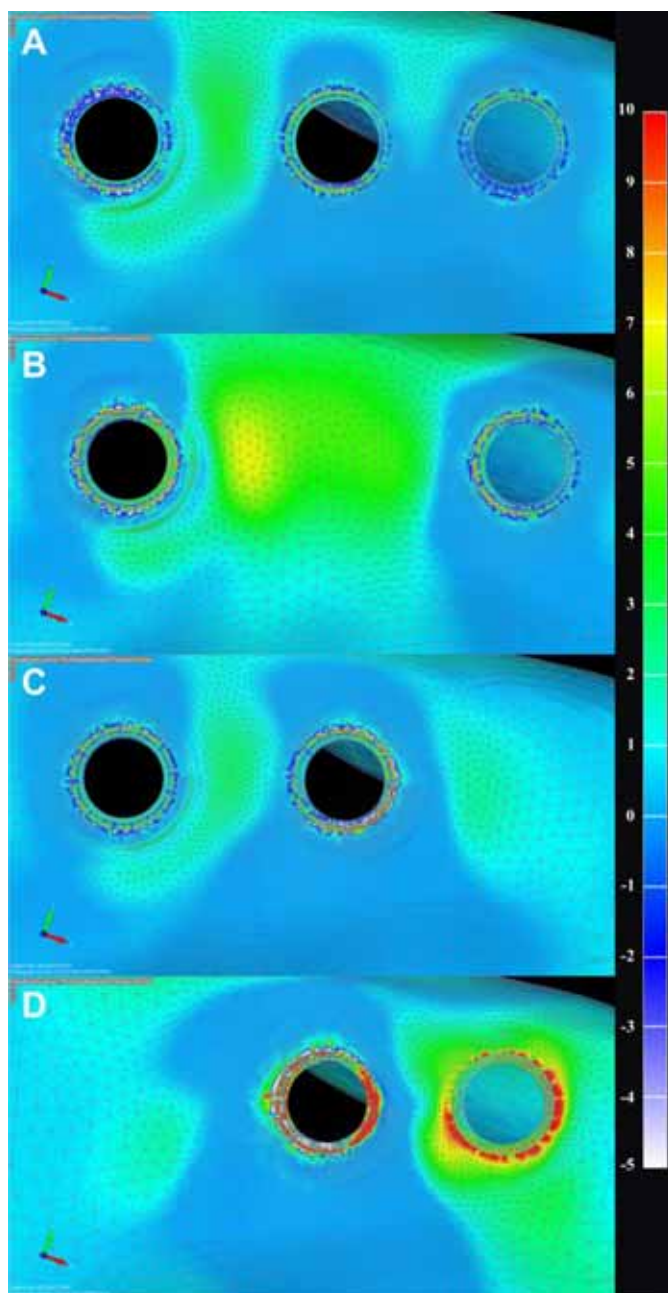
No carregamento axial, foi possível observar que os maiores valores de tensão de tração e tensão de compressão localizaram-se no tecido ósseo cortical (Figuras 3 e 4). Uma menor área de tensão de compressão e tensão de tração foi encontrada no modelo M1, quando comparado com os demais modelos. Entre os modelos com apenas dois implantes, foi possível observar que o modelo M2 distribuiu de forma semelhante às tensões de tração e tensão de compressão ao redor dos dois implantes, ao passo que no modelo M3 a tensão tração e compressão concentrou-se mais no implante adjacente ao pântico em cantilever. No modelo M4, uma maior área de tensão de tração e de tensão de compressão foi observada quando comparada com os demais modelos.

O carregamento oblíquo ocasionou um aumento da tensão (compressão e tração) no tecido ósseo. Além disso, foi possível observar que os maiores valores de tensão de tração e tensão de compressão se localizaram no tecido ósseo cortical (Figuras 5 e 6). Uma menor área de tensão de tração e tensão de compressão ao redor dos implantes foi observada no modelo M1 quando comparado com os demais. No modelo M2, concentrou-se maior área de tensão de tração (38 MPa a 50 MPa) na região lingual referente ao primeiro molar. No modelo M3, maior área de tensão de tração (38 MPa a 50 MPa) concentrou-se no tecido ósseo ao redor do implante mais distante do pântico em cantilever (região de

primeiro molar). No modelo M4, foi possível observar maior concentração de tensão de tração na região distal do tecido ósseo referente à região adjacente do pântico em cantilever (região de primeiro pré-molar).

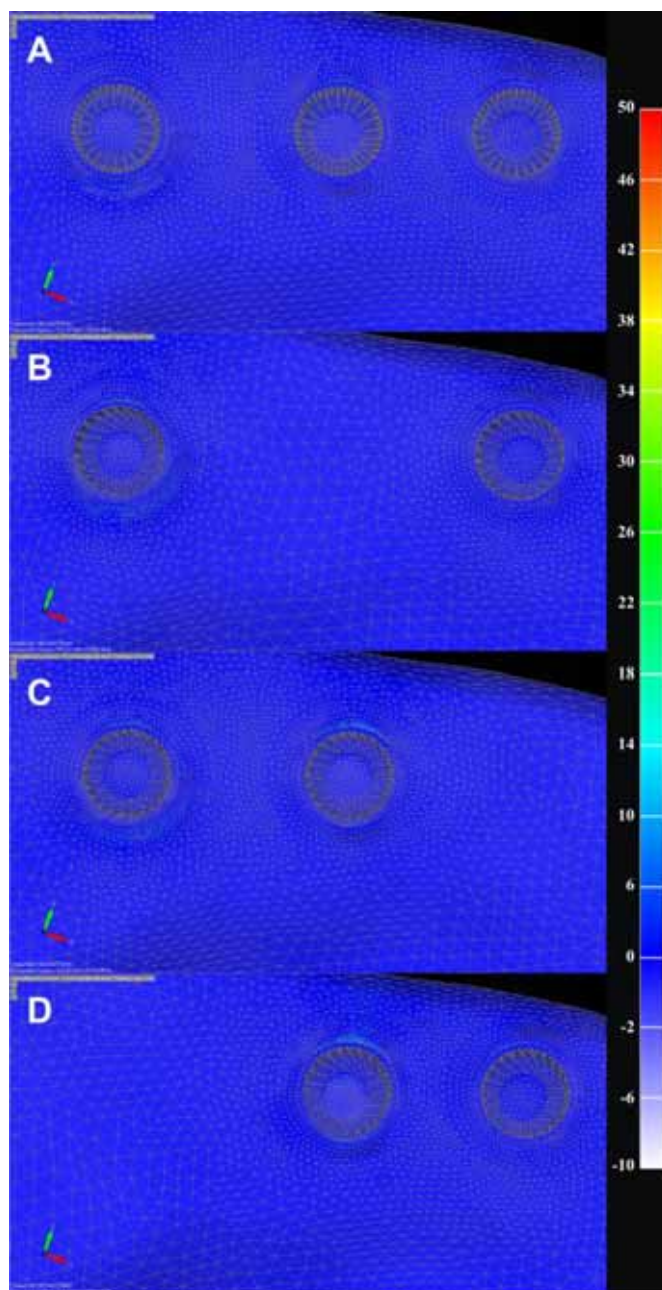


**Figura 3.** Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo trabecular. Carregamento axial, vista oclusal. (A) Modelo 1, três implantes com coroas esplintadas; (B) Modelo 2, dois implantes com pântico central; (C) Modelo 3, dois implantes com pântico em cantilever mesial; (D) Modelo 4, dois implantes com pântico em cantilever distal.

