

Cleidiel Aparecido Araujo Lemos

**Análise da distribuição de tensões em reabilitação com
implantes cone morse em maxilar posterior. Estudo
pelo MEF 3D não linear.**

Araçatuba – SP
2016

Cleidiel Aparecido Araujo Lemos

**Análise da distribuição de tensões em reabilitação com
implantes cone morse em maxilar posterior. Estudo
pelo MEF 3D não linear.**

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

Orientador: Prof. Tit. Eduardo Piza Pellizzer

Coorientador: Prof. Ass. Dr. Fellippo Ramos Verri

**Araçatuba – SP
2016**

Dados Curriculares

Dados Curriculares

Cleidiel Aparecido Araujo Lemos

Nascimento	28/05/1991 – Iturama / Minas Gerais
Filiação	Umberto da Silva Lemos Neide Aparecida Araujo Lemos
2009/2013	Graduação em Odontologia Faculdade de Odontologia de Araçatuba – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP
2014/2015	Obtenção dos créditos referentes ao Curso de Pós-Graduação em Odontologia, Área de concentração Prótese Dentária, nível Mestrado, Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP.

Dedicatória

Dedicatória

Dedicatória

À Deus,

Eu dedico em primeiro lugar essa etapa alcançada à Deus, pois sempre se fez presente em minhas orações e na minha vida, me iluminando e dando forças durante todo o percurso, e não tenho dúvidas de que nada disso seria possível sem Ele.

Aos meus pais,

Dedico ao meu pai **Umberto Silva Lemos** pelos ensinamentos e exemplos de determinação, esforço, trabalho e coragem mostrado durante toda a minha vida. Sem medir esforços fez grandes sacrifícios para educar seus filhos, e nunca me deixou desistir dos meus sonhos. Se eu consegui alcançar essa etapa isso foi graças a seu esforço e jamais será esquecido. Te amo pai!

Dedico a minha mãe **Neide Aparecida Araujo Lemos** que sempre esteve presente ao meu lado dando forças para tocar em frente e mostrando principalmente o caminho certo. Agradeço por ser a base da nossa família, e por todo o carinho que nos deu durante toda a nossa criação, obrigado por tudo Mãe. Te amo!

Dedicatória

Aos meus avós,

Aos meus avós **Alcidia e Manoel, Ozorinha e Eurípedes**, por darem o início a essa família e toda a educação que foram transmitidos pelos meus pais, além de todo o carinho especial recebido de vocês. Em especial gostaria de dedicar a minha avó **Alcídia Moreira de Araújo** por ser minha segunda mãe, pelo carinho, amor e afeto, mostrando suas preocupações com seus netos, se importando mais conosco do que com si mesma. Amo você!

Ao meu irmão,

Dedico ao meu irmão **Kleber Aparecido Araujo Lemos**, por ser a pessoa que me inspirou e serviu de motivação para que eu dedicasse cada vez mais nos estudos, e que sempre foi meu parceiro durante toda a minha infância, me ensinando, ajudando e contribuindo para o meu crescimento pessoal. Por mais que não te diga, você é muito importante na minha vida. Te amo irmão!

Dedicatória

À minha namorada,

Dedico a minha namorada, **Daniele Sorgatto Faé**, por ser aquela pessoa que compartilhou comigo todos os momentos dessa trajetória de pós-graduação, desde as coisas boas até os momentos mais difíceis, estão sempre ao meu lado, dando forças, carinho, atenção e principalmente me colocando para cima quando eu pensava em ser fraco, principalmente, quando tudo estava difícil para continuar, você foi a única que sempre me deu forças. Se isso é para mim uma vitória, ela não existiria sem você, obrigado por todo o seu apoio, e por ser essa pessoa que sempre se preocupa comigo. Obrigado por estar sempre comigo. Te amo!

À família,

Gostaria de dedicar a toda a minha família de maneira geral, pois cada um contribui de maneira significativa para o meu crescimento pessoal, cada um do seu jeito, cada um no seu momento. Um homem sem família não é nada e vocês foram importantes para o meu engrandecimento.

À vocês.

Dedico esta Tese.

“Se em um dia de tristezas, tiveres de escolher entre o mundo e o amor... escolhas o amor, e com ele conquiste o mundo!”

Albert Einstein

Agradecimentos

Agradecimentos Especiais

Agradecimentos Especiais

Orientador

Agradeço ao Professor Titular **Eduardo Piza Pellizzer**, por todo o aprendizado e apoio ao longo desta trajetória sobre a sua orientação. Minha admiração pela sua pessoa vem desde a primeira aula que tive na graduação, pois percebi o empenho que tinha para passar o conhecimento adquirido ao longo do tempo para seus alunos. Agradeço por ter um orientador que não se preocupou apenas em ensinar o essencial para um aluno de pós-graduação, mas também incentivou a buscar além do básico, e nos tem ajudado muito com a parte clínica que é fundamental para quem almeja ser um futuro docente. Se hoje somos uma equipe forte e consolidada, tudo isso não seria possível sem um líder a altura. Tenho admiração por ter tido um orientador que sempre nos ajudou em quaisquer que sejam os momentos ou problemas da vida, agradeço pelos conselhos, pelo respeito, pela amizade e principalmente por ter confiado no meu potencial designando grandes projetos a mim mesmo com tão pouca experiência, gostaria que soubesse que isso contribui muito para o meu crescimento acadêmico. Espero que algum dia eu possa alcançar todos os meus objetivos, assim como acredito que o senhor lutou para alcançar os seus. Muito obrigado por tudo professor!

Agradecimentos Especiais

Coorientador

Agradeço ao Professor Assistente Doutor **Fellippo Ramos Verri**, por todas as oportunidades concedidas ao longo desse mestrado. Ao longo dessa etapa tive a sorte de não ter somente um orientador, mas sim dois, pois foi também um grande responsável pelo meu crescimento pessoal e profissional na parte acadêmica. Sua dedicação em tudo o que é proposto me inspira professor, a vontade pela qual orienta e trabalha motiva todo o grupo, e sem dúvidas o senhor tem o dom de saber transmitir de forma clara e objetiva o que é importante para as pessoas. Agradeço pelas oportunidades e confiança depositada na minha pessoa, e principalmente pela amizade, pois muito mais que um coorientador, o considero um grande amigo e me orgulho de ter o privilégio de ter você como uma pessoa importante para o meu desenvolvimento acadêmico e pessoal. Meu sinceros agradecimentos e obrigado por tudo.

Agradecimentos Especiais

Grupo de Pesquisa

Agradeço profundamente as pessoas que sempre estiveram ao meu lado e contribuíram significativamente para o meu crescimento acadêmico e pessoal. Espero levar a amizade de vocês por toda a vida.

Ao Professor Doutor **Joel Ferreira Santiago Júnior** por todo ensinamento que me foram transmitidos, e sua dedicação com nosso grupo desde o começo dessa trajetória. Agradeço por ser uma pessoa que não guarda o conhecimento para si mesma, pelos ensinamentos que fez com que nos tornássemos um grupo de pesquisa forte, e pelos conselhos foram fundamentais para meu crescimento. Eu considero você um grande pesquisador, assim como um grande professor.

Ao Professor Doutor **Daniel Augusto de Faria Almeida** pelo apoio que foi transmitido durante o mestrado, pelo incentivo para nosso crescimento como um grupo de pesquisa, e pelas ajudas e orientações dadas em relação a nossa metodologia, que contribui para que conseguíssemos dar continuidade aos trabalhos. Desejo a você um grande sucesso nessa trajetória que se inicia, não tenho dúvidas que você será um grande professor.

A doutoranda **Carolina Cantieri de Mello** pela sensibilidade e compreensão que se faz necessário no nosso grupo. Até então a única mulher, mas que com o passar do tempo virou uma irmã para todos, agradeço pela confiança depositada em mim desde o começo, e por ser o elo feminino do nosso grupo.

Agradecimentos Especiais

O doutorando **Victor Eduardo de Souza Batista** pelo exemplo de dedicação a pesquisa, e pela amizade depositada ao longo da especialização e do mestrado. Agradeço pelos momentos de descontração e risadas que foram essenciais para seguirmos em frente nessa trajetória.

Os mestrandos **Ronaldo Silva Cruz e Hiskell Francine Fernandes Oliveira** recém chegados ao grupo, mas que estão sendo fundamentais para dar continuidade aos nossos trabalhos, agradeço pelos momentos de amizades, brincadeiras, aprendizados, e não tenho dúvida de que ambos tem um grande potencial a ser alcançado, espero que eu possa ajudar no que me for capaz para o sucesso iminente de vocês.

À vocês dos agradecimentos especiais obrigado por me aceitarem nesse grupo de pesquisa, que muito mais que isso o considero muito mais que um único grupo, mas sim amigos e companheiros, dos quais espero ajudar sempre que possível, e compartilhar com todos vocês as conquistas que tivermos no decorrer dessa trajetória acadêmica. Tenho orgulho de ter entrado para esse grupo, e agradeço por vocês serem grandes amigos.

Agradecimientos

Agradecimientos

Agradecimentos

À **Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP**, na pessoa de seu Diretor, Prof^a Tit. Wilson Roberto Poi e de seu vice-diretor, Prof. Tit. João Eduardo Gomes Gilho pela oportunidade da realização do Curso de Mestrado em Odontologia.

À **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo - FAPESP**, pelo financiamento e apoio designado ao projeto de pesquisa através da concessão da Bolsa de Mestrado (Processo Nº 2014/02490-8).

À coordenação do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, na pessoa do **Prof. Adj. André Luiz Fraga Briso**, e a todos os membros do conselho pela brilhante condução sempre buscando o melhor ao nosso programa e assim permitir a realização de trabalhos importantes. Agradecer pela oportunidade de fazer parte do conselho de pós-graduação, o qual tem contribuído para o meu crescimento profissional, e espero que possamos sempre contribuir para o engrandecimento do nosso programa.

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 docentes do curso de Pós-graduação que foram fundamentais para o meu aprendizado durante o mestrado, assim como os docentes do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese Dentária pelos ensinamentos e convivência compartilhados.

À **Professora Dra. Aimée Guiotti**, agradeço pelo carinho e educação através do pouco tempo de convivência em nosso Departamento, e expresso minha admiração pela professora que em pouco tempo na faculdade já vem se destacando em relação a pesquisa, e isso me deixa ainda mais motivado para buscar meus objetivos.

Ao Professor Titular **Humberto Gennari Filho**, pelo exemplo como educador. Mesmo que a convivência não tenha sido tão grande durante o curso de odontologia, o pouco que tenho conhecimento acredito que seja um ótimo professor, e não mede esforços para o engrandecimento de seus alunos.

Ao Professor Ass. Dr. **Paulo Renato Junqueira Zuim**, pelo profissionalismo e dedicação com sua profissão. Apreendi muito com sua orientação desde a disciplina de prótese parcial removível na graduação com seus conselhos e ensinamentos que foram fundamentais para o meu crescimento.

Ao Professor Titular **Marcelo Coelho Goiato**, pelo direcionamento e conselhos durante as disciplinas de pós-graduação. Considero um grande pesquisador e agradeço pelo conhecimento dividido ao longo dessa trajetória.

Agradecimentos

À **Professora Dra. Karina Helga**, agradeço pela paciência e carinho que sempre teve, desde a época da graduação, com uma incrível didática, conseguindo deixar coisas complexas as mais simples possível.

À Professora Ass. Dra. **Daniele Micheline dos Santos**, pelo carinho e educação com nós pós-graduandos. Considero um exemplo de professora e pesquisadora.

À Professora Ass. Dra. **Adriana Cristina Zavanelli** atual chefe do departamento, pela paciência, didática e conhecimento transmitido desde a graduação até a especialização, sempre com muita dedicação aos alunos. Agradeço pelo estímulo e por contribuir principalmente para o meu crescimento clínico.

Ao Professor Ass. Dr. **José Victor Quinelli Mazaro** pela contribuição para o meu desenvolvimento clínico, pela confiança e oportunidade para a realização de trabalhos.

Aos demais professores do Departamento: **Aldiéris Alves Pesqueira, Stefan Fiuza de Carvalho Dekon, Débora de Barros Barbosa, Renato Salviato Fajardo, Paulo Henrique dos Santos e Maria Cristina Rosifini Alves Rezende** por toda a formação e convívio por esses anos todos desde a graduação que contribuíram para o meu crescimento na área de odontologia.

À Professora Ass. Dr. **Ticiane Cestari Fagundes** pela contribuição com a minha formação acadêmica desde a iniciação científica, além da confiança em mim depositada com as oportunidades de trabalho.

Agradecimentos

Meus agradecimentos aos meus amigos proporcionados durante essa etapa da pós-graduação: **Ana Carline Gonçalves Verri, Carolina dos Santos Santinoni, Christine MenMartins, Aljomar Vechiato Filho, Leonardo Perez Faverani, Rosse Mary Falcon-Antenucci, Leonardo Ferreira de Toledo Piza Lopes, Francine Benetti e Marjorie Oliveira Gallinari** pela amizade e companheirismos depositados ao longo dessa trajetória, pelos diversos momentos de descontração, pelos momentos fora da faculdade, pelos momentos em aula, trabalhos realizados, meu muito obrigado por serem meus amigos. E aos demais amigos de pós-graduação, meus sinceros agradecimentos por todos os momentos compartilhados ao longo dessa trajetória.

Aos funcionários da seção de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP, pela atenção, orientação e cordialidade.

Aos técnicos de laboratório do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, **Jander de Carvalho Inácio, Eduardo Rodrigues Cobo, Carlos Alberto Gonçalves**. Agradeço à secretária **Magda Requena Caciatore** pela amizade, carinho e disposição a ajudar, assim como a funcionária **Dalete Tescaro Cobo**, pela atenção e cordialidade.

Agradecimentos

Agradeço a todos os meus amigos que contribuíram direta ou indiretamente para a conclusão dessa etapa em busca de um sonho. O sentimento de amizade é algo que perdura por toda a vida.

À empresa Conexão Sistemas de Prótese.

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

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

“No que diz respeito ao empenho, ao compromisso, ao esforço, à dedicação, não existe meio termo. Ou você faz uma coisa bem feita, ou não faz.”

Ayrton Senna

Epígrafe

*“Lute com determinação, abrace a vida com paixão,
perca com classe e vença com ousadia, porque o mundo
pertence a quem se atreve e a vida é muito bela para ser
insignificante.”*

Charles Chaplin

Resumo Geral

Resumo Geral

Resumo Geral

Lemos, CAA. Análise da distribuição de tensões em reabilitação com implantes cone morse em maxilar posterior. Estudo pelo MEF 3D não linear. [Dissertação]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista; 2016.

Resumo

Este projeto teve como objetivo analisar as tensões geradas por próteses fixas unitárias e esplintadas sobre implantes cone morse, em maxilar posterior, variando o comprimento dos implantes e fixação protética, por meio do método dos elementos finitos tridimensionais não linear. Foram simulados 12 modelos tridimensionais com ajuda dos programas de desenho assistido Rhinoceros 3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, USA) e SolidWorks 2011 (SolidWorks Corp, USA), além do programa InVesalius (CTI, São Paulo, Brasil), utilizado para confecção da porção óssea. Cada modelo representou uma seção de osso da região posterior maxilar, na forma de um bloco de osso tipo III (cortical e esponjoso), com a presença de 3 implantes do tipo cone morse, com 4,0mm de diâmetro e com diferentes comprimentos, colocados 1mm infra-ósseo, suportando prótese de 3 elementos, com coroas metalocerâmicas. No capítulo 1 foram considerados modelos variando os sistemas de retenção (Parafusadas x cimentadas), e o fator esplintagem (próteses unitárias x próteses esplintadas), enquanto que no capítulo 2 foram considerados apenas próteses unitárias variando os sistemas de retenção (Parafadas x cimentadas) e o comprimento dos implantes (7,0mm, 8,5mm, 10mm e 11,5mm). Os desenhos tridimensionais foram exportados ao programa de pré e pós processamento FEMAP v.11.0 (Siemens Product Lifecycle Management Software Inc. USA) para geração da malha, restrições e aplicação de uma carga de 400N axial e 200N oblíqua (45°), nas vertentes internas da coroa. A análise foi realizada no programa de elementos finitos NEiNastran 11 (Noran Engineering, Inc., EUA) e os resultados foram visualizados através de mapas de tensão von Mises e Tensão Máxima Principal individualizados em cada modelo proposto no programa FEMAP v.11.0. Os resultados do capítulo 1 mostraram que as próteses cimentadas apresentaram comportamento biomecânico superior em comparação com as

próteses parafusadas, principalmente no carregamento oblíquo com melhor distribuição de tensões na região de implante/componente, bem como para o tecido ósseo. A esplintagem favoreceu o compartilhamento das tensões entre os implantes/componentes de ambos os sistemas de retenção, porém, em relação ao tecido ósseo foi verificada vantagem na redução das tensões distribuídas somente nas próteses parafusadas no carregamento oblíquo. Os resultados do capítulo 2 evidenciaram que as próteses cimentadas apresentaram comportamento biomecânico superior na distribuição de tensões na região de tecido ósseo cortical em comparação com as próteses parafusadas. Os implantes curtos (7 mm) apresentaram maiores áreas de tensões de tração distribuídas na região dos implantes/componentes, e tecido ósseo, com diferença significativa nas próteses parafusadas. Assim, é possível concluir que as próteses fixas implantossuportadas cimentadas foram mais favoráveis para a distribuição de tensões na região de implante/componente, e tecido ósseo, porém, a esplintagem contribuiu para a redução das tensões distribuídas no tecido ósseo somente nas próteses parafusadas. Os implantes curtos (7 mm) apresentaram pior comportamento biomecânico, principalmente nas próteses parafusadas.

Palavras-chave: Prótese dentária; Implantes dentários; Análise de elementos finitos.

Abstract

Lemos, CAA. Analysis of stress distribution in rehabilitation with morse taper implants in the posterior region of maxilla. Study by nonlinear 3D-FEA.. [Dissertation]. Araçatuba: UNESP - São Paulo State University; 2016.

Abstract

This project aimed to evaluate the stress on single and splinted implant-supported fixed prostheses over morse taper implants in the posterior region of the maxilla, varying the length of the implants and prosthetic fixation, by three-dimensional nonlinear finite element method. Twelve three-dimensional models were simulated with Rhinoceros 3D 4.0 software (NURBS Modeling for Windows, USA) and SolidWorks 2011 software (SolidWorks Corp, USA). The bone portion was obtained by use of InVesalius software (CTI, São Paulo, Brasil). Each model presented a section of bone of the maxillary posterior region in the form of a type III bone block (cortical and trabecular), with the presence of three morse taper type implants with 4,0mm in diameter and different lengths (7,0mm, 8,5mm, 10mm, 11,5mm) placed 1mm below at cortical bone surface supporting prostheses of three elements with metal-ceramic crowns. In chapter 1 was considered models varying the fixation systems (screw-retained x cement-retained), and the splinting (single-unit prostheses x splinted prosthesis), while in Chapter 2 was considered only single-unit prostheses varying the fixation systems (screw-retained x cement-retained), and the length of the implants (7.0mm, 8.5mm, 10mm and 11.5mm). The three-dimensional models were exported to pre- and post- processing in the FEMAP v.11.0 software (Siemens Product Lifecycle Management Software Inc. USA) for mesh generation, restrictions and configuration of load of 400N axial and 200N oblique (45°) applied at each dental cusp. The analysis was performed by NEiNastran 11 software (Noran Engineering, Inc., EUA) and results were displayed using von Mises tension maps and Maximum Principal Stress tension maps that were individualized for each proposed model as necessary. The Chapter 1 results showed that cement-retained prostheses showed better biomechanical behavior compared with the screw-retained prosthesis, mainly in oblique loading in implant/component region, as well as bone tissue. The

splinted crowns favored the stress distribution between the implants/components in the both fixation systems. However, it was found advantage in reducing tensions only in screw-retained prostheses in the oblique loading in relation to bone tissue analysis. The results of Chapter 2 cement-retained prostheses showed better stress distribution in the cortical bone when compared to the screw-retained prostheses. Short implants (7 mm) showed greater stress in the implants/components, and larger area of traction stresses in the cortical bone with significant difference in the screw-retained prostheses. Thus, it can be concluded that cement-retained prostheses were more favorable for stress distribution in implant/component region and the bone tissue. However, the splinted crowns favoring the stress distribution only in the bone tissue for screw-retained prostheses. Short implants (7 mm) showed worse biomechanical behavior, especially in screwed prostheses.

Keywords: Dental prosthesis; Dental implants; Finite element analysis.

