



CRISTINA RAMOS DA SILVA



Análise fotoelástica da distribuição de tensão de diferentes materiais de revestimento oclusal em prótese protocolo do tipo Branemark.

Araçatuba
-2012-

CRISTINA RAMOS DA SILVA

Análise fotoelástica da distribuição de tensão de diferentes materiais de revestimento oclusal em prótese protocolo do tipo Branemark.

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia, Campus de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” como parte integrante dos requisitos para obtenção do título de Doutor, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Área de Concentração em Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Titular Humberto Gennari Filho

Co-Orientador: Prof. Ass. Dr. José Vitor Quinelli Mazaro

Araçatuba
- 2012-

Catálogo na Publicação (CIP)

Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

S586a	<p>Silva, Cristina Ramos da. Análise fotoelástica da distribuição de tensão de diferentes materiais de revestimento oclusal em prótese protocolo do tipo Branemark / Cristina Ramos da Silva. - Araçatuba : [s.n.], 2012 83 f. : 20 il. + 1 CD-ROM</p> <p>Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia de Araçatuba Orientador: Prof. Dr. Humberto Gennari Filho Coorientador: Prof. Dr. José Vitor Quinelli Mazaro</p> <p>1. Implante dentário 2. Biomecânica 3. Prótese dentária fixada por Implante 4. Estresse mecânico 5. Reabilitação bucal</p> <p>Black D3 CDD 617.69</p>
-------	---

Dados Curriculares

Cristina Ramos da Silva

Nascimento:	07/12/1978 – São Paulo/SP
Filiação:	Samuel Medeiros de Souza Severina Ramos da Silva
2001/2006	Curso de Graduação Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP
2007/2009	Aluna do curso de Pós-Graduação em Odontologia, na área de Prótese Dentária, nível Mestrado, na Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP
2009	Especialista em Prótese Dentária pelo Conselho Federal de Odontologia
2009/2012	Aluna do curso de Pós-Graduação em Odontologia, na área de Prótese Dentária, nível Doutorado, na Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP

Dedicatória

*Ao Professor Titular Doutor **Humberto Gennari Filho**, meu orientador, e ao Doutor **José Vitor Quinelli Mazaro**, meu co-orientador, com todo carinho, gratidão e admiração por sua jornada como professor, com quem muito aprendi para minha formação como profissional e pessoa, por sua compreensão quando precisei ficar mais ausente e seu incansável apoio e colaboração no período de elaboração deste trabalho.*

*Aos meus pais, **Severina e Samuel** pela geração, amor, carinho, apoio e compreensão durante todos estes anos que estive um pouco mais ausente.*

*Agradecimentos
especiais*

*Agradeço a Deus, por me mostrar o caminho
a seguir, por me dar sabedoria para prosseguir e conseguir alcançar
meus objetivos. Por me dar forças para nunca desistir, por me
amparar mesmo quando eu achava que estava sozinha, por me
permitir mais esta conquista e por continuar regendo a minha vida,*

Obrigado Senhor!

*Agradeço ao **Professor Orientador Titular Humberto Gennari Filho** por todo ensinamento desde que o conheci até hoje. Por toda paciência, pela oportunidade a mim dada de desenvolver este projeto, apoio para concluí-lo e pela amizade.*

*Agradeço aos **Professores Eduardo Piza Pellizzer e Marcelo Coelho Goiato** que de forma direta e indireta sempre ajudaram no meu desenvolvimento como pesquisadora e profissional.*

*Agradeço aos técnicos de laboratório **Carlos Alberto Gonçalves e Jander Carvalho Inácio** pelo auxílio no desenvolvimento da parte prática deste trabalho e do exame geral de qualificação.*

*Agradeço a **Professora Adriana Cristina Zavanelli e Maria Cristina Rosifini Alves Rezende** que me ajudaram de forma direta e indireta no desenvolvimento deste trabalho, na minha formação e pela amizade.*

*Agradeço a minha colega de Departamento **Rosy Mary Falcon** pela ajuda na parte prática deste trabalho e pelo coleguismo.*

Agradecimientos

A Faculdade de Odontologia do Campus de Araçatuba – UNESP, nas pessoas da Diretora Prof^a. Adj. Dr^a. Ana Maria Pires Soubhia e Vice-Diretor Prof. Titular Dr. Wilson Roberto Poi por proporcionar a realização desta pesquisa.

A todos os professores do Curso de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, por todos os ensinamentos ministrados.

Aos Docentes e Funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, onde realizei parte do meu trabalho de pesquisa, pela gentileza com que sempre me atenderam.

A Conexão - Sistemas de Próteses do Brasil pela doação dos implantes e componentes protéticos que foram utilizados no desenvolvimento desta pesquisa.

Aos colegas de Pós-Graduação: Aldiéris Alves Pesqueira, Douglas Roberto Monteiro, Juliana Aparecida Delben e Érika de Almeida pelo convívio saudável e pela troca de experiências.

*Aos técnicos de laboratório **Ana Marcelina dos Santos Bacaneli** e **Eduardo Rodrigues Cobo** pelo auxílio no desenvolvimento da parte prática deste trabalho, todo apoio clínico no atendimento durante a minha formação e pela amizade.*

*À secretaria do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese **Magda Requena Caciatore** com a gentileza com que sempre me atendeu.*

*Aos secretários da seção de Pós-Graduação **Diogo Luís Reatto**, **Valéria Q. M. Zagato**, **Marina Midori Sakamoto Kawagoi**, **Lilian S. Mada** e **Cristiane Lui** por toda paciência e informação.*

*Aos **Funcionários da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Araçatuba** – UNESP que nas suas funções contribuíram de forma eficiente.*

*A amiga **Andressa Paschoal Amoroso** pelo companheirismo e ajuda durante o desenvolvimento do meu doutorado.*

Epígrafe

*"É melhor tentar e falhar,
que preocupar-se e ver a vida passar;
é melhor tentar, ainda que em vão,
que sentar-se fazendo nada até o final.
Eu prefiro na chuva caminhar,
que em dias tristes em casa me esconder.
Prefiro ser feliz, embora louco,
que em conformidade viver ..."*

Martin Luther King

Resumo

Silva, CR. Análise fotoelástica da distribuição de tensão de diferentes materiais de revestimento oclusal em prótese protocolo do tipo Branemark.[Tese]. Araçatuba: Universidade Estadual Paulista, 2012.