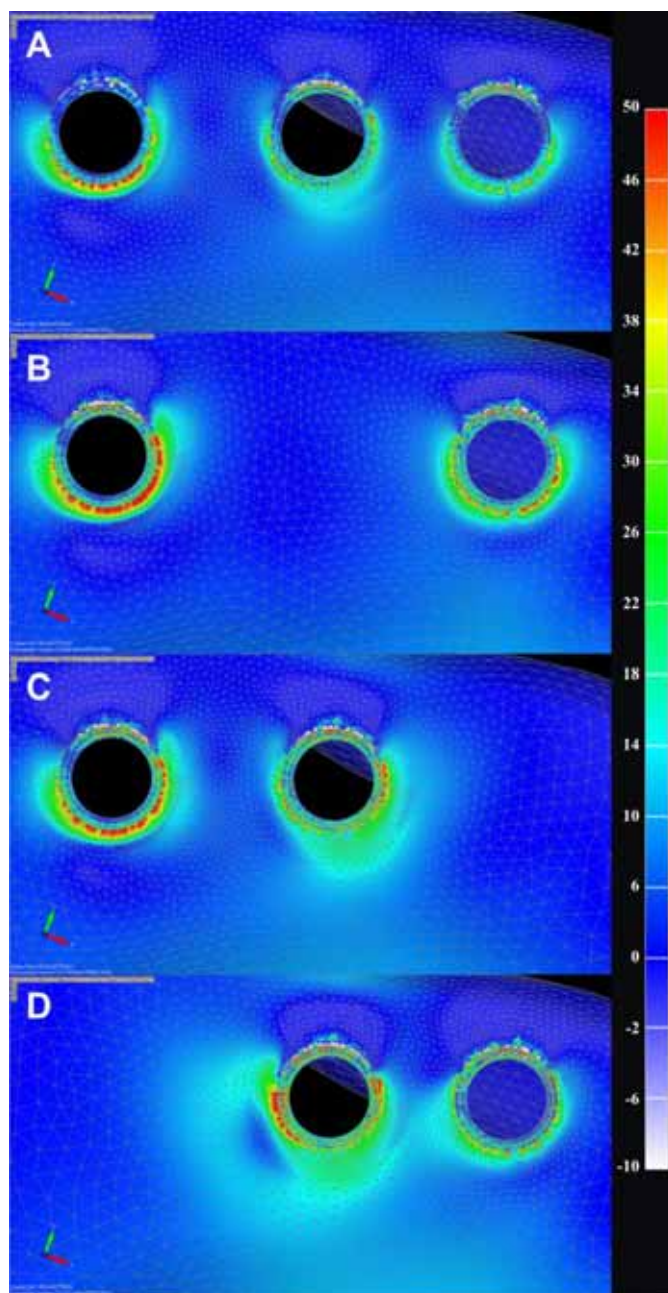


**Figura 4.** Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo cortical. Carregamento axial, vista oclusal. (A) Modelo 1, três implantes com coroas esplintadas; (B) Modelo 2, dois implantes com pântico central; (C) Modelo 3, dois implantes com pântico em cantilever mesial; (D) Modelo 4, dois implantes com pântico em cantilever distal.





**Figura 5.** Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo trabecular. Carregamento oblíquo, vista oclusal. (A) Modelo 1, três implantes com coroas esplintadas; (B) Modelo 2, dois implantes com pântico central; (C) Modelo 3, dois implantes com pântico em cantilever mesial; (D) Modelo 4, dois implantes com pântico em cantilever distal.

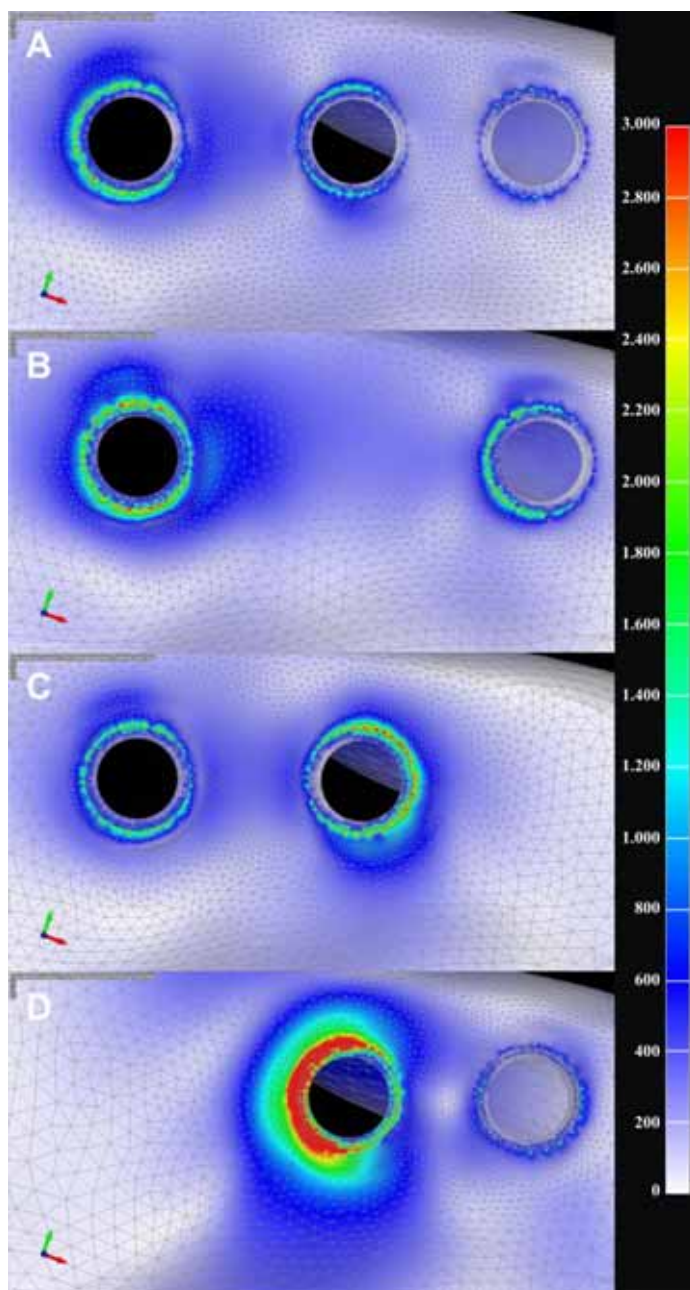


**Figura 6.** Mapa de Tensão Máxima Principal: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal. (A) Modelo 1, três implantes com coroas esplintadas; (B) Modelo 2, dois implantes com pântico central; (C) Modelo 3, dois implantes com pântico em cantilever mesial; (D) Modelo 4, dois implantes com pântico em cantilever distal.

