

Daniel Augusto de Faria Almeida

**Análise das tensões em próteses implantossuportadas
esplintadas, variando o tipo de conexão protética e a
inclinação do implante. Estudo pelo método dos elementos
finitos tridimensionais não linear**

ARAÇATUBA – SP

2015

Daniel Augusto de Faria Almeida

**Análise das tensões em próteses implantossuportadas
esplintadas, variando o tipo de conexão protética e a
inclinação do implante. Estudo pelo método dos elementos
finitos tridimensionais não linear**

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

Orientador: Prof. Titular Eduardo Piza Pellizzer

Co-Orientador: Prof. Ass. Dr. Fellippo Ramos Verri

ARAÇATUBA – SP

2015

Catálogo na Publicação (CIP)

Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

- | | |
|-------|---|
| A447a | <p>Almeida, Daniel Augusto de Faria.</p> <p>Análise das tensões em próteses implantossuportadas esplintadas, variando o tipo de conexão protética e a inclinação do implante : estudo pelo método dos elementos finitos tridimensionais não linear / Daniel Augusto de Faria Almeida. - Araçatuba, 2015</p> <p>116 f.: 14 il.; 4 tab. + 1 CD-ROM</p> <p>Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia de Araçatuba</p> <p>Orientador: Prof. Eduardo Piza Pellizzer</p> <p>Coorientador: Prof. Fellippo Ramos Verri</p> <p>1. Implantes dentários 2. Prótese dentária 3. Análise de elementos finitos 4. Biomecânica I. Título.</p> <p>Black D3
CDD 617.69</p> |
|-------|---|

Dados Curriculares

Daniel Augusto de Faria Almeida

Nascimento	30/08/1982 – São José dos Campos / Brasil
Filiação	Argeu Benedito de Almeida Maria Aparecida de Faria Almeida
2003/2008	Graduação em Odontologia Faculdade de Odontologia de Araçatuba – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP
2009/2011	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.

Dados Curriculares

- 2009/2011 Especialista em Prótese Dentária pelo Conselho Regional de Odontologia – CRO/SP
- 2012/2015 Obtenção dos créditos referentes ao Curso de Pós - Graduação em Odontologia, área de Prótese Dentária, em nível de Doutorado Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP.

Dedicatória

Dedicatória

Dedicatória

Em primeiro lugar agradeço e dedico esta etapa à **Deus**. Obrigado por Se fazer presente nos momentos em que mais precisei da sua proteção. Obrigado por guiar meus passos e me permitir viver este sonho. Louvado seja Seu Nome!

Aos meus pais **Maria Aparecida de Faria Almeida** e **Argeu Benedito de Almeida**, pela educação e apoio, sem medir esforços para a concretização deste sonho.

À minha mãe pelo exemplo de serenidade e espera em Deus. Exemplo de vida e de superação. Seu olhar me acalma, sua voz me faz sentir o amor, sua presença me alimenta. Te amo eternamente mãe!

Ao meu pai pelo exemplo de determinação, coragem e sobretudo por me transmitir valores que me fortalecem sempre. Sem medir esforços para nos educar e criar, sempre nos incentivando e alimentando nossos sonhos, ainda que muitas vezes estes não estivessem muito claros para nós mesmos. Te amo pai!

A entrega de vocês para esta conquista foi tão grande, a colaboração de vocês, se considerarmos apenas com o entendimento da minha ausência, não se mede. A abdicação da vida de vocês, por nós muitas vezes, terão meu agradecimento eterno.

Dedicatória

À minha noiva, **Carolina dos Santos Santinoni**, meu amor. Muito obrigado por estar ao meu lado, compreender meus objetivos e me apoiar em minhas decisões, mesmo naquelas em que divergimos. Esta parceria é fundamental em todos os momentos de minha vida, principalmente nesta etapa. Seu apoio é essencial. Obrigado por querer sempre o meu melhor, por me trazer para a realidade em muitos momentos. Muito obrigado por me dar a oportunidade de te amar, de dividir comigo seu convívio e sua **família**, esta que me acolhe e pela qual tenho tanto carinho. Obrigado por toda a sua dedicação, carinho e respeito. Sem você, a jornada desta etapa seria muito mais difícil. Nos momentos mais difíceis estávamos um pelo outro, e que assim seja **pra sempre**. Obrigado pelas horas em que poderia se dedicar a você, e que se dedicou juntamente comigo neste trabalho e mais ainda, neste curso. Dra. Carolina TE AMO!

Ao meu irmão Thiago Argeu de Faria Almeida e sua esposa Raquel e ao nosso tesouro Arthur, obrigado por me substituírem muitas vezes no convívio familiar. Sinto muito a falta de vocês. Amo vocês, linda família, à vocês tudo de melhor!

A minha irmã Carolina Aparecida de Faria Almeida, meu orgulho, você terá sempre o meu apoio. Obrigado pelas palavras de incentivo e pelas orações por nossa família. Deus tem um plano para cada um de nós, ele nos capacita a cada instante. Te amo!

Dedicatória

A toda a minha família, cada um do seu jeito, cada um no seu momento, obrigado por tudo que me propiciam todas as alegrias que me dão.

Meu amor por vocês é incondicional!

À vocês.

Dedico esta Tese.

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

Isaac Newton

Agradecimentos

Agradecimentos Especiais

ORIENTADOR

Ao Prof. Titular **Eduardo Piza Pellizzer**, o meu mais sincero agradecimento. Por tudo o que aprendi durante esses anos sob sua orientação. Orientação esta que extrapolou os limites científicos e técnicos. Muito obrigado por me incentivar em projetos de grande porte, obrigado por confiar em mim para a execução de muitos deles. Muito obrigado pelo seu tempo, empenho e esforço dedicado neste trabalho e em toda a minha formação. Muito obrigado pela convivência, pelos conselhos, pelas discussões e debates que me fizeram amadurecer e me trouxeram mais do que conhecimentos profissionais. Além de transmitir o conhecimento, preocupa-se com a nossa capacitação exercendo uma liderança forte e dinâmica. Hoje inicio a aplicação dos conhecimentos que o senhor despertou em mim, saiba que é exemplo para mim. Líder de um grupo extremamente coeso e forte, o que nos alavanca e nos motiva. Essas poucas palavras são parte da admiração profunda, do grande respeito e gratidão que tenho.

COORIENTADOR

Ao Prof. Ass. Dr. **Fellippo Ramos Verri**, na co-orientação desse trabalho. Nesta etapa houve um estreitamento do trabalho e podemos criar esta parceria que vem dando muito certo. Obrigado pela confiança depositada em mim, obrigado pelas oportunidades neste período. Além de coorientador, poder ter sua amizade é uma honra. A sua eficiência nos

Agradecimentos

incentiva e se faz espelho para todos nós. A sua vontade e paixão pela qual orienta e trabalha motiva todo o grupo, a mim de maneira especial. O ensinar é nato de sua pessoa, e cada dia aprendo um pouco disso. Muito obrigado!

“A tarefa essencial do Professor é despertar a alegria de trabalhar e de
conhecer.”

Albert Einstein

GRUPO

O mais sincero agradecimento aos colegas de PG e amigos para a vida.

Ao Professor Dr. **Joel Ferreira Santiago Júnior** que desde o início dos trabalhos estivemos juntos, te agradeço pelos momentos de estudo e colaboração que tivemos, você merece o sucesso que está alcançando, pois é altamente capaz, que seus projetos tornem-se realidade.

À doutoranda **Caroline Mello**, companheira e figura feminina do grupo. Seus objetivos são nobres e tenha a certeza que está no caminho certo. Muito obrigado pelos momentos de aprendizado e parceria.

Ao doutorando **Victor Batista**, agradeço pela parceria que teve início nesta etapa, obrigado por me permitir contribuir contigo no início da sua jornada nesta escola. Potencial em ascensão, merece todos os frutos que vem colhendo.

Agradecimentos

Ao mestrando **Cleidiel Lemos**, mais novo membro do grupo, porém não menos eficiente e importante. Obrigado por fazer parte desta etapa e por toda ajuda que me deu.

Tenho muito orgulho de fazer parte deste grupo, obrigado pela convivência, pelo apoio mútuo que temos, pela dedicação durante o curso, pela ajuda que me foi dada nos preparos deste trabalho. Mais que um grupo, hoje somos amigos!

“Unir-se é um bom começo. Manter a união é um progresso. Trabalhar em conjunto é uma vitória.”

Henry Ford

Agradecimentos

Agradecimentos

À **Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP**, na pessoa da sua Diretora, Profª Adj. Ana Maria Pires Soubhia pela oportunidade de realização do Curso de Doutorado em Odontologia.

À **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo - FAPESP**, pelo apoio ao projeto através da concessão da Bolsa de Doutorado (Processo Nº 2011/23884-6) ao pós-graduando Daniel Augusto de Faria Almeida.

À coordenação do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, na pessoa da **Profª Adj. Maria José Hitomi Nagata**, por incentivar docentes e alunos, e acreditar nos futuros pesquisadores. Por liderar este programa de Pós-graduação. Obrigado pela confiança em mim depositada.

Ao **Centro de Tecnologia da Informação – Renato Archer (CTI)** e ao DT3D na pessoa do Pesquisador Engenheiro Dr. Pedro Yoshito Noritomi, pelo apoio e assessoria durante o curso de doutorado e aos projetos em parceria com o grupo de pesquisa.

Agradecimentos

Aos conselheiros do programa de Pós-graduação em Odontologia, do qual tive a oportunidade de participar. Aos professores: **Glauco, Celso, Roberta, André, Marcos Rogério, Wirley, Pellizzer e Maria José**, muito obrigado por esse tempo de condução dos trabalhos, trabalhos de aplicação e de crescimento. Por todos os momentos de embate de idéias e de colaboração mútua. Meu crescimento pessoal e profissional dentro deste conselho foi muito importante. Que a condução dos trabalhos continue sempre priorizando a democracia e o crescimento do grupo. Muito obrigado!

Aos docentes do Curso de Pós-Graduação em Prótese Dentária, pelos ensinamentos e convivência compartilhados.

Ao **Professor Ass. Dr. Paulo Renato Junqueira Zuim**, muito obrigado pelos ensinamentos durante minha formação. Desde a graduação em diversas disciplinas até a pós-graduação, tive a oportunidade de aprender com o senhor. Saiba que o tenho como exemplo quando da aplicação da docência. Obrigado pela compreensão nos momentos em que precisei, sua ajuda e principalmente suas palavras me foram muito importantes. Parabéns por ser um exemplo de professor, a ser seguido por todos nós. Poder tê-lo em minha banca é uma honra.

Ao **Professor Titular Humberto Gennari Filho**, muito obrigado pelos ensinamentos durante a minha formação. Exemplo de professor para mim. Sua dedicação à UNESP me desperta enorme admiração, pois acredito que compartilhamos do mesmo amor a esta Universidade. A sua

Agradecimentos

dedicação à docência nos incentiva a continuar atrás deste sonho. É uma honra tê-lo em minha comissão julgadora. Muito obrigado!

Ao **Prof. Titular Marcelo Coelho Goiato**, muito obrigado por ser esse motivador por excelência. Um pesquisador reconhecido por seu potencial e da mais alta competência. Obrigado pelo companheirismo e pelos conhecimentos divididos. A minha gratidão ao senhor.

À **Professora Dra. Karina Helga** e à **Professora Dra. Aimée Guiotti**, agradeço pelos conhecimentos transmitidos, pela convivência em nosso Departamento. Agradeço pelas oportunidades as quais me incentivaram, propiciaram e pela torcida. A trajetória das professoras nos faz acreditar que o sonho é possível. Muito obrigado!!

Agradeço aos docentes do Departamento de Prótese, Professores: **Aldiéris Pesqueira, Stefan Dekon, Débora Barbosa, Adriana Zavanelli, José Vitor Mazaro, Renato Fajardo, Daniela Micheline dos Santos, Paulo Henrique e Maria Cristina** por toda a formação e convívio por esses anos todos.

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 e presteza em todos os momentos.

Aos técnicos de laboratório do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, **Jander de Carvalho Inácio, Eduardo Rodrigues Cobo,**

Agradecimentos

Carlos Alberto Gonçalves, Sergio Augusto. À secretária Magda Requena, por serem sempre prestativos e estarem sempre dispostos a ajudar.

Um agradecimento especial aos meus colegas, orientados pelo Professor Pellizzer. Obrigado à Professora Dra. Sandra Lúcia Dantas de Moraes pela convivência e transmissão de experiência enquanto estive em nosso programa. À Professora Dra. Rosse Mary Falcon Antenucci, obrigado pela ajuda e parceria nos anos que aqui estive. Ao Doutorando Ênio Raton e mestrando Leonardo Lopes obrigado pela parceria.

Aos meus colegas de Pós-Graduação, pela troca de conhecimento e amizade demonstrados ao longo do curso. Aos amigos de pós-graduação, que nos apoiamos mutuamente, independente das áreas: Aljomar Vechiato, Ana Caroline Gonçalves Verri, Ana Carolina Freire, Renata Santos, Milene Moreira, Igor Beneti, Samuel Moraes, Diego Valentim, Leonardo Faverani, Cristhine Martins, Caril Amaral, João Nayme, Gabriela Barreto e a todos que já concluíram seus cursos, obrigado a todos pelo companheirismo.

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

“Se não podes entender, crê para que entendas. A fé precede,
o intelecto segue.”

Santo Agostinho

*“Não permita que roubem sua Fé.
Que o riso seja sua fala toda vez que sua voz
acabar.”*

Guilherme de Sá
Rosa de Saron

Almeida, DAF. Análise das tensões em próteses implantossuportadas esplintadas, variando o tipo de conexão protética e a inclinação do implante. Estudo pelo método dos elementos finitos tridimensionais não linear. [Tese]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista; 2015.

Resumo Geral

O comportamento biomecânico de um implante dentário osseointegrado desempenha um importante papel na sua longevidade funcional. As limitações anatômicas às vezes tornam necessário o posicionamento de implantes com angulações fora do considerado ideal para as reabilitações protéticas, havendo maior concentração de tensões e reabsorção no osso cortical ao redor do implante. Para solucionar tais situações o profissional deve lançar mão de um cuidadoso planejamento, estudando qual conexão protética melhor se adapta a situação clínica. Portanto, este estudo objetivou avaliar a influência da esplintagem e da inclinação de implantes (0° , 17° e 30°) em reabilitações de maxila posterior, na distribuição de tensões pelo método dos elementos finitos tridimensionais não linear. Para isso, foram confeccionados 12 modelos tridimensionais com o auxílio dos programas de modelagem gráfica SolidWorks 2010 e Rhinoceros 4.0, além do programa InVesalius. Os modelos foram compostos por 3 implantes de hexágono externo (4,1 mm) ou cone morse (4,0 mm) nas regiões: 14 – 10 mm; 15 – 8,5 mm; 16 – 8,5 mm suportando próteses de 3 elementos

unitárias ou esplintadas. Após geração das geometrias, os modelos foram importados para o programa de pré e pós-processamento de elementos finitos FEMAP 10.2, onde foram geradas as malhas de elementos finitos, condições de carregamento e contorno. A carga aplicada foi de 400N axialmente e 200N obliquamente, divididas em cada cúspide das superfícies oclusais. Em seguida, a análise foi gerada no programa FEMAP 10.2 e exportada para cálculo no programa de elementos finitos NeiNastran versão 9.2, executada em uma estação de trabalho. Os resultados foram importados novamente ao FEMAP 10.2 para visualização e pós-processamento dos mapas de tensão de von Mises e tensão máxima principal. Os resultados para o tecido ósseo mostraram maiores concentrações de tensões para os implantes inclinados e com coroas unitárias de hexágono externo sob carregamento oblíquo. Os modelos cone morse esplintados foram os que tiveram menores áreas de tensões periimplantares. Para os implantes as tensões estiveram presentes em moderadas intensidades, principalmente no terço coronal dos implantes de hexágono externo. Os parafusos apresentaram maiores tensões para os modelos com maior inclinação e com coroas esplintadas. Os componentes protéticos dos implantes cone Morse apresentaram tensões de intensidade moderada. Concluiu-se que: a inclinação de implantes é mais prejudicial ao tecido ósseo, parafusos de fixação e componentes protéticos; a esplintagem foi benéfica à distribuição de tensões em implantes inclinados.

Resumo Geral

Palavras-chave: Implante dentário; Prótese dentária fixada por implante; Biomecânica; Análise de elemento finito.

Abstract

Abstract

Almeida, DAF. Evaluation of the influence of the implant angulation with different types of prosthetic connection on the stress distribution. A three-dimensional finite element study. [Thesis]. Araçatuba: UNESP - São Paulo State University; 2011.