RESUMO

O objetivo desse trabalho foi analisar, através do método da fotoelasticidade, a dissipação de tensão gerada em diferentes situações de prótese do tipo protocolo de Branemark retidas por 4 implantes, considerando: 1. Diferentes comprimentos de *cantilever*; 2. Diferentes materiais de revestimento oclusal (Resina Acrílica - RA, Liga Metálica - M, Porcelana - P); 3. Inclinação dos implantes posteriores. Foram confeccionados dois modelos fotoelásticos: modelo 1) 4 implantes hexágono externo (Conexão Sistemas de Próteses, Brasil) distribuídos perpendiculares ao rebordo alveolar (4,1x10mm); modelo 2)- implantes mediais perpendiculares ao rebordo alveolar (4,1x10mm) e implantes posteriores inclinados à 30° (4,1x13mm). Foram confeccionadas 3 próteses do tipo protocolo de Branemark com revestimentos oclusais em RA, M e P. Carga axial de 100N foi aplicada no premolar e molar e realizada a análise fotoelástica. No modelo com implantes retos, a distribuição de tensão gerada pela prótese protocolo com revestimento oclusal em porcelana foi muito próximo ao revestimento com metal e a resina acrílica apresentou menor tensão. No carregamento em molar foi observado formação de uma ordem de franja a mais no padrão de distribuição de tensão quando comparado ao carregamento em premolar. No modelo 2, o carregamento em premolar e molar não apresentou

nenhuma diferença significativa na distribuição de tensão entre os diferentes materiais de revestimento oclusal. A inclinação dos implantes posteriores diminuiu a extensão do *cantilever* e foi mais favorável biomecanicamente propiciando menos tensão aos implantes. Nas próteses retida por 4 implantes com os posteriores inclinados não houve diferença na distribuição de tensão entre os diferentes materiais de revestimento oclusal.

Palavras-chave: Implante Dentário; Biomecânica; Prótese Dentária Fixada por Implante; Estresse Mecânico; Reabilitação Bucal.

De acordo com as normas da Revista The International Journal of Prosthodontics

Abstract

SILVA, CR. Photoelastic analysis of the stress distribution of different coating materials in prosthetic occlusal protocol type Branemark. [Thesis]. Araçatuba: Araçatuba Dental School, UNESP, 2012.

ABSTRACT

The aim of this study was to analyze, through the photoelasticity method, the tension generated in different situations of the Branemark protocol prostheses retained by 4 implants, considering: 1. Different lengths of cantilever; 2. Different occlusal materials coating (Acrylic Resin – RA, Metal – M, and Porcelain - P); 3. Tilt posterior implants to 30°. Two photoelastic models were made: model 1 - 4 implants external hexagon (Conexão Sistemas de Próteses, Brazil) (4.1x10mm) distributed perpendicular to the alveolar ridge; model 2 – medial implants (4.1x10mm) perpendicular to the alveolar ridge and posterior implants (4.1x13mm) tilt to the 30°. It was made three Branemark protocol prostheses with RA, M and P occlusal coatings. Axial loads of 100N were applied in the premolar and molar and conducted analysis photoelastic. In the model with straight implants, the stress distribution generated by the prosthesis with porcelain occlusal coating was close to the metal coating, and that acrylic resin coating showed a lower stress. Loading the molar observed forming one more fringe order in the pattern of stress distribution compared to the loading premolar. The model 2, the premolar and molar loading showed no significant difference in the stress distribution among the different coating occlusal materials. The inclination of the implants decreased the extent of the cantilever and is biomechanically

more favorable providing less stress on implants. In dentures retained by 4 implants with posterior tilt no difference in stress distribution among the different occlusal coating materials.

Uniterms: Dental Implantation; Biomechanics; Dental Prosthesis, Implant-Supported; Stress, Mechanical; Mouth Rehabilitation.

*Lista de
Figuras*

Lista de Figuras

Figura 1. Modelo em gesso com análogos e transferentes quadrados posicionados e unidos com Duralay.....	37
Figura 2. Conjunto fixado à placa de vidro com os tubos de cera sobre os transferentes.....	37
Figura 3. Molde padrão.....	38
Figura 4. Resina Fotoelástica PL-2.....	38
Figura 5. Polimerizadora sob pressão.....	38
Figura 6. Modelos Fotoelásticos.1 – implantes posteriores retos. 2 – implantes posteriores inclinados.....	39
Figura 7. Barras fundidas em Fit Cast Titanium.....	40
Figura 8. Barra seccionada, sendo unida com Duralay.....	41
Figura 9. Verificação no Polariscópio Circular.....	41
Figura 10. Prótese em A- Resina acrílica, B- Metal e C- Porcelana.....	42
Figura 11. Esquema de um polariscópio circular. 1 – Fonte de luz; 2 – Difusor; 3 – Filtro polarizador; 4 – Filtro de $\frac{1}{4}$ de onda; 5 – Recipiente com óleo mineral; 6 – Filtro de $\frac{1}{4}$ de onda; 7 – Filtro analisador; 8 – Máquina fotográfica para captura das imagens.....	43

Figura 12. Aplicação de carga axial. A- Vista Frontal; B- Vista Lateral e C- Vista Contralateral.....	44
Figura 13. Máquina Universal de Ensaio Mecânico – EMIC.....	45
Figura 14. Carregamento axial em Premolar x Molar, implantes retos.....	47
Figura 15. Carregamento axial em molar com implantes retos. P - Porcelana, M - Metal e RA – Resina Acrílica.....	49
Figura 16. Carregamento axial em molar com implantes retos. Lado contralateral. P - Porcelana, M - Metal e RA - Resina Acrílica.....	49
Figura 17. Carregamento axial em Premolar x Molar, implantes inclinados.....	50
Figura 18. Carregamento axial em molar com implantes inclinados. P – Porcelana, M – Metal e RA – Resina Acrílica.....	51

Lista de Tabelas

Lista de Tabelas

Tabela 1. Situações protéticas analisadas neste estudo.....**43**

Tabela 2. Número de franjas formadas após carregamento axial de 100N.....**52**

*Lista de
Abreviaturas*

Lista de Abreviaturas

N = Newton

mm = milímetros

rpm = rotações por minuto

U.S.A. = United States of America

Ltda = Limitada

NY = New York

Ind = Indústria

Com = Comércio

Inc = Incorporation

S.A = Sociedade Anônima

Cr-Co = Cromo-cobalto

Lbs = libras

E.U.A = Estados Unidos da América

PVC = polivinilcianocrilato

H.E. = Hexágono Externo

mm/s = milímetro por segundo

kgf = kilograma força

Sumário

SUMÁRIO

Introdução.....	31
Materiais e Método.....	36
Resultados.....	47
Discussão.....	54
Conclusão.....	60
Referências Bibliográficas.....	62
Anexos.....	70

Introdução

Introdução

Pacientes desdentados apresentam fonética e função mastigatória prejudicadas, além de grande impacto psicossocial, que podem ser minimizados pela instalação de uma prótese mucossuportada que, em muitas situações, pode provocar mais reabsorção óssea e dificuldades de uso. Nesses casos o uso de ancoragem intra-óssea pode ser uma alternativa de tratamento¹.

Nas próteses implantossuportadas, os implantes têm a função de receber todas as forças da mastigação e transmitir estas forças para o rebordo alveolar de forma localizada, ou seja, somente onde os implantes estão inseridos. Quando uma prótese fixa é utilizada para reabilitar uma mandíbula edentula, 6 implantes são tipicamente inseridos entre os forames mentais com bons resultados². Portanto, prótese implanto-retidas tem proporcionado melhorias drásticas no padrão e qualidade de vida em pacientes desdentados quando comparadas ao tratamento com próteses convencionais^{3,4}.