***Tecido ósseo (cortical e trabecular) – Microdeformação***

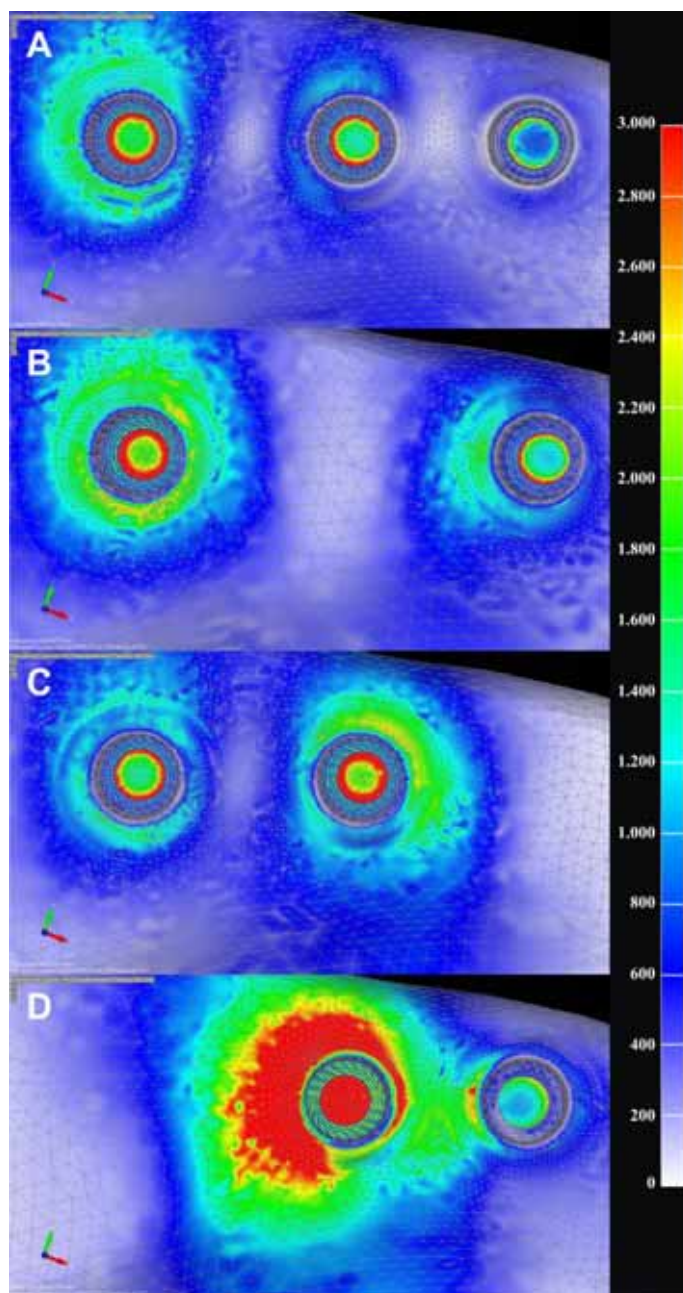
No carregamento axial, os valores mais elevados de microdeformação localizaram-se no tecido ósseo cortical ao redor dos implantes e no tecido ósseo trabecular em contato com a região apical dos implantes para os modelos M1, M2 M3 e M4, bem como no tecido ósseo trabecular em contato com a região cervical do implante adjacente ao pântico em cantilever no modelo M4 (Figuras 7 e 8). No modelo M1, menor intensidade de microdeformação foram observados quando comparado com os demais modelos, tanto no tecido ósseo cortical, quanto no tecido ósseo trabecular. No modelo M2, os maiores valores de microdeformação no tecido cortical localizaram-se na região ao redor do implante referente ao primeiro molar. Uma área de microdeformação na faixa de 1.600  $\mu\epsilon$  a 2.400  $\mu\epsilon$  concentrou-se na região superior do tecido ósseo trabecular ao redor do primeiro molar superior. No modelo M3, os maiores valores de microdeformação no tecido cortical localizaram-se na região ao redor do implante adjacente ao pântico em cantilever mesial. Uma área de microdeformação na faixa de 1.600  $\mu\epsilon$  a 2.400  $\mu\epsilon$  concentrou-se na região superior do tecido ósseo trabecular ao redor do primeiro pré-molar superior. No modelo M4, foi possível observar extensa área de microdeformação (2.000  $\mu\epsilon$  a 3.000  $\mu\epsilon$ ) no tecido ósseo cortical e trabecular (região superior) ao redor do implante referente ao segundo pré-molar (adjacente ao pântico em cantilever distal).

O carregamento oblíquo ocasionou um aumento da microdeformação no tecido ósseo cortical e trabecular (Figuras 9 e 10). Além disso, foi possível observar menor área de microdeformação (4.000  $\mu\epsilon$  a 6.000  $\mu\epsilon$ ) no tecido ósseo cortical e trabecular ao redor dos implantes do modelo M1 quando comparado com os demais. O modelo M2 evidenciou valores de microdeformação similares para o tecido ósseo cortical ao redor dos implantes no primeiro pré-molar e primeiro molar, ao passo que no tecido ósseo trabecular os maiores valores de microdeformação concentraram-se na região vestibular superior do primeiro molar. Os modelos M3 e M4 mostraram um aumento de microdeformação no tecido ósseo cortical e trabecular ao redor do implante adjacente ao pântico em cantilever.