Abstract

The performance of an osseointegrated dental implant plays important rule for functional longevity of the rehabilitation. Sometimes, anatomical limitations imply in the positioning of tilted implants that is not considered ideal for prosthetic rehabilitation, generating higher stress concentration around it and leading to cortical bone resorption. To solve these situations, the professional must plan carefully the restoration and to study the connection type of the implant to better adaption for these situations. In this way, this study aimed to evaluate the influence of splinting prostheses and implant inclination (0°, 17° and 30°) in implant-supported prostheses in the posterior region of the maxilla on stress distribution by non-linear 3D finite element analysis. For this, twelve 3D models was confectioned using modeling software SolidWorks 2010 and Rhinoceros 4.0 and software InVesalius. The models constituted of 3 dental implants of external hexagon or morse taper (4,0 mm) at the regions: 14 – 10mm; 15 – 8,5 mm; 16 – 8,5 mm, supporting three-unit prostheses in single and splinting configurations. After modeling, the models were imported to pre- and post-processing software of finite elements FEMAP 10.2 for finite element mesh generation

Abstract

and configuration of restrictions and loading conditions. Axial load of 400N and oblique of 200N were applied divided on each cusp tip of occlusal surface. Next step, it was the analysis configuration on FEMAP 10.2 that was exported to NeiNastran 9.2 to math processing. After, the files of results were imported to FEMAP 10.2 to results visualization and post-processing analysis by plotting von Mises and maximum principal stress maps. The results of bone tissue showed higher stress concentration to inclined implants of external hexagon supporting single crowns under oblique loading. The models with splinted Morse taper implants showed lower stress areas around them. In the implants, the stress reaches moderate levels, mainly in cervical third of external hexagon implants. Fixation screws presented higher stress in models with higher inclination and splinted crown. The prosthetic components of Morse taper implant showed moderate levels of stress. It was concluded that: inclination of the implants was more dangerous to the bone tissue, fixation screws and prosthetic components; splinting was beneficial to the stress distribution of inclined implants.

Keywords: Dental Implantation; Dental Prosthesis; Implant-Supported; Biomechanics; Finite Element Analysis.

Lista de Figuras

Capítulo 1

Figura 1 -	MEF – sólido e malhas	47
Figura 2 -	Mapas de tensão máxima principal - axial	53
Figura 3 -	Mapas de tensão máxima principal - oblíqua	54
Figura 4 -	Mapas de von Mises – Implantes - axial	57
Figura 5 -	Mapas de von Mises – Implantes - oblíqua	58
Figura 6 -	Mapas de von Mises – parafusos - axial	59
Figura 7 -	Mapas de von Mises – parafusos - oblíqua	60

Capítulo 2

Figura 1 -	MEF – sólido e malhas	81
Figura 2 -	Mapas de tensão máxima principal - axial	87
Figura 3 -	Mapas de tensão máxima principal - oblíqua	88
Figura 4 -	Mapas de von Mises – Implantes - axial	91
Figura 5 -	Mapas de von Mises – Implantes - oblíqua	92
Figura 6 -	Mapas de von Mises – abutments - axial	93
Figura 7 -	Mapas de von Mises – abutments - oblíqua	94

Lista de Tabelas

Capítulo 1

Tabela 1 -	Especificações dos modelos.....	47
Tabela 2 -	Propriedades dos Materiais.....	49

Capítulo 2

Tabela 1 -	Especificações dos modelos.....	81
Tabela 2 -	Propriedades dos Materiais.....	83

Lista de Abreviaturas e Siglas

MEF	-	Método dos Elementos Finitos
MPa	-	Mega Pascal
3D	-	Tridimensional
mm	-	Milímetros
NiCr	-	Níquel-Cromo

Sumário

1 INTRODUÇÃO GERAL.....	33
2 CAPÍTULO 1 - Influência da esplintagem e da inclinação de implantes em reabilitações parafusadas de maxila posterior, na distribuição de tensões. Método dos elementos finitos tridimensionais.	40
2.1 RESUMO.....	41
2.2 INTRODUÇÃO.....	43
2.3 MATERIAL E MÉTODO.....	46
2.4 RESULTADO.....	51
2.5 DISCUSSÃO.....	61
2.6 CONCLUSÃO.....	66
2.7 REFERÊNCIAS.....	67
3 CAPÍTULO 2 – Influência da esplintagem e da inclinação de implantes, em reabilitações cimentadas de maxila posterior, na distribuição de tensões. MEF-3D.	74
3.1 RESUMO.....	75
3.2 INTRODUÇÃO.....	77
3.3 MATERIAL E MÉTODO.....	80
3.4 RESULTADO.....	85
3.5 DISCUSSÃO.....	95
3.6 CONCLUSÃO.....	99
3.7 REFERÊNCIAS.....	100
ANEXOS.....	105
Anexo A - Normas do periódico selecionado para a publicação dos artigos.....	106

1 Introdução Geral

1 Introdução Geral

O sucesso dos implantes osseointegrados é dependente do estabelecimento de uma conexão direta, estrutural e funcional entre o tecido ósseo normal viável e o implante em função (Branemark, 1985). A osseointegração mantém altos índices de sucesso nos tratamentos reabilitadores com implantes (Adell et al., 1981; Branemark, 1985).

Entretanto, devido a esse contato íntimo na interface osso/implante, que auxilia na transferência direta das cargas oclusais para o osso circundante (Skalak, 2003), pode produzir uma sobrecarga ao implante, o que pode acabar ultrapassando os limites fisiológicos do osso e provocar falha nas reabilitações ou até mesmo a perda da osseointegração (Goodacre, 2003).

Esta distribuição das cargas oclusais pode ser influenciada por vários fatores, tais como: posição e angulação do implante, magnitude e direção da carga, desenho do implante (forma, comprimento, diâmetro), tipo de conexão protética, característica da superfície do implante, o tipo de prótese e a quantidade e qualidade do tecido ósseo circundante (Geng et al., 2001; Çehreli et al., 2004; Sahin et al., 2002). Portanto, é fundamental o conhecimento de cada um desses fatores, seu efeito na transmissão da tensão e a interação entre eles, para otimizar a distribuição da carga mastigatória, por meio das próteses e destas para os implantes e osso de suporte (Rangert et al., 1989; Ishigaki et al., 2003).

A densidade do osso disponível no local desdentado tem influência primordial no plano de tratamento, desenho do implante, abordagem cirúrgica, tempo de cicatrização e o carregamento progressivo inicial durante a reabilitação protética (Quirynen et al., 1992; Ashman, 1987). Pesquisas têm comprovado que a qualidade e quantidade do osso influenciam na distribuição das tensões ao redor dos implantes osseointegrados (Holmes e Loftus, 1997; Misch et al., 1999; Sevimay et al., 2005).

Segundo Skalak (1983), a maneira como as tensões mecânicas são transmitidas para o tecido ósseo é crítica para o sucesso da reabilitação. Em próteses fixas sobre múltiplos implantes, a transmissão de cargas irá depender do número e distribuição dos implantes, bem como da rigidez da estrutura metálica. Uma estrutura rígida garante a distribuição de tensões evitando concentração de cargas sobre um determinado implante, mas qualquer falha de adaptação dessa estrutura aos implantes resultará na concentração de tensões na própria estrutura, nos implantes ou no tecido ósseo.

O tipo de reabilitação protética vai depender de vários fatores que são previamente avaliados por meio de um correto planejamento cirúrgico-protético (Zitzmann et al., 1999). Porém, as limitações anatômicas (proximidade ao seio maxilar ou nervo mandibular) podem dificultar o posicionamento dos implantes. Sendo necessária, a utilização de procedimentos cirúrgicos invasivos (enxerto ósseo, lateralização do nervo

mandibular, levantamento do seio maxilar), que requerem de um extenso período de tratamento e representam elevados custos (Keltjens et al., 1993; das Neves, 2006); entretanto, existem opções alternativas, como o uso de implantes inclinados ou de implantes curtos (Misch, 2006, Neves et al., 2006).

Estudos confirmam que implantes em posição não axial alcançaram a integração funcional e foram bem sucedidos após um ano de carregamento, sem efeitos adversos sobre o osso circundante ou tecidos moles, sendo que estes estudos em sua maioria tratavam de próteses multiplas e esplintadas. Estes estudos longitudinais reportam que o uso de implantes inclinados eliminam complicações associadas aos procedimentos de reconstruções ósseas e demonstraram ainda que a angulação do intermediário não parece ter influência na taxa de sobrevivência dos implantes, quando comparado aos intermediários retos. (Sethi et al. 2000; Block et al. 2009; Maló 2005; Calandriello et al. 2005; Aparicio et al. 2001; Krekmanov et al. 2000; Pellizzer et al. 2011)

Kao e colaboradores demonstraram em 2008 pela metodologia dos elementos finitos, que a angulação do intermediário acima de 25 graus aumenta a tensão em 18% e a micro-movimentação em 30%. Outros autores verificaram que as tensões são mais concentradas na área coronal do implante (Watanabe et al. 2003; Sethi et al. 2002), e estas combinadas com as forças de carga excessiva, podem levar à perda óssea marginal e falha de um componente, assim como uma possível falha do implante. O

carregamento não axial de implantes já foi considerado suficiente para inibir a osseointegração (Ranger et al. 1989; Ranger et al. 1995) e em estudos por diferentes metodologias foi observado que quando da utilização de implantes excessivamente inclinados, há maior concentração de tensões e reabsorção no osso cortical ao redor do implante. (Naini et al. 2011; Watanabe et al. 2003; Clelland et al. 1993; Çaglar et al. 2006)

O tamanho do implante pode influenciar na área de possível retenção óssea; fatores como oclusão, força mastigatória, número de implantes e a posição dos implantes com as próteses afetam a distribuição das forças no osso adjacente ao implante (Himmlová et al., 2004). Em relação aos implantes curtos, a maioria de pesquisas mostram altos índices de falhas (Naert et al., 2002; Yokohama et al., 2004; Misch, 2005). Segundo Misch et al., (2006), existem 3 fatores de risco que aumentam a tensão nos implantes curtos, que podem explicar porque este tipo de implante tem uma alta taxa de falha na região posterior: 1) Aumento da altura da coroa, 2) força de mordida alta, e 3) densidade óssea. Assim, para compensar esses fatores, os autores recomendam a aplicação de métodos biomecânicos para diminuir as tensões: 1) próteses sem cantilevers, 2) eliminar a incidência de forças anguladas sobre as restaurações posteriores, pela eliminação de contatos laterais, e 3) esplintagem múltiplo dos implantes.

A esplintagem é a união de 2 ou mais dentes dentro de uma unidade rígida por meio de uma restauração fixa, removível ou um aparelho (Glossary, 1999). Esta é considerada como um componente crucial da

terapia oclusal para o controle da quantidade de forças transferidas aos dentes e ao periodonto reduzido, assim como para aumentar a resistência à unidade esplintada (Faucher et al., 1983). No caso das restaurações implantossuportadas é realizada, principalmente, para melhorar a distribuição das forças oclusais (Skalak, 1983), minimizar a transferência de forças horizontais para a interface osso/implante e reduzir a reabsorção óssea periimplantar (Grossmann et al., 2005; Misch, 2005); alguns estudos demonstraram que a transferência de níveis nocivos de força pode levar à perda óssea cervical tanto como à fratura do parafuso ou do implante (Rangert et al., 1989; Rangert et al., 1995).

Baseados em resultados clínicos, modelos de elementos finitos e estudos fotoelásticos, tem sido recomendado que implantes múltiplos devem ser conectados rigidamente (Stegaroiu et al., 1998; Davidoff, 1996) com o intuito de reduzir as forças oclusais transferidas ao periodonto (White et al., 1994; Itoh et al., 1998; Yang et al., 1999). Guichet et al., (2002) observou num estudo fotoelástico que as restaurações esplintadas distribuíram de forma mais favorável as tensões entre os implantes, quando forças não axiais foram aplicadas.

Por outro lado, estudos longitudinais e clínicos (Naert et al., 2002; Lindh et al., 1998) demonstraram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os implantes esplintados e não esplintados, com relação à perda óssea. Assim, Randow et al. (1999) observaram a mesma taxa de sucesso (carga imediata) em próteses unitárias e múltiplas na região

posterior da mandíbula. Porém, os implantes que suportavam as próteses múltiplas apresentaram maior perda da crista óssea marginal, com resultados estatisticamente significantes. Os autores acreditam que a estabilidade dada pelo ponto de contato bilateral na prótese unitária e a maior dificuldade de higienização na ponte fixa sejam os fatores responsáveis por estes achados.

Contudo, existem poucos dados baseados na evidência da esplintagem dos dentes (Serio, 1999) e a extrapolação clínica dos princípios da esplintagem dos dentes aos implantes, ainda não é clara (Gross & Laufer, 1997). A literatura não estabelece o limite seguro do planejamento cirúrgico-protético para reabilitações com múltiplos implantes adjacentes, em função de variáveis como conexão protética, inclinação e comprimento de implantes sob certas condições de carregamento, bem como a resposta do tipo de osso. E estudos devem ser realizado por meio de uma metodologia adequada, como a análise dos elementos finitos tridimensionais não linear, que oferece certas vantagens em relação aos outros métodos, já que a modelagem no computador permite simular a complexidade que caracteriza as situações clínicas (Tada et al., 2003), de forma que se possa estabelecer evidências de aplicabilidade clínica para um planejamento cirúrgico-protético mais apropriado.

Influência da esplintagem e da inclinação de implantes em reabilitações parafusadas de maxila posterior, na distribuição de tensões. Método dos elementos finitos tridimensionais

2.1 Resumo

Proposição: A proposta deste estudo foi analisar a Influência da esplintagem e da inclinação de implantes em reabilitações parafusadas de maxila posterior, na distribuição de tensões. Método dos elementos finitos tridimensionais não linear

Material e método: Para isso, foram confeccionados 6 modelos tridimensionais com o auxílio dos programas de modelagem gráfica SolidWorks 2010 e Rhinoceros 4.0, além do programa InVesalius. Os modelos foram compostos por 3 implantes de hexágono externo de 4.1 mm nas regiões: 14 – 10 mm; 15 – 8,5 mm; 16 – 8,5 mm, suportando próteses parafusadas de 3 elementos unitárias ou esplintadas. As inclinações de todos os implantes para cada modelo se deram em 0°, 17° e 30°. Após geração das geometrias, os modelos foram importados para o programa de pré e pós-processamento de elementos finitos FEMAP 10.2, onde foram geradas as malhas de elementos finitos, condições de carregamento e contorno. A carga aplicada foi de 400N axialmente e 200N obliquamente, na superfície oclusal das coroas, divididas entre as cúspides. Em seguida, a análise foi gerada no programa FEMAP 10.2 e exportada para cálculo no programa de elementos finitos NeiNastran versão 9.2, executada em uma

estação de trabalho. Os resultados foram importados novamente ao FEMAP 10.2 para visualização e pós-processamento dos mapas de tensão de von Mises e tensão máxima principal

Resultados: Os resultados para o tecido ósseo mostraram maiores concentrações de tensões para os implantes inclinados e com coroas unitárias sob carregamento oblíquo. Para os implantes, as tensões estiveram presentes em moderadas intensidades, principalmente no terço coronal dos implantes. Os parafusos apresentaram maiores tensões para os modelos com maior inclinação e com coroas espiantadas.

Conclusão: A inclinação de implantes é mais prejudicial ao tecido ósseo e parafusos de fixação; a espiantagem foi benéfica à distribuição de tensões em implantes inclinados.

Palavras-chave: Implante dentário; Prótese dentária fixada por implante; Biomecânica; Análise de elemento finito.

2.2 Introdução

Reabilitações implantossuportadas maxilares frequentemente são afetadas por limitações anatômicas devido à diminuição do volume ósseo, especialmente em áreas de molar e pré-molar (Pozzi et al., 2014; Testori et al., 2013) e estas limitações ainda são um grande desafio às reabilitações com implantes (de Faria Almeida et al., 2014). Alguns fatores podem afetar a quantidade de osso disponível, tais como: atrofia óssea que progride rapidamente no primeiro ano após extração dentária, o uso de próteses removíveis mal planejadas e progressiva pneumatização do seio maxilar (Testori et al., 2013).

Nestes casos, a necessidade de técnicas cirúrgicas não convencionais levou a uma busca por processos alternativos de soluções, tais como implantes curtos e angulados (Barnea et al., 2015; de Faria Almeida et al., 2014; Del Fabbro and Ceresoli, 2014). A utilização de implantes angulados pode ser considerada um técnica praticável e com prognóstico favorável a médio prazo (Del Fabbro and Ceresoli, 2014), obtendo taxas de sucesso de 95,2% para implantes inclinados (Aparicio et al., 2001; Pozzi et al., 2014). Um estudo de Callandriello (Calandriello and Tomatis, 2005) indica que um suporte protético biomecanicamente vantajoso pode ser obtido pela inclinação dos implantes posteriores e que a inclinação, por si só, não tem efeito negativo sobre a reabsorção óssea.