Com o passar do tempo, a proposta de reabilitação de mandíbula totalmente edêntula baseou-se na fixação de uma sobreestrutura em 4 a 6 implantes posicionados verticalmente ao rebordo, respeitando a configuração e área física do arco desdentado⁵. Este conceito foi considerado como regra durante um longo período. Como a reabilitação protética sobre implantes é um tratamento ainda oneroso e, muitas vezes, a quantidade de tecido ósseo na região interforaminal em mandíbulas é escassa, autores fundamentaram a utilização de 4 implantes ao mostrar sucesso e longevidade clínica de

reabilitações seguindo este protocolo com implantes ósseointegrados de no mínimo 10 mm de comprimento^{5,6}.

Outro fator importante na reabilitação implantossuportada é que o uso de implantes posteriores é limitado pela reabsorção óssea acentuada nesta região e presença de variações anatômicas tanto em mandíbula (canal mandibular) como em maxila (seio maxilar)⁷. Esta impossibilidade de colocação de implantes em regiões posteriores resultou no uso de próteses com *cantilever*⁸. *Cantilever* é um segmento de barra com uma das pontas unida a um pilar e a outra suspensa⁹. Isto cria um sistema de alavanca classe I, que altera a direção e a magnitude das forças no dente ou no implante distal. As estruturas implantossuportadas em *cantilever* podem ser adversamente afetadas em situações em que ocorra um excessivo comprimento do mesmo¹⁰, o que aumenta o risco de falha nos implantes. O comprimento do *cantilever* de uma prótese implantossuportada é um importante fator na transferência de forças resultantes da carga oclusal através do implante ao suporte ósseo¹¹.

Em 2003, alguns autores¹² descreveram a técnica *all-on-four*, que consiste na instalação de apenas quatro implantes sendo os posteriores inclinados 30° ou 45° para distal. Isto implica em uma metodologia mais rápida e de menor custo¹² devido ao menor número de implantes e componentes protéticos. Esta técnica permite a utilização de implantes posteriores mais longos, o que favorece a estabilidade primária dos mesmos e diminuição da extensão do *cantilever*¹³. O uso de implantes inclinados possibilitou tratamentos

mais conservadores, com cirurgias menos invasivas^{14,15,16} e diminuição do comprimento de *cantilever*.

Existem no mercado odontológico várias formas de intermediários¹⁷, porém os angulados vieram para ajudar a proporcionar passividade ao assentamento da prótese e melhorar a estética de restaurações protéticas anteriores de maxila¹⁸, diante de situações clínicas com implantes angulados.

Muito se tem pesquisado a respeito da ação das forças que atuam sobre os implantes osseointegrados e o estresse gerado no tecido ósseo. Alguns estudos indicam que implantes inclinados quando submetidos a cargas oclusais promovem maiores tensões ao tecido ósseo e ao implante^{14,15}, mas de acordo com a literatura a taxa de sucesso das reabilitações com implantes angulados ferulizados é favorável^{19,20,21,22}, no entanto, a literatura é escassa em artigos científicos sobre a técnica *all-on-four*, próteses retidas apenas por 4 implantes e os posteriores inclinados.

Acredita-se que em próteses implantossuportadas a distribuição de cargas depende da rigidez de vários componentes envolvidos, da sua geometria e do seu arranjo. Grandes cargas de impacto podem ser geradas durante a mastigação, se um objeto for inadvertidamente encontrado²³. A partir deste conceito, preconizou-se que as faces oclusais das próteses sobre implantes deveriam ser em resina². O principal suporte para esse conceito seria que as superfícies oclusais em acrílico amorteceriam as forças de mastigação, o que levaria a uma carga relativamente fisiológica da interface osso/implante.

Baseado nestas afirmações, estudos avaliaram diferentes materiais de revestimento oclusal utilizados em próteses sobre implantes^{24,25,26,27,28,29,30,31,32,33,34} e resultaram em conclusões que divergiram entre os pesquisadores e isto pode estar relacionado com as diferentes metodologias.

Um método que pode fornecer dados substanciosos para o estudo da distribuição de forças ao longo do suporte dos implantes é a análise da fotoelasticidade^{35,36}. Esta técnica vem sendo empregada com sucesso no estudo das interações entre respostas teciduais e características físicas das restaurações protéticas como também dos implantes^{37,38,39,40,41,42,43,44,45}. Embora não seja possível diferenciar osso cortical de osso medular, a técnica é válida na observação de tensões geradas por diferentes tipos de próteses, mesmo que a magnitude desses estresses seja provavelmente diferente da situação real; mas o local de concentração é indicado com precisão³⁷.

O objetivo desse trabalho foi analisar, através do método da fotoelasticidade, a quantidade de tensão gerada em diferentes situações da prótese do tipo protocolo de Branemark retidas por 4 implantes, considerando:

1. Diferentes comprimentos de *cantilever*;
2. Diferentes materiais de revestimento oclusal;
3. Inclinação dos implantes distais.

*Materiais e
Método*

Materiais e Método

A partir da mandíbula de um manequim experimental para estudos anatômicos, foi realizada a moldagem com silicona de condensação (Zetaplus, Zhermack S.A., Rovigo, Itália), o vazamento com gesso pedra tipo III (Herodent – Vigodent S/A, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e a obtenção do padrão mandibular para este estudo.

Obtenção do modelo fotoelástico 1 (M1):

No modelo em gesso foram demarcados previamente o posicionamento dos implantes, localizados na região correspondente a região interforaminal, sendo 2 implantes posicionados na região dos primeiros premolares e os outros dois posicionados equidistantes em relação a linha média, respeitando um espaço mínimo de 3mm entre eles. Em seguida, foram feitas 4 perfurações com brocas esféricas e tronco cônicas picotadas em micromotor de baixa rotação (Kavo do Brasil Ind e Com Ltda, Joinville, Santa Catarina, Brasil) sequencialmente, até o momento em que os análogos (Conexão Sistemas de Prótese, Arujá, São Paulo, Brasil) com plataforma 4,1mm hexágono externo (H.E) penetrassem a perfuração com ligeira folga até o nível da sua plataforma cervical. Estes análogos foram posicionados com o auxílio de um delineador (DFL Indústria e Comércio S.A., Jacarepaguá, Rio de Janeiro, Brasil) nas perfurações e fixado com Duralay (Reliance Dental Mfg. Co., Worth, IL, EUA). Sobre estes análogos foram posicionados os transferentes de arrasto quadrados (Conexão Sistemas de Prótese, Arujá, São Paulo, Brasil), unidos com resina

acrílica de presa rápida Duralay, com a finalidade de transferir a posição dos implantes para o molde de duplicação (Figura 1).



Figura 1. Modelo em gesso com análogos e transferentes quadrados posicionados e unidos com Duralay.