Lista e Sumário

Listas e Sumário

Lista de Figuras

Capítulo 1

Figura 1 -	Mapas de tensão von Mises para o carregamento axial (implantes/componentes)	48
Figura 2 -	Mapas de tensão von Mises para o carregamento oblíquo (implantes/componentes)	49
Figura 3 -	Mapa de Tensão Máxima Principal para o carregamento axial (implantes/componentes)	50
Figura 4 -	Gráfico da comparação após teste Tukey (Sistema de retenção x Configuração das coroas) sobre o carregamento axial, sendo considerado significativo valor $p < 0,05$. Letras diferentes indicam diferença estatística.	50
Figura 5 -	Mapas de tensão máxima principal para o carregamento oblíquo (tecido ósseo cortical e trabeculado)	51
Figura 6 -	Gráfico da comparação após análise ANOVA a dois fatores (Sistema de retenção x Configuração das coroas) e teste Tukey sobre o carregamento oblíquo, sendo considerado significativo valor $p < 0,05$. Letras diferentes indicam diferença estatística.	52

Lista de Figuras

Capítulo 2

Figura 1 -	Mapas de tensão von Mises para o carregamento axial (implantes/componentes)	76
Figura 2 -	Mapas de tensão von Mises para o carregamento oblíquo (implantes/componentes)	77
Figura 3 -	Gráfico das situações clínicas simuladas (Sistema de retenção x Configuração das coroas) após teste Tukey, sendo considerado significativo valor $p < 0,05$. Letras diferentes indicam diferença estatística.	78
Figura 4 -	Mapas de tensão máxima principal para o carregamento axial (tecido ósseo cortical e trabeculado)	79
Figura 5 -	Mapas de tensão máxima principal para o carregamento oblíquo (tecido ósseo cortical e trabeculado)	80

Lista de Tabelas

Lista de Tabelas

Capítulo 1

Tabela 1-	Descrição dos modelos utilizados no estudo	44
Tabela 2 -	Propriedades mecânicas dos materiais	46

Capítulo 2

Tabela 1-	Descrição dos modelos utilizados no estudo	72
Tabela 2 -	Propriedades mecânicas dos materiais	73

Lista de Abreviaturas e Siglas

Lista de Abreviaturas e Siglas

MEF	-	Método dos Elementos Finitos
MPa	-	Mega Pascal
3D	-	Tridimensional
mm	-	Milímetros
CoCr	-	Cobalto-Cromo
PM	-	Pré-molar
M	-	Molar ou Modelos
ANOVA	-	Análise de variância

Sumário

INTRODUÇÃO GERAL	32
2 – CAPÍTULO 1 - Influência dos sistemas de retenção e da esplintagem de implantes cone morse em maxila posterior. Análise pelo método dos elementos finitos 3D.	39
2.1 – RESUMO	39
2.2 – INTRODUÇÃO	41
2.3 – PROPOSIÇÃO	43
2.4 – MATERIAL E MÉTODO	44
2.5 – RESULTADOS	48
2.6 – DISCUSSÃO	53
2.7 – CONCLUSÃO	58
2.8 – REFERÊNCIAS	59
 3 – CAPÍTULO 2 - Influência dos sistemas de retenção e comprimento dos implantes cone morse instalados em maxila posterior. Análise pela método dos elementos finitos 3D.	 66
3.1 – RESUMO	66
3.2 – INTRODUÇÃO	68
3.3 – PROPOSIÇÃO	70
3.4 – MATERIAL E MÉTODO	71
3.5 – RESULTADOS	76
3.6 – DISCUSSÃO	81
3.7 – CONCLUSÃO	87
3.8 – REFERÊNCIAS	88
 ANEXO A – Normas do periódico selecionado para envio	 94
ANEXO B – Referências da Introdução Geral	112

Introdução Geral

1. Introdução Geral

Os implantes osseointegráveis têm sido considerados uma favorável opção de tratamento para reabilitação de pacientes edêntulos totais ou parciais (Borges et al. 2011; Pennington et al. 2012). O sucesso dos implantes está diretamente relacionado com o da osseointegração (Branemark, 1985), sendo observado elevados índices de sobrevivência dos implantes (Chrcanovic et al. 2015; Xu et al. 2014; Srinivasan et al. 2014).

O contato íntimo da interface osso/implante faz com que as cargas oclusais sejam transferidas diretamente no tecido ósseo circudante (Skalak, 1983). Assim, uma sobrecarga das forças oclusais transferidas ao implante pode ultrapassar os limites fisiológicos do osso, e consequentemente comprometer o tratamento reabilitador (Goodacre et al. 2003). Portanto, é de grande importância o conhecimento sobre os fatores biomecânicos que apresentam influência direta na distribuição das cargas mastigatórias (Hauchard et al. 2011; Pellizzer et al. 2012).

Os implantes podem ser classificados de acordo com o tipo de conexão implante/prótese, sendo o precursor o implante do tipo hexágono externo que apresenta mecanismo antirrotacional, reversibilidade e a compatibilidade entre os demais sistemas (Maeda et al. 2006). Em contrapartida, alguns estudos demonstraram que as conexões internas, como o cone morse, apresentam melhores vantagens, tais como, melhor selamento biológico reduzindo a contaminação bacteriana (Dibart et al. 2005), redução do risco de complicações mecânicas no pilar protético quando comparados as conexões externas (Mangano et al. 2011). Os implantes cone morse apresenta a capacidade de

concentrar cargas oclusais no longo eixo do implante, porém, para que essa vantagem exista, é necessário que o implante cone morse esteja bem posicionado axialmente (Almeida et al. 2014).

As próteses implantossuportadas podem ser fixadas aos implantes por parafusos ou por cimentação, e até mesmo uma combinação de ambas (Maeda et al. 2006). Para realização de um planejamento adequado, o sistema de retenção deveria ser selecionado antes mesmo da instalação dos implantes (da Rocha et al. 2013), critério esse denominado planejamento reverso (Pita et al. 2011). Para esse planejamento, vários fatores devem ser levados em consideração, como: número de implantes, paralelismo dos implantes, facilidade para higienização, conexão protética e necessidade estética. Ambos os sistemas de retenção apresentam vantagens e desvantagens, sendo que há relatos na literatura indicando a utilização de próteses parafusadas nos casos de próteses múltiplas, pois favorece o aspecto da reversibilidade, sendo possível a remoção da prótese sem danificar o implante (Shadid & Sadaqa, 2010). Porém, alguns estudos citam que essa escolha pode comprometer a aceitação do paciente, devido ao elevado índice de afrouxamento ou fratura do parafuso (Aglietta et al. 2009).

Para casos de edentulismo parcial, as próteses cimentadas são recomendadas (Michalakis et al. 2003; Rajan & Gunaseelan, 2004), principalmente quando os implantes estão mal posicionados e a estética é considerada fator primordial. Além disso, alguns estudos indicam que as próteses parafusadas causam maiores concentrações de tensões ao redor dos

implantes quando comparada com as cimentadas (Tonella et al. 2011; Pellizzer et al. 2010; Karl et al. 2005; Guichet et al. 2000).

A longevidade do tratamento depende da preservação do tecido ósseo circundante ao implante (Skalak, 1983; Almeida et al. 2014). Neste sentido, a quantidade e qualidade do tecido ósseo são fatores que influenciam a taxa de sucesso do tratamento (Goiato et al. 2014). A classificação mais difundida em relação a qualidade e quantidade do tecido ósseo foi estabelecida por Lekholm & Zarb, 1985. Segundo essa classificação, a região posterior da maxila apresenta osso de baixa qualidade, constituído em sua maior parte por osso trabecular, associado a uma fina camada de osso cortical, dificultando a estabilidade inicial do implante (Roccuzzo et al. 2009).

Devido o processo de reabsorção óssea após a perda do elemento dentário associado a possível pneumatização do seio maxilar, muitas vezes não é possível a instalação de implantes com maior comprimento nesta região (Al-Hashedi et al. 2014). Alguns profissionais optam por procedimentos de enxertia como a elevação do seio maxilar para ganho de volume ósseo (Esposito et al. 2014). Entretanto, existem situações em que esses procedimentos cirúrgicos auxiliares aumentam os riscos de complicações, o custo, o tempo de tratamento, e a morbidade do paciente (Esposito et al. 2014).

Dessa forma, uma das opções para contornar essas limitações seria a utilização de implantes curtos. Entretanto, o comprimento do implante é considerado um importante fator para o processo de osseointegração devido ao contato existente entre a estrutura do implante e o tecido ósseo favorecendo a estabilidade primária (Gapski & Wang 2003), e a redução das tensões no

tecido ósseo trabeculado (Baggi et al. 2008). Desse modo, existem controvérsias na literatura em relação ao sucesso e confiabilidade dos implantes curtos (Mendonça et al. 2013), sendo relacionado a baixas taxas de sucesso (Winkler et al. 2000; Goodacre et al. 2003; Misch et al. 2006; Van Assche et al. 2012), enquanto que outros estudos relatam taxa de sucesso similar em comparação com os implantes de comprimento convencionais (Fugazzotto, 2008; Anitua & Orive, 2010; Anitua et al. 2013).

Em situações em que os implantes curtos são utilizados, normalmente é realizada a esplintagem das coroas (Pellizzer et al. 2015; Pellizzer et al. 2014). A utilização de implantes com coroas esplintadas instalados na região posterior de maxilar apresentam elevada redução das tensões peri-implantares, além de transmitir as forças de forma mais uniforme fator que poderia minimizar o processo de reabsorção na região peri-implantar (Pellizzer et al. 2014; Guichet et al., 2002; Bevilacqua et al., 2011; Yilmaz et al., 2011; Tiozzi et al., 2013; Mendonça et al., 2013).

Porém, não existe um consenso na literatura em relação a essa variável, uma vez que alguns autores relataram que não existe influência da esplintagem em próteses implantossuportadas na distribuição de tensões (Huang et al., 2005; Chen et al., 2012; Vanlioğlu et al., 2013). Outros estudos relatam que a reabilitação com coroas unitárias tem sido considerada mais favorável, devido à dificuldade do acesso a região interproximal para boa higienização, e falhas que podem ser criadas durante o processo laboratorial afetando à passividade e o assentamento (Hobkirk & Schwab, 1991; Lindhe et al., 2008). Clelland et al., 2010, em estudo biomecânico verificou que a

utilização de próteses implantossuportadas esplintadas e com conexão interna cônica apresentaram melhor padrão de distribuição das tensões, porém, sem diferença significativa em comparação com as próteses unitárias.

O limite seguro do planejamento cirúrgico-protético para reabilitações com múltiplos implantes adjacentes ainda não foi estabelecido em função de variáveis como esplintagem, comprimento de implantes sob certas condições de carregamento, bem como a resposta dos diferentes sistemas de retenção da prótese. Para entender melhor o comportamento biomecânico deste planejamento, a análise dos elementos finitos tridimensionais tem sido utilizada (Ramos Verri et al. 2015; Torcato et al. 2015; Verri et al. 2015; Verri et al. 2014; Almeida et al. 2014), atualmente a do tipo não linear oferece certas vantagens em relação aos outros métodos, já que a modelagem no computador permite simular a complexidade que caracteriza as situações clínicas, de forma que se possa buscar evidências científicas de aplicabilidade clínica para um planejamento cirúrgico-protético mais apropriado. Apesar disso, os modelos lineares estáticos têm sido empregados extensivamente em estudos de elementos finitos (Chen et al., 2012; Toniollo et al., 2013; Bal et al., 2013), sendo validados principalmente quando a estrutura apresenta uma relação tensão-deformação linear até um nível de estresse conhecido como o limite proporcional, e todos os volumes estão ligados como uma unidade. No entanto, a validade de uma análise linear pode ser questionável quando os objetivos do estudo são explorar situações mais reais, do que as geralmente encontradas no ambiente intra-oral. Neste sentido, a análise não-linear tem se tornado cada

Introdução Geral

vez mais uma poderosa abordagem para prever a deformação e tensão dentro das estruturas de situação real (Tada et al., 2003; Wakabayashi et al., 2008).

O presente trabalho será dividido em dois capítulos, sendo que o primeiro avaliará a influência dos sistemas de retenção das próteses implantossuportadas (cimentadas x parafusadas), e a configuração das coroas (unitárias x esplintadas). No segundo capítulo, será realizada a avaliação dos sistemas dos retenção das próteses implantossuportadas (cimentadas x parafusadas) em relação a variação do comprimento dos implantes (11,5; 10; 8,5 e 7 mm).

Capítulo 1

Influência dos sistemas de retenção e da esplintagem de implantes cone morse em maxila posterior. Análise pelo método dos elementos finitos 3D

2.1 Resumo

Proposição: A proposta dessa pesquisa foi avaliar a influência dos sistemas de retenção (Cimentada x Parafusada) e confecção das coroas (Unitárias x Esplintadas) na distribuição de tensões nos implantes/componentes e tecido ósseo, em próteses de três elementos localizadas na região posterior de maxila por meio da metodologia dos elementos finitos tridimensionais não linear.

Material e métodos: Quatro modelos tridimensionais foram simulados com ajuda dos programas Invesalious, Rhinoceros 3D 4.0, e SolidWorks 2011. Os modelos foram constituídos de uma seção de osso da região posterior maxilar (osso tipo III) com a presença de 3 implantes cone morse instalados 1mm infra-ósseo, com 4,0mm de diâmetro e comprimento (7,0mm, 8,5mm, 10mm), suportando prótese de 3 elementos com coroas metalocerâmicas. Os modelos foram processados pelos programas FEMAP v.11.0 NEiNastran 11, utilizando uma força de 400N axial e 200N oblíqua, nas vertentes internas da coroa. Os resultados foram plotados em mapas de tensão de von Mises e tensão máxima principal.

Resultados: No carregamento axial não foi observada diferença entre os sistemas de retenção, enquanto que o fator esplintagem contribui para o compartilhamento das tensões. As próteses cimentadas apresentaram melhor distribuição de tensões nos implantes/componentes em comparação com as próteses parafusadas no carregamento oblíquo, enquanto que a esplintagem

Capítulo 1

das coroas favoreceu a redução das tensões no último implante. Em relação à distribuição das tensões no tecido ósseo as próteses cimentadas foram superiores às parafusadas ($p < 0,001$); porém, a esplintagem foi significativo somente nas próteses parafusadas ($p = 0,009$), não havendo influência sobre as próteses cimentadas ($p = 0,107$).

Conclusão: As próteses fixas implantossuportadas cimentadas são mais favoráveis na distribuição de tensões para os implantes/componentes e consequentemente tecido ósseo, enquanto a esplintagem favorece somente as próteses parafusadas, sobre o carregamento oblíquo.

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

2.2 Introdução

Reabilitação com próteses fixas implantossuportadas é considerada uma modalidade de tratamento previsível para restaurar a perda da função e estética em pacientes que apresentam ausências de elementos dentais totais e/ou parciais (Pennington et al., 2012). A longevidade do tratamento depende da preservação do tecido ósseo peri-implantar. Neste sentido, os implantes cone morse têm apresentado elevadas taxas de sucesso, com boa preservação de tecido ósseo nas próteses implantossuportadas (Mangano et al. 2014).

Este desempenho clínico superior pode ser explicado devido à redução do microgap, favorecendo uma menor contaminação bacteriana (Alves et al. 2014), além da influência biomecânica desta conexão que demonstra superioridade quando submetidas as cargas, fornecendo assim maior estabilidade do tecido peri-implantar (Torcato et al. 2015; Almeida et al. 2014).

A região posterior da maxila apresenta maior susceptibilidade a falha de implantes quando comparada a outras áreas (Goiato et al. 2014). Assim, alguns autores têm relatado que a esplintagem de implantes instalados em maxila atrófica favorece à transmissão das cargas de maneira mais uniforme, contribuindo para a redução das tensões no tecido ósseo (Pellizzer et al. 2015; Mendonça et al. 2014). Entretanto, alguns autores recomendam a utilização das coroas unitárias, pois além de facilitar a higienização na região interproximal, reduz possíveis falhas durante o processo laboratorial (Lindhe et al. 2008).

Capítulo 1

As próteses implantossuportadas podem apresentar diferentes sistemas de fixação, como as próteses cimentadas e/ou parafusadas. As próteses parafusadas são indicadas principalmente para próteses múltiplas, devido à reversibilidade do sistema, enquanto que as próteses cimentadas são indicadas em coroas individuais e que necessitam de estética, além de apresentar técnica mais simples para confecção (Shadid e Sadaqa, 2012).

Como não existe um consenso sobre a esplintagem das coroas, e tipo do sistema de retenção indicado para restaurações de próteses fixas implantossuportada sobre implantes cone morse, este estudo tem como objetivo avaliar a associação desses fatores, com as hipóteses nulas de que: (1) Próteses implantossuportadas parafusadas não apresentam diferença significativa na distribuição de tensões quando comparada a próteses cimentadas; (2) Próteses unitárias não apresentam diferença significativa na distribuição de tensões quando comparadas a próteses esplintadas.

2.3 Proposição

Diante do exposto, o objetivo deste estudo foi analisar pelo método dos elementos finitos 3D não linear, as tensões geradas pelas próteses esplintadas ou unitárias, sobre implantes do tipo cone morse em região posterior maxilar, variando-se o sistema de retenção protética.

2.4 Material e Método

Esta pesquisa foi desenvolvida considerando dois fatores de estudo: sistema de retenção da prótese (parafusada e cimentada), confecção das coroas protéticas (unitárias e esplintadas).

Esta metodologia seguiu estudos prévios (Ramos Verri et al. 2015; Torcato et al. 2015; Verri et al. 2014; Santiago Júnior et al. 2013;). Para este estudo foram confeccionados 4 modelos tridimensionais (Tabela 1), cada um representando uma seção de osso da região entre o 1º pré-molar (PM) e o 1º molar maxilar (M), em forma de bloco ósseo (cortical e esponjoso) com osso tipo III (Lekholm and Zarb, 1985), apresentando três implantes do tipo cone morse (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil), de 4,0 de diâmetro com comprimento de (7,0mm; 8,5mm; 10,0mm), suportando uma coroa metalo-cerâmica sobre pilar tipo UCLA para cimentação ou aparafusamento (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil). As coroas simuladas foram do 1º pré-molar ao 1º molar superiores.

Tabela 1 – Descrição dos modelos utilizados no estudo

Implante	Comprimento dos implantes	Sistema de retenção	Confecção das coroas	Modelos	Número de nós/ elementos
Cone Morse	10 mm (1º PM); 8,5 mm (2º PM); 7 mm (1º M).	Parafusadas	Unitárias	Modelo 1 (M1)	2125693/ 758893
			Esplintadas	Modelo 2 (M2)	2169216/ 787377
		Cimentadas	Unitárias	Modelo 3 (M3)	1886171/ 983572
			Esplintadas	Modelo 4 (M4)	1904817/ 996376

Capítulo 1

A modelagem do tecido ósseo foi obtida através 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 desenhos originais (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., Aruja, São Paulo, Brazil), assim como os componentes protéticos, realizados nos programas Rhinoceros e SolidWorks (Solid-Works Corp, Waltham, MA, USA). Todos os implantes foram posicionados 1 mm infra-ósseo com o intuito de simular uma instalação mais próxima da situação clínica real (Koutouzis et al, 2013). A modelagem da superfície do implante foi realizada simulando contato colado em todas as faces do implante e tecido ósseo cortical.

O tecido ósseo foi simulado segundo a classificação de Lekholm e Zarb (1985), simulando osso tipo III que possui uma fina camada de osso cortical (1 mm) circundando um núcleo de osso trabecular, restando 1 mm de osso trabecular antes da base cortical do seio maxilar para cada implante simulado.

Após o modelamento, todos os sólidos foram exportados ao programa de pré e pós processamento de elementos finitos FEMAP 11.2 (Siemens PLM Software Inc., Santa Ana, CA, USA), para incorporação das propriedades mecânicas dos materiais, de acordo com os valores obtidos através de trabalhos publicados na literatura (Tabela 2). Após isso, as malhas tridimensionais dos sólidos foram geradas, com elementos sólidos tetraédricos parabólicos, no quais todos os materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos, com contatos colados entre todas as estruturas.

Tabela 2 - Propriedades mecânicas dos materiais

Estrutura	Módulo de Elasticidade (E) (GPa)	Coeficiente de Poisson (v)	Referência
Osso Trabeculado baixa densidade (osso tipo III)	1,37	0,30	<i>Sevimay et al.</i>
Osso Cortical	13,7	0,30	<i>Sertgoz.</i>
Titânio (abutment, implante)	110,0	0,35	<i>Sertgoz.</i>
Liga Cr-Co	218,0	0,33	<i>Alvarez-Arenal et al.</i>
Porcelana Feldspática	82,8	0,35	<i>Eraslan et al.</i>
Cimento de fosfato de zinco	22,4	0,35	<i>Anusavice & Hojjatle</i>

As condições de contorno foram estabelecidas fixadas em todos os eixos (x, y e z), simulando a fixação da maxila ao viscerocrânio. Foi realizada uma aplicação de cargas, em modalidade não linear, sendo que todas as estruturas 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.

Posteriormente às configurações dos modelos no FEMAP, as análises dos cálculos gerados foram exportadas para serem resolvidas 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 (Intel® Xeon® x3470, 16 GB de RAM e 2 TB de HD; Hewlett-Packard Development Company, L.P., Palo Alto,

Capítulo 1

California, USA). Desta forma, os resultados foram transferidos ao FEMAP 11.2 para o pós-processamento e visualização gráfica das tensões através de mapas de von Mises para os implantes/componentes e mapas de tensão máxima principal para análise no tecido ósseo.

Os mapas de von Mises (vM) foram utilizados para avaliar componentes protéticos, implantes e parafusos de fixação (Ramos Verri et al. 2015; Verri et al. 2014). O mapa de Tensão Máxima Principal (TMP) foi utilizado como critério para análise das tensões no tecido ósseo, uma vez que fornece valores de compressão (valores negativos) e tração (valores positivos) (Ramos Verri et al. 2015; Almeida et al. 2014). 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).

Os dados provenientes de tensões foram organizados em tabela em formato Excel (Microsoft Office Excel, Redmond, WA, Estados Unidos) e submetidos ao software SigmaPlot (SigmaPlot, San Jose, CA, EUA) versão 12.3 e analisados em relação a distribuição normal (teste de Shapiro-Wilk) e, posteriormente foi adotado o teste estatístico mais adequado com o nível de significância de 5%, conforme os resultados iniciais encontrados utilizando o ANOVA a dois critérios, quando houve distribuição normal dos resultados e pós teste de Tukey para analisar interações entre os resultados.

2.5 Resultados

Tensão von Mises

Em relação ao carregamento axial não foi possível observar diferenças significativas na distribuição das tensões para os implantes/componentes dos modelos avaliados (Figura 1).