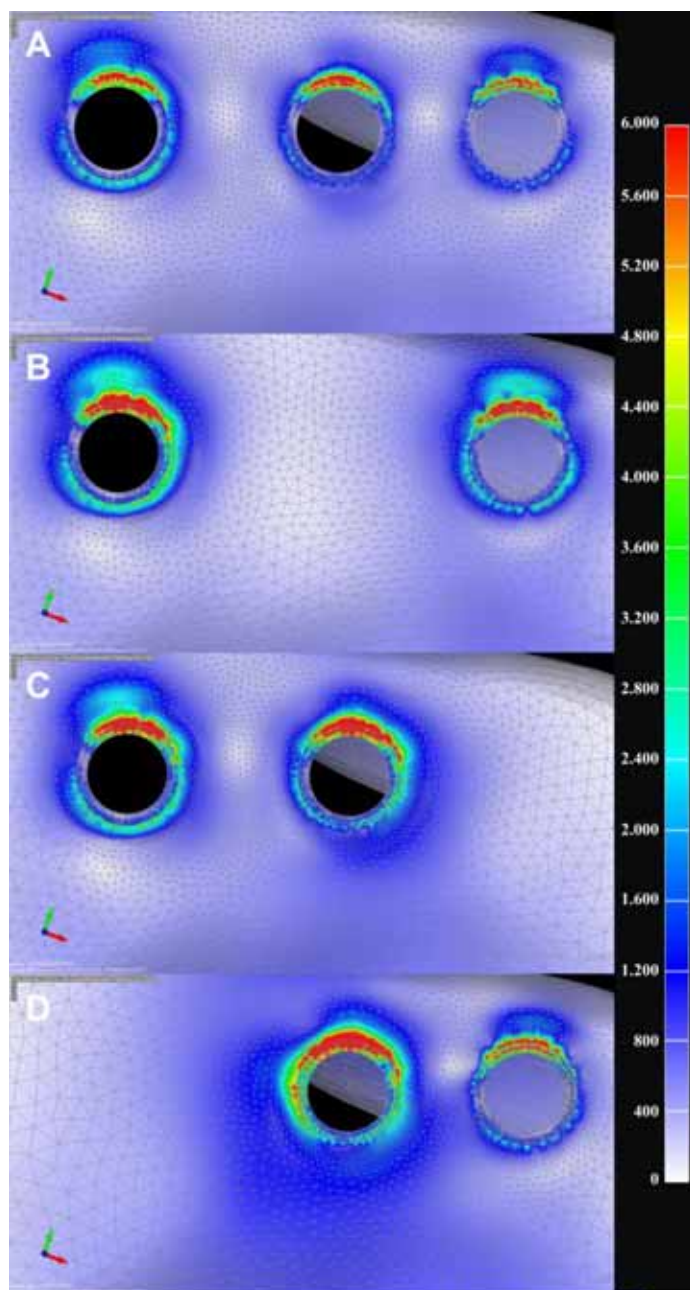


**Figura 7.** Mapa de Microdeformação: tecido ósseo cortical. Carregamento axial, vista oclusal. (A) Modelo 1, três implantes com coroas esplintadas; (B) Modelo 2, dois implantes com pântico central; (C) Modelo 3, dois implantes com pântico em cantilever mesial; (D) Modelo 4, dois implantes com pântico em cantilever distal.

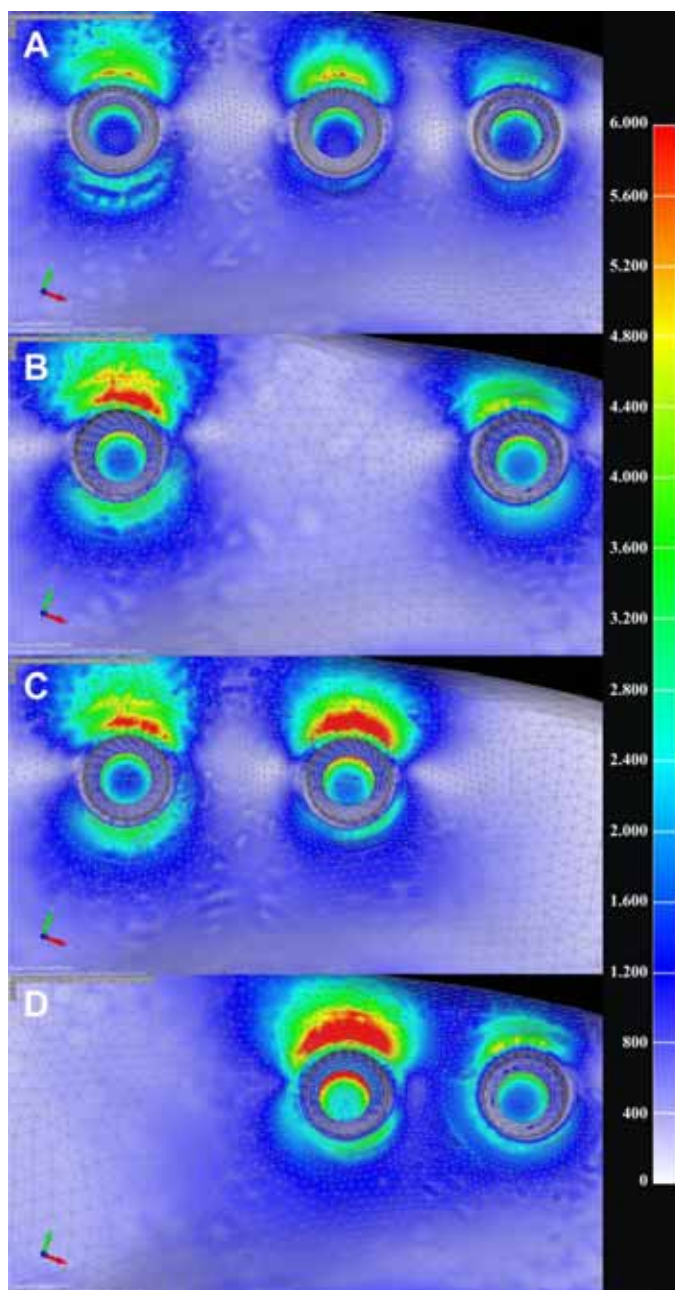




**Figura 8.** Mapa de Microdeformação: tecido ósseo trabecular. Carregamento axial, vista oclusal. (A) Modelo 1, três implantes com coroas esplintadas; (B) Modelo 2, dois implantes com pântico central; (C) Modelo 3, dois implantes com pântico em cantilever mesial; (D) Modelo 4, dois implantes com pântico em cantilever distal.



**Figura 9.** Mapa de Microdeformação: tecido ósseo cortical. Carregamento oblíquo, vista oclusal. (A) Modelo 1, três implantes com coroas esplintadas; (B) Modelo 2, dois implantes com pântico central; (C) Modelo 3, dois implantes com pântico em cantilever mesial; (D) Modelo 4, dois implantes com pântico em cantilever distal.



**Figura 10.** Mapa de Microdeformação: tecido ósseo trabecular. Carregamento oblíquo, vista oclusal. (A) Modelo 1, três implantes com coroas esplintadas; (B) Modelo 2, dois implantes com pântico central; (C) Modelo 3, dois implantes com pântico em cantilever mesial; (D) Modelo 4, dois implantes com pântico em cantilever distal.



### **3.5 Discussão**

A hipótese de estudo (1) foi aceita, uma vez que a redução do número de implante gerou um aumento de tensão nos implantes, componentes protéticos e parafusos de fixação. Contudo, a hipótese nula (2) foi negada, pois a utilização de pântico central ocasionou um comportamento biomecânico diferente nas estruturas analisadas quando comparado com pântico em cantilever (mesial e distal).