Neste contexto, é importante considerar que tensões excessivas na interface osso/implante podem causar defeitos ao tecido ósseo

periimplantar e falha na osseointegração (Brunski et al., 2000; Sugiura et al., 2015). Um fator chave para o sucesso dos implantes é a maneira pela qual as tensões são transmitidas ao osso (Geng et al., 2001; Sugiura et al., 2015). Componente considerado crucial na reabilitação sobre implantes, a esplintagem tem papel no controle da quantidade de forças transferida ao periodonto (Zampelis et al., 2007), assim como aumentar a resistência à unidade esplintada (Nissan et al., 2011), minimizando a transferência de forças horizontais para a interface osso/implante, o que pode reduzir a reabsorção óssea periimplantar (Grossmann et al., 2005; Misch, 2005). Baseado em resultados clínicos, modelos de elementos finitos e estudos fotoelásticos, têm sido recomendado que implantes múltiplos devem ser conectados rigidamente em reabilitações parafusadas utilizando conexão externa (Davidoff, 1996; Pellizzer et al., 2015; Stegaroiu et al., 1998; Tonella et al., 2011) com o intuito de reduzir a transferência das forças oclusais. Guichet et al. (Guichet et al., 2002) observou num estudo fotoelástico que as restaurações esplintadas distribuíram de forma mais favorável as tensões entre os implantes, quando forças não axiais foram aplicadas.

A literatura não estabelece o limite seguro do planejamento cirúrgico-protético para reabilitações com múltiplos implantes adjacentes. Variáveis como conexão protética, inclinação e comprimento de implantes sob certas condições de carregamento e a densidade do osso trabecular podem ser

fatores críticos para as tensões ósseas periimplantares (Sugiura et al., 2015).

Portanto, este estudo objetivou avaliar a influência da esplintagem e da inclinação de implantes em reabilitações parafusadas de maxila posterior, na distribuição de tensões pelo método dos elementos finitos tridimensionais não linear. A hipótese do estudo foi: 1) a angulação dos implantes prejudicaria a distribuição de tensões para o parafuso de fixação, implantes e tecido ósseo perimplantar e 2) a esplintagem das coroas favoreceria a dissipação de tensões para as estruturas analisadas.

2.3 Materiais e Métodos

2.1 Desenho experimental

Esta pesquisa foi delineada considerando 2 fatores: inclinação dos implantes (0°, 17° e 30°) e configuração protética (coroas unitárias e esplintadas).

2.2 Modelos

A metodologia proposta seguiu estudos prévios (de Faria Almeida et al., 2014; de Moraes et al., 2013; Pellizzer et al., 2012; Ramos Verri et al., 2015). Para este estudo, 6 modelos tridimensionais foram construídos (Tabela 1). Cada modelo foi composto por um bloco ósseo maxilar da região de 1º pré-molar à 1º molar, constituído de osso trabecular circundado por osso cortical com 1 mm de espessura, simulando osso tipo IV (Lekholm and Zarb, 1985). Os modelos foram compostos por 3 implantes de hexágono externo de 4,1 mm de espessura, com os seguintes comprimentos por região: 14 – 10 mm, 15 – 8,5 mm e 16 – 8,5 mm e suportando próteses parafusadas de 3 elementos unitárias ou esplintadas. Tais configurações simulam situações de reabilitações em maxilas atróficas, objetivando, através da análise biomecânica, identificar o melhor planejamento, dentre os propostos.

TABELA 1: Descrição dos modelos

IMPLANTE	COROAS	INCLINAÇÃO	MODELO
HE (parafusada)	UNITÁRIAS	14/15/16 – 0°	1
		14/15/16 – 17°	2
		14/15/16 – 30°	3
	ESPLINTADAS	14/15/16 – 0°	4
		14/15/16 – 17°	5
		14/15/16 – 30°	6

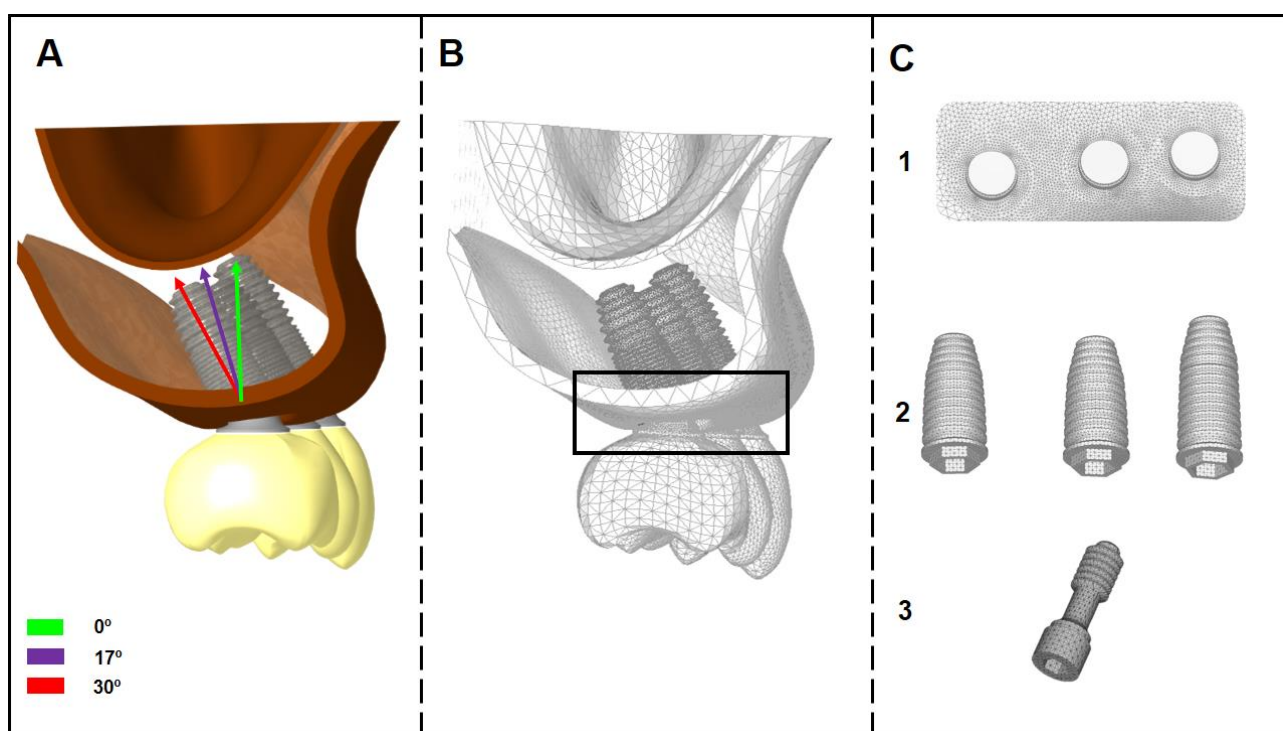


Figura 1: A) Sólidos das estrutura, simulação das inclinações dos implantes; B) Malha de elementos finitos; C) 1- vista da área analisada de osso cortical, 2- vista dos implantes, 3- vista do parafuso de fixação

A modelagem do tecido ósseo foi obtida através do escaneamento tomográfico com o auxílio do software InVesalius (CTI, Campinas, São Paulo, Brasil) e as simplificações de superfícies foram realizadas utilizando o Rhinoceros 4.0 (Seattle, WA, USA). Os desenhos dos implantes foram

obtidos por meio de uma simplificação dos originais (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., Aruja, São Paulo, Brazil), assim como os componentes protéticos, realizados nos programas Rhinoceros e SolidWorks (SolidWorks Corp, Waltham, MA, USA)

Todas as geometrias foram exportadas para o programa de elementos finitos FEMAP 11.1.2 (Siemens PLM Software Inc., Santa Ana, CA, USA), e neste, na fase de pré-processamento, as propriedades mecânicas de cada estrutura utilizada no estudo foram incorporadas e atribuídos os valores às malhas geradas, utilizando os valores extraídos da literatura (Tabela 2). Todos os materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos. Os contatos das estruturas foram considerados colados, exceto as interfaces implante HE/pilar e as faces de contato entre as coroas, os quais foram considerados justapostos. As condições de contorno foram estabelecidas fixadas em todos os eixos (x, y e z), simulando a fixação da maxila ao viscerocrânio. Assim, após aplicação das cargas, em modalidade não linear, 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 400 N em direção axial, com 50 N em cada cúspide, e 200 N oblíqua, com 50 N, aplicados em 45°, em cada cúspide vestibular.

TABELA 2: PROPRIEDADES DOS MATERIAIS

Estrutura	Módulo de Elasticidade (E) (GPa)	Coeficiente de Poisson (v)	Referência
Osso Trabeculado baixa densidade (osso tipo IV)	1,10	0,30	(Sevimay et al., 2005).
Osso Cortical	13,7	0,30	(de Faria Almeida et al., 2014)
Titânio (abutment, implante)	110,0	0,35	(de Faria Almeida et al., 2014)
Liga NiCr	206,0	0,33	(Anusavice and Hojjatie, 1987)
Porcelana Feldespática	82,8	0,35	(de Faria Almeida et al., 2014)

Posteriormente às configurações dos modelos no FEMAP, foram gerados os arquivos de processamento a serem resolvidos no programa Nei Nastran 11.1 (Noran Engineering, Inc., Westminster, California, USA) para obtenção dos resultados. A análise de processamento dos modelos foi realizada em uma estação de trabalho HP (Hewlett-Packard Development Company, L.P., Palo Alto, California, USA), 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 o pós-processamento e visualização gráfica das tensões através de mapas.

2.3 Análise dos Resultados

Mapas de von Mises (TvM) foram utilizados para avaliar componentes protéticos, implantes e parafusos de fixação (de Moraes et al., 2013; Ramos Verri et al., 2015). O mapa de Tensão Máxima Principal (TMxP) foi utilizado como critério para análise das tensões no tecido ósseo, uma vez que fornece valores de compressão (valores negativos) e tração (valores positivos) (de Faria Almeida et al., 2014; Ramos Verri et al., 2015). As tomadas de imagens utilizadas no estudo são as posições que melhor expressam os resultados das estruturas avaliadas. A unidade de medida usada para mensurar a Tensão de von Mises e Tensão Máxima Principal foi Mega-Pascal (MPa).

2.4 Resultados

2.4.1 Tensão Máxima Principal

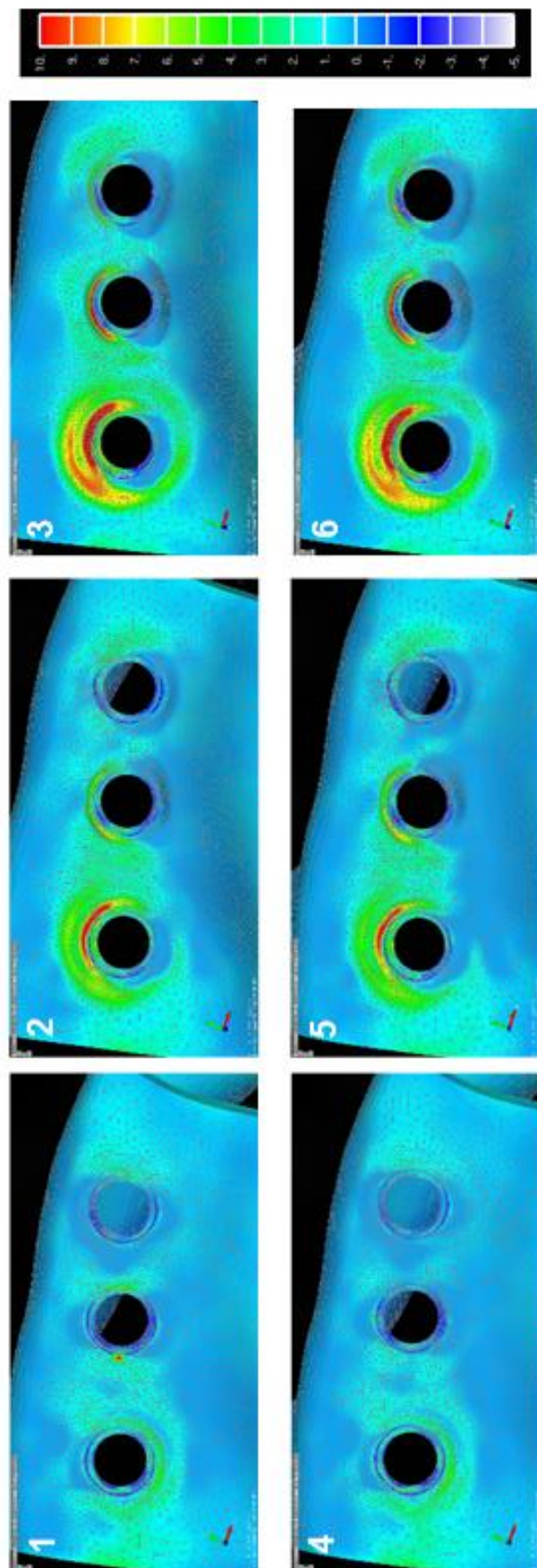
A análise de tensão máxima principal foi realizada para o tecido ósseo cortical periimplantar. As imagens dos mapas de TMxP foram tomadas em vista oclusal do tecido ósseo cortical isolado. Primeiramente sob carregamento axial, utilizando escala de -5 à 10 MPa, foram observadas baixas concentrações de tensões de compressão e estas somente próximas à interface osso/implante. Tensões de tração puderam ser observadas nas faces vestibulares dos implantes, principalmente para os implantes inclinados a 30°, sendo em maior área na região 16. As maiores concentrações de tração estiveram na faixa 8 – 10 Mpa, que apesar de concentradas, são consideradas de baixa intensidade. Os modelos esplintados também apresentaram baixas concentrações de tensões e observou-se melhor distribuição das tensões para todos os implantes de cada modelo, principalmente nas tensões compressivas (Figura 2).

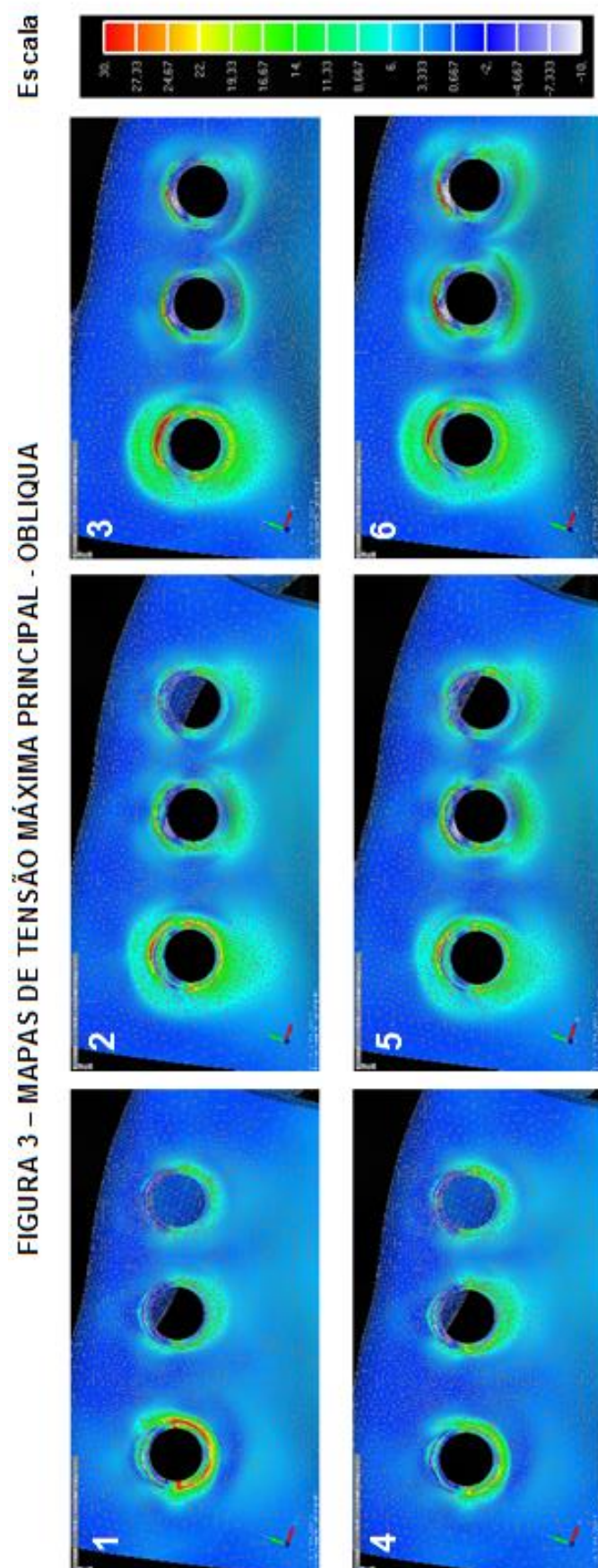
Sob carregamento oblíquo observou-se maiores concentrações de tensões para todos os modelos. A escala de visualização foi de -10 à 30 MPa. Para os modelos com próteses unitárias observou-se, para todas as inclinações, maior acúmulo de tensões na região do implante 16, sendo em maior área periimplantar para o modelo 3. Para o modelo 1, tensões de tração foram observadas na região palatina do último implante, na faixa de 22-30 MPa. Nos modelos seguintes (2 e 3), as tensões na região

periimplantar também aumentam, sendo também aumentada a área de alcance das tensões no tecido cortical. Analisando os modelos esplintados, observou-se que as tensões foram diminuídas, principalmente no implante 16 nos três modelos. Existe um aumento nas tensões conforme a inclinação dos implantes, porém em uma área menor e em menores concentrações, quando comparados aos implantes unitários. Conforme pode ser visto na Figura 3, as tensões são distribuídas ao redor dos três implantes de cada modelo.