Este conjunto foi fixado em uma placa de vidro com cera e envolvido por um segmento de tubo de polivinilcianocrilato (PVC) também fixado sobre a placa. Sobre os transferentes foram colocados tubos de cera para o acesso aos parafusos no molde padrão. Sobre esse conjunto foi vertido o silicone para duplicação (Sapeca Artesanato, Bauru, São Paulo, Brasil), deixando expostos os parafusos de fixação dos transferentes envolvidos pelos tubos de cera (Figura 2).

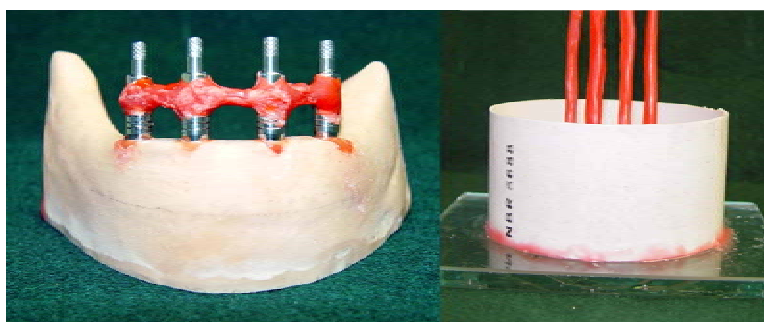


Figura 2. Conjunto fixado à placa de vidro com os tubos de cera sobre os transferentes.

Após 24 horas, o conjunto molde/modelo foi separado obtendo-se, assim, um molde padrão representando o negativo da mandíbula (Figura 3). Os implantes com conexão H.E. com dimensões de 3,75x10mm (Conexão Sistemas de Prótese, Arujá, São Paulo, Brasil) foram acoplados aos transferentes incluídos no interior do molde padrão. A resina fotoelástica PL-2 (PL-2, Vishay Micro-Measurements, Raleigh, NC, USA), manipulada conforme recomendação

do fabricante foi vertida no molde padrão lentamente para evitar a incorporação de bolhas (Figura 4). O molde padrão com a resina fotoelástica foi mantido por 24 horas em polimerizadora, sob pressão de 40 libras (lbs) (M 500 – EDG equipamentos Ltda, São Carlos, São Paulo, Brasil) (Figura 5). Após este período, o modelo fotoelástico recebeu um procedimento de regularização de superfície com lixa folha (3M do Brasil, Sumaré, São Paulo, Brasil) com granulações de 400, 600, 800, 1200, 1500, sequencialmente sob água. Cabe ressaltar que este acabamento foi o mais cuidadoso possível, pois, aplicações de forças excessivas sobre o modelo fotoelástico podem gerar tensões residuais, o que é indesejável para a pesquisa⁴⁴.



Figura 3. Molde padrão.



Figura 4. Resina Fotoelástica PL-2.



Figura 5. Polimerizadora sob pressão.

Obtenção do modelo fotoelástico 2 (M2):

A obtenção do modelo fotoelástico 2 se fez da mesma maneira como descrito para o M1 variando apenas a angulação dos dois implantes posteriores

em 30° e comprimento de 13mm (Figura 6). A orientação para angulação dos implantes distais foi realizada com auxílio do delineador.

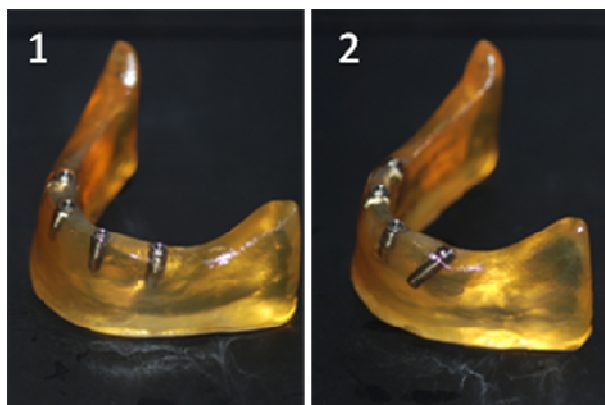


Figura 6. Modelos Fotoelásticos. 1 – implantes posteriores retos. 2 – implantes posteriores inclinados.

No modelo 1 (M1) foi instalado mini-pilar reto, altura 2mm (Conexão Sistemas de Próteses, Arujá, São Paulo, Brasil) em todos os implantes, sendo que para o modelo 2 (M2) foi instalado mini-pilar reto, altura 2mm (Conexão Sistemas de Próteses, Arujá, São Paulo, Brasil) nos implantes medianos e nos implantes posteriores foi instalado mini-pilar angulado 30°, altura 3mm (Conexão Sistemas de Próteses, Arujá, São Paulo, Brasil). Aos mini-pilares foi instituído torque de 20N conforme recomendação do fabricante. Transferentes de arrasto foram instalados aos mini-pilares, unidos com resina acrílica Duralay, onde se executou a moldagem dos modelos fotoelásticos com silicone de adição (Express, 3M ESPE, 3M do Brasil, Sumaré, São Paulo, Brasil) obtendo-se assim, modelos de gesso funcionais. Tais modelos foram utilizados para etapa laboratorial de confecção das próteses protocolo.

Obtenção das supraestruturas metálicas:

Barras padronizadas foram confeccionadas sobre os modelos em gesso, uma vez que não convém realizar trabalhos protéticos diretamente sobre o modelo fotoelástico, para garantir a viabilidade do mesmo.

Foi confeccionado uma barra para cada modelo fotoelástico com *cantilever* de 15mm, 4mm de largura e 3mm de espessura e com espaço de 2mm entre a crista do rebordo e a base da barra para o modelo 1. Para o modelo 2, implantes posteriores inclinados, teremos uma diminuição do comprimento do *cantilever* provocada pela distalização da cervical dos implantes posteriores após inclinação (Figura 7).



Figura 7. Barras fundidas em Fit Cast Titanium.

As barras foram fundidas em liga de Níquel-Cromo-Molibdênio-Titânio-Berílio (Ni-Cr-Mo-Ti-Be, Fit Cast Titanium, Talmax, Curitiba, Paraná, Brasil), seccionadas, unidas com Duralay e soldadas até atingir a adaptação passiva no modelo fotoelástico de forma a não induzir tensão inicial, verificado a cada ponto de solda no Polariscópio Circular (Figura 8 e 9).



Figura 8. Barra seccionada sendo unida com Duralay.



Figura 9. Verificação no Polariscópio Circular.

O formato trapezoidal das barras permitiu o assentamento passivo das próteses protocolo com diferentes revestimentos oclusais.

Obtenção dos revestimentos oclusais:

Sobre uma das barras metálicas, fixada ao modelo padrão em gesso, foi feito um “copping” e sobre esse a montagem dos dentes artificiais de resina acrílica (Heraeus Kulzer GmbH Hanau / Germany). Após a montagem dos dentes foi feita escultura em cera da parte representante do tecido gengival e posterior inclusão em resina acrílica termopolimerizável (Clássico, Artigos Odontológicos Clássico Ltda, Campo Limpo Paulista, São Paulo, Brasil), seguindo as recomendações do fabricante. Assim, obtivemos a prótese com revestimento oclusal em resina acrílica.