Em nosso estudo, a redução do número de implantes foi capaz de ocasionar um comportamento biomecânico desfavorável para as estruturas analisadas, assim como descrito em estudos realizados previamente (Chen et al., 2012; Hasan et al., 2011; Iplikçioğlu and Akça, 2002). Desta forma, o modelo com três implantes foi utilizado como o grupo controle para a realização deste estudo.

A utilização de pântico central ou pântico em cantilever torna-se uma alternativa para situações em que a utilização de um maior número de implantes é inviabilizada, devido à reabsorção óssea em regiões específicas para o posicionamento do implante e limitações financeiras do paciente. Neste contexto, frente aos dados obtidos em nosso estudo, a utilização do pântico central gerou uma distribuição de tensão/deformação mais favorável para as estruturas avaliadas, corroborando com dados fornecidos na literatura (Sallam et al., 2012; Yokoyama et al., 2004).

Do ponto de vista biomecânico, a utilização de pântico em cantilever demonstrou ser desfavorável para a distribuição de tensão nas estruturas analisadas. Kreissl e colaboradores em 2007 (Kreissl et al., 2007) demonstraram através de estudo prospectivo que a utilização de próteses parciais fixas implantossuportadas com pântico em cantilever apresentou maior incidência de complicações. Além disso, em nossos resultados, a utilização de pântico em cantilever distal foi mais prejudicial biomecanicamente, possivelmente devido ao fato da mesa oclusal do primeiro molar ser mais extensa no sentido méso-distal, gerando um braço de potência maior, além de uma maior força aplicada no primeiro molar. Assim, a utilização desta opção de tratamento no planejamento cirúrgico/protético deve ser definida com cautela.

A análise de elementos finitos é uma ferramenta muito útil para avaliação pré-clínica, principalmente para prever situações desfavoráveis (Limbert et al., 2010). Em nosso estudo, a interface osso-implante foi considerada como 100% de osseointegração, assim como em estudos prévios (Santiago Junior et al., 2013; Verri et al., 2014), porém sabe-se que isso não condiz com dados histológicos (Caneva et al., 2015), desta forma, este fator deve ser considerado como limitação do estudo.

No carregamento oblíquo, os valores de microdeformação foram acima do limite fisiológico sugerido por Frost de 3.000  $\mu\epsilon$  (Frost, 2003). O tecido ósseo, bem como as demais estruturas analisadas, foi considerado isotrópico, homogêneo e linearmente elástico (de Faria Almeida et al.,

2014; Ramos Verri et al., 2015), característica esta que não condiz com a realidade clínica. Portanto, os dados obtidos neste estudo devem ser interpretados como condições biomecânicas desfavoráveis e extrapolados para a clínica com cautela. Estudos clínicos controlados e randomizados devem ser realizados com o intuito de obter resultados mais próximos da rotina clínica.

A realização deste trabalho considerou reabilitações suportadas em implantes de comprimento regular (10 mm). Sabe-se que o aumento do comprimento do implante é um fator que influencia no comportamento biomecânico das reabilitações (Pellizzer et al., 2014). Desta forma, seria interessante avaliar as variáveis deste estudo com implantes curtos (<10 mm) com a finalidade de testar situações biomecânicas mais críticas.

Clinicamente, a realização de um adequado ajuste oclusal, redução da mesa oclusal e diminuição da inclinação das cúspides podem contribuir para uma melhor distribuição das cargas e reduzir as tensões nas estruturas de suporte quando um número ideal de implante não pode ser planejado. Desta forma, o cirurgião dentista deve atentar-se a esses fatores para maior longevidade de suas reabilitações. O planejamento cirúrgico/protético na região posterior de maxila deve ser feito com um implante para cada dente ausente (M1), entretanto, em situações onde isso não se torna possível, o planejamento com pântico central (M2) pode ser uma alternativa viável. Porém, em situações em que há indisponibilidade óssea e o uso de pântico em cantilever (mesial ou distal)

torna-se necessário, o profissional deve estar ciente do risco biomecânico existente, principalmente quando o pântico em cantiléver é na distal.

### **3.6 Conclusões**

Dentro das limitações do estudo, é possível concluir que:

1. A utilização de três implantes proporciona menores valores de tensão/deformação nas estruturas analisadas.
2. Dentre as reabilitações com dois implantes, a utilização de cantilever gerou um comportamento biomecânico desfavorável nas estruturas analisadas, principalmente na utilização do cantilever distal.

### **3.7 Referências**

Anusavice, K.J., Hojjatie, B., 1987. Stress distribution in metal-ceramic crowns with a facial porcelain margin. *J. Dent. Res.* 66, 1493-1498.

Borges Tde, F., Mendes, F.A., de Oliveira, T.R., Gomes, V.L., do Prado, C.J., das Neves, F.D., 2011. Mandibular overdentures with immediate loading: satisfaction and quality of life. *Int. J. Prosthodont.* 24, 534-539.

Calandriello, R., Tomatis, M., 2011. Immediate occlusal loading of single lower molars using Branemark System(R) Wide Platform TiUnite implants: a 5-year follow-up report of a prospective clinical multicenter study. *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.* 13, 311-318.

Caneva, M., Lang, N.P., Calvo Guirado, J.L., Spriano, S., Iezzi, G., Botticelli, D., 2015. Bone healing at bicortically installed implants with different surface configurations. An experimental study in rabbits. *Clin. Oral. Implants. Res.* 26, 293-299.

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 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.

- Eraslan, O., Sevimay, M., Usumez, A., Eskitascioglu, G., 2005. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures--a finite element analysis. *J. Oral Rehabil.* 32, 273-278.
- Frost, H.M., 2003. Bone's mechanostat: a 2003 update. *Anat. Rec. A Discov. Mol. Cell. Evol. Biol.* 275, 1081-1101.
- Fu, J.H., Hsu, Y.T., Wang, H.L., 2012. Identifying occlusal overload and how to deal with it to avoid marginal bone loss around implants. *Eur. J. Oral. Implantol.* 5, S91-103.
- Goiato, M.C., dos Santos, D.M., Santiago, J.F., Jr., 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.
- Harder, S., Wolfart, S., Egert, C., Kern, M., 2011. Three-year clinical outcome of single implant-retained mandibular overdentures--results of preliminary prospective study. *J. Dent.* 39, 656-661.
- Hasan, I., Bourauel, C., Keilig, L., Reimann, S., Heinemann, F., 2011. The influence of implant number and abutment design on the biomechanical behaviour of bone for an implant-supported fixed prosthesis: a finite element study in the upper anterior region. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 14, 1113-1116.
- Himmlová, L., Dostalova, T., Kacovsky, A., Konvickova, S., 2004. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J. Prosthet. Dent.* 91, 20-25.

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.

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.

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.