Escala

FIGURA 2 – MAPAS DE TENSÃO MÁXIMA PRINCIPAL - AXIAL





2.4.2 Tensão von Mises

A análise de tensão von Mises foi realizada para os implantes e parafusos dos modelos propostos. As imagens dos mapas foram registradas em vista vestibular, com as estruturas isoladas. Sob carregamento axial utilizou-se escala de 0-100 MPa e sob carregamento oblíquo 0-250 MPa.

2.4.2.1 Implantes

Sob carregamento axial os implantes apresentaram baixas concentrações de tensões, sendo que estas estiveram concentradas próximas à plataforma, principalmente para o implante 16 (43,57 – 78,57 MPa). Observou-se alívio e distribuição das tensões para os implantes esplintados (Figura 4).

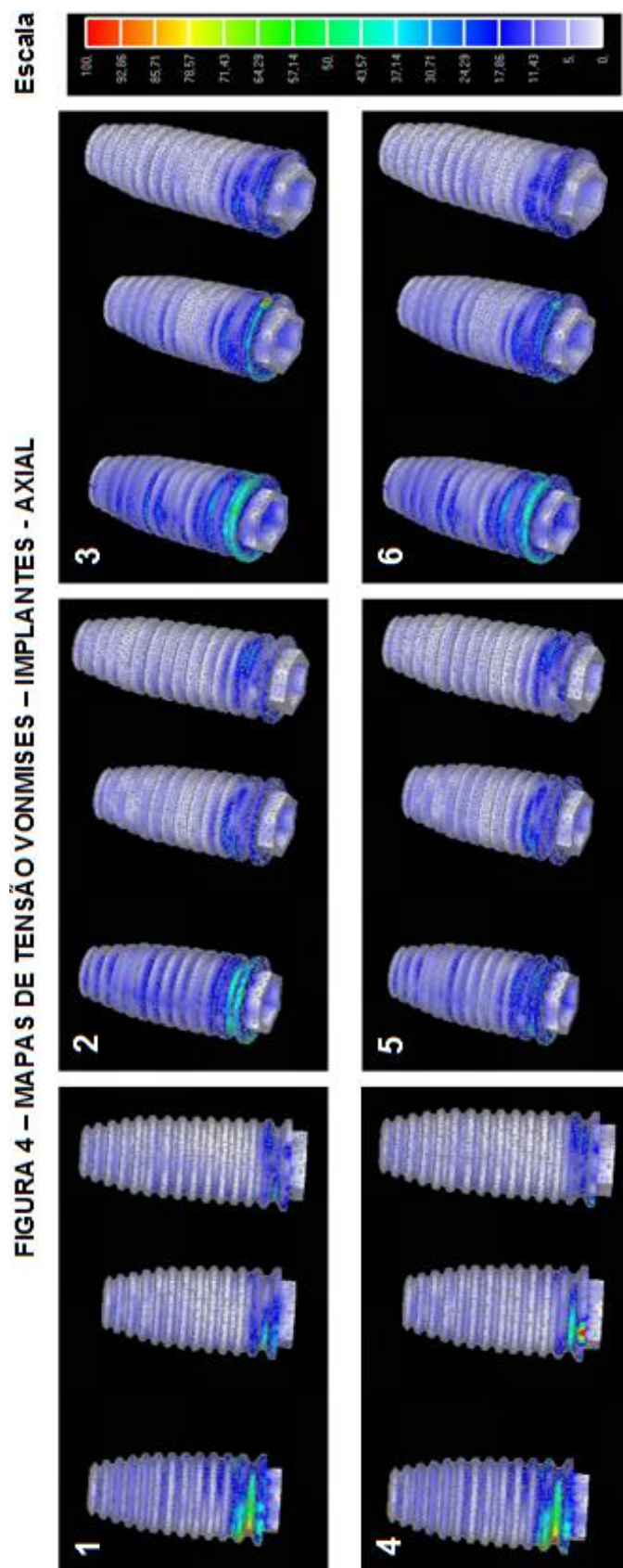
Em análise do carregamento oblíquo, maiores concentrações de tensão foram observadas para todos os modelos. Para os modelos com próteses unitárias, houve acúmulo de tensões de alta intensidade na faixa de 216-250 MPa nos implantes 16 até a altura da primeira rosca. Para os modelos esplintados (4, 5 e 6), as tensões foram distribuídas para todos os implantes, sem que houvesse maior sobrecarga em um implante isolado. Houve aumento de tensões para os modelos 4 e 5, respectivamente, porém com menor intensidade quando comparados aos modelos 2 e 3 (Figura 5).

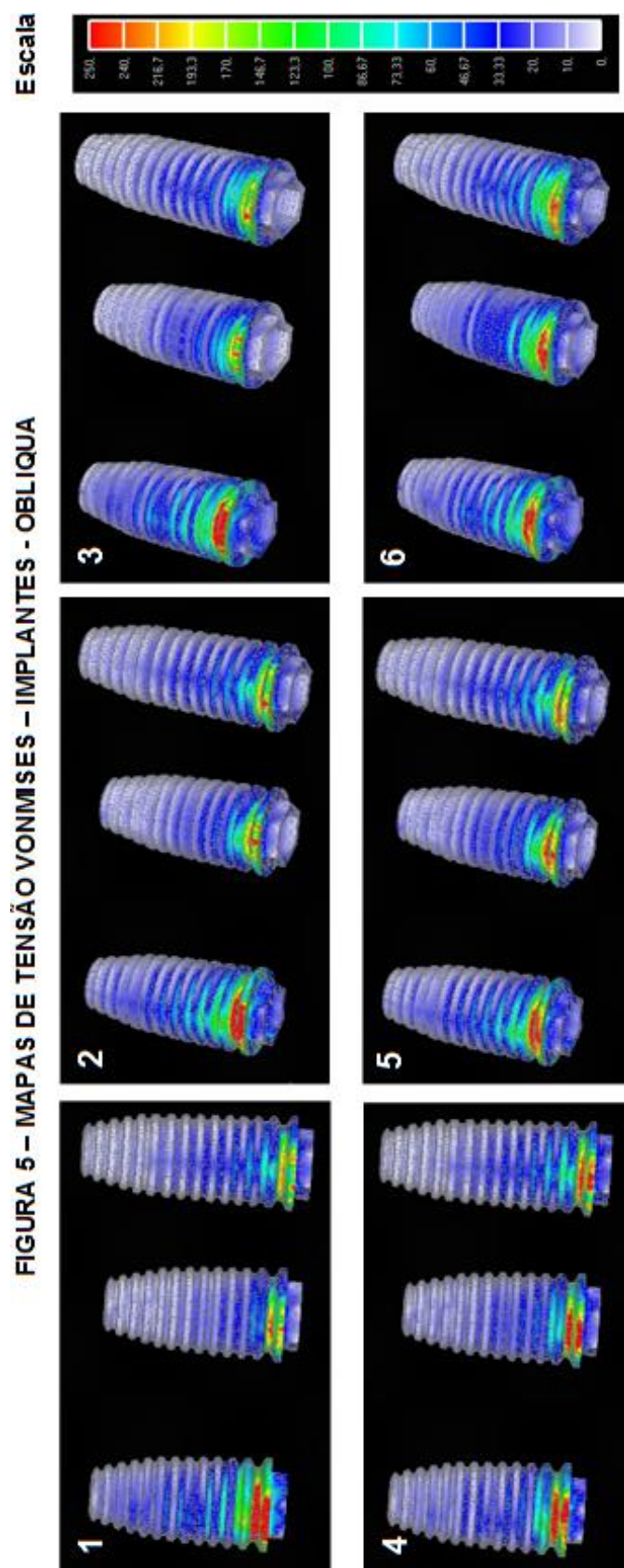
2.4.2.2 Parafusos

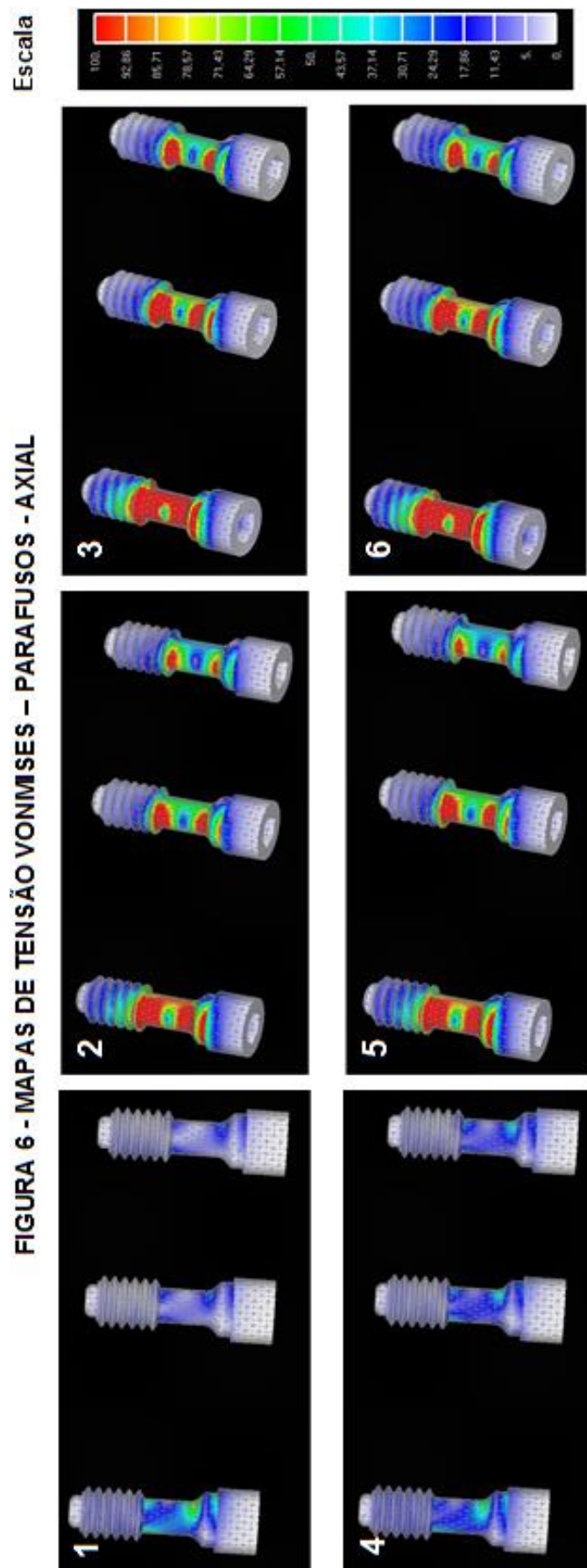
A transmissão de tensões através das estruturas sob carga axial se dá com intensidade moderada. As tensões nos parafusos dos modelos com implantes retos ficam na faixa de 30-50 MPa para a área de maior

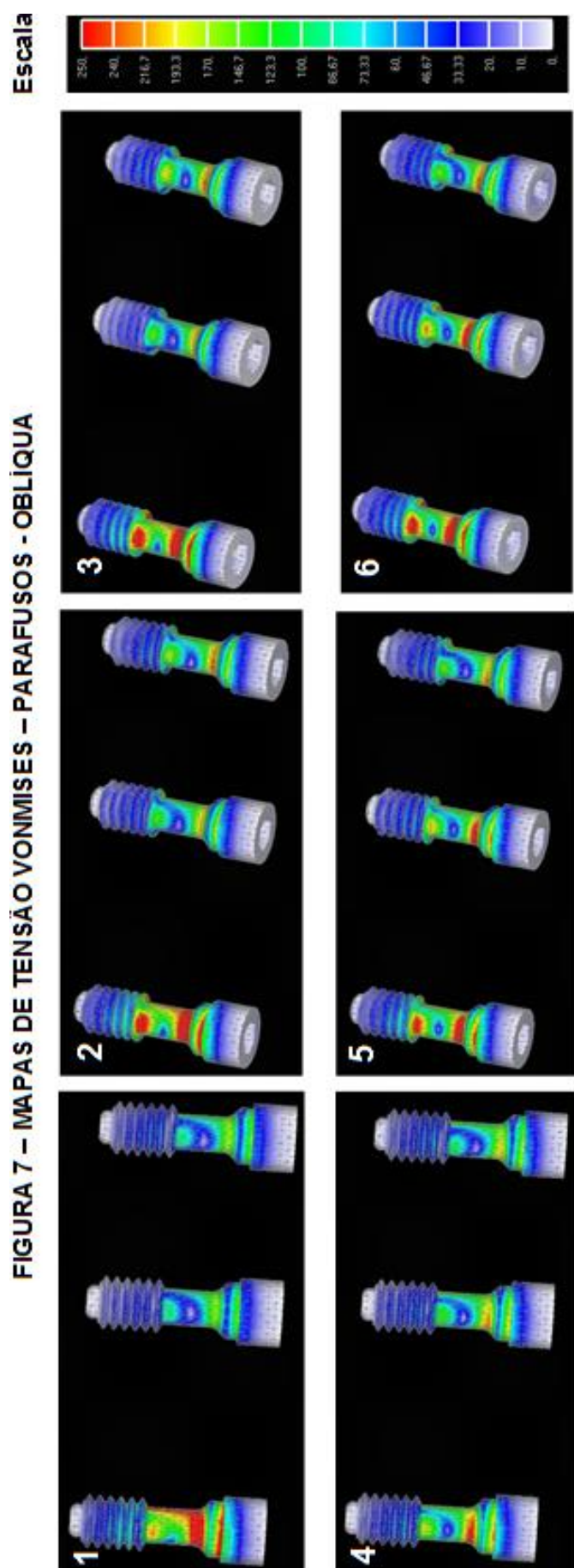
concentração. Observou-se que com a inclinação dos implantes ocorreram maiores tensões no pescoço dos parafusos com tensões atingindo a faixa de 100 MPa. O fator esplintagem para os parafusos teve ação de distribuição das tensões entre eles, porém sem a diminuição da concentração de tensões (Figura 6).

Sob carga oblíqua, houve maior concentração de tensões para todos os modelos. Os modelos 2 e 3 apresentaram maiores tensões e maior concentração nos parafusos do molar. Os modelos com esplintagem das coroas (4, 5 e 6) apresentam tensões de média intensidade, sendo que o padrão de distribuição se manteve, ou seja, houve discreto aumento das tensões nos modelos com implantes inclinados, porém não houve sobrecarga em nenhum dos parafusos dos modelos (Figura 7).









2.5 Discussão

A hipótese 1 estabelecida para este estudo foi aceita, uma vez que nossos resultados mostraram que a angulação dos implantes foi danosa à distribuição de tensões para o parafuso de fixação, implantes e tecido ósseo perimplantar. A hipótese 2 do estudo foi parcialmente aceita, uma vez que os resultados mostraram que para o tecido ósseo e implantes houve melhor distribuição de tensões e para os parafusos houveram maiores tensões concentradas para os modelos esplintados.

O efeito danoso da inclinação de implantes, com o maior acúmulo de tensões em implantes curtos em maxila atrófica, pôde ser observado em nosso estudo sob aplicação de carga oblíqua. O efeito negativo das inclinações de implantes sobre a distribuição de tensões só pôde ser observado com o carregamento oblíquo (Baggi et al., 2008; Morneburg and Proschel, 2002; Pellizzer et al., 2011; Pellizzer et al., 2012; Tonella et al., 2011). Isto está de acordo com outros estudos sobre o comportamento biomecânico de implantes que concluíram que as tensões tendem a ser concentrados no osso cortical ao redor do pescoço do implante mais próximo da carga, enquanto tensões no osso esponjoso foram considerados baixos (Arun Kumar et al., 2013; de Faria Almeida et al., 2014). Sugiura e colaboradores (Sugiura et al., 2015) consideram que a densidade do osso trabecular pode ser um fator crítico para a distribuição de tensões ao tecido periimplantar. Portanto, o tecido ósseo da maxila

considerado nesse trabalho (tipo IV), que é de baixa densidade, pode ter colaborado com a concentração de tensões na cortical óssea.