A partir desta primeira prótese foi feito um guia em silicone de duplicação (Zetalabor, Zhermack S.A., Rovigo, Itália) para a orientação da escultura dental das próteses com revestimento oclusal em metal e porcelana para que todas as próteses tivessem uma padronização na montagem dos dentes. (Figura 10).



Figura 10. Prótese em A- Resina acrílica, B- Metal e C- Porcelana.

O revestimento oclusal em Porcelana utilizado foi o Super Porcelain EX-3 (Noritake Kizai Co., Limited, Japan) e a liga utilizada para o revestimento oclusal em metal foi Cobalto-Cromo (Fit Cast Cobalto Co-Cr, Talmax, Curitiba, Paraná, Brasil) por ser uma das ligas indicada para superfícies oclusais metálicas em próteses fixas⁴⁶. Foi feito apenas uma prótese para cada material de revestimento oclusal. As próteses confeccionadas de forma padronizada com relação ao posicionamento tridimensional dos dentes foram cimentadas sobre as barras com cimento provisório (Relyx Temp NE, 3M ESPE, Sumaré, São Paulo, Brasil) de acordo como o princípio das próteses telescópicas. Essas próteses foram cimentadas para que as mesmas próteses em diferentes materiais de revestimento oclusal pudessem ser utilizadas sobre as duas barras.

Assim, tivemos as seguintes situações protéticas retidas por 4 implantes retos ou angulados na tabela 1.

Tabela 1. Situações protéticas analisadas neste estudo.

Modelos Fotoelásticos	Materiais de revestimento oclusal	Aplicação de Carga
modelo 1	Resina Acrílica	Premolar e Molar
Implantes posteriores retos	Porcelana	Premolar e Molar
	Metal	Premolar e Molar
Modelo 2	Resina Acrílica	Premolar e Molar
Implantes posteriores inclinados	Porcelana	Premolar e Molar
	Metal	Premolar e Molar

Aplicação das Cargas

O ensaio com modelos fotoelásticos se baseia no princípio de que alguns materiais transparentes exibem padrões coloridos quando são submetidos às cargas e que são visualizadas com luz polarizada (figura 11). Esses padrões coloridos são denominados como franjas isocromáticas, sendo que, quanto maior o número de franjas, maior a distribuição de tensão, e quanto mais próximas uma franja da outra, maior a concentração de tensão⁴⁷.

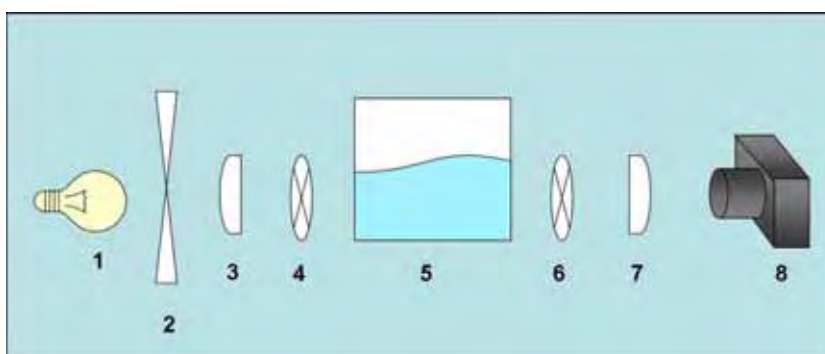


Figura 11. Esquema de um polariscópio circular. 1 – Fonte de luz; 2 – Difusor; 3 – Filtro polarizador; 4 – Filtro de $\frac{1}{4}$ de onda; 5 – Recipiente com óleo mineral; 6 – Filtro de $\frac{1}{4}$ de onda; 7 – Filtro analisador; 8 – Máquina fotográfica para captura das imagens.

As cargas verticais oclusais, pontuais e paralelas foram aplicadas no longo eixo dos dentes em 4 pontos pré determinados: na fossa central dos primeiros molares e fossa central dos segundos premolares, a fim de permitir comparação da extensão do *cantilever*. A aplicação de carga foi executada de ambos os lados da prótese protocolo, a fim de permitir comparação na distribuição de tensão. Para cada carregamento realizado, as imagens foram registradas fotograficamente em vista frontal, lateral e contralateral (figura 12).

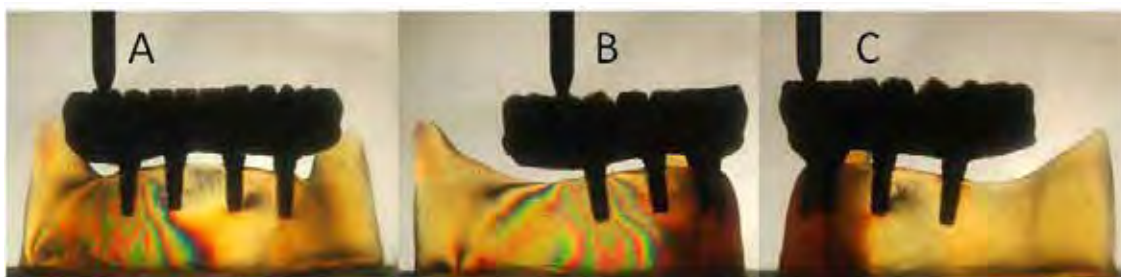


Figura 12. Aplicação de carga axial. A- Vista Frontal; B- Vista Lateral e C- Vista Contralateral.

O carregamento foi realizado em Máquina Universal de Ensaio Mecânicos (EMIC Equipamentos e Sistemas de Ensaio LTDA, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil) com carga de 10kgf (100 N) e velocidade de 0,5mm/s com imagens obtidas em posição estática (Figura 13). As imagens foram analisadas qualitativamente, ou seja, comparações foram realizadas no sentido de verificar padrões ou tendências entre as situações protéticas e sua correlação clínica, frente à carga axial determinada.



Figura 13. Máquina Universal de Ensaio Mecânico – EMIC.

Resultados

Resultados

Implantes Retos

Carregamento em Premolar x Carregamento em Molar

Quando o carregamento de 10 kgf foi realizado em premolar foi observado um padrão de distribuição de tensão concentrado em todo o corpo do implante adjacente à aplicação da carga. No carregamento em molar houve distribuição de tensão em todo o corpo do implante distal, bem como no ápice e cervical (ao nível de 1ª rosca) do implante mediano do lado do carregamento. Com a aplicação de carga em molar (maior comprimento de *cantilever*), podemos observar o aumento de uma ordem de franja no padrão de distribuição de tensão quando comparado ao carregamento em premolar (Figura 14). Analisando a distribuição de tensão do lado contralateral à aplicação da carga, observou-se que no carregamento em molar houve pequena distribuição de tensão no implante mediano e quando em premolar não houve distribuição de tensão nos implantes do lado contralateral.