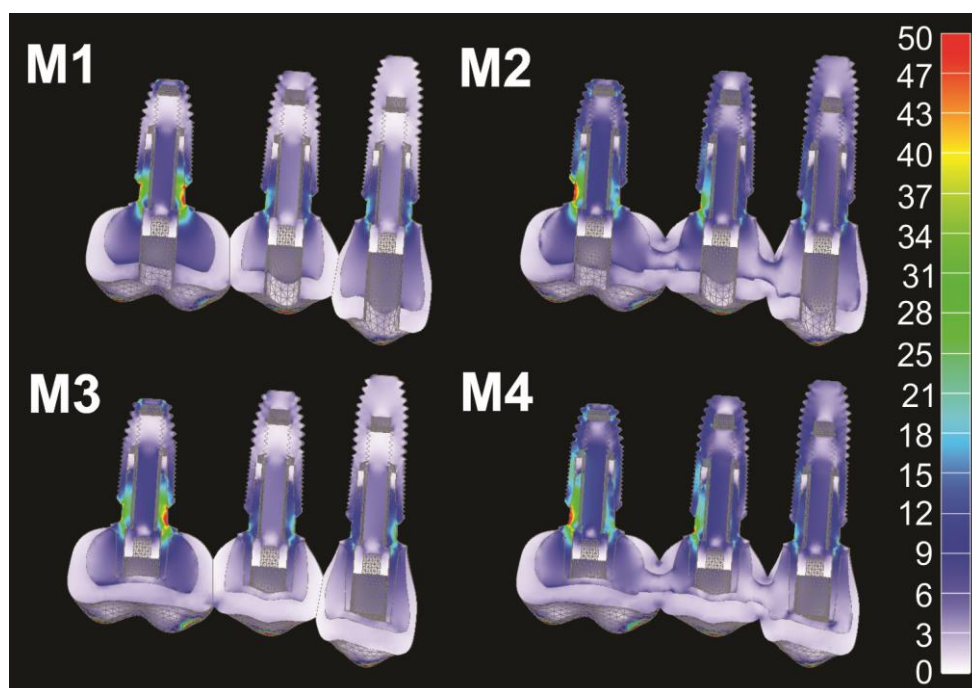


Figura 1 – Mapas de tensão von Mises para o carregamento axial (implantes/componentes)

No carregamento oblíquo foram observadas maiores concentrações de tensões em comparação com o carregamento axial. As próteses implantossuportadas cimentadas apresentaram melhor distribuição das tensões na região de implante/componente em comparação com as próteses parafusadas que apresentaram maiores concentrações de tensões na região de pescoço do implante, independente da configuração da coroa. A esplintagem das coroas favoreceu no compartilhamento das tensões, reduzindo principalmente a tensão acumulada na região de 1º M (Figura 2).

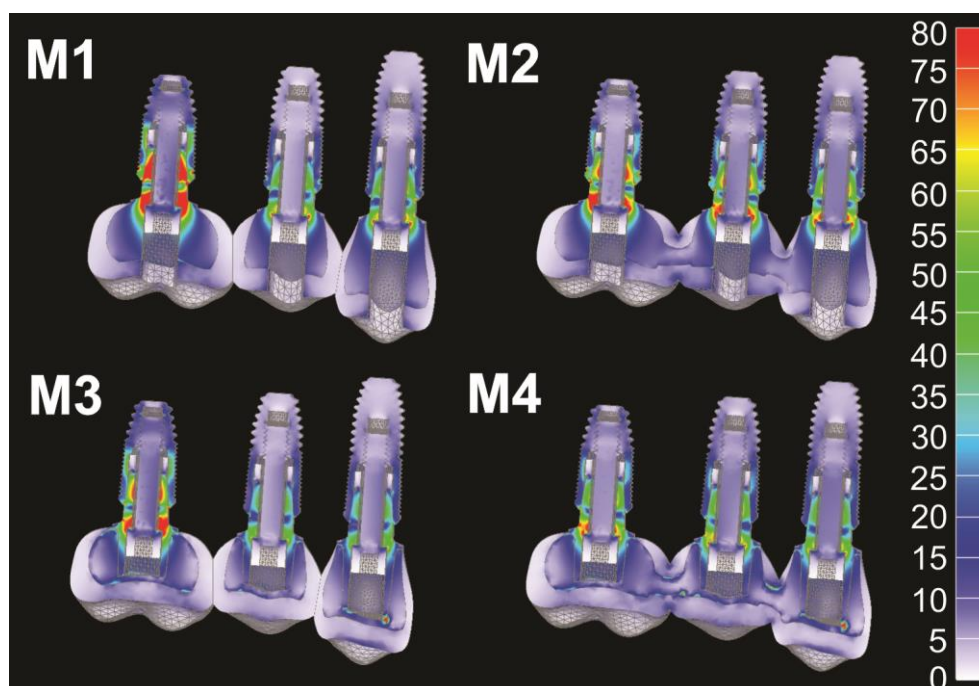


Figura 2 – Mapas de tensão von Mises para o carregamento oblíquo (implantes/componentes)

Tensão Máxima Principal

Para a distribuição das tensões no tecido ósseo, sob o carregamento axial é possível observar similaridade nas tensões de tração e compressão concentradas na região de tecido ósseo cortical, com maiores cargas de tração na região de 1º M para todos os modelos. Em relação ao sistema de retenção foi possível observar diferença significativa favorável para a distribuição de tensões no tecido ósseo das próteses cimentadas em comparação as próteses parafusadas, independente do tipo de prótese (esplintada e/ou unitária) ($p < 0,001$). Apesar de ligeira redução das tensões de tração nas próteses esplintadas em relação às próteses unitárias, não foi observada diferença significativa em relação a esplintagem quando comparada com as próteses unitárias ($p = 0,932$) (Figura 3 e 4).

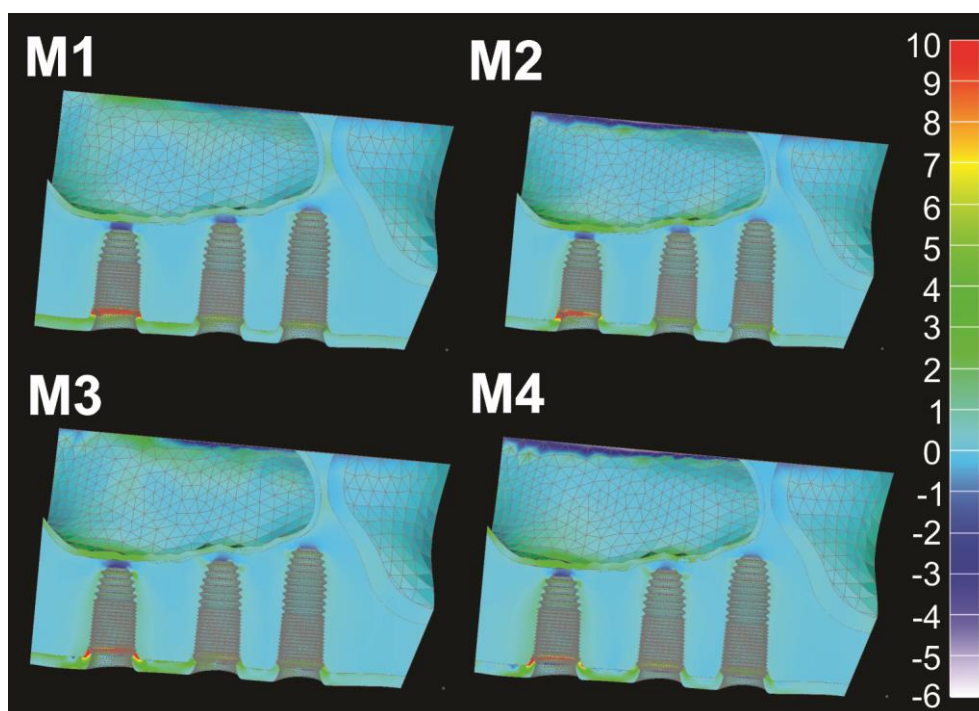


Figura 3 – Mapa de Tensão Máxima Principal para o carregamento axial (implantes/componentes)

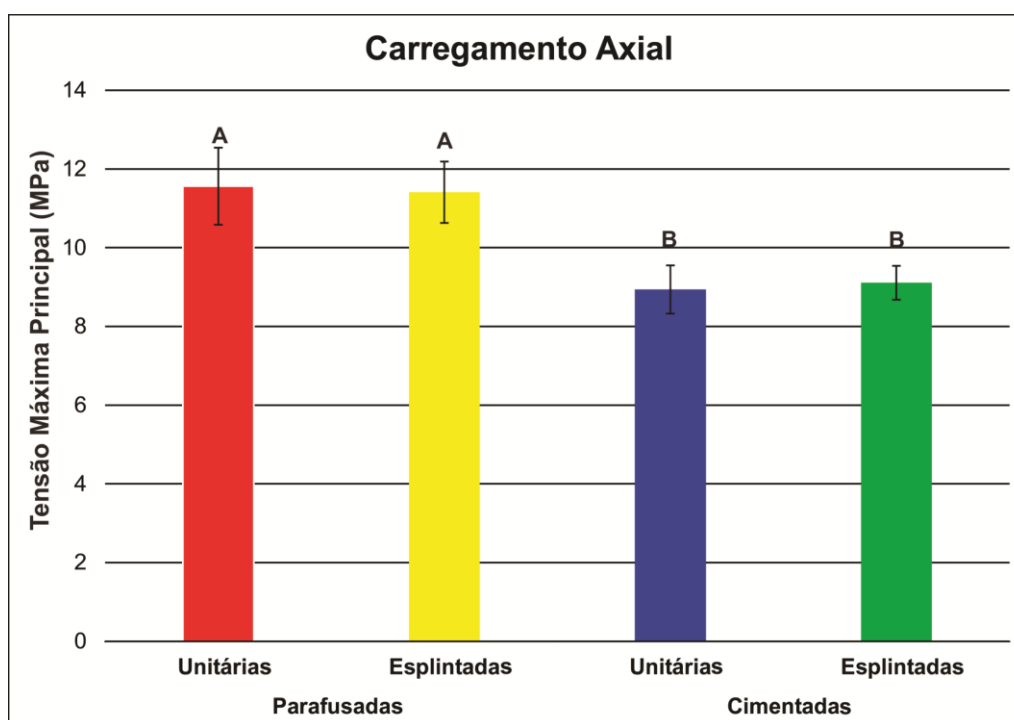


Figura 4 – Gráfico da comparação após teste Tukey (Sistema de retenção x Configuração das coroas) sobre o carregamento axial, sendo considerado significativo valor $p < 0,05$. Letras diferentes indicam diferença estatística.

No carregamento oblíquo, foi possível observar maiores áreas de concentrações e valores tensões de tração em comparação com o carregamento axial. Analisando a influência do sistema de retenção foi possível verificar assim como no carregamento axial uma superioridade para as próteses cimentadas em comparação com as próteses parafusadas ($p < 0,001$). Em relação ao sistema de união, analisando individualmente os sistemas de retenção, é possível verificar que a esplintagem foi favorável à redução das tensões nas próteses parafusadas ($p = 0,009$), porém, não foi observada influência significativa nas próteses cimentadas ($p = 0,107$) (Figura 5 e 6).

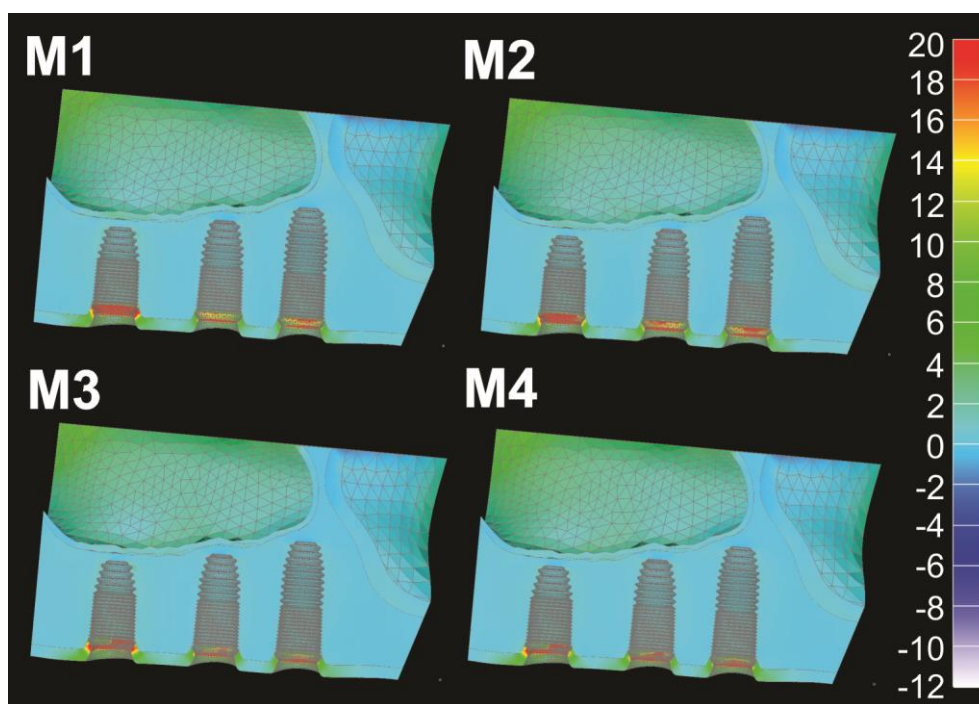


Figura 5 – Mapas de tensão máxima principal para o carregamento oblíquo (tecido ósseo cortical e trabeculado)

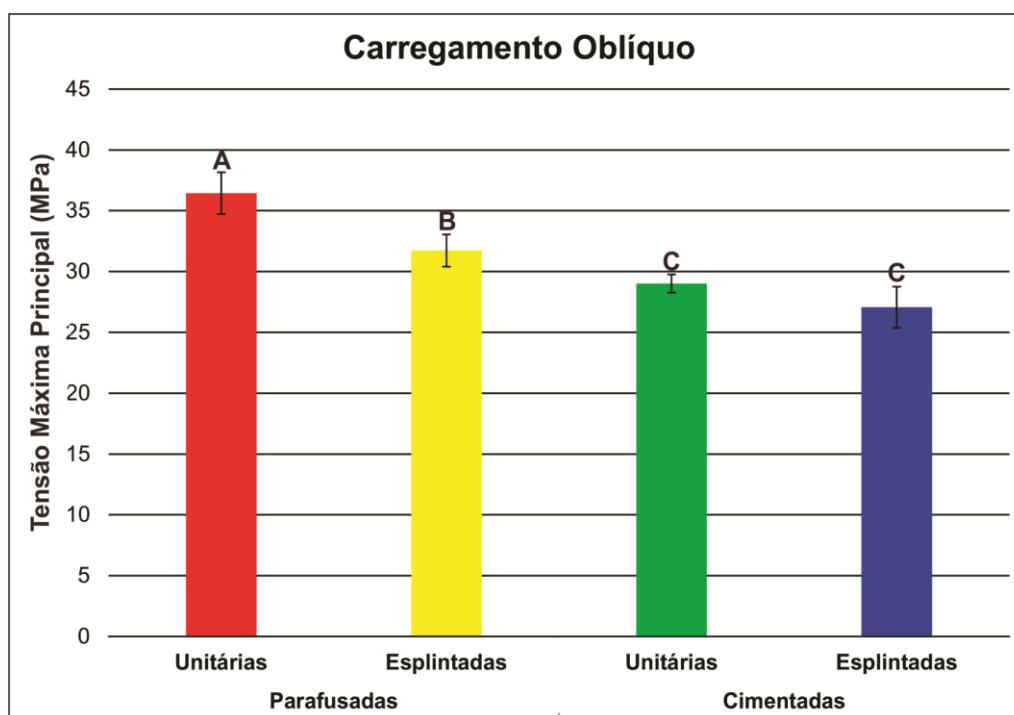


Figura 6 – Gráfico da comparação após análise ANOVA a dois fatores (Sistema de retenção x Configuração das coroas) e teste Tukey sobre o carregamento oblíquo, sendo considerado significativo valor $p < 0,05$. Letras diferentes indicam diferença estatística.

2.6 Discussão

Neste estudo foram utilizados apenas implantes cone morse uma vez que são considerados os implantes que apresentam melhores propriedades biomecânicas (Almeida et al. 2014), favorecendo assim a preservação do tecido ósseo em comparação com os demais sistemas de conexões disponíveis no mercado (Pozzi et al. 2014; Peñarrocha-Diogo et al. 2013).

A primeira hipótese estabelecida por este estudo foi recusada, uma vez que foi observada diferença significativa em relação aos sistemas de retenção das próteses sobre os implantes avaliados. Foi observada superioridade na distribuição das tensões nas próteses cimentadas. Esses resultados corroboram com outros estudos biomecânicos que têm comprovado a superioridade desse sistema de retenção, em comparação com as próteses parafusadas (Vasconcelos et al. 2014; Silva et al. 2014; Lee et al. 2013).

Existem diferentes possibilidades que explicam esse comportamento biomecânico superior para as próteses cimentadas, em relação às próteses parafusadas. Uma delas é a presença do orifício de acesso do parafuso para as próteses parafusadas, que são restaurados com um material (eg. resina composta) que apresenta módulo de elasticidade diferente em relação as porcelanas, e isso pode contribuir para a transferências das cargas de forma lateral para o implante (Shadid e Sadaqa, 2012), que pode aumentar as tensões e consequentemente a reabsorção do tecido ósseo, uma vez que cargas laterais são mais danosas em relação as cargas axiais (Ramos Verri et al. 2015; Torcato et al. 2015; Almeida et al. 2014).

Capítulo 1

Outra possibilidade existente é de que as próteses cimentadas apresentam maior probabilidade de alcançar a passividade em comparação com as próteses parafusadas (Shadid e Sadaqa, 2012; Kim et al. 1999), uma vez que o cimento pode compensar uma desadaptação da prótese, e atuar como amortecedor do impacto das cargas oclusais, favorecendo a redução das tensões na região de implante/componentes e tecido ósseo (Pietrabissa et al. 2000; Guichet et al. 2000).

Neste trabalho foi simulada uma linha de cimentação mínima de 25 micrômetros (Silva et al. 2014), para evitar a influência do cimento na distribuição de tensões, uma vez que um cimento mais espesso poderia favorecer uma melhor distribuição das tensões nas próteses cimentadas (Wimmer et al. 2014). Outra variável que pode influenciar o comportamento biomecânico é o intermediário utilizado para a retenção da prótese (Hanaoka et al. 2014), porém, para tentar eliminar a possibilidade desse viés foi considerado o mesmo intermediário (UCLA fundido em CoCr) para ambos os sistemas de fixação.

Apesar de alguns estudos relatarem que as próteses cimentadas apresentam maiores possibilidades de complicações biológicas, devido ao excesso de cimento (Sailer et al. 2012), favorecendo a contaminação bacteriana, estudos que comparam a influência dos sistemas de retenção em relação as respostas no tecido mole não tem verificado esses aspectos (Lemos et al. 2015; Sherif et al. 2011).

Neste sentido, os resultados desse trabalho reforçam que as próteses cimentadas sobre implantes cone morse podem ser indicadas clinicamente,

Capítulo 1

pois apresentam maior possibilidade de preservação do tecido ósseo, em comparação com as próteses parafusadas (Lemos et al. 2015).

A segunda hipótese testada foi parcialmente aceita, uma vez que foi observada diferença na distribuição das tensões na região de implantes/componentes e tecido ósseo das próteses esplintadas parafusadas em comparação com as próteses unitárias parafusadas no carregamento oblíquo. Esses resultados corroboram com outros estudos que relatam que a esplintagem contribui para a redução das tensões na região de componentes e tecido ósseo, principalmente no carregamento oblíquo (Pellizzer et al. 2015; Yilmaz et al. 2011; Hauchard et al. 2011).

A esplintagem das próteses favorece o compartilhamento das tensões entre os implantes, uma vez que existe uma estrutura rígida unindo as coroas (Pellizzer et al. 2015). A maior carga presente na região de molar, é devido a maior mesa oclusal, e é transmitida aos demais implantes favorecendo a dissipação das tensões. Isso foi evidenciado por esse estudo, uma vez que embora tenha ocorrido uma pequena redução das tensões na região de 1º M, foi observado um ligeiro aumento nas tensões de tração para os implantes instalados na região de 1º e 2º PM das próteses esplintadas, em comparação com as próteses unitárias.

Esse aumento de tensões nos implantes da região de pré molares em próteses esplintadas, não é tão prejudicial, pois o maior comprimento dos implantes favorece na redução das tensões (Anitua e Orive, 2010). Assim, é indicada a esplintagem de implantes curtos posteriores com implantes de maior comprimento em conexões de hexágono externo (Pellizzer et al. 2015; Pellizzer

Capítulo 1

et al. 2014), pois os implantes curtos são mais susceptíveis a falhas em comparação aos implantes convencionais (Queiroz et al. 2014; Rossi et al. 2015). Entretanto, esses valores foram significativos somente para as próteses parafusadas, corroborando com os estudos de Yilmaz et al. 2013 que não observaram influência da esplintagem para as próteses cimentadas.

Embora exista diferença entre as próteses esplintadas e unitárias na distribuição de tensões no tecido ósseo, essa não é tão expressiva, como a observada pelos sistemas de retenção. Isso pode ser influenciado pelo sistema de conexão interno, uma vez que o sistema de conexão interno apresenta melhor dissipação das tensões, devido à elevada estabilidade da conexão (Almeida et al. 2014; Mangano et al. 2009). Clelland et al. 2010 avaliaram que a esplintagem das próteses embora apresente a distribuição de tensões mais uniformes, não apresenta diferença estatisticamente significativa quando comparada com as próteses unitárias, corroborando com os resultados presentes neste estudo.

Assim, nos casos em que o profissional faz a opção da utilização de próteses cimentadas, recomenda-se a utilização de próteses unitárias, devido à facilidade do acesso na região interproximal permitindo assim melhor higienização pelos pacientes (Lindhe et al. 2008), e consequentemente adaptação à prótese, pois aumenta a qualidade de vida dos pacientes (Goiato et al. 2015).