Os resultados mostraram que os implantes inclinados tiveram altas concentrações de tensões no tecido ósseo cortical e parafusos de fixação, principalmente para as estruturas da região de molar, devido à mesa oclusal desta coroa receber maior carregamento e portanto maior dissipação de tensões. Estes resultados estão de acordo com outros estudos (Clelland et al., 1993; de Faria Almeida et al., 2014; Pellizzer et al., 2011; Watanabe et al., 2003) os quais reportaram que a distância do centro de rotação do implante para a força aplicada aumenta à medida que o ângulo for mais pronunciado, produzindo maior torque ao sistema (Rangert et al., 1989). Consequentemente, em situações limites, a diminuição da mesa oclusal pode favorecer a distribuição de tensões, aliviando o sistema. A maior micromovimentação dos implantes de HE provavelmente está relacionada com o aumento das tensões na interface implante/osso (de Faria Almeida et al., 2014; Rangert et al., 1995) o que pode colaborar com o acúmulo de tensões nos parafusos de fixação. Diversos estudos avaliaram o parafuso de fixação (Bozkaya and Muftu, 2003, 2005), sendo este considerado a estrutura mais frágil do sistema (Binon, 2000; Ramos Verri et al., 2015). Por outro lado, a literatura mostra em estudos clínicos que o uso de implantes inclinados, combinados ou não com implantes instalados axialmente, sendo reabilitados com diferentes opções protéticas, possuem altas taxas de sucesso, mínimas complicações e alta satisfação

do paciente (Penarrocha-Oltra et al., 2013). Revisões sistemáticas sobre o tema sugerem que implantes inclinados não induzem significativamente a perda óssea marginal (Del Fabbro and Ceresoli, 2014). Porém, a fim de determinar a eficácia de implantes inclinados como uma alternativa às técnicas de enxerto ou outras opções de tratamento para a reabilitação de maxilas atróficas parcialmente desdentadas, ensaios clínicos randomizados e de longo prazo são necessários (Asawa et al., 2015). Assim, cabe ainda ao cirurgião entender as possíveis implicações anatômicas e biomecânicas de maxilas atróficas para prevenir ou evitar falhas, bem como atender às expectativas dos pacientes com base em opções de biomateriais e tecnologias disponíveis para próteses implantossuportadas (Rossetti et al., 2010).

Outro fator que chama atenção em nosso estudo é a ação da esplintagem em reabilitações de maxila posterior. Nossos resultados mostraram que para o osso periimplantar, quando as próteses foram unidas, não houve aumento da concentração de tensões quando comparadas as próteses unitárias, ocorrendo melhor dissipação das tensões. Estes resultados estão de acordo com outros trabalhos que estudaram a influência da esplintagem na distribuição das tensões em reabilitações de região posterior (Huang et al., 2005; Pellizzer et al., 2015; Zampelis et al., 2007). Yumaz e colaboradores (Yilmaz et al., 2011) realizaram um estudo do comportamento de implantes curtos esplintados, por imagem de correlação tridimensional. Os autores concluíram que a

esplintagem pode proporcionar uma distribuição mais uniforme das tensões durante a carga não axial que ocorre clinicamente.

Nenhum estudo avaliou o comportamento de implantes inclinados no sentido vestíbulo-palatino em reabilitações esplintadas em região posterior de maxila atrófica pelo método dos elementos finitos tridimensionais. A maioria dos estudos existentes tem o enfoque na inclinação mesio-distal do implante, principalmente visando diminuir um possível cantilever distal dessas reabilitações, ou mesmo, no uso de implantes inclinados em próteses do tipo protocolo (Agliardi et al., 2014; Del Fabbro and Ceresoli, 2014). Tal situação dificulta a comparação de resultados com o meio científico.

A análise de elementos finitos tem sido utilizada amplamente para estudos biomecânicos que envolvem implantes. (Chu et al., 2012; de Faria Almeida et al., 2014; Ramos Verri et al., 2015; Verri et al., 2014). Destaca-se que a escolha do critério de visualização dos resultados é um passo importante para análises específicas (de Faria Almeida et al., 2014). Este estudo utilizou o critério de tensão máxima principal, que considera áreas de compressão e tração na análise porque é mais adequado para o estudo de materiais frágeis ou friáveis (Pellizzer et al., 2012). Este tipo de avaliação permite aos pesquisadores definir limites máximos de tensão e correlacioná-los a riscos locais de falha óssea ou possível reabsorção óssea, levando em consideração que o tecido ósseo tem melhor comportamento biomecânico fisiológico sob tensões de compressão em

comparação com a tensão de tração (de Faria Almeida et al., 2014). No entanto, esta metodologia apresenta tendências que, quando aliadas a estudos longitudinais e controlados, podem ser significantes para a extrapolação clínica.

Os valores máximos de tensões no tecido ósseo estiveram próximos de 30 MPa. Entretanto, as condições simuladas não estão contraindicadas, uma vez que teoricamente, os valores estão dentro dos limites fisiológicos para o tecido ósseo, ou seja, de 170 MPa à 190 MPa para compressão e de 100 MPa à 130 MPa para tração (Baggi et al., 2008). Contudo, os resultados mostraram que as tensões aumentam a medida que ocorre a inclinação dos implantes em situações limites. Portanto, esses dados permitem a análise de tendências que, quando combinado com estudos clínicos bem desenhados, servirão como diretriz para implantodontia. Recomenda-se um ajuste oclusal cuidadoso para o controle de forças mastigatórias em casos clínicos envolvendo implantes inclinados e coroas esplintadas. Finalmente, estudos clínicos controlados devem ser realizados a fim de verificar estes efeitos biomecânicos.

2.6 CONCLUSÃO

Dentro dos limites deste estudo, as seguintes conclusões podem ser feitas:

- A inclinação de implantes é mais prejudicial ao tecido ósseo e parafusos de fixação;
- A esplintagem foi benéfica à distribuição de tensões em implantes inclinados.

2.7 REFERÊNCIAS

Agliardi, E.L., Tete, S., Romeo, D., Malchiodi, L., Gherlone, E., 2014. Immediate function of partial fixed rehabilitation with axial and tilted implants having intrasinus insertion. *J Craniofac Surg* 25, 851-855.

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

Aparicio, C., Perales, P., Rangert, B., 2001. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clin Implant Dent Relat Res* 3, 39-49.

Arun Kumar, G., Mahesh, B., George, D., 2013. Three dimensional finite element analysis of stress distribution around implant with straight and angled abutments in different bone qualities. *J Indian Prosthodont Soc* 13, 466-472.

Asawa, N., Bulbule, N., Kakade, D., Shah, R., 2015. Angulated implants: an alternative to bone augmentation and sinus lift procedure: systematic review. *J Clin Diagn Res* 9, Ze10-13.

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

Barnea, E., Tal, H., Nissan, J., Tarrasch, R., Peleg, M., Kolerman, R., 2015. The Use of Tilted Implant for Posterior Atrophic Maxilla. *Clin Implant Dent Relat Res*.

Binon, P.P., 2000. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 15, 76-94.

Bozkaya, D., Muftu, S., 2003. Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. *J Biomech* 36, 1649-1658.

Bozkaya, D., Muftu, S., 2005. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. *J Biomech* 38, 87-97.

Brunski, J.B., Puleo, D.A., Nanci, A., 2000. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 15, 15-46.

Calandriello, R., Tomatis, M., 2005. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla via immediate/early function and tilted implants: A prospective 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 7 Suppl 1, S1-12.

Chu, C.M., Huang, H.L., Hsu, J.T., Fuh, L.J., 2012. Influences of internal tapered abutment designs on bone stresses around a dental implant: three-dimensional finite element method with statistical evaluation. *J Periodontol* 83, 111-118.

Clelland, N.L., Gilat, A., McGlumphy, E.A., Brantley, W.A., 1993. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 8, 541-548.

Davidoff, S.R., 1996. Restorative-based treatment planning: determining adequate support for implant-retained fixed restorations. *Implant Dent* 5, 179-184.

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 Moraes, S.L., Verri, F.R., Santiago, J.F., Jr., Almeida, D.A., de Mello, C.C., Pellizzer, E.P., 2013. A 3-D finite element study of the influence of crown-implant ratio on stress distribution. *Braz Dent J* 24, 635-641.

Del Fabbro, M., Ceresoli, V., 2014. The fate of marginal bone around axial vs. tilted implants: a systematic review. *Eur J Oral Implantol* 7 Suppl 2, S171-189.

Geng, J.P., Tan, K.B., Liu, G.R., 2001. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 85, 585-598.

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

Guichet, D.L., Yoshinobu, D., Caputo, A.A., 2002. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. *J Prosthet Dent* 87, 528-535.

Huang, H.L., Huang, J.S., Ko, C.C., Hsu, J.T., Chang, C.H., Chen, M.Y., 2005. Effects of splinted prosthesis supported a wide implant or two implants: a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res* 16, 466-472.

Lekholm, U., Zarb, G.A., 1985. Patient selection. xxx, Chicago.

Misch, C.E., 2005. Short dental implants: a literature review and rationale for use. *Dent Today* 24, 64-66, 68.

Morneburg, T.R., Proschel, P.A., 2002. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *Int J Prosthodont* 15, 20-27.

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

Pellizzer, E.P., Falcon-Antenucci, R.M., de Carvalho, P.S., Sanchez, D.M., Rinaldi, G.A., de Aguirre, C.C., Goiato, M.C., 2011. Influence of implant angulation with different crowns on stress distribution. *J Craniofac Surg* 22, 434-437.

Pellizzer, E.P., Verri, F.R., Falcon-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.

Penarrocha-Oltra, D., Candel-Marti, E., Ata-Ali, J., Penarrocha-Diago, M., 2013. Rehabilitation of the atrophic maxilla with tilted implants: review of the literature. *J Oral Implantol* 39, 625-632.

Pozzi, A., Tallarico, M., Moy, P.K., 2014. Three-year post-loading results of a randomised, controlled, split-mouth trial comparing implants with different prosthetic interfaces and design in partially posterior edentulous mandibles. *Eur J Oral Implantol* 7, 47-61.

Ramos Verri, F., Santiago Junior, J.F., de Faria Almeida, D.A., de Oliveira, G.B., de Souza Batista, V.E., Marques Honorio, H., Noritomi, P.Y., Pellizzer, E.P., 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.

Rangert, B., Jemt, T., Jorneus, L., 1989. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 4, 241-247.

Rangert, B., Krogh, P.H., Langer, B., Van Roekel, N., 1995. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10, 326-334.

Rossetti, P.H., Bonachela, W.C., Rossetti, L.M., 2010. Relevant anatomic and biomechanical studies for implant possibilities on the atrophic maxilla: critical appraisal and literature review. *J Prosthodont* 19, 449-457.

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.

Stegaroiu, R., Sato, T., Kusakari, H., Miyakawa, O., 1998. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 13, 82-90.

Sugiura, T., Yamamoto, K., Kawakami, M., Horita, S., Murakami, K., Kirita, T., 2015. Influence of bone parameters on peri-implant bone strain distribution in the posterior mandible. Med Oral Patol Oral Cir Bucal 20, e66-73.

Testori, T., Mandelli, F., Mantovani, M., Taschieri, S., Weinstein, R.L., Del Fabbro, M., 2013. Tilted trans-sinus implants for the treatment of maxillary atrophy: case series of 35 consecutive patients. J Oral Maxillofac Surg 71, 1187-1194.

Tonella, B.P., Pellizzer, E.P., Ferraco, R., Falcon-Antenucci, R.M., Carvalho, P.S., Goiato, M.C., 2011. Photoelastic analysis of cemented or screwed implant-supported prostheses with different prosthetic connections. J Oral Implantol 37, 401-410.

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

Watanabe, F., Hata, Y., Komatsu, S., Ramos, T.C., Fukuda, H., 2003. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. *Odontology* 91, 31-36.

Yilmaz, B., Seidt, J.D., McGlumphy, E.A., Clelland, N.L., 2011. Comparison of strains for splinted and nonsplinted screw-retained prostheses on short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 26, 1176-1182.

Zampelis, A., Rangert, B., Heijl, L., 2007. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 97, S35-43.

**Influência da esplintagem e da inclinação de implantes, em
reabilitações cimentadas de maxila posterior, na distribuição de
tensões. MEF-3D**

3.1 Resumo

Proposição: O objetivo deste estudo foi avaliar a Influência da esplintagem e da inclinação de implantes, em reabilitações cimentadas de maxila posterior, na distribuição de tensões. MEF-3D não linear.

Material e método: Para isso, foram confeccionados 6 modelos tridimensionais com o auxílio dos programas de modelagem gráfica SolidWorks 2010 e Rhinoceros 4.0, além do programa InVesalius. Os modelos foram compostos por 3 implantes cone morse (4.0 mm) nas regiões: 14 – 10 mm; 15 – 8,5 mm; 16 – 8,5 mm, suportando próteses parafusadas de 3 elementos unitárias ou esplintadas. As inclinações de todos os implantes para cada modelo se deram em 0°, 17° e 30°. Após geração das geometrias, os modelos foram importados para o programa de pré e pós-processamento de elementos finitos FEMAP 10.2, onde foram geradas as malhas de elementos finitos, condições de carregamento e contorno. A carga aplicada foi de 400N axialmente e 200N obliquamente, na superfície oclusal das coroas, divididas entre as cúspides. Em seguida, a análise foi gerada no programa FEMAP 10.2 e exportada para cálculo no programa de elementos finitos NeiNastran versão 9.2, executada em uma

estação de trabalho. Os resultados foram importados novamente ao FEMAP 10.2 para visualização e pós-processamento dos mapas de tensão de von Mises e tensão máxima principal.

Resultados: Os resultados para o tecido ósseo mostraram maiores concentrações de tensões para os implantes inclinados e com coroas unitárias sob carregamento oblíquo. Os modelos esplintados foram os que tiveram menores áreas de tensões periimplantares. Para os implantes as tensões estiveram presentes em moderadas intensidades, principalmente no terço coronal. Os componentes protéticos apresentaram tensões de intensidade moderada.

Conclusão: A inclinação de implantes é mais prejudicial ao tecido ósseo e componentes protéticos. A esplintagem foi benéfica à distribuição de tensões em implantes inclinados.

Palavras-chave: Implante dentário; Prótese dentária fixada por implante; Biomecânica; Análise de elemento finito.

3.2 Introdução

Muitas vezes quando nos deparamos com maxilas severamente atroficas, a reabsorção do rebordo alveolar, a pneumatização do seio maxilar, a presença da cavidade nasal, somados à qualidade de tecido ósseo dos tipos III e IV (Lekholm and Zarb, 1985), podem dificultar ou mesmo inviabilizar a colocação convencional de implantes dentários. (Del Fabbro and Ceresoli, 2014; Penarrocha-Oltra et al., 2013; Testori et al., 2013). Para solucionar tais situações com reabilitações implantossuportadas, podemos lançar mão de procedimentos tais como enxertos ósseos, levantamento de seio e a utilização de biomateriais. Porém, tais procedimentos geram certo grau de morbidade e muitas vezes não são aceitos pelos pacientes (Del Fabbro and Ceresoli, 2014; Monje et al., 2012; Testori et al., 2013).

Como alternativa a esses procedimentos, a utilização de implantes curtos e inclinados têm sido apresentada pela literatura (Agliardi et al., 2014; Del Fabbro and Ceresoli, 2014; Francetti et al., 2012; Pozzi et al., 2014; Tabrizi et al., 2013; Testori et al., 2013). Porém o comportamento biomecânico desse tipo de reabilitação e a distribuição de tensões ao tecido periimplantar ainda não se encontra totalmente compreendido. Alguns estudos relatam que os implantes de alta inclinação aumentam a concentração de tensão em torno deles e, conseqüentemente, poderiam conduzir a reabsorção óssea (Clelland et al., 1993; de Faria Almeida et al., 2014; Naini et al., 2011; Watanabe et al., 2003).

A geometria do implante influencia a indução de tensões ao tecido ósseo, e geralmente, ao redor do implante existe acúmulo de tensões, o que contribui para a reabsorção da crista óssea e, em última instância, o fracasso da osseointegração (Chu et al., 2012). Implantes do tipo cone Morse permitem uma adaptação precisa do pilar protético à interface do implante, e sua geometria cônica de imbricação pode levar a uma melhor dissipação de tensões pelo implantes e componentes (de Faria Almeida et al., 2014; Iplikcioglu et al., 2003).

Com o intuito de auxiliar a distribuição de forças oclusais, reabilitações implantossuportadas podem ser confeccionadas com a união das coroas (Zampelis et al., 2007). Estudos biomecânicos afirmam que a esplintagem reduz a concentração de tensões ao redor dos implantes frente ao carregamento oclusal (Guichet et al., 2002; Pellizzer et al., 2015; Tonella et al., 2011).