Li, W., Chow, J., Hui, E., Lee, P.K., Chow, R., 2009. Retrospective study on immediate functional loading of edentulous maxillas and mandibles with 690 implants, up to 71 months of follow-up. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 67, 2653-2662.

Limbert, G., van Lierde, C., Muraru, O.L., Walboomers, X.F., Frank, M., Hansson, S., Middleton, J., Jaecques, S., 2010. Trabecular bone strains around a dental implant and associated micromotions--a micro-CT-based three-dimensional finite element study. *J. Biomech.* 43, 1251-1261.



Maló, P., Nobre, M., Lopes, A., 2011. Short implants in posterior jaws. A prospective 1-year study. *Eur. J. Oral Implantol.* 4, 47-53.

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.

Pellizzer, E., Santiago Junior, J., Villa, L., de Souza Batista, V., de Mello, C., de Faria Almeida, D., Honório, H., 2014. Photoelastic stress analysis of splinted and unitary implant-supported prostheses. *Applied Physics B* 117, 235-244.

Pellizzer, E.P., Verri, F.R., de Moraes, S.L., Falcón-Antenucci, R.M., de Carvalho, P.S., Noritomi, P.Y., 2013. Influence of the implant diameter with different sizes of hexagon: analysis by 3-dimensional finite element method. *J. Oral Implantol.* 39, 425-431.

Pellizzer, E.P., Verri, F.R., Falcón-Antenucci, R.M., Junior, 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.

Pennington, J., Parker, S., 2012. Improving quality of life using removable and fixed implant prostheses. *Compend. Contin. Educ. Dent.* 33, 268-270, 272, 274-266.

Puri, N., Pradhan, K.L., Chandna, A., Sehgal, V., Gupta, R., 2007. Biometric study of tooth size in normal, crowded, and spaced permanent

dentitions. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 132, 279.e277-279.e214.

Ramos Verri, F., Santiago Junior, J.F., de Faria Almeida, D.A., de Oliveira, G.B., de Souza Batista, V.E., Marques Honório, H., Yoshito Noritomi, P., Piza Pellizzer, E., 2015. Biomechanical influence of crown-to-implant ratio on stress distribution over internal hexagon short implant: 3-D finite element analysis with statistical test. J. Biomech. 48, 138-145.

Rubo, J.H., Capello Souza, E.A., 2010. Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis. Clin. Implant. Dent. Relat. Res. 12, 105-113.

Sallam, H., Kheiralla, L.S., Aldawakly, A., 2012. Microstrains around standard and mini implants supporting different bridge designs. J. Oral Implantol. 38, 221-229.

Santiago Junior, J.F., Pellizzer, E.P., Verri, F.R., de Carvalho, P.S.P., 2013. Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters and veneering materials: A 3-D finite element study. Materials Science and Engineering: C 33, 4700-4714.

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., Kilicarslan, 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.

Van Staden, R.C., Guan, H., Loo, Y.C., 2006. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 9, 257-270.

Verri, F.R., Batista, V.E.d.S., Santiago Jr, J.F., Almeida, D.A.d.F., Pellizzer, E.P., 2014. Effect of crown-to-implant ratio on peri-implant stress: A finite element analysis. *Materials Science and Engineering: C* 45, 234-240.

Walton, J.N., MacEntee, M.I., Hanvelt, R., 1996. Cost analysis of fabricating implant prostheses. *Int. J. Prosthodont.* 9, 271-276.

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.

Yokoyama, S., Wakabayashi, N., Shiota, M., Ohyama, T., 2004. The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. *J. Prosthet. Dent.* 91, 234-240.

*Anexos*

---

*Anexos*

**ANEXO A - Detalhamento da Metodologia: Confecção dos modelos****✓ Elaboração dos modelos**

Os modelos foram elaborados a partir de modelagem gráfica 3D, com auxílio dos programas Invesalio (CTI, São Paulo, Brasil), Rhinoceros 3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, EUA) e SolidWorks 2010 (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 Invesalio. 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 Invesalio 3.0.0.

Assim, 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, a fim de evitar dificuldades na geração da malha de elementos finitos (Holmgren et al., 1998) e 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 de 4,0 mm de diâmetro. Porém, também com a finalidade de simplificação de técnica, os desenhos originalmente foram simplificados nos programas Solidworks 2010 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.** Implante de hexágono externo no formato Rhinoceros.

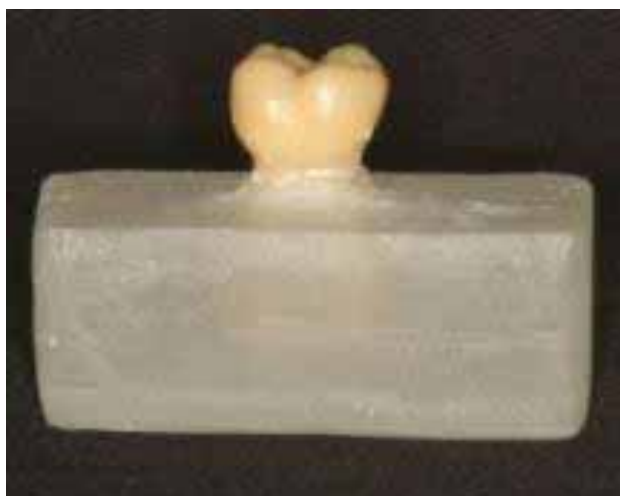
### **Componentes protéticos e coroa metalo-cerâmica**

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, porém, seguem 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. Assim, 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.

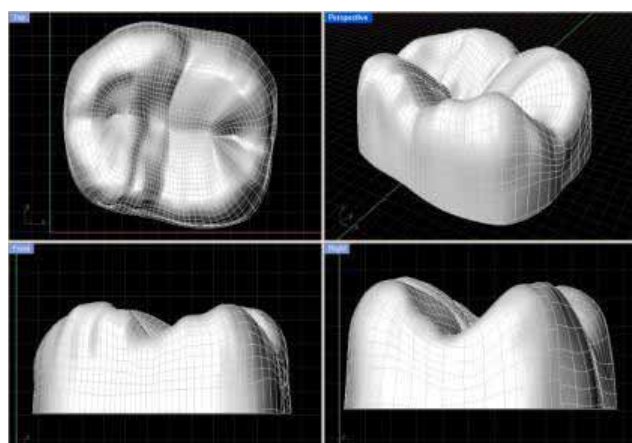
A seguir, resina acrílica autopolimerizável (Artigos Odontológicos Clássico, São Paulo, Brasil) foi vertida até preencher o molde, aguardando-se sua polimerização final. O resultado foi uma coroa fixada ao bloco de resina, pronta para ser escaneada (Figura 2).