É importante ressaltarmos que os valores de tensões analisadas estão dentro dos limites fisiológicos de tensões de tração (até 76 MPa) e compressão (até 170 MPa) (Papavisioli et al. 1996). A análise de elementos finitos tem

Capítulo 1

sido considerada uma ferramenta útil para avaliação de situações pré-clínicas (Limbert et al. 2010), determinando as tensões e deformações em estruturas de maneira individualizada (Verri et al. 2015; Almeida et al. 2014). Desta forma, estes estudos já têm sido indicados para melhor compreensão do comportamento biomecânico e, em seguida, cuidadosamente terem seus resultados extrapolados para a clínica diária (Van Staden et al., 2006). A análise não linear tem sido recomendada 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 (Tada et al. 2003).

Como trata-se de uma análise computacional, este estudo apresenta limitações, como por exemplo as estruturas serem consideradas isotrópicas e homogêneas (Ramos Verri et al. 2015; Verri et al. 2015; Santiago Junior et al. 2013). Sendo assim, futuros estudos clínicos randomizados fazem necessário verificando com maior propriedade os resultados encontrados por este estudo, e assim chegando a um consenso sobre tais variáveis.

2.7 Conclusão

Dentro das limitações do presente estudo é possível concluir que:

- As próteses fixas implantossuportadas cimentadas sobre implantes cone morse são mais favoráveis na distribuição de tensões para os implantes/componentes e consequentemente tecido ósseo.
- A esplintagem foi favorável à distribuição de tensões somente nas próteses parafusadas sobre implantes cone morse, sobre o carregamento oblíquo.

2.8 Referências

- Alvarez-Arenal A, Brizuela-Velasco A, DeLlanos-Lanchares H, Gonzalez-Gonzalez I. Should oral implants be splinted in a mandibular implant-supported fixed complete denture? A 3-dimensional-model finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2014 Sep;112(3):508-14.
- Anitua E, Orive G. Short implants in maxillae and mandibles: A retrospective study with 1 to 8 years of follow-up. *J Periodontol*. 2010;81(6):819–26.
- Anusavice KJ, Hojjatie B. Stress distribution in metal-ceramic crowns with a facial porcelain margin. *J Dent Res*. 1987;66(9):1493-8.
- Clelland NL, Seidt JD, Daroz LG, McGlumphy EA. Comparison of strains for splinted and nonsplinted implant prostheses using three-dimensional image correlation. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(5):953-9.
- de Faria Almeida DA, Pellizzer EP, Verri FR, Santiago JF, Jr., de Carvalho PS. Influence of tapered and external hexagon connections on bone stresses around tilted dental implants: three-dimensional finite element method with statistical analysis. *J Periodontol* 2014;85(2):261-9.
- de Vasconcellos DK, Kojima AN, Mesquita AM, Bottino MA, Ozcan M. A microstrain comparison of passively fitting screw-retained and cemented titanium frameworks. *J Prosthet Dent*. 2014 Oct;112(4):834-8.
- Eraslan O, Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures – a finite element analysis. *J Oral Rehab*. 2005;32(4):273-8.
- Goiato MC, dos Santos DM, Santiago JF, Jr., Moreno A, Pellizzer EP. Longevity of dental implants in type IV bone: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2014;43(9):1108-16.
- Goiato MC, Torcato LB, Dos Santos DM, Moreno A, Antenucci RM, de Carvalho Dekon SF. Quality of life and satisfaction of patients wearing implant-supported fixed partial denture: a cross-sectional survey of patients from Araçatuba city, Brazil. *Clin Oral Implants Res*. 2015 Jun;26(6):701-8.

Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 239-246.

Hanaoka M, Gehrke SA, Mardegan F, Gennari CR, Taschieri S, Del Fabbro M, Corbella S. Influence of implant/abutment connection on stress distribution to implant-surrounding bone: a finite element analysis. *J Prosthodont*. 2014 Oct;23(7):565-71.

Hauchard E, Fournier BP, Jacq R, Bouton A, Pierrisnard L, Naveau A. Splinting effect on posterior implants under various loading modes: a 3D finite element analysis. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2011;19(3):117-22.

Lemos CAA, de Souza Batista VE, Almeida DAF, Santiago Júnior JF, Verri FR, Pellizzer EP. Evaluation of cement-retained versus screw-retained implant-supported restorations for marginal bone loss: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*. 2015 Nov 14. pii: S0022-3913(15)00564-8. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.08.026.

Limbert G, van Lierde C, Muraru OL, Walboomers XF, Frank M, Hansson S, Middleton J, Jaecques S. Trabecular bone strains around a dental implant and associated micromotions--a micro-CT-based three-dimensional finite element study. *J Biomech*. 2010 May 7;43(7):1251-61.

Lindhe J, Meyle J; Group D of European Workshop on Periodontology. Peri-implant diseases: Consensus Report of the Sixth European Workshop on Periodontology. *J Clin Periodontol*. 2008;35(8 Suppl):282–85.

Mangano C, Iaculli F, Piattelli A, Mangano F. Fixed restorations supported by Morse-taper connection implants: a retrospective clinical study with 10-20 years of follow-up. *Clin Oral Implants Res* 2014.

Mangano C, Mangano F, Piattelli A, Iezzi G, Mangano A, LaColla L. Prospective clinical evaluation of 1920 Morse taperconnection implants: results after 4 years of functionalloading. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20(3):254–61.

Mendonca JA, Francischone CE, Senna PM, Matos de Oliveira AE, Sotto-Maior BS. A retrospective evaluation of the survival rates of splinted and non-splinted

short dental implants in posterior partially edentulous jaws. *J Periodontol* 2014;85(6):787-94.

Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent*. 1996 Dec;76(6):633-40.

Pellizzer EP, de Mello CC, Santiago Junior JF, de Souza Batista VE, de Faria Almeida DA, Verri FR. Analysis of the biomechanical behavior of short implants: The photo-elasticity method. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2015 Oct 1;55:187-92.

Pellizzer EP, Santiago Junior JF, Villa LMR, Batista VES, Mello CC, Almeida DAF, Honoário HM. Photoelastic stress analysis of splinted and unitary implant-supported prostheses. *Applied Physics B*. 117;235-244.

Peñarrocha-Diago MA, Flichy-Fernández AJ, Alonso-González R, Peñarrocha-Oltra D, Balaguer-Martínez J, Peñarrocha-Diago M. Influence of implant neck design and implant-abutment connection type on peri-implant health. Radiological study. *Clin Oral Implants Res*. 2013 Nov;24(11):1192-200.

Pennington J, Parker S. Improving quality of life using removable and fixed implant prostheses. *Compend Contin Educ Dent*. 2012; 33(4):268-70, 272, 274-6.

Pietrabissa R, Gionso L, Quaglini V, Di Martino E, Simion M. An in vitro study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses. *Clin Oral Implants Res* 2000;11:448-57.

Pozzi A, Agliardi E, Tallarico M, Barlattani A. Clinical and radiological outcomes of two implants with different prosthetic interfaces and neck configurations: randomized, controlled, split-mouth clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014 Feb;16(1):96-106.

Queiroz TP, Aguiar SC, Margonar R, de Souza Faloni AP, Gruber R, Luvizuto ER. Clinical study on survival rate of short implants placed in the posterior mandibular region: resonance frequency analysis. *Clinical Oral Implants Research* 2015;26:1036-42.

Ramos Verri F, Santiago Junior JF, de Faria Almeida DA, de Oliveira GB, de Souza Batista VE, Marques Honório H, Noritomi PY, Pellizzer EP. Biomechanical influence of crown-to-implant ratio on stress distribution over internal hexagon short implant: 3-D finite element analysis with statistical test. *J Biomech.* 2015 Jan 2;48(1):138-45.

Rossi F, Lang NP, Ricci E, Ferraioli L, Marchetti C, Botticelli D. Early loading of 6-mm-short implants with a moderately rough surface supporting single crowns - a prospective 5-year cohort study. *Clinical Oral Implants Research* 2015;26:471-7

Sailer I, Mühlemann S, Zwahlen M, Hämmerle CH, Schneider D. Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Oct;23 Suppl 6:163-201.

Santiago Junior JF, Pellizzer EP, Verri FR, de Carvalho PS. Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters and veneering materials: a 3-D finite element study. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2013 Dec 1;33(8):4700-14.

Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont.* 1997;10(1):19-27.

Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent.* 2005;93(3):227-34.

Shadid R, Sadaqa N. A comparison between screw- and cement-retained implant prostheses. A literature review. *J Oral Implantol* 2012;38(3):298-307.

Sherif S, Susarla SM, Hwang JW, Weber HP, Wright RF. Clinician- and patient-reported long-term evaluation of screw- and cement-retained implant restorations: a 5-year prospective study. *Clin Oral Investig.* 2011 Dec;15(6):993-9.

Silva GC, Cornacchia TM, de Magalhães CS, Bueno AC, Moreira AN. Biomechanical evaluation of screw- and cement-retained implant-supported

prostheses: a nonlinear finite element analysis. J Prosthet Dent. 2014 Dec;112(6):1479-88.

Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2003;18(3):357-68.

Torcato LB, Pellizzer EP, Verri FR, Falcon-Antenucci RM, Batista VE, Lopes LF. Effect of the parafunctional occlusal loading and crown height on stress distribution. Braz Dent J 2014;25(6):554-60.

Torcato LB, Pellizzer EP, Verri FR, Falcon-Antenucci RM, Santiago Junior JF, de Faria Almeida DA. Influence of parafunctional loading and prosthetic connection on stress distribution: A 3D finite element analysis. J Prosthet Dent 2015.

Torcato LB, Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Santiago Júnior JF, de Faria Almeida DA. Influence of parafunctional loading and prosthetic connection on stress distribution: A 3D finite element analysis. J Prosthet Dent. 2015 Nov;114(5):644-51.

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

Verri FR, Santiago Júnior JF, Almeida DA, Verri AC, Batista VE, Lemos CAA, Noritomi PY, Pellizzer EP. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Anterior Single Implant-Supported Prostheses with Different Bone Anchorages. Scientific World Journal. 2015;2015:321528. doi: 10.1155/2015/321528.

Wimmer T, Erdelt KJ, Raith S, Schneider JM, Stawarczyk B, Beuer F. Effects of differing thickness and mechanical properties of cement on the stress levels and distributions in a three-unit zirconia fixed prosthesis by FEA. J Prosthodont. 2014 Jul;23(5):358-66.

Yilmaz B, Mess J, Seidt J, Clelland NL. Strain comparisons for splinted and nonsplinted cement-retained implant crowns. Int J Prosthodont. 2013 May-Jun;26(3):235-8.

Capítulo 1

Yilmaz B, Seidt JD, McGlumphy EA, Clelland NL. Comparison of strains for splinted and nonsplinted screw-retained prostheses on short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(6):1176-82.

Capítulo 2

Influência dos sistemas de retenção e comprimento dos implantes cone morse instalados em maxila posterior. Análise pela método dos elementos finitos 3D

3.1 Resumo

Proposição: A proposta desse trabalho foi avaliar a influência dos sistemas de fixação (Cimentada x Parafusada) e o comprimento dos implantes (11,5; 10; 8,5; e 7 mm) na distribuição de tensões nos implantes/componentes e tecido ósseo, em próteses de três elementos localizadas na região posterior de maxila através do método dos elementos finitos tridimensionais não linear.

Material e métodos: Foram simulados 6 modelos tridimensionais com ajuda dos programas Invesalio, Rhinoceros 3D 4.0, e SolidWorks 2011. Os modelos foram constituídos de uma seção de osso da região posterior maxilar (osso tipo III) com a presença de 3 implantes cone morse instalados 1mm infra-ósseo, com 4,0mm de diâmetro e diferentes comprimentos (7,0mm, 8,5mm, 10mm, e 11,5mm), suportando prótese de 3 elementos com coroas unitárias cimentadas e/ou parafusadas. Os modelos foram processados pelos programas FEMAP v.11.0 NEiNastran 11, utilizando uma força de 400N axial e 200N oblíqua, nas vertentes internas da coroa. Os resultados foram plotados em mapas de tensão de von Mises e tensão máxima principal.

Resultados: Os implantes curtos (7 mm) posicionados na região de 1º M apresentaram maiores tensões na região de componentes, principalmente nas próteses parafusadas. Em relação à distribuição de tensões no tecido ósseo as próteses cimentadas apresentaram comportamento biomecânico superior as

Capítulo 2

próteses parafusadas ($p < 0,001$), e os implantes com 7 mm apresentaram maiores concentrações de tensões em comparação com os implantes de maiores comprimentos em ambos os carregamentos ($p < 0,001$), porém, não foi observada diferença significativa entre os implantes de 8,5 e 10 mm sob carregamento axial ($p = 0,362$) e oblíquo ($p = 0,883$).

Conclusão: É possível concluir que as próteses fixas implantossuportadas cimentadas apresentam melhor comportamento biomecânico em relação as próteses fixas implantossuportadas parafusadas. Os implantes curtos (7 mm) apresentaram pior comportamento biomecânico, principalmente nas próteses parafusadas.

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

3.2 Introdução

A substituição de dentes ausentes por próteses implantossuportadas é considerada uma opção de tratamento previsível com elevados índices de sucesso, restabelecendo os elementos dentais perdidos, assim como a estética e função mastigatória (Bilhan et al 2010).

Ainda existem desafios dentro do contexto das reabilitações orais, tais como a manutenção óssea ao redor de implantes instalados em regiões de baixa densidade óssea como a região de maxila posterior (Goiato et al. 2014). A qualidade do tecido apresenta influência direta nas distribuições das tensões, e para que exista a longevidade do tratamento é importante que ocorra a manutenção do tecido ósseo circudante (Sevimay et al. 2005).

A região posterior da maxila após a perda do elemento dental sofre com o processo de reabsorção óssea, que associado ao processo de pneumatização do seio maxilar (Chiapiasco et al. 2006), reduz ainda mais a quantidade de tecido ósseo disponível, limitando a instalação de implantes com maior comprimento (Al-Hashedi et al. 2014).

A realização de procedimentos auxiliares como o levantamento de seio maxilar tem sido indicada nesses casos para a instalação dos implantes (Esposito et al. 2014). Entretanto, esse tipo de procedimento aumenta a morbidade pós operatória, os custos e consequentemente causa maiores complicações, comprometendo assim a aceitação e longevidade dos implantes (Esposito et al. 2014; Felice et al. 2014). Assim, uma das alternativas para contornar esses problemas é a utilização de implantes curtos, uma vez que é

Capítulo 2

considerada uma terapia mais simples e eficaz para rebordos maxilares atróficos (Sotto-Maior et al. 2012).

As próteses fixas implantossuportadas podem ser cimentadas e/ou parafusadas. Normalmente a escolha pelo sistema de retenção é baseada nas vantagens e desvantagens de cada sistema (Shadid e Sadaqa, 2012), além da preferência clínica do profissional (Bonfante et al. 2015).

Não existe um consenso, sobre os diferentes sistemas de fixação utilizados em implantes do tipo cone morse, principalmente em relação ao comprimento dos implantes. Assim, o objetivo desse estudo foi avaliar a influência dessas variáveis, com as hipóteses nulas de que: (1) Não existe influência na distribuição de tensões entre próteses cimentadas e parafusadas; (2) Não existe influência do comprimento do implante na distribuição das tensões.

(1) Próteses implantossuportadas parafusadas não apresentam diferença significativa na distribuição de tensões quando comparada a próteses cimentadas; (2) O comprimento dos implantes não apresenta influência na distribuição de tensões.

3.3 Proposição

Diante do exposto, o objetivo deste estudo foi analisar pelo método dos elementos finitos 3D não linear, as tensões geradas pelas próteses sobre implantes do tipo cone morse em região posterior maxilar, variando-se o sistema de retenção protética e o comprimento dos implantes.

3.4 Material e Método

Esta pesquisa foi desenvolvida considerando dois fatores de estudo: sistema de retenção da prótese (parafusada e cimentada), e comprimento dos implantes (11,5; 10; 8,5 e 7 mm).

Esta metodologia seguiu estudos prévios (Ramos Verri et al. 2015; Torcato et al. 2015; Verri et al. 2015; Santiago Júnior et al. 2013;). Para este estudo foram confeccionados 6 modelos tridimensionais (Tabela 1), cada um representando uma seção de osso da região entre o 1º pré-molar (PM) e o 1º molar maxilar (M), em forma de bloco ósseo (cortical e esponjoso) com osso tipo III, apresentando três implantes do tipo cone morse (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil), de 4,0 de diâmetro com diferentes comprimentos (7,0mm; 8,5mm; 10,0mm e 11,5mm), suportando uma coroa metalo-cerâmica montado sobre pilar tipo UCLA para cimentação ou aparafusamento (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil). As coroas simuladas foram do 1º pré-molar ao 1º molar superior.

A modelagem do tecido ósseo foi obtida através 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 desenhos originais (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., Aruja, São Paulo, Brazil), assim como os componentes protéticos, realizados nos programas Rhinoceros e SolidWorks (Solid-Works Corp, Waltham, MA, USA). Todos os implantes serão posicionados 1 mm infra-ósseo com o intuito de simular uma instalação mais

Capítulo 2

próxima da situação clínica real (Koutouzis et al, 2013). O modelamento da superfície do implante foi realizado simulando contato colado em todas as faces do implante e, tecido ósseo cortical.

Tabela 1 – Descrição dos modelos utilizados neste estudo

Implante	Modelos	Sistema de retenção	Comprimento dos Implantes	Nº de nós/ elementos
Cone Morse (Ø 4 mm)	Modelo 1 (M1)	Parafusadas	11,5 mm (1º PM) 10 mm (2º PM) 10 mm (1º M)	2230362/ 831521
	Modelo 2 (M2)		10 mm (1º PM) 8,5 mm (2º PM) 8.5 mm (1º M)	2147215/ 775339
	Modelo 3 (M3)		10 mm (1º PM) 8,5 mm (2º PM) 7 mm (1º M)	2125693/ 758893
	Modelo 4 (M4)	Cimentadas	11,5 mm (1º PM) 10 mm (2º PM) 10 mm (1º M)	1970105/ 1049429
	Modelo 5 (M5)		10 mm (1º PM) 8,5 mm (2º PM) 8.5 mm (1º M)	1909453/ 999937
	Modelo 6 (M6)		10 mm (1º PM) 8,5 mm (2º PM) 7 mm (1º M)	1886171/ 983572

O tecido ósseo foi simulado segundo a classificação de Lekholm e Zarb (1985), simulando osso tipo III que possui uma fina camada de osso cortical (1 mm) circundando um núcleo de osso trabecular, restando 1 mm de osso trabecular antes da base cortical do seio maxilar para cada implante simulado. Os diferentes sistemas de fixação foram simulados, sendo que as próteses cimentadas apresentaram uma linha de cimentação de 25 µm (Silva et al. 2014).

Capítulo 2

Após a modelagem todos os sólidos foram exportados ao programa de pré e pós processamento de elementos finitos FEMAP 11.2 (Siemens PLM Software Inc., Santa Ana, CA, USA), para incorporação das propriedades mecânicas dos materiais, de acordo com os valores obtidos através de trabalhos publicados na literatura (Tabela 2). Após isso, foram geradas as malhas tridimensionais dos sólidos, com elementos sólidos tetraédricos parabólicos, nas quais todos os materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elástico, com contato colados entre todas as estruturas.

Tabela 2 - Propriedades mecânicas dos materiais

Estrutura	Módulo de Elasticidade (E) (GPa)	Coefficiente de Poisson (ν)	Referência
Osso Trabeculado baixa densidade (osso tipo III)	1,37	0,30	<i>Sevimay et al.</i>
Osso Cortical	13,7	0,30	<i>Sertgoz.</i>
Titânio (abutment, implante)	110,0	0,35	<i>Sertgoz.</i>
Liga Cr-Co	218,0	0,33	<i>Alvarez-Arenal et al.</i>
Porcelana Feldspática	82,8	0,35	<i>Eraslan et al.</i>
Cimento de fosfato de zinco	22,4	0,35	<i>Anusavice & Hojjatle</i>

As condições de contorno foram estabelecidas fixadas em todos os eixos (x, y e z), simulando a fixação da maxila ao viscerocrânio. Foi realizada uma aplicação de cargas, em modalidade não linear, toda a estrutura coroa/componentes/implante e tecido ósseo envolvendo os implantes pode 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

Capítulo 2

em cada cúspide, e 200 N oblíqua, com 50 N, aplicados em 45°, em cada cúspide vestibular.

Posteriormente às configurações dos modelos no FEMAP, as análises dos cálculos gerados foram exportadas para serem resolvidas 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). Desta forma, os resultados foram transferidos ao FEMAP 11.2 para o pós-processamento e visualização gráfica das tensões através de mapas de von Mises para os implantes/componentes e mapas de tensão máxima principal para análise no tecido ósseo.

Os mapas de von Mises (vM) foram utilizados para avaliar componentes protéticos, implantes e parafusos de fixação (Ramos Verri et al. 2015; Verri et al. 2014). O mapa de Tensão Máxima Principal (TMP) foi utilizado como critério para análise das tensões no tecido ósseo, uma vez que fornece valores de compressão (valores negativos) e tração (valores positivos) (Ramos Verri et al. 2015; Almeida et al. 2014). Os mapas plotados 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).

Os dados provenientes de tensões foram organizados em tabela em formato Excel (Microsoft Office Excel, Redmond, WA, Estados Unidos) e submetidos ao software SigmaPlot (SigmaPlot, San Jose, CA, EUA) versão 12.3 e analisados em relação a distribuição normal (teste de Shapiro-Wilk) e,

Capítulo 2

posteriormente foi adotado o teste estatístico mais adequado com o nível de significância de 5%, conforme os resultados iniciais encontrados utilizando o ANOVA a dois critérios, quando houve distribuição normal dos resultados e pós teste de Tukey para analisar interações entre os resultados.