Figura 14. Carregamento axial em Premolar x Molar, implantes retos.

Porcelana x Metal x Acrílico

Carregamento em Premolar

Quando foi analisada a distribuição de tensão do carregamento em premolar, no modelo com implantes posteriores retos (modelo 1) e diferentes materiais de revestimento oclusal, pode-se observar que a concentração de tensão sempre foi em todo corpo do implante adjacente à aplicação da carga axial e não houve distribuição de tensão no implante mediano ipsilateral em todas as situações protéticas analisadas. O padrão de distribuição de tensão no implante adjacente à aplicação de carga da prótese protocolo com a oclusal em porcelana foi maior que a distribuição de tensão da oclusal em metal, que, por sua vez, foi maior que a da resina acrílica (Tabela 2). O padrão de formação de franja do carregamento em porcelana mostrou um maior número de franjas, se equiparando com o metal e por fim a resina acrílica. Quanto maior o número de franjas maior a intensidade da tensão.

Quando foi analisado o lado contralateral pode-se observar uma pequena distribuição de tensão no implante mediano quando o revestimento oclusal era porcelana.

Carregamento em Molar

Quando foi analisado o carregamento axial em molar pode-se observar que a distribuição de tensão se deu em todo o corpo do implante adjacente a aplicação da carga, estendendo-se ao ápice e cervical do implante mediano do lado ipsilateral, sendo que entre todas as situações protéticas analisadas pode-

se observar maior número de franjas no implante posterior na situação de revestimento oclusal em porcelana quando comparado com o revestimento oclusal em metal que por sua vez também apresentou um maior número de ordem de franja quando comparado ao revestimento em resina acrílica, sucessivamente (Tabela 2). Neste carregamento, a formação de franja atingiu o implante mediano do lado ipsilateral em todas as situações protéticas (Figura 15).



Figura 15. Carregamento axial em molar com implantes retos. P - Porcelana, M - Metal e RA - Resina Acrílica.

Quando foi analisada a distribuição de tensão do lado contralateral houve formação de franja no implante mediano ao lado em questão, nas situações com protocolo de revestimento oclusal em porcelana e revestimento oclusal em metal. Já no revestimento oclusal em resina acrílica não foi observado formação de franjas, ou seja, nenhuma dissipação de tensão para o lado contralateral a aplicação da carga (Figura 16).



Figura 16. Carregamento axial em molar com implantes retos. Lado contralateral. P - Porcelana, M - Metal e RA - Resina Acrílica.

Implantes Distais Angulados (técnica *all-on-four*)

Carregamento em Premolar x Carregamento em Molar

Quando foi analisada a distribuição de tensão no carregamento em premolar pode-se observar que houve uma concentração de tensão no implante adjacente à aplicação da carga e isto se deu na região distal ao pescoço do implante e mediana ao ápice do implante. Não houve distribuição de tensão que atingisse o implante mediano à aplicação da carga.

Quando foi analisada a distribuição de tensão no carregamento em molar observou-se a concentração de tensão semelhante ao carregamento em premolar, porém com formação de uma ordem de franjas a mais (Figura 17).

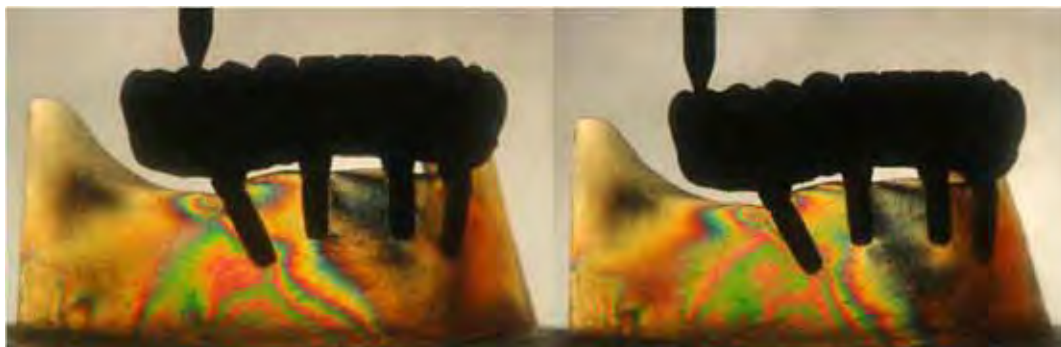


Figura 17. Carregamento axial em Premolar x Molar, implantes inclinados.

Quando foi analisado se houve distribuição de tensão do lado contralateral à aplicação da carga pode-se observar que tanto no carregamento em molar quanto no carregamento em premolar não houve dissipação de tensão do lado contralateral.

Porcelana x Metal x Resina Acrílica

Carregamento em Premolar

No carregamento axial de 100N em premolar não foi observado nenhuma diferença significativa entre os diferentes materiais de revestimento oclusal. Não havendo distribuição de tensão no implante mediano ao lado ipsilateral e contralateral.

Carregamento em Molar

No carregamento axial de 100N em molar não foi observado nenhuma diferença significativa entre os diferentes materiais de revestimento oclusal (Figura 18). Não havendo distribuição de tensão no implante mediano do lado ipsilateral e contralateral.



Figura 18. Carregamento axial em molar com implantes inclinados. P – Porcelana, M – Metal e RA – Resina Acrílica.

Em todas as situações protéticas analisadas após o carregamento axial em molar pode-se observar a formação de uma ordem de franja a mais quando comparado com o carregamento em premolar. Porém a região da distribuição de tensão foi sempre a mesma.

A diferença do material de revestimento oclusal não influenciou na distribuição de tensão das diferentes situações protéticas analisadas no modelo com os implantes posteriores inclinados à 30° para a distal.

Implantes retos x Implantes angulados

Quando foram comparados os diferentes materiais de revestimento oclusal, quanto ao seu comportamento de distribuição de tensão frente à carga aplicada, observou-se que os materiais de revestimento oclusal não diferiram entre si no padrão de distribuição de tensão no modelo com implantes posteriores inclinados (modelo 2) e houve formação de franjas mais distantes (espaçadas) em todas as situações analisadas quando comparado com a aplicação de carga no modelo com implantes retos (modelo 1). Em contrapartida, no modelo com implantes retos os materiais de revestimento oclusal tiveram comportamentos diferentes, sendo maior a intensidade de estresse na prótese com revestimento oclusal em porcelana \geq metal $>$ resina acrílica, devido ao maior número de franjas e proximidade entre elas.

Tabela 2. Número de franjas formadas após carregamento axial de 100N.