O correto entendimento de todos os fatores que interagem no planejamento de reabilitação otimiza o sucesso do tratamento. Compreender os fatores biomecânicos envolvidos nesse contexto ajuda a tomada de decisão final em situações clínicas críticas, como uma possível reabsorção óssea (de Faria Almeida et al., 2014). Assim, a avaliação de implantes inclinados com esplintagem ou não de coroas podem contribuir para uma melhor compreensão da biomecânica envolvida. Infelizmente, a literatura carece de estudos biomecânicos sobre implantes inclinados em reabilitações parciais.

Diante do exposto, este estudo buscou analisar a influência da esplintagem e da inclinação de implantes, em reabilitações cimentadas de maxila posterior, na distribuição de tensões pelo método dos elementos finitos tridimensionais. A hipótese do estudo foi: 1) que a angulação dos implantes prejudicaria a distribuição de tensões para componente protético, implantes e tecido ósseo perimplantar e 2) a esplintagem das coroas favoreceriam a dissipação de tensões para as estruturas analisadas.

3.3 Materiais e Métodos

3.1 Desenho experimental

Esta pesquisa foi delineada considerando 2 fatores: inclinação dos implantes (0°, 17° e 30°) e configuração da prótese (unitárias ou esplintadas).

3.2 Modelos

A metodologia proposta seguiu estudos prévios (de Faria Almeida et al., 2014; de Moraes et al., 2013; Pellizzer et al., 2012; Ramos Verri et al., 2015). Para este estudo, 6 modelos tridimensionais foram construídos (tabela 1). Cada modelo foi composto por um bloco ósseo maxilar da região de 1º pré-molar à 1º molar, constituído de osso trabecular circundado por osso cortical com 1mm de espessura, simulando osso tipo IV (Lekholm and Zarb, 1985). Os modelos foram compostos por 3 implantes cone Morse de 4,0 mm de espessura, com os seguintes comprimentos por região: 14 – 10 mm, 15 – 8,5 mm e 16 – 8,5 mm e suportando próteses cimentadas de 3 elementos unitárias ou esplintadas. Tais configurações simulam situações de reabilitações em maxilas atroficas, objetivando, através da análise biomecânica comparativa para buscar o melhor planejamento (Figura 1).

TABELA 1: Descrição dos modelos

IMPLANTE	COROAS	INCLINAÇÃO	MODELO
CM (cimentadas)	UNITÁRIAS	14/15/16 – 0°	1
		14/15/16 – 17°	2
		14/15/16 – 30°	3
	ESPLINTADAS	14/15/16 – 0°	4
		14/15/16 – 17°	5
		14/15/16 – 30°	6

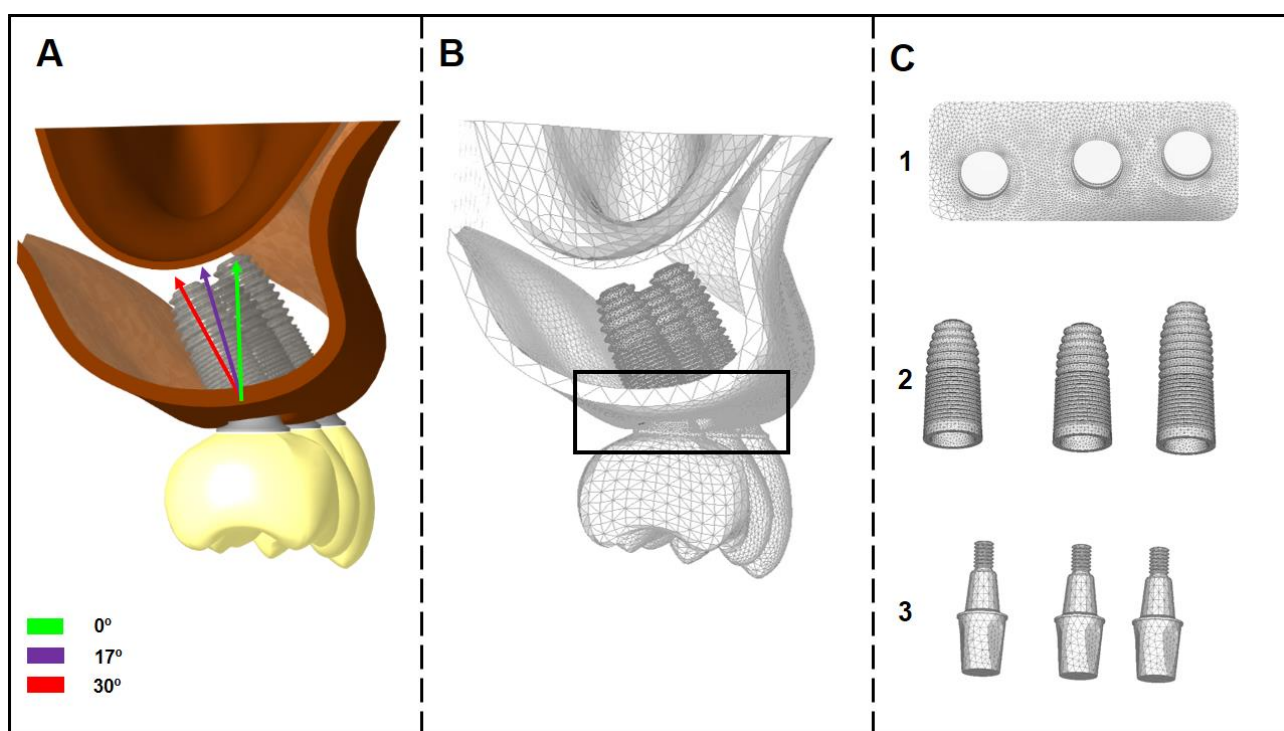


Figura 1: A) Sólidos das estrutura, simulação das inclinações dos implantes; B) Malha de elementos finitos; C) 1- vista da área analisada de osso cortical, 2- vista dos implantes, 3- vista dos pilares.

A modelagem do tecido ósseo foi obtida através do escaneamento tomográfico com o auxílio do software InVesalius (CTI, Campinas, São Paulo, Brasil) e as simplificações de superfícies foram realizadas utilizando o Rhinoceros 4.0 (Seattle, WA, USA). Os desenhos dos implantes foram obtidos por meio de uma simplificação dos originais (Conexão Sistemas de

Prótese Ltda., Arujá, São Paulo, Brasil), assim como os componentes protéticos, realizados nos programas Rhinoceros e SolidWorks (SolidWorks Corp, Waltham, MA, USA)

Todas as geometrias foram exportadas para o programa de elementos finitos FEMAP 11.1.2 (Siemens PLM Software Inc., Santa Ana, CA, USA), e neste, na fase de pré-processamento, as propriedades mecânicas de cada estrutura utilizada no estudo foram incorporadas e atribuídos os valores às malhas geradas, utilizando os valores extraídos da literatura (Tabela 2). Todos os materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos. Os contatos das estruturas foram considerados colados, exceto as interfaces de contato interproximais das coroas unitárias, os quais foram considerados justapostos. As condições de contorno foram estabelecidas como fixadas em todos os eixos (x, y e z), simulando a fixação da maxila ao viscerocrânio. Assim, após 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 cúspide, e 200N oblíqua, com 50N, aplicados em 45°, em cada cúspide vestibular.

TABELA 2: PROPRIEDADES DOS MATERIAIS

Estrutura	Módulo de Elasticidade (E) (GPa)	Coeficiente de Poisson (v)	Referência
Osso Trabeculado baixa densidade (osso tipo IV)	1,10	0,30	(Sevimay et al., 2005).
Osso Cortical	13,7	0,30	(de Faria Almeida et al., 2014)
Titânio (abutment, implante)	110,0	0,35	(de Faria Almeida et al., 2014)
Liga NiCr	206,0	0,33	(Anusavice and Hojjatie, 1987)
Porcelana Feldespática	82,8	0,35	(de Faria Almeida et al., 2014)
Cimento de Fosfato de Zinco	22,4	0,35	(Anusavice and Hojjatie, 1987)

Posterior às configurações dos modelos no FEMAP, foram gerados os arquivos de processamento a serem resolvidos no programa Nei Nastran 11.1 (Noran Engineering, Inc., Westminster, California, USA) para obtenção dos resultados. A análise de processamento dos modelos foi realizada em uma estação de trabalho HP (Hewlett-Packard Development Company, L.P., Palo Alto, California, USA), 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 o pós-processamento e visualização gráfica das tensões através de mapas.

2.3 Análise dos Resultados

Mapas de von Mises (TvM) foram utilizados para avaliar componentes protéticos, implantes e parafusos de fixação (de Moraes et al., 2013; Ramos Verri et al., 2015). O mapa de Tensão Máxima Principal (TMxP) foi utilizado como critério para análise das tensões no tecido ósseo, uma vez que fornece valores de compressão (valores negativos) e tração (valores positivos) (de Faria Almeida et al., 2014; Ramos Verri et al., 2015). As tomadas de imagens utilizadas no estudo são as posições que melhor expressam os resultados das estruturas avaliadas. A unidade de medida usada para mensurar a Tensão de von Mises e Tensão Máxima Principal foi Mega-Pascal (MPa).

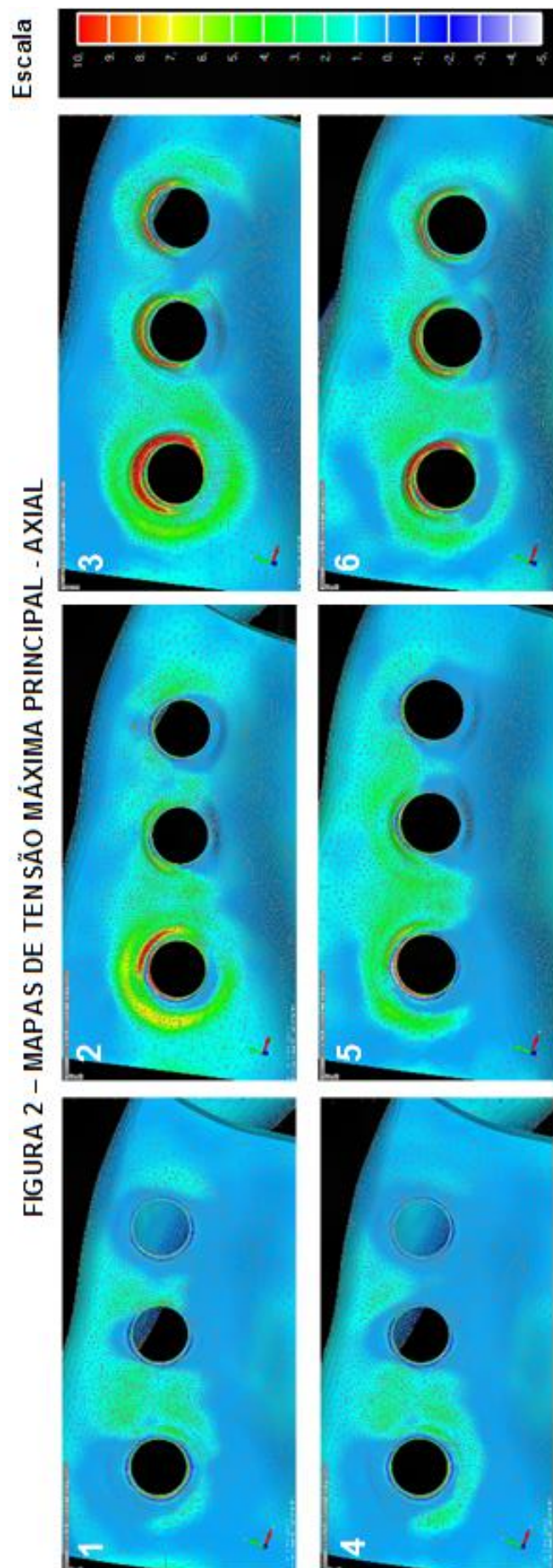
3.4 Resultados

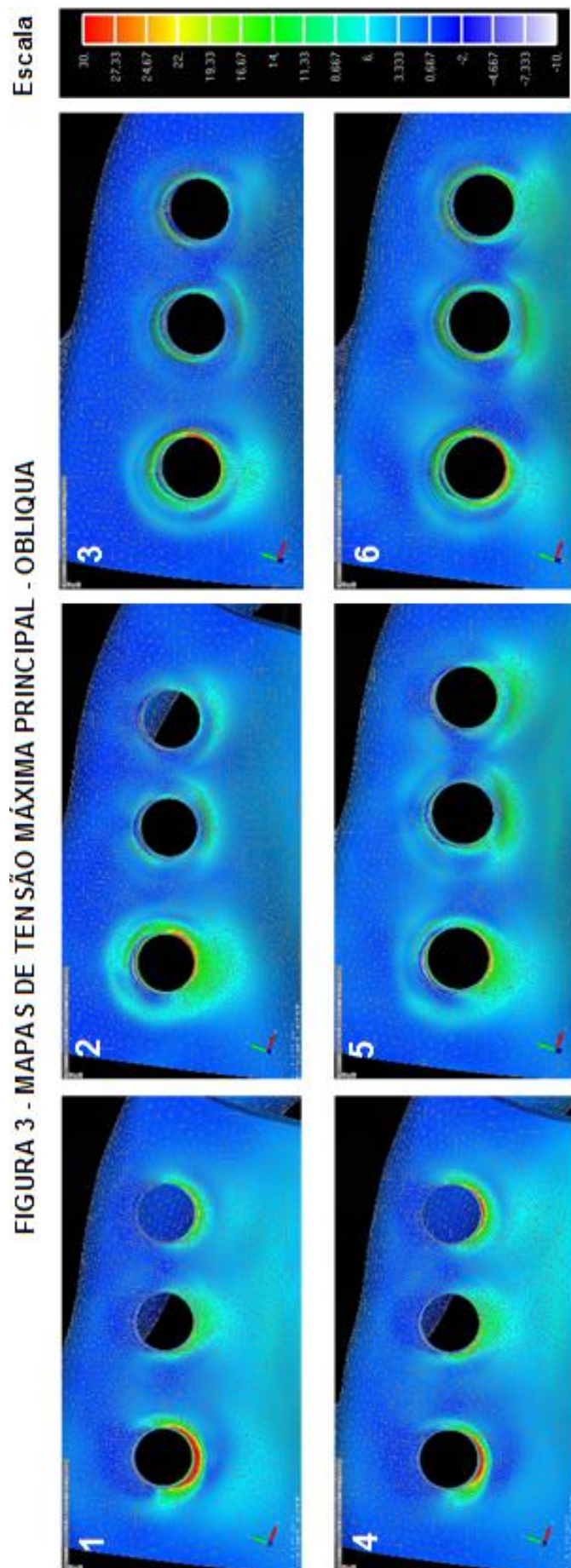
3.4.1 Tensão Máxima Principal – Tecido Ósseo

A análise de tensão máxima principal foi realizada para o tecido ósseo cortical periimplantar. As imagens dos mapas de TMxP foram tomadas em vista oclusal do tecido ósseo cortical isolado. Primeiramente sob carregamento axial, utilizando escala de -5 à 10 MPa, observou-se baixas concentrações de tensões. Para o modelo 1, observou-se apenas baixas tensões de compressão ao redor dos implantes. Ao redor do implante 16 do modelo 2 são observadas tensões de tração na face vestibular (7-10 MPa) em pequena área. Enquanto que para o modelo com implantes inclinados a 30°, ocorreram pequenas áreas de tensão de tração ao redor dos implantes 14 e 15 e em maior área e concentração para o implante 16. Quando são analisados os modelos com próteses esplintadas, observam-se menores tensões concentradas no tecido ósseo periimplantar e apesar destas aumentarem com as inclinações, foram distribuídas entre os implantes e em menores áreas em relação as unitárias (Figura 2).

Sob carregamento oblíquo os mapas foram avaliados utilizando a escala de -10 à 30 MPa. Tensões de compressão de baixa intensidade puderam ser observadas nas faces vestibulares para todos os implantes nos modelos com próteses unitárias. Observou-se maior concentração de tração nos implantes da região 16, principalmente para o modelo 1, e neste pequenas áreas de tração também são observadas nas faces palatinas dos demais implantes. Quando se faz análise dos modelos esplintados,

observa-se melhor distribuição das tensões. As tensões de tração são percebidas, porém em menor magnitude e não somente na região do molar, como ocorrido nos modelos unitários. Tensões compressivas são observadas em baixas concentrações (-7,33 - -2 MPa), conforme ocorrem as inclinações dos implantes para os modelos 5 e 6 (Figura 3).





3.4.2 Tensão von Mises

A análise de tensão von Mises foi realizada para os implantes e componentes protéticos dos modelos propostos. As imagens dos mapas foram registradas em vista vestibular, com as estruturas isoladas. Sob carregamento axial utilizou-se escala de 0-100 MPa e sob carregamento oblíquo 0-250 MPa.

3.4.2.1 Implante

Sob carregamento axial, para todos os modelos propostos, houveram baixas concentrações de tensões. Apenas nos implantes da região molar houve aumento das tensões, na interface implante/componente, conforme a inclinação dos implantes. Para os modelos esplintados houveram discreto alívio destas tensões (Figura 4).