3.5 Resultados

Tensão von Mises

No carregamento axial é possível observar distribuição de tensões similares entre os modelos avaliados, com uma ligeira sobrecarga na região mesial do intermediário do 1º M nos implantes de maior comprimento (M1, M4), enquanto que os modelos com os implantes curtos na região de 1º M apresentaram concentrações de tensões na região mesial e distal intermediário, independente do sistema de retenção avaliado (Figura 1).

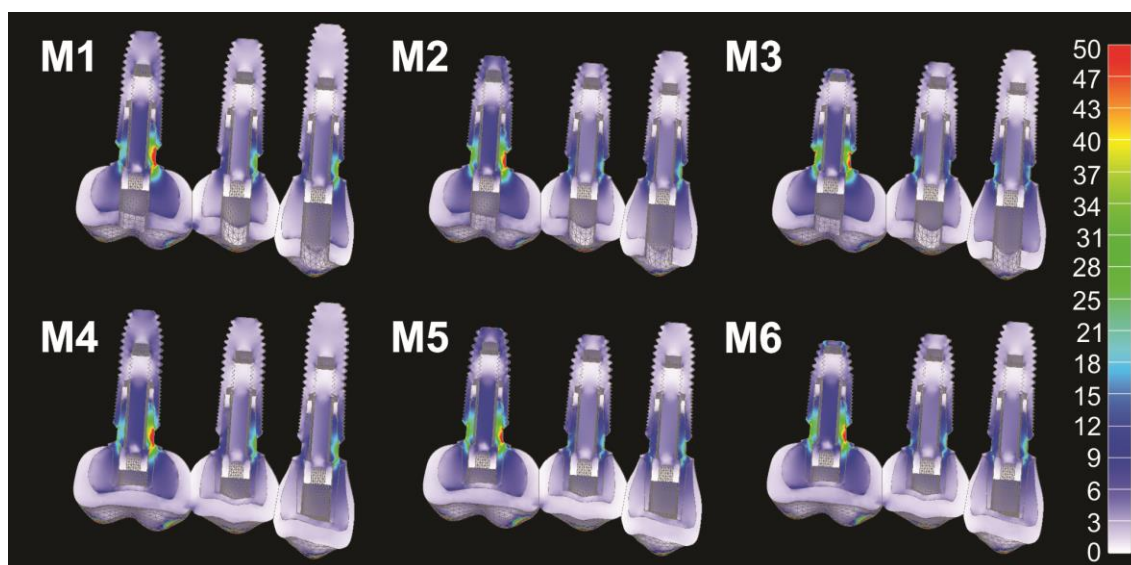


Figura 1 – Mapas de tensão von Mises para o carregamento axial (implantes/componentes)

Maiores tensões foram observadas no carregamento oblíquo, sendo que as próteses cimentadas apresentaram melhor distribuição das tensões em relação as próteses parafusadas, independente do comprimento do implante. A redução do comprimento do último implante para 7 mm foi prejudicial para o aumento das tensões nas próteses parafusadas, enquanto que nas próteses

cimentadas apresentou tensões similares aos implantes de maiores comprimentos (Figura 2).

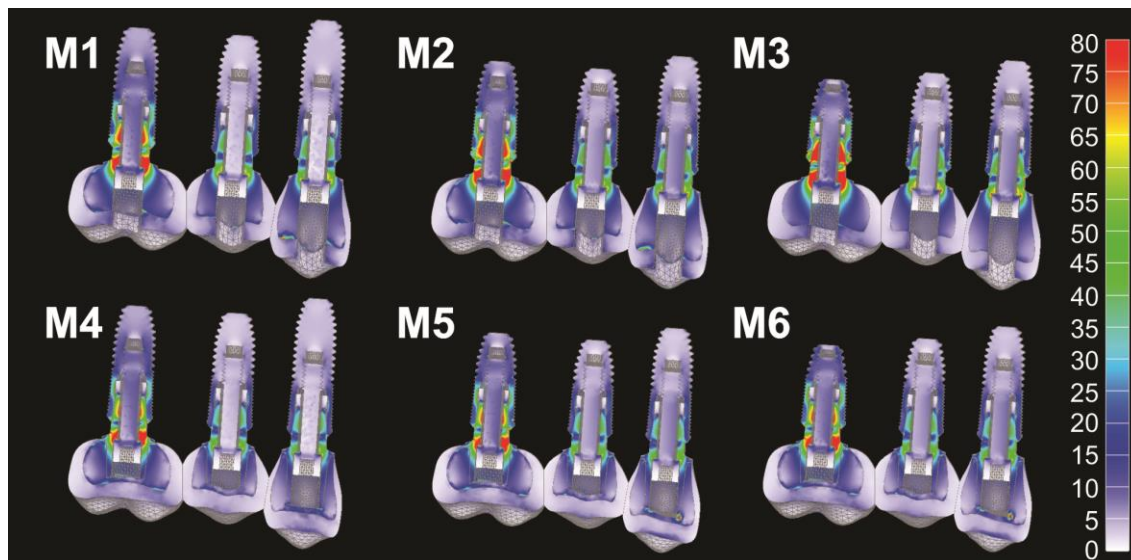


Figura 2 – Mapas de tensão von Mises para o carregamento oblíquo (implantes/componentes)

Tensão Máxima Principal

Analisando as situações clínicas propostas observarmos que os modelos com implantes de menores comprimentos (7 mm) localizados na região de molar (M3 e M6) apresentaram maiores tensões, porém, com diferença significativa somente nas próteses parafusadas (M3) (Figura 5). Assim, a redução do comprimento do último implante para 7 mm, apresenta significância clínica somente em próteses parafusadas sobre implantes cone morse.

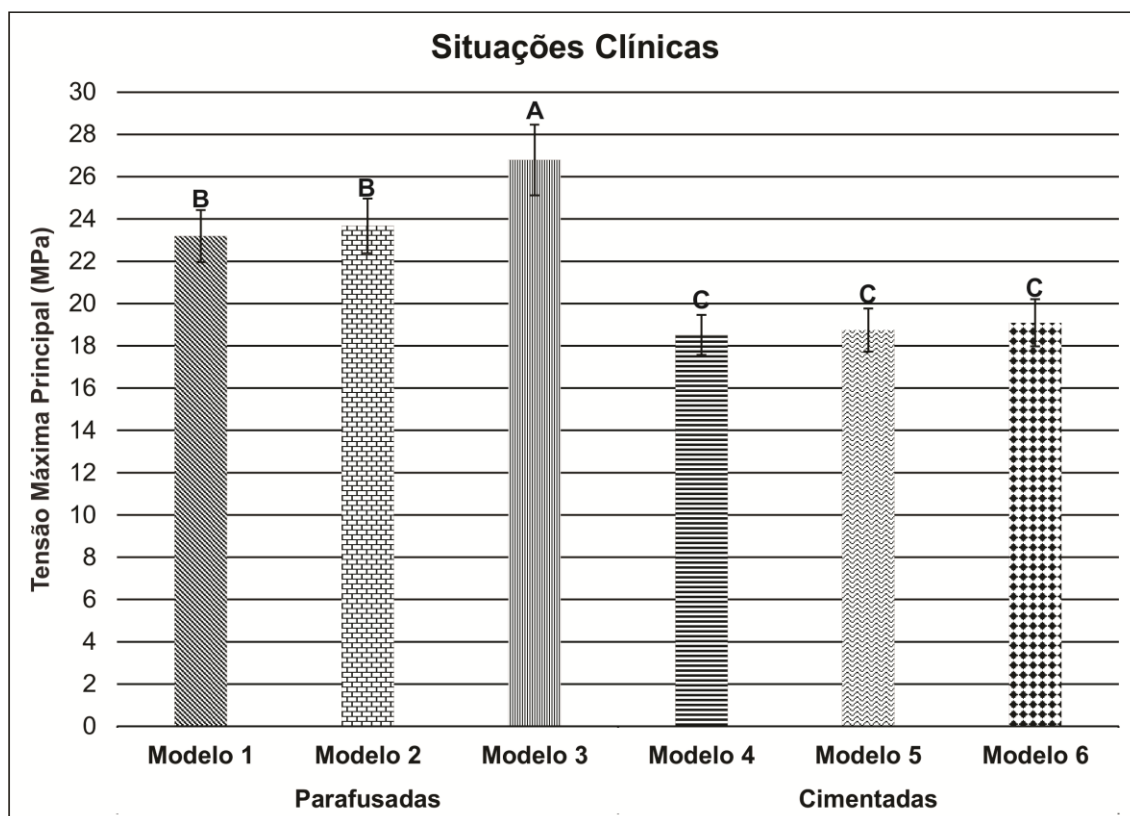


Figura 3 –Gráfico das situações clínicas simuladas (Sistema de retenção x Comprimento dos implantes), e análise pós-teste Tukey, sendo considerado significativo valor $p < 0,05$. Letras diferentes indicam diferença estatística.

As maiores tensões foram observadas no carregamento oblíquo, que apresentou diferença significativa em comparação com o carregamento axial ($p < 0,001$) (Figura 3 e 4). No carregamento axial, observou-se que as próteses cimentadas apresentaram menor magnitude de tensões em comparação com as próteses parafusadas ($p < 0,001$) (Figura 3). Em relação ao comprimento, é possível observar que os implantes de 7 mm instalados na região de 1º M (M3), apresentaram maior área de concentração de tensão de tração nas próteses parafusadas quando comparados com os implantes de 8,5 (M2) e 10 mm (M1) instalados na mesma região ($p < 0,001$), todavia não foi identificada diferença

significativa entre os implantes de 8,5 mm (M2) e 10 mm (M1) ($p=0,362$). Para as próteses cimentadas não foi observada diferença significativa em relação ao comprimento do implante ($p=0,546$).

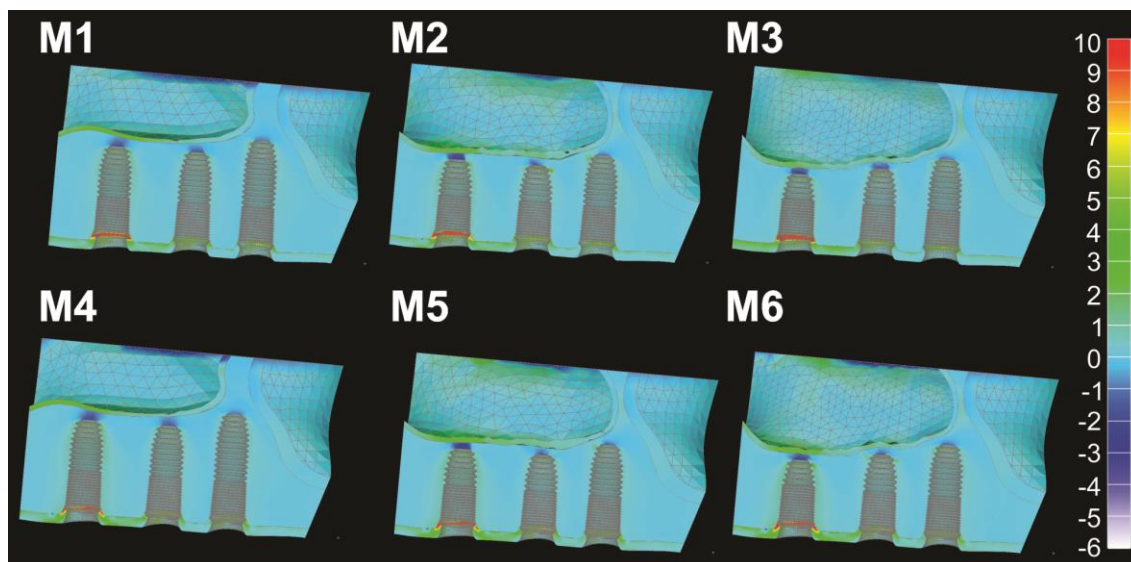


Figura 4 – Mapas de tensão máxima principal para o carregamento axial (tecido ósseo cortical e trabeculado)

Para o carregamento oblíquo foi identificada maiores tensões na região de 1º M com diferença significativa em relação aos PMs ($p<0,001$), porém, quando comparado o 1º PM com o 2º PM não foi observado diferença significante ($p=0,844$) (Figura 4). Assim como observado no carregamento axial as próteses cimentadas apresentaram o melhor comportamento biomecânico em comparação com as próteses parafusadas ($p<0,001$). Em uma análise do fator comprimento do implante, identificou-se que os modelos com implantes de 7 mm na região de molar (M3 e M6) apresentaram a maior concentração de tensão, quando comparado com os modelos de comprimento de 8,5 mm ($p=0,003$) e 10 mm ($p=0,014$), porém, não foi verificada diferença entre os

modelos de com implantes de comprimento 8,5 mm com 10 mm na região de molar ($p=0,883$).

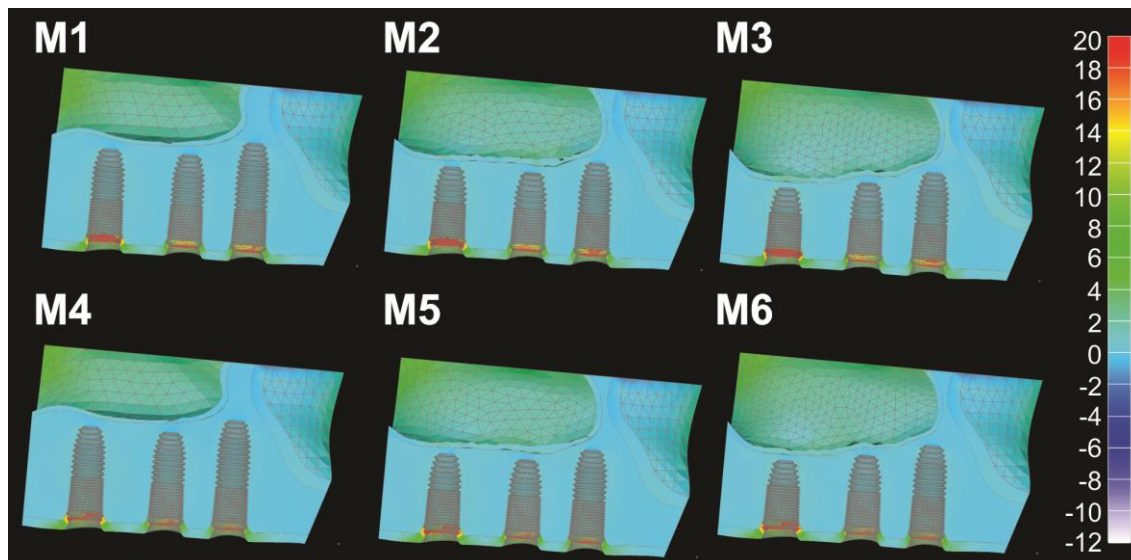


Figura 5 – Mapas de tensão máxima principal para o carregamento oblíquo (tecido ósseo cortical e trabeculado)

3.6 Discussão

Os implantes cone morse atualmente têm demonstrado superioridade sob o ponto de vista biomecânico (Torcato et al. 2015; Almeida et al. 2014), biológico (Goiato et al. 2015), apresentando elevada taxa de sobrevivência, poucas complicações (Mangano et al. 2015), e maior preservação do tecido ósseo (Pozzi et al. 2014), quando comparadas as demais conexões disponíveis.

A primeira hipótese estabelecida por este estudo foi recusada, uma vez que foi observada diferença significativa em relação aos sistemas de retenção das próteses sobre os implantes avaliados. As próteses cimentadas apresentaram melhor comportamento biomecânico em relação às próteses parafusadas, independente do comprimento do implante. Esses resultados corroboram com outros estudos biomecânicos que têm verificado melhor distribuição de tensões na região de implante/componente (Vasconcellos et al. 2014; Silva et al. 2014), e tecido ósseo (Lee et al. 2013; Tonella et al. 2011), o que clinicamente contribui para menor perda óssea marginal verificada por esse tipo de retenção (Lemos et al. 2015).

O alcance da passividade é mais fácil de ser conseguido com a cimentação em comparação ao aparafusamento da prótese, e isso pode contribuir para uma melhor distribuição das tensões (Vasconcellos et al. 2014). Além disso, o cimento utilizado pode compensar a desadaptação da prótese, e atuar como amortecedor do impacto das cargas oclusais, favorecendo a redução das tensões na região de implante/componentes, e consequentemente tecido ósseo (Pietrabissa et al. 2000; Guichet et al. 2000).

Capítulo 2

Outra característica que influência é a diferença do módulo de elasticidade do material utilizado (eg. resina composta) para restaurar o orifício de acesso das próteses parafusadas. Isso pode influenciar um pior comportamento biomecânico no tecido ósseo para as próteses parafusadas (Shadid e Sadaqa, 2012), além de aumentar as chances de fratura do material de revestimento (Nissan et al. 2011).

A sobrecarga observada nas próteses parafusadas pode explicar uma das frequentes falhas ocasionadas, sendo o afrouxamento/fratura do parafuso a principal complicação observada nesses tipos de próteses (Lemos et al. 2015; Silva et al. 2014; Nissan et al. 2011).

A conexão morse é indicada principalmente em casos de próteses unitárias cimentadas (Tonella et al. 2011), o que foi verificado pelos resultados desse estudo, principalmente em situações em que é necessária a utilização de implantes curtos. Muito embora alguns profissionais optem por próteses parafusadas no intuito de garantir a reversibilidade do sistema; porém, esta característica não está presente em casos de próteses fixas sobre dentes, e isso não compromete a aceitação do profissional em relação a essa modalidade de tratamento. Portanto, deve ser indicada a cimentação de próteses, principalmente unitárias sobre implantes cone morse, uma vez que esse sistema apresenta maior estabilidade (Pita et al. 2011), e consequentemente menor incidência de complicações relacionadas ao parafuso de fixação.

Pode ser observado na literatura que diferentes intermediários apresentam influência direta na distribuição das tensões (Hanaoka et al. 2014),

Capítulo 2

porém, nesse estudo foi utilizado o mesmo intermediário tipo UCLA indexado fundido em cobalto-cromo (CoCr) para ambos os sistemas de fixações, com o intuito de evitar a influência de outras variáveis que não sejam os sistemas de retenção. Assim, mesmo com intermediários similares as próteses cimentadas foram superior às próteses parafusadas, no qual as características favoráveis desse sistema não são inerentes ao tipo de intermediário, e sim ao conjunto como um todo.

A segunda hipótese testada foi parcialmente aceita, uma vez que o comprimento dos implantes influenciou na distribuição de tensões para os modelos com implantes curtos (7 mm), principalmente nas próteses parafusadas. Esses resultados corroboram com estudos anteriores (Queiroz et al. 2014; Rossi et al. 2015) que verificaram menores taxas de sucesso em implantes curtos (≤ 7 mm) em comparação com implantes de comprimentos convencionais.

O aumento das tensões em implantes curtos pode ser explicada devido ao aumento da proporção coroa implante, que resulta em uma coroa com uma altura desfavorável em relação ao implante, e isso contribui para o aumento do braço de alavanca, aumentando as chances de complicações sobre implantes/componentes, assim como os valores de perda óssea marginal (Garaicoa-Pazmiño et al. 2014).

Em relação aos implantes posicionados na região de 1º e 2º PM a diferença entre o comprimento dos implantes não foram expressivas, e isso pode ser explicado devido à pouca redução do comprimento do implante, e a fatores como menor mesa oclusal e aplicação de força, pois apresentam 2

Capítulo 2

cúspides, e consequentemente menos pontos de aplicação em comparação com o molar.

O comprimento do implante foi significativo para as próteses parafusadas, uma vez que o modelo com implante curto de 7 mm (M3) apresentou diferença significativa em comparação aos demais modelos. As próteses cimentadas mesmo no modelo com implante curto (M6) apresentaram distribuição de tensões similares aos modelos com implantes convencionais (M4 e M5).

Sendo assim, é indicada a cimentação das próteses unitárias sobre implantes cone morse, principalmente em implantes curtos, uma vez que o rebordo maxilar atrófico está relacionado com maiores taxas de insucessos de implantes (Misch et al. 2006). Assim, essa redução das tensões nas próteses cimentadas sobre implantes curtos pode contribuir para o aumento da longevidade das reabilitações (Ramos Verri et al. 2015).

Uma das limitações deste estudo foi a simulação de coroas unitárias, embora em reabilitação com três elementos é possível a esplintagem desse tipo de próteses principalmente em implantes curtos para compartilhamento das tensões (Pellizzer et al. 2015; Pellizzer et al. 2014), e isso pode ser considerado em futuros estudos. No entanto, vale ressaltar que as próteses unitárias são indicadas em implantes do tipo cone morse, devido à facilidade de acesso na região interproximal para higienização (Lindhe et al, 2008), além de redução das falhas causadas durante o processo laboratorial que pode afetar à passividade, e consequentemente o assentamento da prótese (Hobkirk e Schwab, 1991).

Capítulo 2

Em situações clínicas de três implantes cone morse em região posterior, a condição clínica ideal é utilizar próteses cimentadas. Entretanto, apesar das elevadas tensões de tração encontradas no tecido ósseo em próteses parafusadas com implantes curtos, todos os valores encontrados permaneceram abaixo dos limites fisiológicos de tensões estabelecidos pela literatura (Papavisiliou et al. 1996). Sendo assim, embora apresentem maiores chances de complicações esses tipos de próteses não são contra-indicados para a reabilitação, mas somados a outros fatores de risco pode fazer diferença para a longevidade do tratamento reabilitador.