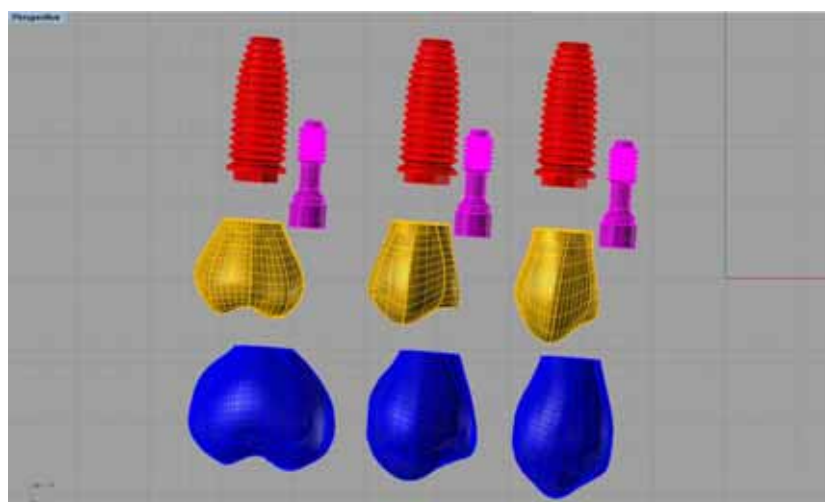
**Figura 2.** Fotografia do bloco de resina com coroa fixada para ser escaneada, retirada de trabalhos anteriores (Falcón-Antenucci 2010).

Após digitalização, o desenho da superfície foi importado no programa Rhinoceros 3D 4.0 para 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 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 (Figura 4). Toda a fase de montagem foi realizada no programa Rhinoceros 3D 4.0.



**Figura 4.** Modelagem dos componentes protéticos e implantes finalizada, pronta para ser montada no bloco de osso.

Todo o conjunto, em seguida, foi 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.

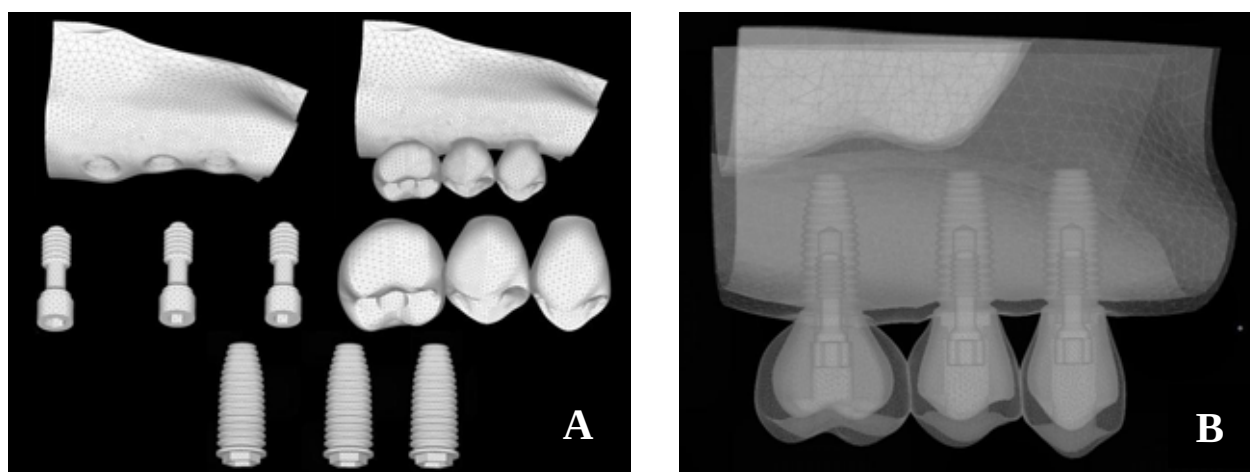
### ✓ Desenvolvimento dos modelos de elementos finitos

#### **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 dimensões muito próximas das 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 a elaboração das malhas das várias estruturas realizada 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) Estruturas juntas.

**Tabela 1. Propriedades dos Materiais**

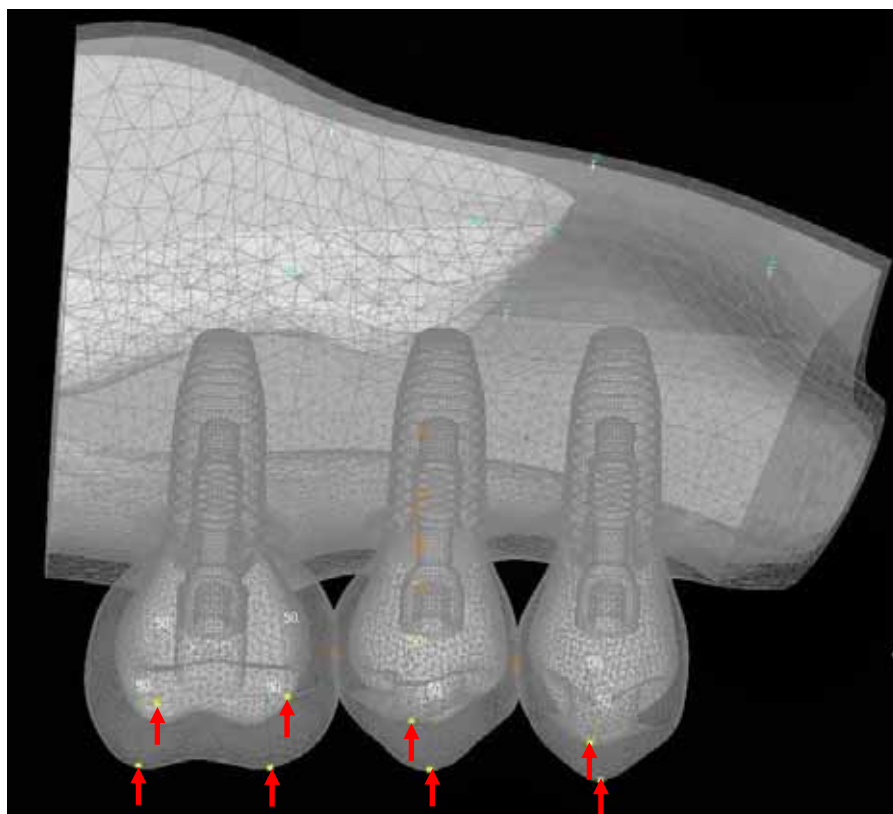
| Estrutura                                       | Módulo de Elasticidade (E)<br>(GPa) | Coefficiente de Poisson<br>( $\nu$ ) | Referência                      |
|-------------------------------------------------|-------------------------------------|--------------------------------------|---------------------------------|
| Osso Trabeculado baixa densidade (osso tipo IV) | 1,10                                | 0,30                                 | <i>Sevimay et al.</i>           |
| Osso Cortical                                   | 13,7                                | 0,30                                 | <i>Sertgöz et al.</i>           |
| Titânio                                         | 110,0                               | 0,35                                 | <i>Sertgöz et al.</i>           |
| Liga NiCr                                       | 206,0                               | 0,33                                 | <i>Anusavice &amp; Hojjatie</i> |
| Porcelana Feldespática                          | 82,8                                | 0,35                                 | <i>Eraslan et al.</i>           |