Porcelana	Implantes retos	Implantes angulados
carregamento em Premolar	7	3
Carregamento em Molar	8	4
Metal	Implantes retos	Implantes angulados
carregamento em Premolar	5	3
Carregamento em Molar	6	4
Resina Acrílica	Implantes retos	Implantes angulados
carregamento em Premolar	4	3
Carregamento em Molar	5	4

Discussão

Discussão

Em nosso estudo a técnica da fotoelasticidade foi selecionada por revelar as características da distribuição de tensão sobre o tecido ósseo adjacente aos implantes (retos ou angulados) após carregamento oclusal e pontual em premolares e molares de próteses protocolos revestidas por diferentes materiais oclusais.

Embora as reabilitações com prótese protocolo com 5 ou 6 implantes sejam um método mais seguro²⁵, o uso de 4 implantes com os posteriores inclinados ou não já tem sido analisado na literatura^{5,6,12,19,23} por apresentar algumas vantagens, como cirurgia menos invasiva e menor custo.

Implantes angulados em coroas unitárias tem mostrado aumento na distribuição de tensão óssea³⁷. Entretanto, alguns autores estudaram implantes ferulizados, angulados ou não e, pouca diferença foi encontrada na distribuição de tensão²⁶. Outro estudo também analisou a distribuição de tensão em implantes inclinados ou verticais e concluiu que a inclinação do implante distal, com conseqüente diminuição do *cantilever*, resultou em diminuição da tensão óssea²⁷. Esta evidência pode ser observada em nosso estudo, onde o modelo com implantes inclinados, mesmo com próteses com revestimentos oclusais distintos, mostrou menores tensões no corpo do implante quando comparado ao modelo com implantes retos. Estes resultados sugerem que a diminuição da tensão óssea se dá pela diminuição do comprimento do *cantilever*¹⁹. Tal hipótese apoia os resultados deste estudo que apesar da inclinação do implante

posterior, mostrou desempenho favorável ao carregamento oclusal, provavelmente pelo fato do aumento do apoio oclusal pela distalização da porção cervical do último implante, formando uma figura geométrica trapezoidal mais estável e com melhor distribuição de tensão em todas as situações protéticas analisadas.

Outro estudo analisou a concentração de tensão na região periimplante da técnica *all-on-four*, através do método de elemento finito, em modelos tridimensionais com implantes posteriores retos ou inclinados a 45° onde estas duas formas de distribuição de implantes formam um apoio oclusal diferente. Concluiu que nenhum desenho mostrou claramente superioridade de desempenho²⁶.

Com relação à dissipação de tensão no implante contralateral, que representa a força de tração, o modelo com implantes retos apresentou maior tensão quando comparado com o modelo de implantes posteriores inclinados, em todas as situações de revestimento oclusal estudada e aplicação de carga em premolar ou molar. Isto mostra que a inclinação dos implantes posteriores pode diminuir a distribuição de tensão no rebordo e a resposta com a força de tração, provavelmente pela geometria formada pelos implantes para apoio da prótese protocolo. Outro estudo¹⁹ analisou a força de tração em modelos com implantes inclinados ou retos, ferulizados, e diferentes comprimentos de *cantilever* concluindo que a força de tração foi menor em implantes inclinados

quando associados com um comprimento de *cantilever* menor, comprovando os achados do presente estudo.

Inicialmente preconizou-se que as faces oclusais das próteses sobre implantes deveriam ser em resina². O principal suporte para esse conceito seria que as superfícies oclusais em acrílico amorteceriam as forças de mastigação, o que levaria a uma distribuição de carga relativamente menor na interface osso-implante e os fatores biomecânicos desempenham importante papel para a longevidade dos implantes dentários³⁷.

Quando foi analisado os diferentes materiais de revestimento oclusal (porcelana, metal ou resina acrílica) no modelo com implantes retos pode-se observar que a resina acrílica apresentou atenuação da distribuição de tensão nos implantes. Isto pode ser devido ao aumento no tempo de transmissão de uma força aplicada, com redução de seu pico²³. Esse fenômeno de absorção de impactos seria causado pelo menor módulo de elasticidade, e, conseqüentemente, menor rigidez das resinas²³. Outros autores também acharam resultados benéficos no uso de resina acrílica como revestimento oclusal em comparação com ligas e porcelanas^{32,33}. A resina absorve parte do impacto aplicado e apresenta maior deslocamento³². Já em outro estudo, pelo ensaio em elementos finitos verificou-se que na maioria dos componentes estudados (osso, implante, componentes protéticos) as tensões no modelo com resina acrílica foram similares ou maiores do que para os outros materiais²⁷. Os

autores concluem que a capacidade de amortecimento de cargas pelas resinas acrílicas não pode ser demonstrada²⁷.

Outro estudo, em elementos finitos, observou que a resina acrílica é capaz de reduzir as tensões em situações de impacto, apresentando maior deslocamento; no entanto, em carga estática, as porcelanas foram superiores, pois reduziram as tensões na estrutura e nos implantes³².

Em contrapartida, outros autores não encontraram influência do uso de resina ou porcelana como revestimento oclusal na perda óssea marginal ao redor dos implantes^{24,26}. Porém afirmam que o uso de porcelana como revestimento oclusal é recomendado por permitir maior longevidade, estética e menores complicações clínicas. Em nosso estudo, quando foi comparado o comportamento dos diferentes materiais de revestimento oclusal no modelo com implantes angulados (técnica *all-on-four*), não foi encontrada nenhuma diferença significativa no padrão de distribuição de tensão entre os materiais. Isso provavelmente deve-se a diminuição do *cantilever* o que favorece um comportamento biomecânico mais favorável na distribuição de tensão aos implantes de suporte. Portanto, a escolha do material de revestimento oclusal vai depender das condições orais (hábitos parafuncionais, dentição antagonista, entre outros) e financeiras de cada paciente.

Considerando-se que o efeito biomecânico da porcelana ou resina acrílica apresenta similaridade na grande maioria dos estudos e, em nosso estudo, isso se confirmou na reabilitação com implantes posteriores inclinados, a porcelana

pode ser considerada como material de escolha nas reabilitações porque promove estética, facilidade de higienização e maior resistência a fratura³⁴, o que exige um ajuste oclusal minucioso para que não ocorra sobrecarga prematura nos implantes²⁷. Porém, nas reabilitações com implantes posteriores retos, presença de um maior comprimento de *cantilever*, a resina acrílica pode ser o material de escolha como revestimento oclusal por apresentar uma menor distribuição de tensão aos implantes.

Levando em consideração as desvantagens de cada material de revestimento oclusal temos que a resina acrílica sofre fratura em 20% dos pacientes e a porcelana pode prejudicar a passividade de adaptação das próteses²⁴.

A partir do ponto de vista prático, a escolha do material de revestimento oclusal por si só não vai gerar maior dissipação de tensão aos implantes, porque esta diferença de elasticidade entre os materiais de revestimento só é mensurável *in vitro* onde a força é gerada em um toque estático e isso não ocorre *in vivo*, onde temos a resposta neuromuscular do paciente que alivia sobrecargas oclusais. A divergência de resultados nos diferentes estudos pode ser também devido as diferentes metodologias utilizadas, cargas estáticas ou não.