A análise de elementos finitos tem sido considerada em estudos biomecânicos com o intuito de verificar situações clínicas, ainda não consolidadas por estudos clínicos (Limbert et al. 2010). Esse tipo de análise favorece a compreensão biomecânica individualizada nas estruturas, sendo possível analisar duas estruturas extremamente importantes para a longevidade do tratamento como os implantes/componentes e o tecido ósseo (Ramos Verri et al. 2015; Almeida et al. 2014). Após as análises, em seguida, esses resultados podem ser cuidadosamente extrapolados para a clínica diária (Van Standen et al. 2006), e se possível para complementar novos estudos clínicos que analisem tais fatores.

Entretanto, vale ressaltar que como se trata de uma análise computacional, este estudo apresenta algumas limitações (Santiago Junior et al. 2013), como por exemplo as estruturas analisadas foram consideradas isotrópicas e homogêneas (Ramos Verri et al. 2015). Sendo assim, futuros

Capítulo 2

estudos clínicos randomizados são necessários para complementar os resultados encontrados por este estudo.

3.7 Conclusão

Dentro das limitações do presente estudo é possível concluir que:

- As próteses implantossuportadas cimentadas apresentaram melhor comportamento biomecânico quando comparados as próteses parafusadas.
- Os implantes curtos (7 mm) apresentaram pior comportamento biomecânico, principalmente nas próteses parafusadas.

3.8 Referências

- Al-Hashedi AA, Taiyeb Ali TB, Yunus N. Short dental implants: an emerging concept in implant treatment. *Quintessence Int.* 2014 Jun;45(6):499-514.
- Alvarez-Arenal A, Brizuela-Velasco A, DeLlanos-Lanchares H, Gonzalez-Gonzalez I. Should oral implants be splinted in a mandibular implant-supported fixed complete denture? A 3-dimensional-model finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2014 Sep;112(3):508-14.
- Anusavice KJ, Hojjatie B. Stress distribution in metal-ceramic crowns with a facial porcelain margin. *J Dent Res.* 1987;66(9):1493-8.
- Bilhan H, Kutay O, Arat S, Cekici A, Cehreli MC. Astra Tech, Brånemark, and ITI implants in the rehabilitation of partial edentulism: two-year results. *Implant Dent.* 2010 Oct;19(5):437-46.
- Bonfante EA, Almeida EO, Lorenzoni FC, Coelho PG. Effects of implant diameter and prosthesis retention system on the reliability of single crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015 Jan-Feb;30(1):95-101.
- Chiapasco M, Zaniboni M, Boisco M. Augmentation procedures for the rehabilitation of deficient edentulous ridges with oral implants. *Clin Oral Implants Res.* 2006 Oct;17 Suppl 2:136-59.
- de Vasconcellos DK, Kojima AN, Mesquita AM, Bottino MA, Ozcan M. A microstrain comparison of passively fitting screw-retained and cemented titanium frameworks. *J Prosthet Dent.* 2014 Oct;112(4):834-8.
- Eraslan O, Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures – a finite element analysis. *J Oral Rehab.* 2005;32(4):273-8.
- Esposito M, Felice P, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: augmentation procedures of the maxillary sinus. *Cochrane Database Syst Rev.* 2014 May 13;5:CD008397.
- Esposito M, Pistilli R, Barausse C, Felice P. Three-year results from a randomised controlled trial comparing prostheses supported by 5-mm long implants or by longer implants in augmented bone in posterior atrophic edentulous jaws. *Eur J Oral Implantol.* 2014 Winter;7(4):383-95.

Garaicoa-Pazmiño C, Suárez-López del Amo F, Monje A, Catena A, Ortega-Oller I, Galindo-Moreno P, Wang HL. Influence of crown/implant ratio on marginal bone loss: a systematic review. *J Periodontol*. 2014 Sep;85(9):1214-21.

Goiato MC, dos Santos DM, Santiago JF Jr, Moreno A, Pellizzer EP. Longevity of dental implants in type IV bone: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2014 Sep;43(9):1108-16.

Goiato MC, Pellizzer EP, da Silva EV, Bonatto Lda R, dos Santos DM. Is the internal connection more efficient than external connection in mechanical, biological, and esthetical point of views? A systematic review. *Oral Maxillofac Surg*. 2015 Sep;19(3):229-42.

Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 239-246.

Hanaoka M, Gehrke SA, Mardegan F, Gennari CR, Taschieri S, Del Fabbro M, Corbella S. Influence of implant/abutment connection on stress distribution to implant-surrounding bone: a finite element analysis. *J Prosthodont*. 2014 Oct;23(7):565-71.

Hobkirk JA, Schwab J. Mandibular deformation in subjects with osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6(3):319–28.

Lee JI, Lee Y, Kim NY, Kim YL, Cho HW. A photoelastic stress analysis of screw- and cement-retained implant prostheses with marginal gaps. *Clin Implant Dent Relat Res* 2013;15:735-49.

Lemos CAA, de Souza Batista VE, Almeida DAF, Santiago Júnior JF, Verri FR, Pellizzer EP. Evaluation of cement-retained versus screw-retained implant-supported restorations for marginal bone loss: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*. 2015 Nov 14. pii: S0022-3913(15)00564-8. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.08.026.

Limbert G, van Lierde C, Muraru OL, Walboomers XF, Frank M, Hansson S, Middleton J, Jaecques S. Trabecular bone strains around a dental implant and

associated micromotions--a micro-CT-based three-dimensional finite element study. *J Biomech.* 2010 May 7;43(7):1251-61.

Lindhe J, Meyle J; Group D of European Workshop on Periodontology. Peri-implant diseases: Consensus Report of the Sixth European Workshop on Periodontology. *J Clin Periodontol.* 2008;35(8 Suppl):282–85.

Mangano C, Iaculli F2, Piattelli A2, Mangano F. Fixed restorations supported by Morse-taper connection implants: a retrospective clinical study with 10-20 years of follow-up. *Clin Oral Implants Res.* 2015 Oct;26(10):1229-36.

Nissan J, Narobai D, Gross O, Ghelfan O, Chaushu G. Long-term outcome of cemented versus screw-retained implant-supported partial restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26:1102-7.

Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent.* 1996 Dec;76(6):633-40.

Pellizzer EP, de Mello CC, Santiago Junior JF, de Souza Batista VE, de Faria Almeida DA, Verri FR. Analysis of the biomechanical behavior of short implants: The photo-elasticity method. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2015 Oct 1;55:187-92.

Pellizzer EP, Santiago Junior JF, Villa LMR, Batista VES, Mello CC, Almeida DAF, Honoário HM. Photoelastic stress analysis of splinted and unitary implant-supported prostheses. *Applied Physics B.* 117:235-244.

Pietrabissa R, Gionso L, Quaglini V, Di Martino E, Simion M. An in vitro study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses. *Clin Oral Implants Res* 2000;11:448-57.

Pita MS, Anchieta RB, Barao VA, Garcia IR, Jr., Pedrazzi V, Assuncao WG. Prosthetic platforms in implant dentistry. *J Craniofac Surg* 2011; 22: 2327-2331.

Pozzi A, Agliardi E, Tallarico M, Barlattani A. Clinical and radiological outcomes of two implants with different prosthetic interfaces and neck configurations: randomized, controlled, split-mouth clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014 Feb;16(1):96-106.

Queiroz TP, Aguiar SC, Margonar R, de Souza Faloni AP, Gruber R, Luvizuto ER. Clinical study on survival rate of short implants placed in the posterior mandibular region: resonance frequency analysis. *Clinical Oral Implants Research* 2015;26:1036-42.

Ramos Verri F, Santiago Junior JF, de Faria Almeida DA, de Oliveira GB, de Souza Batista VE, Marques Honório H, Noritomi PY, Pellizzer EP. Biomechanical influence of crown-to-implant ratio on stress distribution over internal hexagon short implant: 3-D finite element analysis with statistical test. *J Biomech*. 2015 Jan 2;48(1):138-45.

Rossi F, Lang NP, Ricci E, Ferraioli L, Marchetti C, Botticelli D. Early loading of 6-mm-short implants with a moderately rough surface supporting single crowns - a prospective 5-year cohort study. *Clinical Oral Implants Research* 2015;26:471-7

Sailer I, Mühlemann S, Zwahlen M, Hämmerle CH, Schneider D. Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. *Clin Oral Implants Res*. 2012 Oct;23 Suppl 6:163-201.

Santiago Junior JF, Pellizzer EP, Verri FR, de Carvalho PS. Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters and veneering materials: a 3-D finite element study. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2013 Dec 1;33(8):4700-14.

Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont*. 1997;10(1):19-27.

Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent*. 2005;93(3):227-34.

Shadid R, Sadaqa N. A comparison between screw- and cement-retained implant prostheses. A literature review. *J Oral Implantol*. 2012;38(3):298-307.

Sherif S, Susarla SM, Hwang JW, Weber HP, Wright RF. Clinician- and patient-reported long-term evaluation of screw- and cement-retained implant

restorations: a 5-year prospective study. Clin Oral Investig. 2011 Dec;15(6):993-9.

Silva GC, Cornacchia TM, de Magalhães CS, Bueno AC, Moreira AN. Biomechanical evaluation of screw- and cement-retained implant-supported prostheses: a nonlinear finite element analysis. J Prosthet Dent. 2014 Dec;112(6):1479-88.

Sotto-Maior BS, Senna PM, da Silva WJ, Rocha EP, Del Bel Cury AA. Influence of crown-to-implant ratio, retention system, restorative material, and occlusal loading on stress concentrations in single short implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2012 May-Jun;27(3):e13-8.

Tonella BP, Pellizzer EP, Ferraco R, Falcon-Antenucci RM, Carvalho PS, Goiato MC. Photoelastic analysis of cemented or screwed implant-supported prostheses with different prosthetic connections. J Oral Implantol 2011;37:401-10.

Torcatto LB, Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Santiago Júnior JF, de Faria Almeida DA. Influence of parafunctional loading and prosthetic connection on stress distribution: A 3D finite element analysis. J Prosthet Dent. 2015 Nov;114(5):644-51.

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

Verri FR, Santiago Júnior JF, Almeida DA, Verri AC, Batista VE, Lemos CAA, Noritomi PY, Pellizzer EP. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Anterior Single Implant-Supported Prostheses with Different Bone Anchorages. Scientific World Journal. 2015;2015:321528. doi: 10.1155/2015/321528.

Anexo A



JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY

The Official Publication for 24 Leading U.S. and International Prosthodontic Organizations

AUTHOR INFORMATION PACK

TABLE OF CONTENTS

•	Description	p.1
•	Impact Factor	p.1
•	Abstracting and Indexing	p.1
•	Editorial Board	p.1
•	Guide for Authors	p.4



ISSN: 0022-3913

Article Types

Articles are classified as one of the following: research/clinical science article, clinical report, technique article, systematic review, or tip from our readers. Required sections for each type of article are listed in the order in which they should be presented.

Research and Education/Clinical Research

The research report should be no longer than 10-12 double-spaced, typed pages and be accompanied by no more than 12 high-quality illustrations. Avoid the use of outline form (numbered and/or bulleted sentences or paragraphs). The text should be written in complete sentences and paragraph form.

Abstract (approximately 400 words): Create a structured abstract with the following subsections: Statement of Problem, Purpose, Material and Methods, Results, and Conclusions. The abstract should contain enough detail to describe the experimental design and variables. Sample size, controls, method of measurement, standardization, examiner reliability, and statistical method used with associated level of significance should be described in the Material and Methods section. Actual values should be provided in the Results section.

Clinical Implications: In 2-4 sentences, describe the impact of the study results on clinical practice.

Introduction: Explain the problem completely and accurately. Summarize relevant literature, and identify any bias in previous studies. Clearly state the objective of the study and the research hypothesis at the end of the Introduction. Please note that, for a thorough review of the literature, most (if not all references) should first be cited in the Introduction and/or Material and Methods section.

Material and Methods: In the initial paragraph, provide an overview of the experiment. Provide complete manufacturing information for all products and instruments used, either in parentheses or in a table. Describe what was measured, how it was measured, and the units of measure. List criteria for quantitative judgment. Describe the experimental design and variables, including defined criteria to control variables, standardization of testing, allocation of specimens/subjects to groups (specify method of randomization), total sample size, controls, calibration of examiners, and reliability of instruments and examiners. State how sample sizes were determined (such as with power analysis). Avoid the use of group numbers to indicate groups. Instead, use codes or abbreviations that will more clearly indicate the characteristics of the groups and will therefore be more meaningful for the reader. Statistical tests and associated significance levels should be described at the end of this section.

Results: Report the results accurately and briefly, in the same order as the testing was described in the Material and Methods section. For extensive listings, present data in tabular or graphic form to help the reader. For a 1-way ANOVA report of, *F* and *P* values in the appropriate location in the text. For all other ANOVAs, per guidelines, provide the ANOVA table(s). Describe

Anexo A

the most significant findings and trends. Text, tables, and figures should not repeat each other. Results noted as significant must be validated by actual data and P values.

Discussion: Discuss the results of the study in relation to the hypothesis and to relevant literature. The Discussion section should begin by stating whether or not the data support rejecting the stated null hypothesis. If the results do not agree with other studies and/or with accepted opinions, state how and why the results differ. Agreement with other studies should also be stated. Identify the limitations of the present study and suggest areas for future research.

Conclusions: Concisely list conclusions that may be drawn from the research; do not simply restate the results. The conclusions must be pertinent to the objectives and justified by the data. In most situations, the conclusions are true for only the population of the experiment. All statements reported as conclusions should be accompanied by statistical analyses.

References: See Reference Guidelines and Sample References page.

Tables: See Table Guidelines.

Illustrations: See Figure Submission and Sample Figures page.

Clinical Report

The clinical report describes the author's methods for meeting a patient treatment challenge. It should be no longer than 4 to 5 double-spaced, pages and be accompanied by no more than 8 high-quality illustrations. In some situations, the Editor may approve the publication of additional figures if they contribute significantly to the manuscript.

Abstract: Provide a short, nonstructured, 1-paragraph abstract that briefly summarizes the problem encountered and treatment administered.

Introduction: Summarize literature relevant to the problem encountered. Include references to standard treatments and protocols. Please note that most, if not all, references should first be cited in the Introduction and/or Clinical Report section.

Clinical Report: Describe the patient, the problem with which he/she presented, and any relevant medical or dental background. Describe the various treatment options and the reasons for selection of the chosen treatment. Fully describe the treatment rendered, the length of the follow-up period, and any improvements noted as a result of treatment. This section should be written in past tense and in paragraph form.

Discussion: Comment on the advantages and disadvantages of the chosen treatment and describe any contraindications for it. If the text will only be repetitive of previous sections, omit the Discussion.

Summary: Briefly summarize the patient treatment.

References: See Reference Guidelines and Sample References page.

Illustrations: See Figure Submission and Sample Figures page.

Dental Technique

The dental technique article presents, in a step-by-step format, a unique procedure helpful to dental professionals. It should be no longer than 4 to 5 double-spaced, typed pages and be accompanied by no more than 8 high-quality illustrations. In some situations, the Editor may approve the publication of additional figures if they contribute significantly to the manuscript.

Abstract: Provide a short, nonstructured, 1-paragraph abstract that briefly summarizes the technique.

Introduction: Summarize relevant literature. Include references to standard methods and protocols. Please note that most, if not all, references should first be cited in the Introduction and/or Technique section.

Technique: In a numbered, step-by-step format, describe each step of the technique. The text should be written in command rather than descriptive form ("Survey the diagnostic cast" rather than "The diagnostic cast is surveyed.") Include citations for the accompanying illustrations.

Discussion: Comment on the advantages and disadvantages of the technique, indicate the situations to which it may be applied, and describe any contraindications for its use. Avoid excessive claims of effectiveness. If the text will only be repetitive of previous sections, omit the Discussion.

Summary: Briefly summarize the technique presented and its chief advantages.

References: See Reference Guidelines and Sample References page

Illustrations: See Figure Submission and Sample Figures page.

Systematic Review

Anexo A

The author is advised to develop a systematic review in the Cochrane style and format. The *Journal* has transitioned away from literature reviews to systematic reviews. For more information on systematic reviews, please see www.cochrane.org. An example of a Journal systematic review: Torabinejad M, Anderson P, Bader J, Brown LJ, Chen LH, Goodacre CJ, Kattadiyil MT, Kutsenko D, Lozada J, Patel R, Petersen F, Puterman I, White SN. Outcomes of root canal treatment and restoration, implant-supported single crowns, fixed partial dentures, and extraction without replacement: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007;98:285-311.

The systematic review consists of:

An Abstract using a structured format (Statement of Problem, Purpose, Material and Methods, Results, Conclusions).

Text of the review consisting of an introduction (background and objective), methods (selection criteria, search methods, data collection and data analysis), results (description of studies, methodological quality, and results of analyses), discussion, authors' conclusions, acknowledgments, and conflicts of interest. References should be peer reviewed and follow JPD format.

Tables and figures, if necessary, showing characteristics of the included studies, specification of the interventions that were compared, the results of the included studies, a log of the studies that were excluded, and additional tables and figures relevant to the review.

Tips From Our Readers

Tips are brief reports on helpful or timesaving procedures. They should be limited to 2 authors, no longer than 250 words, and include no more than 2 high quality illustrations. Describe the procedure in a numbered, step-by-step format; write the text in command rather than descriptive or passive form ("Survey the diagnostic cast" rather than "The diagnostic cast is surveyed").

Contact Information

The Journal of Prosthetic Dentistry

Editorial Office

Augusta University

College of Dental Medicine

1120 15th St., GC3094

Augusta, GA 30912-1255

Phone: (706) 721-4558

E-mail: JPD@gru.edu

Website: <http://www.prosdent.org>

Online submission: <http://www.ees.elsevier.com/jpd/>



Before You Begin

Submission Guidelines

Thank you for your interest in writing an article for *The Journal of Prosthetic Dentistry*. In publishing, as in dentistry, precise procedures are essential. Your attention to and compliance with the following policies will help ensure the timely processing of your submission.

Length of Manuscripts

Manuscript length depends on manuscript type. In general, research and clinical science articles should not exceed 10 to 12 double-spaced, typed pages (excluding references, legends, and tables). Clinical Reports and Technique articles should not exceed 4 to 5 pages, and Tips articles should not exceed 1 to 2 pages. The length of systematic reviews varies.

Number of Authors

The number of authors is limited to 4; the inclusion of more than 4 *must be justified* in the letter of submission. (Each author's contribution must be listed.) Otherwise, contributing authors in excess of 4 will be listed in the Acknowledgments. There can only be one corresponding author.

General Formatting

All submissions must be submitted via the EES system in Microsoft Word with an 8.5×11 inch page size. The following specifications should also be followed:

- Times Roman, 12 pt
- Double-spaced
- Left-justified
- No space between paragraphs

Anexo A

- 1-inch margins on all sides
- Half-inch paragraph indents
- Headers/Footers should be clear of page numbers or other information
- Headings are upper case bold, and subheads are upper/lower case bold. No italics are used.
- References should not be automatically numbered. Endnote or other reference-generating programs should be turned off.
- Set the Language feature in MS Word to English (US). Also change the language to English (US) in the style named Balloon Text.

Ethics in publishing

For information on Ethics in publishing and Ethical guidelines for journal publication see <http://www.elsevier.com/publishingethics> and <http://www.elsevier.com/journal-authors/ethics>.

Conflict of interest

All authors must disclose any financial and personal relationships with other people or organizations 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. If there are no conflicts of interest then please state this: 'Conflicts of interest: none'. See also <http://www.elsevier.com/conflictsofinterest>. Further information and an example of a Conflict of Interest form can be found at: http://service.elsevier.com/app/answers/detail/a_id/286/supporthub/publishing.

Submission declaration

Submission of an article implies that the work described has not been published previously (except in the form of an abstract or as part of a published lecture or academic thesis or as an electronic preprint, see <http://www.elsevier.com/sharingpolicy>), that it is not under consideration for publication elsewhere, that its publication is approved by all authors and tacitly or explicitly by the responsible authorities where the work was carried out, and that, if accepted, it will not be published elsewhere including electronically in the same form, in English or in any other language, without the written consent of the copyright-holder.

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.

Copyright

Upon acceptance of an article, authors will be asked to complete a 'Journal Publishing Agreement' (for more information on this and copyright, see <http://www.elsevier.com/copyright>). An e-mail will be sent to the corresponding author confirming receipt of the manuscript together with a 'Journal Publishing Agreement' form or a link to the online version of this agreement.

Subscribers may reproduce tables of contents or prepare lists of articles including abstracts for internal circulation within their institutions. Permission of the Publisher is required for resale or distribution outside the institution and for all other derivative works, including compilations and translations (please consult <http://www.elsevier.com/permissions>). If excerpts from other

Anexo A

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: please consult <http://www.elsevier.com/permissions>.

For open access articles: Upon acceptance of an article, authors will be asked to complete an 'Exclusive License Agreement' (for more information see <http://www.elsevier.com/OAauthoragreement>). Permitted third party reuse of open access articles is determined by the author's choice of user license (see <http://www.elsevier.com/openaccesslicenses>).

Author rights

As an author you (or your employer or institution) have certain rights to reuse your work. For more information see <http://www.elsevier.com/copyright>.

Role of the funding source

You are requested to identify who provided financial support for the conduct of the research and/or preparation of the article and to briefly describe the role of the sponsor(s), if any, in study design; in the collection, analysis and interpretation of data; in the writing of the report; and in the decision to submit the article for publication. If the funding source(s) had no such involvement then this should be stated.

Funding body agreements and policies

Elsevier has established a number of agreements with funding bodies which allow authors to comply with their funder's open access policies. Some authors may also be reimbursed for associated publication fees. To learn more about existing agreements please visit <http://www.elsevier.com/fundingbodies>.