### **Aplicação das forças**

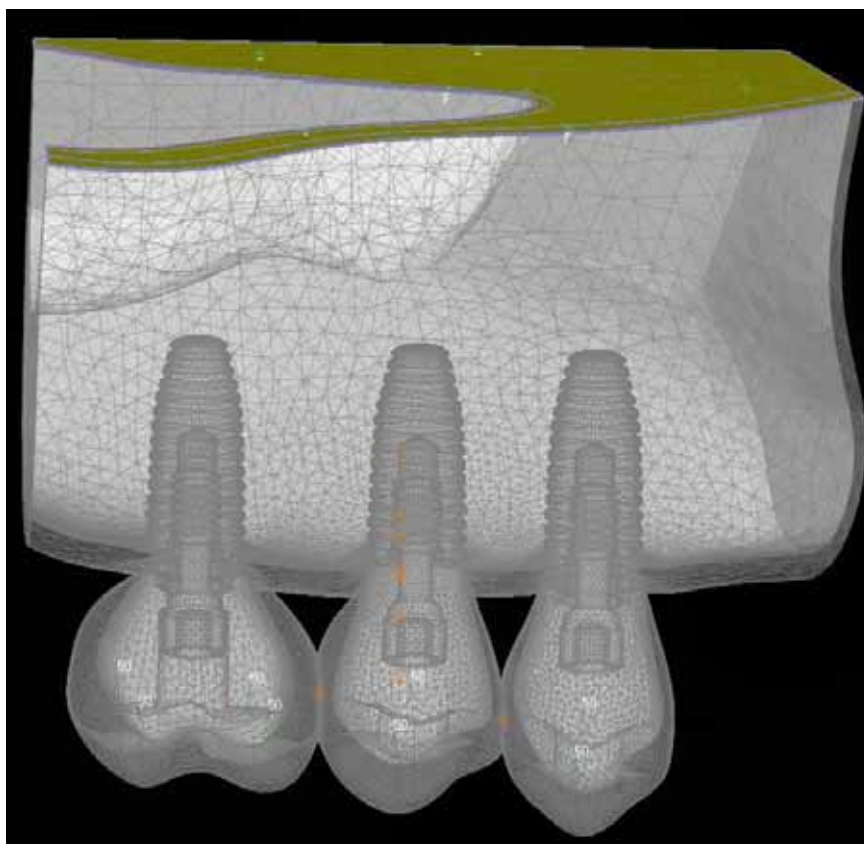
Ainda no programa Femap 11.1.2, foi feita a condição de carregamento, aplicando-se um total de 50N por cúspide, totalizando 400N em direção axial, visto que o molar possui quatro cúspides e os pré-molares duas. (Figura 6). Para cargas oblíquas, foi feita a supressão das cargas sobre as cúspides linguais,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

Para desenvolvimento da análise, é necessário também que haja restrição dos modelos, para que estes 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 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 análise do problema matemático previamente modelado.



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



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

#### ✓ **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 varias 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.

## 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](mailto: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](http://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.

## *Anexo B*

---

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](mailto: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.

## *Anexo B*

---

### **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**

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

Goiato MC, Dos Santos DM, Jr Santiago JF, Moreno A, Pellizzer EP. Longevity of dental implants in type IV bone: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2014 Mar 26. pii: S0901-5027(14)00097-6. doi: 10.1016/j.ijom.2014.02.016.

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.

Vigolo P, Zaccaria M. Clinical evaluation of marginal bone level change of multiple adjacent implants restored with splinted and nonsplinted restorations: a 5-year prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010 Nov-Dec;25(6):1189-94.

Chen XY, Zhang CY, Nie EM, Zhang MC. Treatment planning of implants when 3 mandibular posterior teeth are missing: a 3-dimensional finite element analysis. *Implant Dent*. 2012 Aug;21(4):340-3.

Pellizzer EP, Santiago Junior JF, Villa LMR, Batista VES, Mello CC, Almeida DAF, Honório HM. Photoelastic stress analysis of splinted and unitary implant-supported prostheses. *Appl Phys B*. 2014. DOI 10.1007/s00340-014-5827-9.

Grossmann Y, Finger IM, Block MS. Indications for splinting implant restorations. *J Oral Maxillofac Surg*. 2005 Nov;63(11):1642-52.

Tiozzi R, de Torres EM, Rodrigues RC, Conrad HJ, de Mattos MD, Fok AS, Ribeiro RF. Comparison of the correlation of photoelasticity and digital imaging to characterize the load transfer of implant-supported restorations. *J Prosthet Dent*. 2014 Jan 23. pii: S0022-3913(13)00372-7. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.09.029.

Rokni S, Todescan R, Watson P, Pharoah M, Adegbembo AO, Deporter D. An assessment of crown-to-root ratio with short sintered porous surface implants supporting prostheses in partially edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:69–76.

Wennerberg A, Albrektsson T. Current challenges in successful rehabilitation with oral implants. *J Oral Rehabil* 2011;38:286-294.

Buser D, Belser UC, Lang NP. The original one-stage dental implant system and its clinical application. *Periodontol* 2000. 1998 Jun;17:106-18.

Huang HL, Lin CL, Ko CC, Chang CH, Hsu JT, Huang JS. Stress analysis of implant-supported partial prostheses in anisotropic mandibular bone: in-line versus offset placements of implants. *J Oral Rehabil* 2006;33:501-508.

Abreu CW, Nishioka RS, Balducci I, Consani RL. Straight and offset implant placement under axial and nonaxial loads in implant-supported prostheses: strain gauge analysis. *J Prosthodont* 2012;21:535-539.

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

Aglietta M, Iorio Siciliano V, Blasi A, Sculean A, Brägger U, Lang NP, Salvi GE. 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.* 2012 May;23(5):550-5. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02391.x. Epub 2012 Jan 17.

Romeo E, Storelli S. 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.* 2012 Sep-Oct;27(5):1131-6.

Kreissl ME, Gerds T, Muche R, Heydecke G, Strub JR. Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. Clin Oral Implants Res. 2007 Dec;18(6):720-6. Epub 2007 Sep 20.

Kohal RJ, Patzelt SB, Butz F, Sahlin H. One-piece zirconia oral implants: one-year results from a prospective case series. 2. Three-unit fixed dental prosthesis (FDP) reconstruction. J Clin Periodontol. 2013 May;40(5):553-62.

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

de Faria Almeida DA, Pellizzer EP, Verri FR, Santiago JF Jr, de Carvalho PS. Influence of tapered and external hexagon connections on bone stresses around tilted dental implants: three-dimensional finite element method with statistical analysis. J Periodontol. 2014 Feb;85(2):261-9.