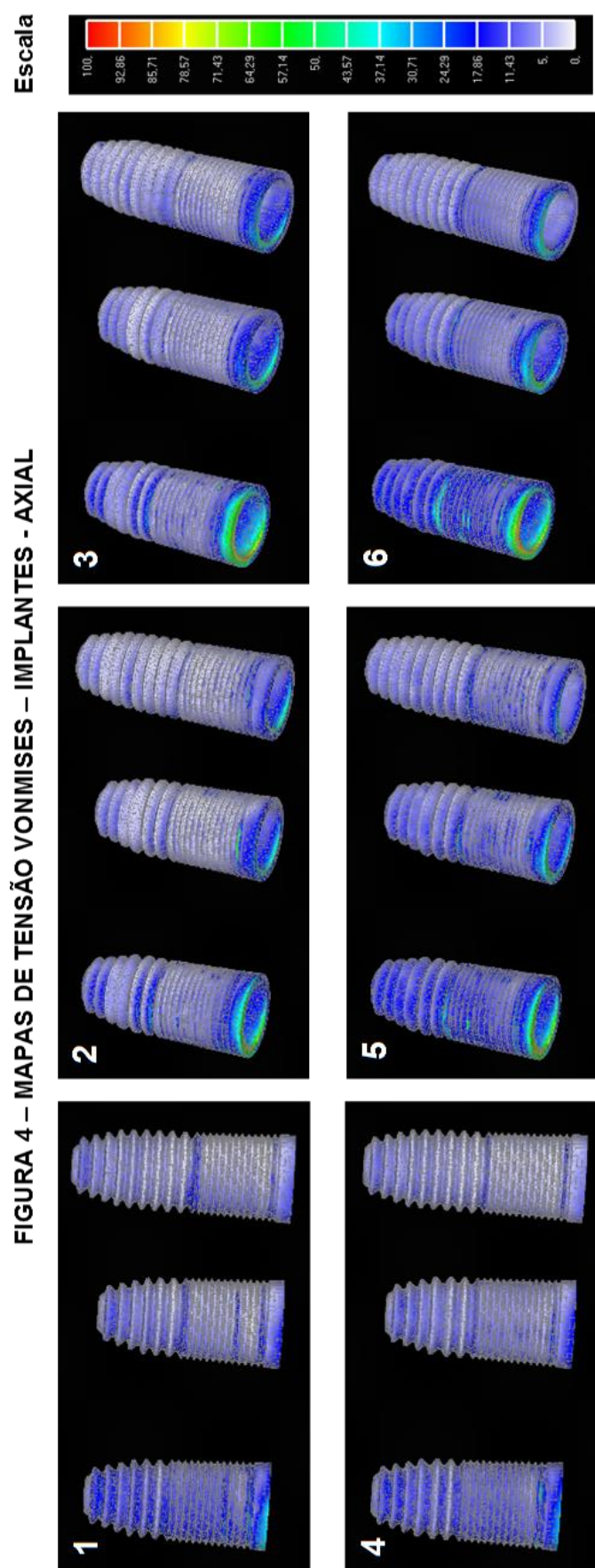
Quando analisados os modelos sob carregamento oblíquo, de maneira geral, observa-se maior concentração de tensões quando comparados ao carregamento axial. Nos modelos 1-3 as tensões estão concentradas na porção coronal dos implantes e estas tendem a aumentar conforme ocorre a inclinação. Para os modelos esplintados, as tensões são distribuídas na porção coronal, e em maior intensidade que nos modelos unitários, as tensões percorrem o corpo dos implantes, porém estas tensões são de baixa intensidade (10-46,67 MPa) (Figura 5).

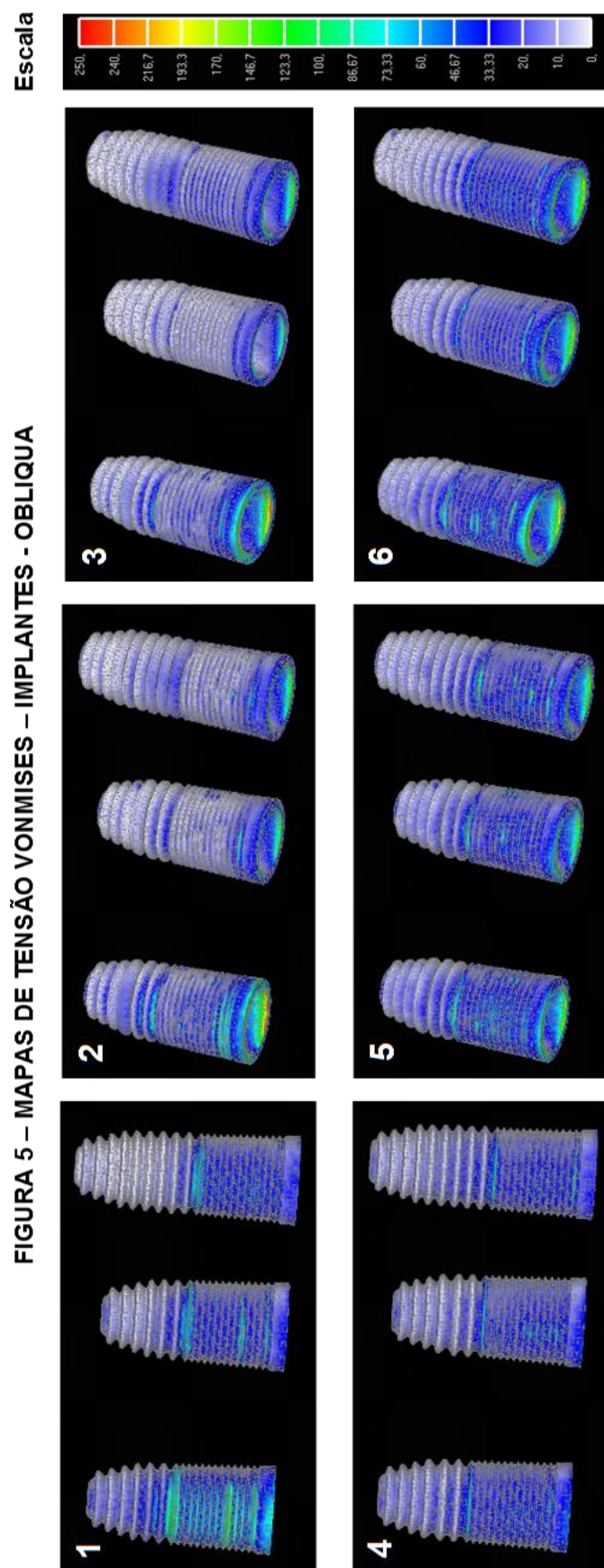
3.4.2.2 Pilar protético

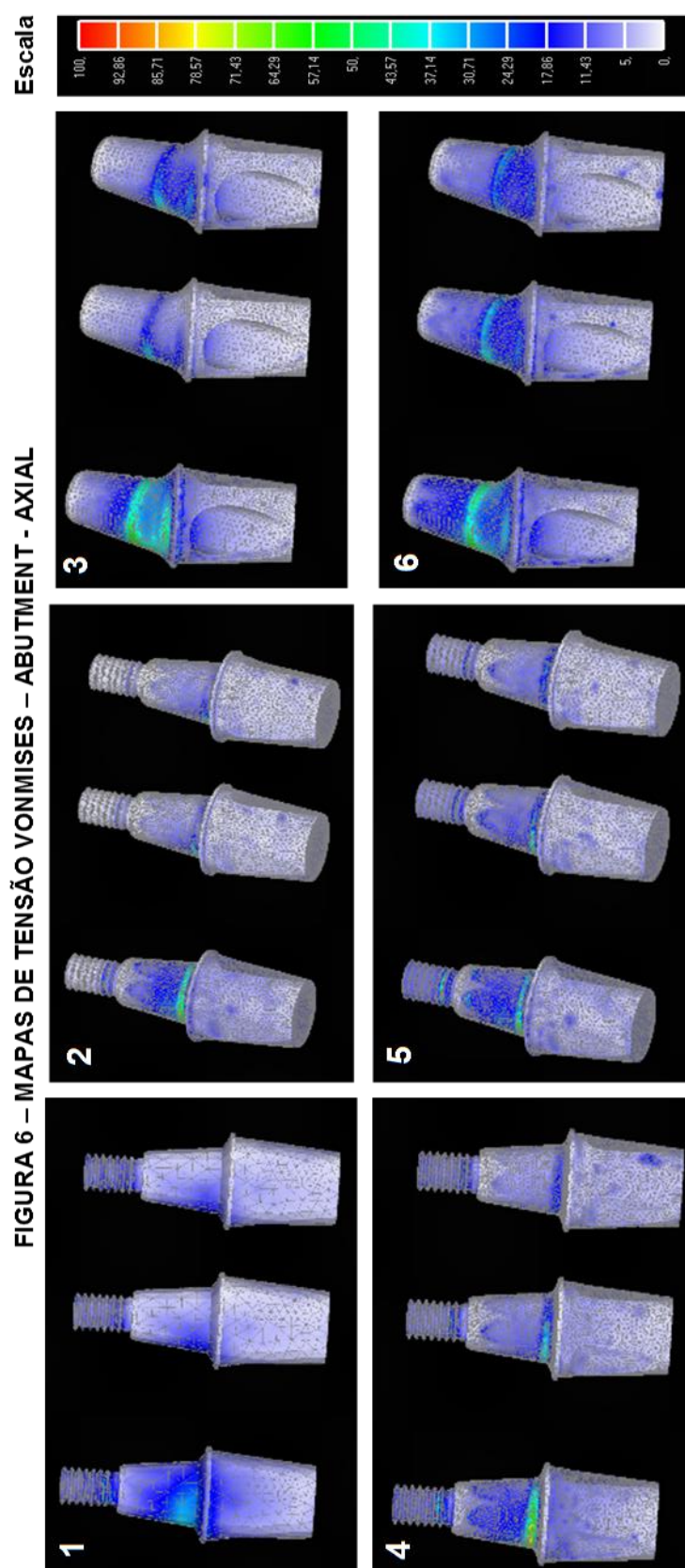
Os componentes protéticos analisados sob carregamento axial apresentaram baixas concentrações de tensões. Nos modelos com

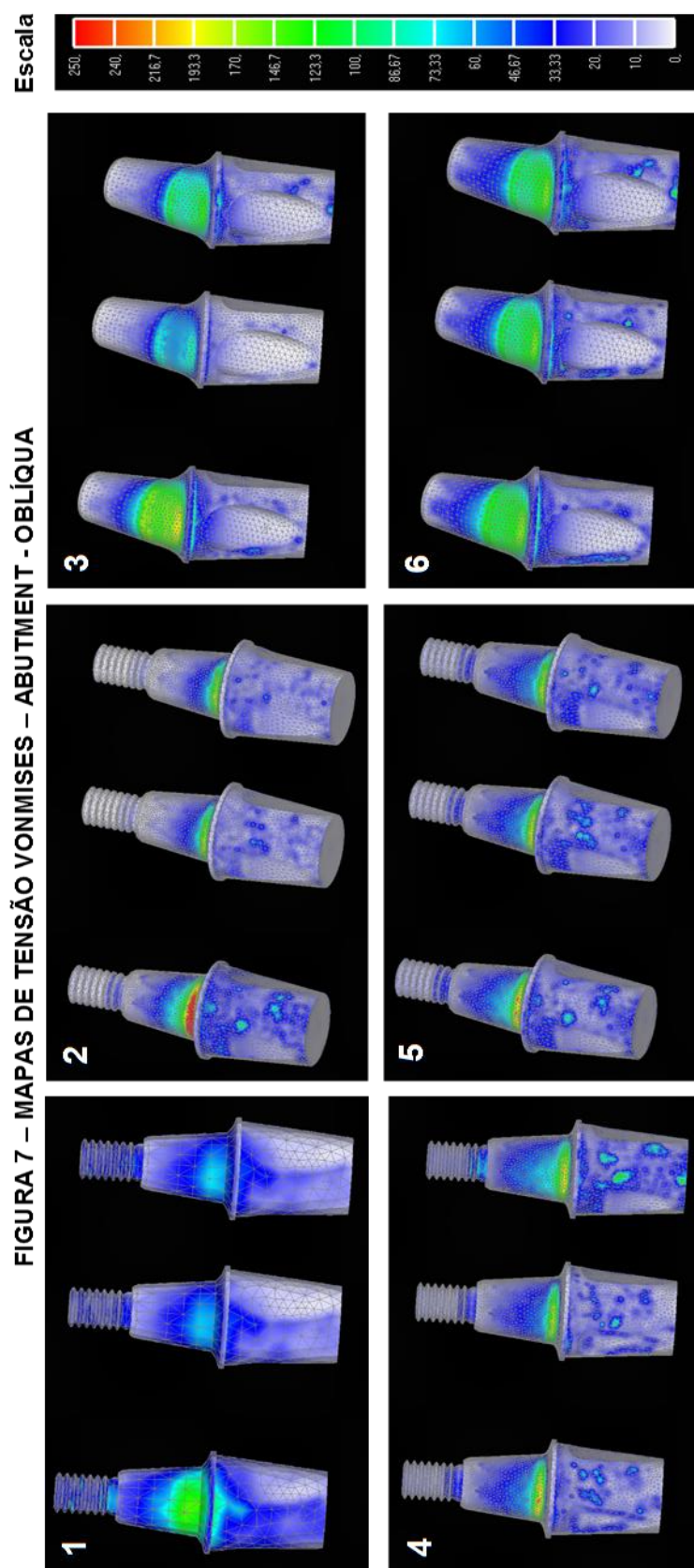
implantes inclinados houve maior acúmulo de tensões próximo a base do pilar nos implantes da região molar. Os modelos esplintados apresentam maiores áreas de tensões de baixa intensidade (5-24,29 MPa), apresentando também próximo a base do pilar elevação das tensões (30,71 – 71,43 MPa) (Figura 6).

O comportamento biomecânico sob carregamento oblíquo mostra, para os pilares, maiores concentrações de tensões nas bases destes e em maior área para o pilar do implante 16 para os três modelos, alcançando tensões na faixa de 240 à 250 MPa. As tensões aumentam conforme a inclinação. Nos modelos esplintados ocorre melhor dissipação das tensões, sendo distribuídos entre os três pilares para todos os modelos. Ocorre aumento das tensões conforme a inclinação, porém em menor intensidade. As tensões ficaram na faixa de 100 à 170 MPa (Figura 7).









3.5 DISCUSSÃO

A hipótese 1 do estudo foi aceita, os resultados mostraram que a inclinação de implantes foi prejudicial às estruturas avaliadas. A hipótese 2 do estudo foi aceita, pois houve melhor dissipação para o tecido ósseo, implantes e componentes protéticos nos modelos esplintados.

O aumento das tensões observado nas estruturas analisadas conforme a inclinação dos implantes em carregamento oblíquo é suportado pelo fato de que o carregamento tende a aumentar as tensões no sistema na direção em que a carga foi aplicada. Tais resultados estão de acordo com a literatura (Arun Kumar et al., 2013; Bahuguna et al., 2013; Clelland et al., 1993; Danza et al., 2009; de Faria Almeida et al., 2014; Huang et al., 2011; Watanabe et al., 2003). Estudos biomecânicos que avaliaram as diversas inclinações de implantes ou intermediários, o fizeram em modelos com apenas um implante e coroa, fato este que dificulta a comparação de resultados com nosso estudo. A literatura também aborda a inclinação de implantes no sentido mesio-distal, que tem como principal objetivo diminuir o cantilever distal das próteses. Estudos apontam que a inclinação de implantes, quando esplintados, não aumenta as tensões periimplantares (Lan et al., 2010; Monje et al., 2012; Zampelis et al., 2007).

Apesar do aumento das tensões em todo sistema reabilitador com a utilização de implantes inclinados, estudos clínicos de acompanhamento e relatos de casos, têm mostrado que as taxas de sucesso desse tipo de reabilitação são elevadas e o grau de reabsorção óssea dos implantes

axiais e inclinados não difere (Franchini et al., 2011; Jensen and Adams, 2014; Penarrocha Diago et al., 2013; Penarrocha-Oltra et al., 2013; Testori et al., 2013). Fabro e colaboradores (Del Fabbro et al., 2012) realizaram uma revisão sistemática, analisando a sobrevida de implantes axiais e inclinados em reabilitações parciais ou totais, concluindo que o uso desse tipo de configuração é uma técnica previsível. No entanto, a fim de determinar a eficácia dos implantes inclinados como uma alternativa às técnicas de enxerto ou para o uso de implantes curtos para a reabilitação de maxilas atróficas, ensaios clínicos randomizados, com maiores amostras e longo prazo de acompanhamento são necessários.