Green open access

Authors can share their research in a variety of different ways and Elsevier has a number of green open access options available. We recommend authors see our green open access page for further information (<http://elsevier.com/greenopenaccess>). Authors can also self-archive their manuscripts immediately and enable public access from their institution's repository after an embargo period. This is the version that has been accepted for publication and which typically includes author-incorporated changes suggested during submission, peer review and in editor-author communications. Embargo period: For subscription articles, an appropriate amount of time is needed for journals to deliver value to subscribing customers before an article becomes freely available to the public. This is the embargo period and it begins from the date the article is formally published online in its final and fully citable form.

Language (usage and editing services)

Please write your text in good American English. Authors who feel their English language manuscript may require editing to eliminate possible grammatical or spelling errors and to conform to correct scientific English may wish to use the English Language Editing service available from Elsevier's WebShop <http://webshop.elsevier.com/languageediting/> or visit our customer support site <http://support.elsevier.com> for more information.

Informed consent and patient details

Studies on patients or volunteers require ethics committee approval and informed consent, which should be documented in the paper. Appropriate consents, permissions and releases must be obtained where an author wishes to include case details or other personal information or images of patients and any other individuals in an Elsevier publication. Written consents must be retained by the author and copies of the consents or evidence that such consents have been obtained must be provided to Elsevier on request. For more information, please review the *Elsevier Policy on the Use of Images or Personal Information of Patients or other Individuals*, <http://www.elsevier.com/patient-consent-policy>. Unless you have written permission from the patient (or, where applicable, the next of kin), the personal details of any patient included in any part of the article and in any supplementary materials (including all illustrations and videos) must be removed before submission.

Submission

Our online submission system guides you stepwise through the process of entering your article details and uploading your files. The system converts your article files to a single PDF file used in the peer-review process. Editable files (e.g., Word, LaTeX) are required to typeset your article

for final publication. All correspondence, including notification of the Editor's decision and requests for revision, is sent by e-mail.

Submit your article

Please submit your article via <http://www.ees.elsevier.com/jpd/>.



Preparation

Use of word processing software

It is important that the file be saved in the native format of the MS Word program. The text should be in single-column format. Keep the layout of the text as simple as possible. Most formatting codes will be removed and replaced on processing the article. In particular, do not use the word processor's options to justify text or to hyphenate words. However, do use bold face, italics, subscripts, superscripts etc. When preparing tables, if you are using a table grid, use only one grid for each individual table and not a grid for each row. If no grid is used, use tabs, not spaces, to align columns. The electronic text should be prepared in a way very similar to that of conventional manuscripts (see also the Guide to Publishing with Elsevier: <http://www.elsevier.com/guidepublication>). Note that source files of figures, tables and text graphics will be required whether or not you embed your figures in the text. See also the section on Electronic artwork.

To avoid unnecessary errors you are strongly advised to use the 'spell-check' and 'grammar-check' functions of your word processor.

Embedded math equations

If you are submitting an article prepared with Microsoft Word containing embedded math equations then please read this related support information (http://support.elsevier.com/app/answers/detail/a_id/302/).

Essential title page information

- *Title.* Concise and informative. Titles are often used in information-retrieval systems. Avoid abbreviations and formulae. Trade names should not be used in the title.
- *Author names and affiliations.* Author's names should be complete first and last names. Where the family name may be ambiguous (e.g., a double name), please indicate this clearly. Present the authors' current title and affiliation, including the city and state/country of that affiliation. If it is private practice, indicate the city and state/country of the practice. Indicate all affiliations with a lower-case superscript letter immediately after the author's name and in front of the appropriate affiliation.
- *Corresponding author.* Clearly indicate who will handle correspondence at all stages of refereeing and publication, also post-publication. Ensure that phone numbers (with country and area code) are provided in addition to the e-mail address and the complete postal address. Contact details must be kept up to date by the corresponding author.

Title page format

- *Title:* Capitalize only the first letter of the first word. Do not use any special formatting. Abbreviations or trade names should not be used. Trade names should not be used in the title.
- *Authors:* Directly under the title, type the names and academic degrees of the authors.
- *Under the authors' names,* provide the title, department and institutional names, city/state and country (unless in the U.S.) of each author. If necessary, provide the English translation of the institution. If the author is in private practice, indicate where with city/state/country. Link names and affiliations with a superscript letter (a,b,c,d).
- *Presentation/support information and titles:* If research was presented before an organized group, indicate name of the organization and location and date of the meeting. If work was supported by a grant or any other kind of funding, supply the name of the supporting organization and the grant number.
- *Corresponding author:* List the mailing address, business telephone, and e-mail address of the author who will receive correspondence.
- *Acknowledgments:* Indicate special thanks to persons or organizations involved with the manuscript.

Anexo A

- See Sample Title page.

Units

Follow internationally accepted rules and conventions: use the international system of units (SI). If other units are mentioned, please give their equivalent in SI.

Math formulae

Please submit math equations as editable text and not as images. Present simple formulae in line with normal text where possible and use the solidus (/) instead of a horizontal line for small fractional terms, e.g., X/Y. In principle, variables are to be presented in italics. Powers of e are often more conveniently denoted by exp. Number consecutively any equations that have to be displayed separately from the text (if referred to explicitly in the text).

Embedded math equations

If you are submitting an article prepared with Microsoft Word containing embedded math equations then please read this related support information (http://support.elsevier.com/app/answers/detail/a_id/302/).

Artwork

Figure Submission

JPD takes pride in publishing only the highest quality figures in its journal. All incoming figures must pass a thorough examination in Photoshop before the review process can begin. With more than 1,000 manuscripts submitted yearly, the manuscripts with few to no submission errors move through the system quickly. Figures that do not meet the guidelines will be sent back to the author for correction and moved to the bottom of the queue, creating a delay in the publishing process.

File Format

All figures should be submitted as TIF files or JPEG files only.

Image File Specifications

Figure dimensions must be 5.75 × 3.85 inches.

Figures should be size-matched (the same physical size) unless the image type prohibits size matching to other figures within the manuscript, as in the case of panoramic or periapical radiographs, SEM images, or graphs and screen shots. Do not “label” the faces of the figures with letters or numbers to indicate the order in which the figures should appear; such labels will be inserted during the publication process. Do not add wide borders to increase size.

Resolution

The figures should be of professional quality and high resolution. The following are resolution requirements:

- Color and black-and-white photographs should be created and saved at 300 dots per inch (dpi).
- Note: A 5.75 × 3.85-inch image at a resolution of 300 dpi will be approximately 6 megabytes. A figure of less than 300 dpi must not be increased artificially to 300 dpi; the resulting quality and resolution will be poor.
- Line art or combination artwork (an illustration containing both line art and photograph) should be created and saved at a minimum of 600dpi.
- Clarity, contrast, and quality should be uniform among the parts of a multipart figure and among all of the figures within a manuscript.
- A uniform background of nontextured, medium blue should be provided for color figures when possible.

Text within Images

If text is to appear within the figure, labeled and unlabeled versions of the figures must be provided. Text appearing within the labeled versions of the figures should be in **Arial font and a minimum of 10 pt**. The text should be sized for readability if the figure is reduced for production in the Journal. Lettering should be in proportion to the drawing, graph, or photograph. A consistent font size should be used throughout each figure, and for all figures,

Anexo A

Please note: Titles and captions should not appear within the figure file, but should be provided in the manuscript text (see Figure Legends).

If a key to an illustration requires artwork (screen lines, dots, unusual symbols), the key should be incorporated into the drawing instead of included in the typed legend. All symbols should be done professionally, be visible against the background, and be of legible proportion should the illustration be reduced for publication.

All microscopic photographs must have a measurement bar and unit of measurement on the image.

Color Figures

Generally, a maximum of 8 figures will be accepted for clinical report and dental technique articles, and 2 figures will be accepted for tips from our reader articles. However, the Editor may approve the publication of additional figures if they contribute significantly to the manuscript.

Clinical figures should be color balanced. Color images should be in CMYK (Cyan/Magenta/Yellow/Black) color format as opposed to RGB (Red/Green/Blue) color format.

Graphs/Screen Captures

Graphs should be numbered as figures, and the fill for bar graphs should be distinctive and solid; no shading or patterns. Thick, solid lines should be used and bold, solid lettering. Arial font is preferred. Place lettering on white background is preferred to reverse type (white lettering on a dark background). Line drawing should be a minimum of 600 dpi. Screen Captures should be a minimum of 300 dpi and as close to 5.75" and 3.85" as possible.

Composites

Composites are multiple images within one Figure file and, as a rule, are not accepted. They will be sent back to the author to replace them with each image sent separately as, Fig. 1A, Fig. 1B, Fig. 1C, etc. Each figure part must meet JPD Guidelines. (Some composite figures are more effective when submitted as one file. These files will be reviewed per case.) Contact the editorial office for more information about specific composites.

Figure Legends

The figure legends should appear within the text of the manuscript on a separate page after Tables and should appear under the heading FIGURES. Journal style requires that the articles ('a', 'an', and 'the') are omitted from the figure legends. If an illustration is taken from previously published material, the legend must give full credit to the source (see Permissions).

File Naming

Each figure file must be numbered according to its position in the text (Figure 1, Figure 2, and so on) with Arabic numerals. The electronic image files must be named so that the figure number and format can be easily identified. For example, a Figure 1 in TIFF format should be named fig. 1.tif. Multipart figures must be clearly identifiable by the file names: Fig. 1A, Fig. 1B, Fig. 1C, Fig. 1-unlabeled, Fig. 1-labeled, etc.

Callouts

In the article, clearly reference each Figure and Table by including its number in parentheses at the end of the appropriate sentence before closing punctuation. For example: "The sutures were removed after 3 weeks (Fig. 4)." Or: "...are illustrated in Table 4.

The *Journal* reserves the right to standardize the format of graphs and tables. Authors are obligated to disclose whether illustrations have been modified in any way.

Thumbnails

Place thumbnails (reduced size versions) of your figures in Figures section below each appropriate legend.

Thumbnails refers to placing a small (compressed file) copy of your figure into the FIGURES

section of the manuscript after each appropriate legend. No smaller than 2" × 1.5" and approximately 72dpi. The goal is to give the editors/reviewers something to review but we want to keep the dimensions and the file size small for easy access. These small images are called thumbnails.

Figures Quick Checklist

- All files are saved as TIFFs or JPEGs (only).
- Figure size: 5.75" × 3.85" (radiographs, SEMS, and screen captures may vary but they must all be size-matched).
- Figures are 300 dpi; line or combo line/photo illustrations are minimum 600 dpi.
- For text in figures use Ariel font.
- Label the Figure files according to their sequence in the text.
- Provide figure legends in the manuscript Figure section.
- Place thumbnails (small versions of figure files approx. 2" × 1.5") in Figure section below each legend.
- Submit composite figure parts as separate files.

A detailed guide to electronic artwork is available on our website: You are urged to visit this site; some excerpts from the detailed information about figure preparation are given here. <http://www.elsevier.com/artworkinstructions>.

Please make sure that artwork files are TIFFs and with the correct resolution. If, together with your accepted article, you submit usable color figures then Elsevier will ensure, at no additional charge, that these figures will appear in color online (e.g., ScienceDirect and other sites) in addition to color reproduction in print. For further information on the preparation of electronic artwork, please see <http://www.elsevier.com/artworkinstructions>.

Illustration services

Elsevier's WebShop (<http://webshop.elsevier.com/illustrationservices>) offers Illustration Services to authors preparing to submit a manuscript but concerned about the quality of the images accompanying their article. Elsevier's expert illustrators can produce scientific, technical, and medical-style images, as well as a full range of charts, tables, and graphs. Image 'polishing' is also available, where our illustrators take your image(s) and improve them to a professional standard. Please visit the website to find out more.

Electronic Artwork

General points

- Make sure you use uniform lettering and sizing.
- Embed the used fonts if the application provides that option.
- Use the font Ariel or Helvetica in your illustrations.
- Number the illustration files according to their sequence in the text.
- Use a logical naming convention for your artwork files.
- Provide figure legends in the Figure section.
- Size the illustrations close to the desired dimensions of the published version.
- Submit each illustration as a separate file.

A detailed guide on electronic artwork is available on our website: <http://www.elsevier.com/artworkinstructions>. **You are urged to visit this site; some excerpts from the detailed information are given here.**

Formats

If your electronic artwork is created in a Microsoft Office application (Word, PowerPoint, Excel) then please supply 'as is' in the native document format.

Regardless of the application used other than Microsoft Office, when your electronic artwork is finalized, please 'Save as' or convert the images to one of the following formats (note the resolution requirements for line drawings, halftones, and line/halftone combinations given

Anexo A

below):

TIFF (or JPEG): Color or grayscale photographs (halftones), keep to a minimum of 300 dpi.

TIFF (or JPEG): Bitmapped (pure black & white pixels) line drawings, keep to a minimum of 600 dpi.

TIFF (or JPEG): Combinations bitmapped line/half-tone (color or grayscale), keep to a minimum of 600 dpi.

Please do not:

- Supply files that are optimized for screen use (e.g., GIF, PNG, PICT, WPG); these typically have a low number of pixels and limited set of colors;
- Supply files that are too low in resolution? or smaller than 5.75 × 3.85-inch.;
- Submit graphics that are disproportionately large for the content.

Color artwork

Please make sure that artwork files are in an acceptable format (TIFF or JPEG) and with the correct size and resolution. If, together with your accepted article, you submit usable color figures then Elsevier will ensure, at no additional charge, that these figures will appear in color online (e.g., ScienceDirect and other sites) in addition to color reproduction in print. For further information on the preparation of electronic artwork, please see <http://www.elsevier.com/artworkinstructions>.

Illustration services

Elsevier's WebShop (<http://webshop.elsevier.com/illustrationservices>) offers Illustration Services to authors preparing to submit a manuscript but concerned about the quality of the images accompanying their article. Elsevier's expert illustrators can produce scientific, technical and medical-style images, as well as a full range of charts, tables and graphs. Image 'polishing' is also available, where our illustrators take your image(s) and improve them to a professional standard. Please visit the website to find out more.

Figure captions

Ensure that each illustration has a caption. Supply captions separately, not attached to the figure. A caption should comprise a brief title (**not** on the figure itself) and a description of the illustration. Keep text in the illustrations themselves to a minimum but explain all symbols and abbreviations used. See Sample Figures page.

Tables

- Tables should be self-explanatory and should supplement, not duplicate the text.
- Provide all tables at the end of the manuscript after the reference list and before the Figures. There should be only one table per page. Omit internal horizontal and vertical rules (lines). Omit any shading or color.
- Do not list tables in parts (Table 1a, 1b, etc.). Each should have its own number. Number the tables in the order in which they are mentioned in the text (Table 1., Table 2, etc).
- Supply a concise legend that describes the content of the table. Create descriptive column and row headings. Within columns, align data such that decimal points may be traced in a straight line. Use decimal points (periods), not commas, to mark places past the integer (eg, 3.5 rather than 3,5).
- In a line beneath the table, define any abbreviations used in the table.
- If a table (or any data within it) was published previously, give full credit to the original source in a footnote to the table. If necessary, obtain permission to reprint from the author/publisher.
- The tables should be submitted in Microsoft Word. If a table has been prepared in Excel, it should be imported into the manuscript.

References

Citation in text

Please ensure that every reference cited in the text is also present in the reference list (and vice versa). Any references cited in the abstract must be given in full. Unpublished results and personal communications are not permitted in the reference list, but may be mentioned in the text. Citation of a reference as 'in press' implies that the item has been accepted for publication.

Reference links

Increased discoverability of research and high quality peer review are ensured by online links to the sources cited. In order to allow us to create links to abstracting and indexing services, such

Anexo A

as Scopus, CrossRef and PubMed, please ensure that data provided in the references are correct. Please note that incorrect surnames, journal/book titles, publication year and pagination may prevent link creation. When copying references, please be careful as they may already contain errors. Use of the DOI is encouraged.

Acceptable references and their placement

- Most, if not all, references should first be cited in the Introduction and/or Material and Methods section. Only those references that have been previously cited or that relate directly to the outcomes of the present study may be cited in the Discussion.
- Only peer-reviewed, published material may be cited as a reference. Manuscripts in preparation, manuscripts submitted for consideration, and unpublished theses are not acceptable references.
- Abstracts are considered unpublished observations and are not allowed as references unless follow-up studies were completed and published in peer-reviewed journals.
- References to foreign language publications should be kept to a minimum (no more than 3). **They are permitted only when the original article has been translated into English.** The translated title should be cited and the original language noted in brackets at the end of the citation.
- Textbook references should be kept to a minimum, as textbooks often reflect the opinions of their authors and/or editors. The most recent editions of textbooks should be used. Evidence-based journal citations are preferred.

Reference formatting

- References must be identified in the body of the article with superscript Arabic numerals. At the end of a sentence, the reference number falls *after* the period.
- The complete reference list, double-spaced and in numerical order, should follow the Conclusions section but start on a separate page. Only references cited in the text should appear in the reference list.
- Reference formatting should conform to **Vancouver style** as set forth in "Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals" (Ann Intern Med 1997;126:36-47).
- References should be manually numbered.
- List up to six authors. If there are seven or more, after the sixth author's name, add et al.
- Abbreviate journal names per the **Cumulative Index Medicus**. A complete list of standard abbreviations is available through the PubMed website: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/nlmcatalog/journals>.
- Format for journal articles: Supply the last names and initials of all authors; the title of the article; the journal name; and the year, volume, and page numbers of publication. Do not use italics, bold, or underlining for any part of the reference. Put a period after the initials of the last author, after the article title, and at the end of the reference. Put a semicolon after the year of publication and a colon after the volume. *Issue numbers are not used in Vancouver style.*
Ex: Jones ER, Smith IM, Doe JQ. Uses of acrylic resin. J Prosthet Dent 1985;53:120-9.
- Book References: The most current edition must be cited. Supply the names and initials of all authors/editors, the title of the book, the city of publication, the publisher, the year of publication, and the inclusive page numbers consulted. Do not use italics, bold, or underlining for any part of the reference.
Ex: Zarb GA, Carlsson GE, Bolender CL. Boucher's prosthodontic treatment for edentulous patients. 11th ed. St. Louis: Mosby; 1997. p. 112-23.

References should not be submitted in Endnote or other reference-generating software. Endnote formatting cannot be edited by the Editorial Office or reviewers, and must be suppressed or removed from the manuscript prior to submission. Nor should references be automatically numbered. Please number manually.

See Sample Manuscript.

Approved Abbreviations for Journals

Because the *Journal of Prosthetic Dentistry* is published not only in print but also online, authors must use the standard PubMed abbreviations for journal titles. If alternate or no abbreviations are used, the references will not be linked in the online publication. A complete

Anexo A

list of standard abbreviations is available through the PubMed website: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/nlmcatalog/journals>.

Video

data

Elsevier accepts video material and animation sequences to support and enhance your scientific research. Authors who have video or animation files that they wish to submit with their article are strongly encouraged to include links to these within the body of the article. This can be done in the same way as a figure or table by referring to the video or animation content and noting in the body text where it should be placed. All submitted files should be properly labeled so that they directly relate to the video file's content. In order to ensure that your video or animation material is directly usable, please provide the files in one of our recommended file formats with a preferred maximum size of 150 MB. Video and animation files supplied will be published online in the electronic version of your article in Elsevier Web products, including ScienceDirect: <http://www.sciencedirect.com>. Please supply 'stills' with your files: you can choose any frame from the video or animation or make a separate image. These will be used instead of standard icons and will personalize the link to your video data. For more detailed instructions please visit our video instruction pages at <http://www.elsevier.com/artworkinstructions>. Note: since video and animation cannot be embedded in the print version of the journal, please provide text for both the electronic and the print version for the portions of the article that refer to this content.

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 e-mail to create an AudioSlides presentation after acceptance of their paper.

Supplementary

material

Supplementary material can support and enhance your scientific research. Supplementary files offer the author additional possibilities to publish supporting applications, high-resolution images, background datasets, sound clips and more. Please note that such items are published online exactly as they are submitted; there is no typesetting involved (supplementary data supplied as an Excel file or as a PowerPoint slide will appear as such online). Please submit the material together with the article and supply a concise and descriptive caption for each file. If you wish to make any changes to supplementary data during any stage of the process, then please make sure to provide an updated file, and do not annotate any corrections on a previous version. Please also make sure to switch off the 'Track Changes' option in any Microsoft Office files as these will appear in the published supplementary file(s). For more detailed instructions please visit our artwork instruction pages at <http://www.elsevier.com/artworkinstructions>.

Submission

Checklist

The following list will be useful during the final checking of an article before sending it to the journal for review. Please consult this Guide for Authors for further details of any item. **Ensure the following items are present:**

One author has been designated as the corresponding author with contact details:

- Email address
- Full postal address
- Phone number

All necessary files have been uploaded, and contain the following:

- All figure thumbnails and legends
- All tables (including title, description, footnotes)
- Justification letter for more than 4 authors

- Patient photo permission
- IRB statements

Further considerations:

- Manuscript has been 'spell-checked' and 'grammar-checked'
- References are in the correct format for this journal
- All references mentioned in the Reference list are cited in the text, and vice versa
- There are call-outs for each figure in the text
- Permission has been obtained for the use of copyrighted material from other sources (including the Web)

For any further information please visit our customer support site at <http://support.elsevier.com>.



After Acceptance

Use of the Digital Object Identifier

The Digital Object Identifier (DOI) may be used to cite and link to electronic documents. The DOI consists of a unique alpha-numeric character string which is assigned to a document by the publisher upon the initial electronic publication. The assigned DOI never changes. Therefore, it is an ideal medium for citing a document, particularly 'Articles in press' because they have not yet received their full bibliographic information. Example of a correctly given DOI (in URL format; here an article in the journal *Physics Letters B*): <http://dx.doi.org/10.1016/j.physletb.2010.09.059>

When you use a DOI to create links to documents on the web, the DOIs are guaranteed never to change.