Monje e colaboradores (Monje et al., 2012) realizaram uma meta-análise avaliando a perda óssea ao redor de implantes inclinados em comparação com implantes axiais. Os autores concluíram que não há diferença significativa na reabsorção de implantes esplintados inclinados ou axiais e que não houve evidências sobre falhas mecânicas em implantes inclinados. Os resultados dessa pesquisa estão de acordo com nossos achados, uma vez que a esplintagem foi um fator importante no alívio das tensões no tecido ósseo cortical. Este fato está associado à concentração de tensões nos componentes protéticos dos implantes cone Morse que, ao concentrar as tensões dos carregamentos, aliviam as demais estruturas do sistema. Porém, este acúmulo não é suficiente para gerar falhas mecânicas, como soltura dos componentes ou mesmo fraturas pois a

conexão cônica, mais estável, permite maior adaptação dos componentes, criando um embricamento que permite melhor dissipação das tensões.

Nossos resultados apontaram maiores tensões nos componentes protéticos, principalmente para as reabilitações esplintadas. O pilar cônico do implante cone Morse, devido a interface interna de contato, resulta em alta resistência a fadiga (Khraisat et al., 2002) e estabilidade ao sistema (de Faria Almeida et al., 2014; Merz et al., 2000). Estudos demonstraram, assim como nossos resultados, que a utilização de modelos com componentes cônicos têm melhorado a transferência de carga e, desse modo, reduzindo as tensões transferidas à cortical óssea ao redor dos implantes (Baggi et al., 2008; Chu et al., 2012; de Faria Almeida et al., 2014).

A análise pelo método dos elementos finitos tridimensionais tem sido utilizada por muitos estudos biomecânicos com implantes dentários (Chu et al., 2012; de Faria Almeida et al., 2014; de Moraes et al., 2013; Huang et al., 2011; Pellizzer et al., 2015; Ramos Verri et al., 2015; Verri et al., 2014) com o intuito de aprimorar o planejamento e o entendimento do comportamento das estruturas envolvidas nos sistemas reabilitadores. Estudos recentes têm utilizado análises não lineares visando cada vez mais uma poderosa abordagem para prever a tensão dentro das estruturas em situações reais que podem ser melhor resolvidas do que pelo uso de um modelo estático linear (Sannino et al., 2010; Streckbein et al., 2012; Wakabayashi et al., 2008).

Os resultados do presente estudo mostraram que as tensões nos componentes protéticos e implantes estiveram, para todas as configurações testadas, dentro dos limites aceitáveis e sem prejuízo ao sistema reabilitador. Apesar do aumento das tensões ao redor de implantes inclinados, estes valores estiveram em faixas de tensões abaixo do nível crítico ao tecido ósseo, não inviabilizando as situações clínicas simuladas neste estudo. No entanto, ao considerar situações biomecânicas desfavoráveis, como implantes inclinados, um ajuste oclusal preciso é indispensável para garantir que o carregamento seja direcionado para a área mais central da coroa protética e que as forças sejam orientadas no longo do eixo do implante, e em situações limites pode-se lançar mão de artifícios como a redução da mesa oclusal permitindo menor dissipação de tensões a todo sistema reabilitador.

3.6 Conclusão

Dentro dos limites deste estudo, as seguintes conclusões podem ser feitas:

- A inclinação de implantes é mais prejudicial ao tecido ósseo e componentes protéticos;
- A esplintagem foi benéfica à distribuição de tensões em implantes inclinados.

3.7 REFERÊNCIAS

- Agliardi, E.L., Tete, S., Romeo, D., Malchiodi, L., Gherlone, E., 2014. Immediate function of partial fixed rehabilitation with axial and tilted implants having intrasinus insertion. *J Craniofac Surg* 25, 851-855.
- Anusavice, K.J., Hojjatie, B., 1987. Stress distribution in metal-ceramic crowns with a facial porcelain margin. *J Dent Res* 66, 1493-1498.
- Arun Kumar, G., Mahesh, B., George, D., 2013. Three dimensional finite element analysis of stress distribution around implant with straight and angled abutments in different bone qualities. *J Indian Prosthodont Soc* 13, 466-472.
- Baggi, L., Cappelloni, I., Di Girolamo, M., Maceri, F., Vairo, G., 2008. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 100, 422-431.
- Bahuguna, R., Anand, B., Kumar, D., Aeran, H., Anand, V., Gulati, M., 2013. Evaluation of stress patterns in bone around dental implant for different abutment angulations under axial and oblique loading: A finite element analysis. *Natl J Maxillofac Surg* 4, 46-51.
- Chu, C.M., Huang, H.L., Hsu, J.T., Fuh, L.J., 2012. Influences of internal tapered abutment designs on bone stresses around a dental implant: three-dimensional finite element method with statistical evaluation. *J Periodontol* 83, 111-118.
- Clelland, N.L., Gilat, A., McGlumphy, E.A., Brantley, W.A., 1993. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 8, 541-548.
- Danza, M., Zollino, I., Paracchini, L., Riccardo, G., Fanali, S., Carinci, F., 2009. 3D finite element analysis to detect stress distribution: spiral family implants. *J Maxillofac Oral Surg* 8, 334-339.
- 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 Moraes, S.L., Verri, F.R., Santiago, J.F., Jr., Almeida, D.A., de Mello, C.C., Pellizzer, E.P., 2013. A 3-D finite element study of the influence of crown-implant ratio on stress distribution. *Braz Dent J* 24, 635-641.

Del Fabbro, M., Bellini, C.M., Romeo, D., Francetti, L., 2012. Tilted implants for the rehabilitation of edentulous jaws: a systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res* 14, 612-621.

Del Fabbro, M., Ceresoli, V., 2014. The fate of marginal bone around axial vs. tilted implants: a systematic review. *Eur J Oral Implantol* 7 Suppl 2, S171-189.

Francetti, L., Romeo, D., Corbella, S., Taschieri, S., Del Fabbro, M., 2012. Bone level changes around axial and tilted implants in full-arch fixed immediate restorations. Interim results of a prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res* 14, 646-654.

Franchini, I., Capelli, M., Fumagalli, L., Parenti, A., Testori, T., 2011. Multicenter retrospective analysis of 201 consecutively placed camlog dental implants. *Int J Periodontics Restorative Dent* 31, 255-263.

Guichet, D.L., Yoshinobu, D., Caputo, A.A., 2002. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. *J Prosthet Dent* 87, 528-535.

Huang, C.C., Lan, T.H., Lee, H.E., Wang, C.H., 2011. The biomechanical analysis of relative position between implant and alveolar bone: finite element method. *J Periodontol* 82, 489-496.

Ipplikcioglu, H., Akca, K., Cehreli, M.C., Sahin, S., 2003. Comparison of non-linear finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on a Morse taper implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 18, 258-265.

Jensen, O.T., Adams, M.W., 2014. Anterior sinus grafts for angled implant placement for severe maxillary atrophy as an alternative to zygomatic implants for full arch fixed restoration: technique and report of 5 cases. *J Oral Maxillofac Surg* 72, 1268-1280.

- Khraisat, A., Stegaroiu, R., Nomura, S., Miyakawa, O., 2002. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 88, 604-610.
- Lan, T.H., Pan, C.Y., Lee, H.E., Huang, H.L., Wang, C.H., 2010. Bone stress analysis of various angulations of mesiodistal implants with splinted crowns in the posterior mandible: a three-dimensional finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 25, 763-770.
- Lekholm, U., Zarb, G.A., 1985. Patient selection. xxx, Chicago.
- Merz, B.R., Hunenbart, S., Belser, U.C., 2000. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 15, 519-526.
- Monje, A., Chan, H.L., Suarez, F., Galindo-Moreno, P., Wang, H.L., 2012. Marginal bone loss around tilted implants in comparison to straight implants: a meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 27, 1576-1583.
- Naini, R.B., Nokar, S., Borghei, H., Alikhasi, M., 2011. Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 26, 776-781.
- Pellizzer, E.P., de Mello, C.C., Santiago Junior, J.F., de Souza Batista, V.E., de Faria Almeida, D.A., Verri, F.R., 2015. Analysis of the biomechanical behavior of short implants: The photo-elasticity method. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 55, 187-192.
- Pellizzer, E.P., Verri, F.R., Falcon-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.
- Penarrocha Diago, M., Maestre Ferrin, L., Penarrocha Oltra, D., Canullo, L., Calvo Guirado, J.L., 2013. Tilted implants for the restoration of posterior mandibles with horizontal atrophy: an alternative treatment. *J Oral Maxillofac Surg* 71, 856-864.

- Penarrocha-Oltra, D., Candel-Marti, E., Ata-Ali, J., Penarrocha-Diago, M., 2013. Rehabilitation of the atrophic maxilla with tilted implants: review of the literature. *J Oral Implantol* 39, 625-632.
- Pozzi, A., Tallarico, M., Moy, P.K., 2014. Three-year post-loading results of a randomised, controlled, split-mouth trial comparing implants with different prosthetic interfaces and design in partially posterior edentulous mandibles. *Eur J Oral Implantol* 7, 47-61.
- Ramos Verri, F., Santiago Junior, J.F., de Faria Almeida, D.A., de Oliveira, G.B., de Souza Batista, V.E., Marques Honorio, H., Noritomi, P.Y., Pellizzer, E.P., 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.
- Sannino, G., Marra, G., Feo, L., Vairo, G., Barlattani, A., 2010. 3D finite element non linear analysis on the stress state at bone-implant interface in dental osteointegrated implants. *Oral Implantol (Rome)* 3, 26-37.
- 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.
- Streckbein, P., Streckbein, R.G., Wilbrand, J.F., Malik, C.Y., Schaaf, H., Howaldt, H.P., Flach, M., 2012. Non-linear 3D evaluation of different oral implant-abutment connections. *J Dent Res* 91, 1184-1189.
- Tabrizi, R., Pourdaneh, F., Zare, S., Daneste, H., Zeini, N., 2013. Do angulated implants increase the amount of bone loss around implants in the anterior maxilla? *J Oral Maxillofac Surg* 71, 272-277.
- Testori, T., Mandelli, F., Mantovani, M., Taschieri, S., Weinstein, R.L., Del Fabbro, M., 2013. Tilted trans-sinus implants for the treatment of maxillary atrophy: case series of 35 consecutive patients. *J Oral Maxillofac Surg* 71, 1187-1194.
- Tonella, B.P., Pellizzer, E.P., Ferraco, R., Falcon-Antenucci, R.M., Carvalho, P.S., Goiato, M.C., 2011. Photoelastic analysis of cemented or

screwed implant-supported prostheses with different prosthetic connections. *J Oral Implantol* 37, 401-410.

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

Wakabayashi, N., Ona, M., Suzuki, T., Igarashi, Y., 2008. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent* 36, 463-471.

Watanabe, F., Hata, Y., Komatsu, S., Ramos, T.C., Fukuda, H., 2003. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. *Odontology* 91, 31-36.

Zampelis, A., Rangert, B., Heijl, L., 2007. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 97, S35-43.

Anexos

Anexos

ANEXO A – Normas do periódico selecionado para a publicação dos artigos.

Artigo será enviado para publicação na revista:

Journal of Biomechanics

Qualis A2, fator de impacto: 2.751

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 double spaced manuscript pages with additional space for 8 to 10 figures or tables), although longer articles may occasionally be considered by the editors in special circumstances. Original articles typically explore some explicit biological hypothesis or report original but substantial observations or data of broad utility. Conceptually novel experimental or computational methods may be submitted as Original Articles when their relevance and importance for research of biological questions is demonstrated or otherwise emphasised in the text.
3. **Perspective Articles**, typically in the range of 500-2000 words. These manuscripts will explore controversial yet important themes, allowing expression of particular views or speculations, yet based on a solid

understanding of published scientific information. Currently, such articles are by invitation only.

4. **Short Communications**, up to 2000 words, reporting preliminary observations, new interpretations of old data, simple new techniques or devices, or points of historical interest.

5. **Book Reviews**, normally no longer than 1000 words (by invitation from the Book Review Editor only).

6. **Letters to the Editor** normally no longer than 1000 words.

Other material that can be published

1. *Announcements of relevant scientific meetings on biomechanics.*
2. *Announcements of employment opportunities.*

Publication condition

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

Submissions

Authors are requested to submit their original manuscript and figures online via <http://ees.elsevier.com/bm/>. This is the Elsevier web-based submission and review system. You will find full instructions located on this site - a Guide for Authors and a Guide for Online Submission.

Please follow these guide lines to prepare and upload your article. Once the uploading is done, our system automatically generates an electronic pdf proof, which is then used for reviewing. All correspondence, including notification of the Editor's decision and requests for revisions, will be managed via this system. Paper submissions are not normally accepted. If you cannot submit electronically, please email the editorial office for assistance on JBM@elsevier.com Authors or publishers wishing to have a book reviewed should send a copy to the **Book Review Editor**; the decision to review the book and choice of reviewers is that of the editor, although reviewers may be suggested.

What information to include with the manuscript

1. Having read the criteria for submissions, authors should specify in their letter of transmittal, and on the title page, whether they are submitting their work as an Original Article, Perspective Article, Short Communication, or a Letter to the Editor.
2. All authors should have made substantial contributions to all of the following: (1) the conception and design of the study, or acquisition of data, or analysis and interpretation of data, (2) drafting the article or revising it critically for important intellectual content, (3) final approval of the version to be submitted. A letter of transmittal should be included stating this and that each of the authors has read and concurs with the content in the manuscript.
3. All contributors who do not meet the criteria for authorship as defined above should be listed in an acknowledgements section. Examples of those who might be acknowledged include a person who provided purely technical help, writing assistance, or a department chair who provided only general support. Authors should disclose whether they had any writing assistance and identify the entity that paid for this assistance.
4. At the end of the text, under a subheading "Conflict of interest statement" all authors must disclose any financial and personal relationships with other people or organisations that could inappropriately influence (bias) their work. Examples of potential conflicts of interest include employment, consultancies, stock ownership, honoraria, paid expert testimony, patent applications/registrations, and grants or other funding.
5. All sources of funding should be declared as an acknowledgement at the end of the text. Authors should declare the role of study sponsors, if any, in the study design, in the collection, analysis and interpretation of data; in the writing of the manuscript; and in the decision to submit the manuscript for publication. If the study sponsors had no such involvement, the authors should so state.
6. Only papers not previously published will be accepted; each manuscript must be accompanied by a statement signed by all co-authors that the material within has not been and will not be submitted for publication elsewhere except as an abstract. Emphasis will be placed upon originality of concept and execution.
7. Authors are encouraged to suggest referees although the choice is left to the editors. If you do, please supply the address and the email address, if known to you. Please do not include those with whom you have had active collaboration within the past 3 years.

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

Randomised controlled trials

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

Ethics

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

Changes to Authorship

This policy concerns the addition, deletion, or rearrangement of author names in the authorship of accepted manuscripts:

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

After the accepted manuscript is published in an online issue: Any requests to add, delete, or rearrange author names in an article published in an online issue will follow the same policies as noted above and result in a corrigendum.

Review and publication process

1. You will receive an acknowledgement of receipt of the manuscript.
2. Submitted manuscripts will be reviewed by selected referees and subsequently, the author will be informed of editorial decisions based on the referee comments, as soon as possible. As a rule, manuscripts and photographs, or other material you have submitted will not be returned to you with the decision letter, only the referee comments will be included.
3. If your manuscript was conditionally accepted, you must return your revision with a separate sheet, addressing all the referee comments, and explaining how you dealt with them.
4. When returning the revised manuscript to the Editorial Office, make sure that the *manuscript number*, the *revision number* (Rev. 1,2,3. .) and the *designation Original/Copy* are clearly typed on the top of the title pages of the original manuscript and all copies.
5. When the final version of the manuscript is accepted, the corresponding author will be notified of acceptance and the manuscript will be forwarded to production.

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

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

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

Supplementary Website material

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

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

Preparation of the manuscript

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

2. Authors should bear in mind that readers potentially include scientists from various disciplines.

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

3. A separate title page should include the title, authors' names and affiliations, and a complete address for the corresponding author including telephone and fax numbers as well as an E-mail address.

Authors should supply up to five keywords. Keywords may be modified or added by the Editors. Please provide a word count (Introduction through Discussion) on the title page. All pages, starting with the title page, should be numbered.

4. An abstract not exceeding one paragraph of 250 words should appear at the beginning of each

Survey, Original Article, Perspective Article or Short Communication; the abstract will serve instead of a concluding summary and should be substantive, factual and intelligible without reference to the rest of the paper.

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

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

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

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

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

A. Journals:

The reference should include the title of the paper, the title of the journal in full and the first and last page number.

Belardinelli, E. Cavalcanti, S., 1991. A new non-linear two-dimensional model of blood motion in tapered and elastic vessels. *Computers in Biology and Medicine* 21, 1-3.

B. Books:

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

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

C. Theses

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

D. Proceedings

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

E. Footnotes

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

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

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

AudioSlides

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

this journal will automatically receive an invitation email to create an AudioSlides presentation after acceptance of their paper.

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