Proofs

One set of page proofs (as PDF files) will be sent by e-mail to the corresponding author or, a link will be provided in the e-mail so that authors can download the files themselves. Elsevier now provides authors with PDF proofs which can be annotated; for this you will need to download Adobe Reader version 7 (or higher) available free from <http://get.adobe.com/reader>. Instructions on how to annotate PDF files will accompany the proofs (also given online). The exact system requirements are given at the Adobe site: <http://www.adobe.com/products/reader/tech-specs.html>.

If you do not wish to use the PDF annotations function, you may list the corrections (including replies to the Query Form) and return them 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 – please let us have all your corrections within 48 hours. It is important to ensure that all 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.

Online proof correction

Corresponding authors will receive an e-mail with a link to our online proofing system, allowing annotation and correction of proofs online. The environment is similar to MS Word: in addition to editing text, you can also comment on figures/tables and answer questions from the Copy Editor. Web-based proofing provides a faster and less error-prone process by allowing you to directly type your corrections, eliminating the potential introduction of errors. If preferred, you can still choose to annotate and upload your edits on the PDF version. All instructions for proofing will be given in the e-mail we send to authors, including alternative methods to the online version and PDF. We will do everything possible to get your article published quickly and accurately. Please use

Anexo A

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. It is important to ensure that all 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.

Offprints

The corresponding author, at no cost, will be provided with a personalized link providing 50 days free access to the final published version of the article on ScienceDirect. This link can also be used for sharing via email and social networks. For an extra charge, paper offprints can be ordered via the offprint order form which is sent once the article is accepted for publication. Both corresponding and co-authors may order offprints at any time via Elsevier's WebShop (<http://webshop.elsevier.com/myarticleservices/offprints>). Authors requiring printed copies of multiple articles may use Elsevier WebShop's 'Create Your Own Book' service to collate multiple articles within a single cover (<http://webshop.elsevier.com/myarticleservices/booklets>).

Permissions

- All quoted material must be clearly marked with quotation marks and a reference number. If more than 5 lines are quoted, a letter of permission must be obtained from the author and publisher of the quoted material.
- All manuscripts are submitted to software to identify similarities between the submitted manuscript and previously published work.
- If quotations are more than 1 paragraph in length, open quotation marks at the beginning of each paragraph and close quotation mark at the end of the final paragraph only. Type all quoted material exactly as it appears in the original source, with no changes in spelling or punctuation. Indicate material omitted from a quotation with ellipses (3 dots) for material omitted from within a sentence, 4 dots for material omitted after the end of a sentence).
- If any submitted photographs include the eyes of a patient, the patient must sign a consent form authorizing use of his/her photo in the Journal. If such permission is not obtained, the eyes will be blocked with black bars at publication.
- Illustrations that are reprinted or borrowed from other published articles/books cannot be used without the permission of the original author and publisher. The manuscript author must secure this permission and submit it for review. In the illustration legend, provide the full citation for the original source in parentheses.

Interest in Commercial Companies and/or Products

- Authors may not directly or indirectly advertise equipment, instruments, or products in which they have a personal investment.
- Statements and opinions expressed in the manuscripts are those of the authors and not necessarily those of the editors or publisher. The editors and publisher disclaim any responsibility or liability for such material. Neither the editors nor the publisher guarantee, warrant, or endorse any product or service advertised in the Journal; neither the editors nor the publisher guarantee any claim made by the manufacturer of said product or service.
- Authors must disclose any financial interest they may have in products mentioned in an article. This disclosure should be typed after the Conclusions section.

Writing Guidelines

General Policies and Suggestions

- Authors whose native language is not English should obtain the assistance of an expert in English and scientific writing before submitting their manuscripts. Manuscripts that do not meet basic language standards will be returned before review.
- The Journal does not use first person (I, we, us, our, etc.). "We conducted the study" can be changed easily to "The study was conducted."
- Avoid the use of subjective terms such as "extremely", "innovative" etc.

Anexo A

- The JPD uses the serial comma which is the comma that precedes the conjunction before the final item in a list of three or more items: The tooth was prepared with a diamond rotary instrument, carbide bur, and carbide finishing bur.
- We prefer the nonpossessive form for eponyms: the Tukey HSD test rather than Tukey's HSD test, Down syndrome rather than Down's syndrome and so on.
- Describe experimental procedures, treatments, and results in passive tense. All else should be written in an active voice.
- Describe teeth by name (eg, maxillary right first molar), not number.
- Hyphens are not used for common suffixes and prefixes, unless their use is critical to understanding the word. Some prefixes with which we do not use hyphens include: pre-, non-, anti-, multi-, auto-, inter-, intra-, peri-.
- Eliminate the use of i.e. and e.g. as they are not consistent with Journal style.
- Spell out seconds, minutes, hours, etc.
- Only use abbreviations in the Tables.
- Avoid the repeated use of Product names in the manuscript. Please initially identify all the products used in the experiment and subsequently refer to them by generic terms.
- It is generally better to paraphrase information from a published source than to use direct quotations. Paraphrasing saves space. The exception is a direct quotation that is unusually pointed and concise.
- When long terms with standard abbreviations (as in TMJ for *temporomandibular joint*) are used frequently, spell out the full term upon first use and provide the abbreviation in parentheses. Use only the abbreviation thereafter. Even very common acronyms should still be defined at first mention.
- We do not italicize foreign words such as "in vivo", "in vitro."
- Abbreviate units of measurement without a period in the text and tables (9 mm). Insert a nonbreaking space between all numbers and their units (100 mm, 25 MPa) except before % and °C. There should never be a hyphen between the number and the abbreviation or symbol except when in adjectival form (100-mm span).
- Spell out "degrees" for angles. Use the degree symbol only for temperature.
- Contractions such as don't, it's, wouldn't, etc are not used in scientific writing.
- Avoid using the words ""respectively"" or ""former/latter."" Both force the reader to stop and backtrack.
- For the common statistical outcomes P, α , β omit the zero before the decimal point as these cannot be greater than 1.
- Proprietary names function as adjectives. Nouns must be supplied after their use, as in *Vaseline petroleum jelly*. Wherever possible, use only the generic term.
- Do not use trademark symbols as they are not consistent with Journal style.

Some Elements of Effective Style

- Short words. Short words are preferable to long ones if shorter word is equally precise.
- Familiar words. Readers want information that they can grasp easily and quickly. Simple, familiar words provide clarity and impact.
- Specific rather than general words. Specific terms pinpoint meaning and create word pictures; general terms may be fuzzy and open to varied interpretations.
- Brisk opening. Plunge into your subject in the first paragraph of the article.
- Limited use of modifying words and phrases. Check your adjectives, adverbs, and prepositional phrases. If they are not needed, strike them out.
- No unnecessary repetition. An idea may be repeated for emphasis—so long as that repetition is effective.
- Short sentence length. Twenty words or less is recommended. Rambling sentences cluttered with subordinate clauses and other modifiers are hard to read and may cause readers to lose their train of thought. Short sentences should, however, be balanced with somewhat longer ones to avoid monotony.
- Paragraphs. Break up long sections into paragraphs but avoid the use of single sentence paragraphs.
- Restraint. Writers who use flamboyant words or overstate their proposition or conclusions discredit themselves. Facts speak for themselves.

Anexo A

- Clearly stated conclusions. Don't hedge. If you don't know something, say so.

Objectionable

The following are selected objectionable terms and their proper substitutes. For a complete list of approved prosthodontic terminology, consult the eighth edition of the *Glossary of Prosthodontic Terms* (J Prosthet Dent 2005;94:10-92).

Or visit JPD <http://www.prosdent.org> and click on Collections/Glossary of Prosthodontic Terms.

- Alginate *use* Irreversible hydrocolloid
- Bite *use* Occlusion
- Bridge *use* Partial fixed dental prosthesis
- Case *use* Patient, situation, or treatment as appropriate
- Cure *use* Polymerize
- Final *use* Definitive
- Freeway space *use* Interocclusal distance
- Full denture *use* Complete denture
- Lower (teeth, arch) *use* Mandibular
- Model *use* Cast
- Modeling compound *use* Modeling plastic impression compound
- Muscle trimming *use* Border molding
- Overbite, overjet *use* Vertical overlap, horizontal overlap
- Periphery *use* Border
- Post dam, postpalatal seal *use* Posterior palatal seal
- Prematurity *use* Interceptive occlusal contact
- Saddle *use* Denture base
- Study model *use* Diagnostic cast
- Take impressions, photographs, radiographs *use* Make
- Upper (teeth, arch) *use* Maxillary
- X-ray, roentgenogram *use* Radiograph

In addition, *specimen* should be used rather than *sample* when referring to an example regarded as typical of its class.

Additional Terminology Guidelines

Acrylic

An adjective form that requires a noun, as in acrylic resin.

Affect, effect

Affect is a verb; effect is a noun.

African American

Spelled thus and preferred over Negro and black in both adjective (African American patients) and noun (... of whom 20% were African Americans) forms.

Average, mean, median

Mean and average are synonyms. Median refers to the midpoint in a range of items; the midpoint has many items above as below it.

Basic

Like fundamental, this word is often unnecessary. An example of unnecessary use: Dental implants consist of two basic types: subperiosteal and endosteal.

Between, among

Use between when 2 things are involved and among when there are more than 2.

Biopsy

This noun should NOT be used as a verb. A

biopsy was performed on the Tissue, rather than: The tissue was biopsied.

Centric

An adjective that requires a noun, as in centric relation.

Currently, now, at present, etc.

These expressions are often unnecessary, as in: This technique is currently being used...

Data

Use as a plural, as in: The data were...

Employ

Should not become an elegant variation of use, as in This method is employed ...

Ensure

Preferred over insure in the sense of to make certain.

Fewer, less

Use fewer with nouns that can be counted (fewer patients were seen) and less with nouns that cannot be counted (less material was used).

Following

After is preferred.

Imply, infer

The speaker implies; the listener infers.

Incidence

The rate at which a disease occurs in a given time; sometimes confused with prevalence (the total number of cases of a disease in a given region).

Majority

Means more than half; use most when you mean almost all. **Male, female**
For adult humans, use men and women. For children, use boys and girls.

Must, should

Must means that the course of action is essential. Should is less strong and means that the course of action is recommended.

Numbers

Spell out numbers used in titles or headings and numbers at the beginning of a sentence. The spelled version may also be preferable in a series of consecutive numbers that may confuse the reader (eg, 2 3.5-inch disks should be written two 3.5-inch disks). In all other cases, use Arabic numerals.

Orient

Proper form; avoid orientate.

Pathologic

Use instead of pathological. Other words in which the suffix -al has been dropped include biologic, histologic, and physiologic.

Pathology

The study of disease; often mistaken for pathosis (the condition of disease)

Percent

Use the percent sign in the text, as in The distribution of scores was as follows: adequate, 8%; oversized, 23%; and undersized, 69%. But spell out when the percent opens a sentence, as in Twenty percent of the castings ...

Prior to

Before is preferred.

Rare, infrequent, often not, etc.**Sample Manuscript**

http://cdn.elsevier.com/promis_misc/ymprsamplemanuscript.pdf

Whenever possible, these vague terms should be backed up with a specific number.

Rather

Like very, this word should be avoided.

Regimen

A planned program for taking medication, dieting, exercising, etc. Not to be confused with regime, meaning a system of government or management.

Sex

Use "sex" rather than "gender" unless you are referring to the socially constructed roles, behaviors, activities, and attributes that a given society considers appropriate for men and women.

Symptomatology

The science or study of symptoms; this word is not a synonym for the word symptoms.

Technique

Preferred over technic.

Using

Avoid the dangling modifier in sentences such as "The impression was made using vinyl polysiloxane impression material." Write "with" or "by using" instead.

Utilize

Use is preferred.

Vertical

An adjective that needs a noun, as in vertical relation.

Via

Use through, with, or by means of.

White

Preferred over Caucasian. This is true only if the patient is from the Caucasus region of Eastern Europe. If not, use the term, white to describe the patient.

Anexo B

Referências Introdução Geral

- Al-Hashedi AA, Taiyeb Ali TB, Yunus N. Short dental implants: an emerging concept in implant treatment. *Quintessence Int.* 2014 Jun;45(6):499-514.
- Almeida DAF, Pellizzer EP, Verri FR, Santiago JF Jr, de Carvalho PS. Influence of tapered and external hexagon connections on bone stresses around tilted dental implants: three-dimensional finite element method with statistical analysis. *J Periodontol.* 2014 Feb;85(2):261-9.
- Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. 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.* 2008 Dec;100(6):422-31.
- Borges T de F, Mendes FA, de Oliveira TR, Gomes VL, do Prado CJ, das Neves FD. Mandibular overdentures with immediate loading: satisfaction and quality of life. *Int J Prosthodont.* 2011;24(6):534-9.
- Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses osseointegration in clinical dentistry. *Quintessence.* 1985:120-200.
- Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Tilted versus axially placed dental implants: a meta-analysis. *J Dent.* 2015 Feb;43(2):149-70.
- da Rocha PV, Freitas MA, de Moraes Alves da Cunha T. Influence of screw access on the retention of cement-retained implant prostheses. *J Prosthet Dent.* 2013 Apr;109(4):264-8.
- Dibart S, Warbington M, Su MF, Skobe Z. In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005 Sep-Oct;20(5):732-7.
- Esposito M, Felice P, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: augmentation procedures of the maxillary sinus. *Cochrane Database Syst Rev.* 2014 May 13;5:CD008397.
- Gapski R, Wang HL, Mascarenhas P, Lang NP. Critical review of immediate implant loading. *Clinical Oral Implants Research* 2003;14:515-27.
- Goiato MC, dos Santos DM, Santiago JF Jr, Moreno A, Pellizzer EP. Longevity of dental implants in type IV bone: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2014 Sep;43(9):1108-16.

Anexo B

- Goodacre CJ, Bernal G, Runcharassaeng K, Kan JYK. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent*. 2003;90(2):121-32.
- Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(2):239-46.
- Hauchard E, Fournier BP, Jacq R, Bouton A, Pierrisnard L, Naveau A. Splinting effect on posterior implants under various loading modes: a 3D finite element analysis. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2011;19(3):117-22.
- Karl M, Rösch S, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. Strain situation after fixation of three-unit ceramic veneered implant superstructures. *Implant Dent*. 2005;14(2):157-65.
- Lekholm U, Zarb GA. Tissue-integrated prostheses. In: Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue Integrated Prostheses*. Chicago: Quintessence, 1985:199-209.
- Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external heximplant–abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil*. 2006;33(1):75–8.
- Mangano C, Mangano F, Shibli JA, Tettamanti L, Figliuzzi M, d'Avila S, Sammons RL, Piattelli A. Prospective evaluation of 2,549 Morse taper connection implants: 1- to 6-year data. *J Periodontol*. 2011 Jan;82(1):52-61.
- Mendonça JA, Francischone CE, Senna PM, Matos de Oliveira AE, Sotto-Maior BS. A retrospective evaluation of the survival rates of splinted and non-splinted short dental implants in posterior partially edentulous jaws. *J Periodontol*. 2014 Jun;85(6):787-94.
- Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18(5):719-28.
- Misch CE, Steingra J, Barboza E, Misch-Dietsh F, Cianciola LJ, Kazor C. Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. *J Periodontol*. 2006;77(8):1340-7.
- Pellizzer EP, de Mello CC, Santiago Junior JF, de Souza Batista VE, de Faria Almeida DA, Verri FR. Analysis of the biomechanical behavior of short implants:

Anexo B

The photo-elasticity method. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 2015 Oct 1;55:187-92.

Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Júnior JF, de Carvalho PS, de Moraes SL, Noritomi PY. Stress analysis in platform-switching implants: a 3-dimensional finite element study. J Oral Implantol. 2012;38(5):587-94.

Pellizzer EP, Tonella BP, Ferraço R, Falcón-Antenucci RM, de Carvalho PS, Alves-Rezende MC. Photoelastic stress analysis in screwed and cemented implant-supported dentures with external hexagon implants. J Craniofac Surg. 2010 Jul;21(4):1110-3.

Pellizzer EP, Tonella BP, Ferraço R, Falcón-Antenucci RM, de Carvalho PS, Alves-Rezende MC. Photoelastic stress analysis in screwed and cemented implant-supported dentures with external hexagon implants. J Craniofac Surg. 2010 Jul;21(4):1110-3. Pennington J, Parker S. Improving quality of life using removable and fixed implant prostheses. Compend Contin Educ Dent. 2012; 33(4):268-70, 272, 274-6.

Pita MS, Anchieta RB, Barão VA, Garcia IR Jr, Pedrazzi V, Assunção WG. Prosthetic platforms in implant dentistry. J Craniofac Surg. 2011 Nov;22(6):2327-31.

Rajan M, Gunaseelan R. Fabrication of a cement and screw-retained implant prosthesis. J Prosthet Dent. 2004;92(6):578-80.

Roccuzzo M, Aglietta M, Cordaro L. Implant loading protocols for partially edentulous maxillary posterior sites. Int J Oral Maxillofac Implants. 2009;24 Suppl:147-57.

Shadid R, Sadaqa N. A comparison between screw- and cement-retained implant prostheses. A literature review. J Oral Implantol. 2012;38(3):298-307.

Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J Prosthet Dent. 1983;49:843-8.

Srinivasan M, Makarov NA, Herrmann FR, Müller F. Implant survival in 1- versus 2-implant mandibular overdentures: a systematic review and meta-analysis. Clin Oral Implants Res. 2014 Oct 28. doi: 10.1111/clr.12513.

Tonella BP, Pellizzer EP, Ferraço R, Falcón-Antenucci RM, Carvalho PS, Goiato MC. Photoelastic analysis of cemented or screwed implant-supported

Anexo B

prostheses with different prosthetic connections. *J Oral Implantol.* 2011;37(4):401-10.

Van Assche N, Michels S, Quirynen M, Naert I. Extra short dental implants supporting an overdenture in the edentulous maxilla: A proof of concept. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(5):567–76.

Winkler S, Morris HF, Ochi S. Implant survival to 36 months as related to length and diameter. *Ann Periodontol.* 2000;5(1):22-31.

Pellizzer EP, Santiago Junior JF, Villa LMR, Batista VES, Mello CC, Almeida DAF, Honoário HM. Photoelastic stress analysis of splinted and unitary implant-supported prostheses. *Applied Physics B.* 117:235-244.

Guichet DL, Yoshinobu D, Caputo AA. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. *J Prosthet Dent.* 2002;87(5):528-35.

Bevilacqua M, Tealdo T, Menini M, Pera F, Mossolov A, Drago C, Pera P. The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant-supported fixed dentures. *J Prosthet Dent.* 2011;105(1):5-13.

Yilmaz B, Seidt JD, McGlumphy EA, Clelland NL. Comparison of strains for splinted and nonsplinted screw-retained prostheses on short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(6):1176-82.

Chen XY, Zhang CY, Nie EM, Zhang MC. Treatment Planning of Implants When 3 Mandibular Posterior Teeth Are Missing: A 3-Dimensional Finite Element Analysis. *Implant Dent.* 2012;21(4):340-3.

Vanlıoğlu B, Özkan Y, Kulak-Özkan Y. Retrospective analysis of prosthetic complications of implant-supported fixed partial dentures after an observation period of 5 to 10 years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28(5):1300-4.

Tiozzi R, Vasco MA, Lin L, Conrad HJ, Bezzon OL, Ribeiro RF, Fok AS. Validation of finite element models for strain analysis of implant-supported prostheses using digital imagecorrelation. *Dent Mater.* 2013;29(7):788-96.

Huang HL, Huang JS, Ko CC, Hsu JT, Chang CH, Chen MY. Effects of splinted prosthesis supported a wide implant or two implants: a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(4):466-72.

Anexo B

- Hobkirk JA, Schwab J. Mandibular deformation in subjects with osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6(3):319–28.
- Lindhe J, Meyle J; Group D of European Workshop on Periodontology. Peri-implant diseases: Consensus Report of the Sixth European Workshop on Periodontology. *J Clin Periodontol*. 2008;35(8 Suppl):282–85.
- Clelland NL, Seidt JD, Daroz LG, McGlumphy EA. Comparison of strains for splinted and nonsplinted implant prostheses using three-dimensional image correlation. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(5):953-9.
- Ramos Verri F, Santiago Junior JF, de Faria Almeida DA, de Oliveira GB, de Souza Batista VE, Marques Honório H, Noritomi PY, Pellizzer EP. Biomechanical influence of crown-to-implant ratio on stress distribution over internal hexagon short implant: 3-D finite element analysis with statistical test. *J Biomech*. 2015 Jan 2;48(1):138-45.
- Torcato LB, Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Santiago Júnior JF, de Faria Almeida DA. Influence of parafunctional loading and prosthetic connection on stress distribution: A 3D finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2015 Nov;114(5):644-51.
- Verri FR, Santiago Júnior JF, Almeida DA, Verri AC, Batista VE, Lemos CAA, Noritomi PY, Pellizzer EP. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Anterior Single Implant-Supported Prostheses with Different Bone Anchorages. *Scientific World Journal*. 2015;2015:321528. doi: 10.1155/2015/321528.
- Verri FR, Batista VE, Santiago JF Jr, Almeida DA, Pellizzer EP. Effect of crown-to-implant ratio on peri-implant stress: a finite element analysis. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2014 Dec;45:234-40.
- Toniollo MB, Macedo AP, Rodrigues RC, Ribeiro RF, Mattos Mda G. A three-dimensional finite element analysis of the stress distribution on morse taper implants surface. *J Prosthodont Res*. 2013;57(3):206-12.
- Bal BT, Cağlar A, Aydın C, Yılmaz H, Bankoğlu M, Eser A. Finite element analysis of stress distribution with splinted and nonsplinted maxillary anterior fixed prostheses supported by zirconia or titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(1):e27-38.

Anexo B

Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18(3):357-68.

Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent*. 2008;36(7):463-7.