Conclusão

Conclusão

Levando em consideração as limitações deste estudo e baseado nos resultados obtidos, podemos concluir que:

1. A inclinação dos implantes posteriores (modelo 2) com consequente diminuição do *cantilever* apresentaram biomecânica mais favorável em relação à distribuição de tensão devido a maior área de estabilização protética;
2. Na prótese protocolo retida por implantes retos houve maior distribuição de tensão aos implantes quando comparada com a prótese protocolo retida por implantes posteriores inclinados;
3. Na prótese protocolo retida por implantes retos houve menor distribuição de tensão quando o material de revestimento oclusal foi resina acrílica;
4. Na prótese protocolo retida por implantes posteriores inclinados não houve diferença significativa entre os materiais de revestimentos oclusais estudados.

*Referências
Bibliográficas*

Referências Bibliográficas

1. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977; 16(1):1-132.
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416.
3. Allen PF, McMillan AS. A longitudinal study of quality of life outcomes in older adults requesting implant prostheses and complete removable dentures. *Clin Oral Implants Res* 2003;14:173–179.
4. Heydecke G, Boudrias P, Awad MA, De Albuquerque RF, Lund JP, Feine JS. Within-subject comparisons of maxillary fixed and removable implant prostheses: patient satisfaction and choice of prosthesis. *Clin Oral Implants Res* 2003;14:125–130.
5. Branemark PI, Svensson B, Van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Branemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res* 1995;6:227–231.
6. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark system implants for completely edentulous maxillae: A 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7:88–94.

7. Graziani F, Donos N, Needleman I, Gabriele M, Tonetti M. Comparison of implant survival following sinus floor augmentation procedures with implants placed in pristine posterior maxillary bone: a systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:677–682.
8. Silva GC, Mendonça JA, Lopes LR, Landre Jr J. Stress Patterns on Implants in Protheses Supported by Four or Six Implants: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25:239–246.
09. Rodrigues AM, Aquilino SA, Lund PS, Ryther JS and Southard TE. Evaluation of strain at the terminal abutment site of a fixed mandibular implant prosthesis during cantilever loading. *J Prosthodont* 1993;2:93-102.
10. Stewart RB and Staab GH. Cross-sectional design and fatigue durability of catilevered sections of fixed implant-supported protheses. *J Prosthodont* 1995;4:188-194.
11. Tashkandi EA, Lang BR and Edge MJ. Analysis of strain at selected bone of a cantilevered implant-supported prosthesis. *J Prosth Dent* 1996;76:158-164.
12. Malo P, Rangert B, Nobre M. "All-on-Four" immediate-function concept with Branemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5 Suppl 1:2-9.
13. Bevilacqua M, Tealdo T, Menini M, Pera F, Mossolov A, Drago C, et al. 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.
14. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindström H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:405–414.
15. Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2007;97(6 Suppl.):S35–43.
16. Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Taschieri S, Raimondi MT, Zampelis A, Francetti L. Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24(3):511-517.
17. Binon P. Implants and components entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(1):76-94.
18. Sadrimanesh R, Siadat H, Sadr-Eshkevari P, Monzavi A, Maurer P, Rashad A. Alveolar Bone Stress Around Implants With Different Abutment Angulation: An FE-Analysis of Anterior Maxilla. *Implant Dent* 2012; [Epub ahead of print].
19. Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2001;3(1):39-49.

20. Calandriello R, Tomatis M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla via immediate/early function and tilted implants: A prospective 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7 Suppl 1:S1-12.
21. Capelli M, Zuffetti F, Del Fabbro M, Testori T. Immediate rehabilitation of the completely edentulous jaw with fixed prostheses supported by either upright or tilted implants: a multicenter clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22(4):639-644.
22. Rosen A, Gynther G. Implant treatment without bone grafting in edentulous severely resorbed maxillas: a long-term follow-up study. *J Oral Maxillofac Surg* 2007;65(5):1010-1016.
23. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosth Dent* 1983 ;49(6):843-848.
24. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. *J Prosth Dent* 1992;68(6):949-956.
25. Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *J Prosth Dent* 1992;67(3):361-364.
26. Sertgoz 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.

27. Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13(6):781-790.
28. Inan O, Kesim B. Evaluation of the effects of restorative materials used for occlusal surfaces of implant-supported prostheses on force distribution. *Impl Dent* 1999;8(3):311-6.
29. Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Influence of prosthesis material on the loading of implants that support a fixed partial prosthesis: in vivo study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2(2):100-109.
30. Kim HK, Heo SJ, Koak JY, Kim SK. In vivo comparison of force development with various materials of implant-supported prostheses. *J Oral Rehabil* 2009;36: 616-625.
31. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent* 1992;67(2):236-245.
32. Davis DM, Rimrott R, Zarb GA. Studies on frameworks for osseointegrated prostheses: Part 2. The effect of adding acrylic resin or porcelain to form the occlusal superstructure. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3(4):275-280.
33. Gracis SE, Nicholls JI, Chalupnik JD, Yuodelis RA. Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implants. *Int J Prosthodont* 1991;4(3):282-291.

34. Soumeire J, Dejou J. Shock absorptibility of various restorative materials used on implants. *J Oral Rehabil* 1999; 26(5):394-401.
35. Caputo AA, Standlee JP. *Biomechanics in Clinical Dentistry*. Chicago, IL: Quintessence, 1987.
36. Clelland L, Gilat A, McGlumphy EA, et al. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *Int J Maxillofac Implants* 1993;8:541-548.
37. Sadowski SJ, Caputo AA. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdenture. *J Prosth Dent* 2000; 84(3):327-334.
38. Haraldson T. A photoelastic study of some biomechanical factors affecting the anchorage of osseointegrated implants in the jaw. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1980;14:209-214.
39. Pesqueira A, Goiato M, Gennari-Filho H, Monteiro D, Dos Santos D, Haddad M, Pellizzer E. The use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J Oral Implantol* 2012; [Epub ahead of print].
40. Mahler DB, Peyton FA. Photoelastic as a research technique for analysing stresses in dental structures. *J Dent Res* 1955;34:831-38.
41. Dally JW, Riley WF. *Experimental stress analysis*. 4 Ed, Tokyo: Mc Graw-Hill Kogakusha, Ltda, 2005; 672p.

42. Mazaro JV, Filho HG, Vedovatto E, Pellizzer EP, Rezende MC, Zavanelli AC. Evaluation of stress patterns produced by implant-retained overdentures and implant-retained fixed partial denture. *J Craniofac Surg* 2011;22: 2153-2157.
43. Ochiai KT, Ozawa S, Caputo AA, Nishimura RD. Photoelastic stress analysis of implant-tooth connected prostheses with segmented and nonsegmented abutments. *J Prosthet Dent* 2003;89(5):495-502.
44. Pellizzer EP, Falcón-Antenucci RM, de Carvalho PS, Santiago JF, de Moraes SL, de Carvalho BM. Photoelastic analysis of the influence of platform switching on stress distribution in implants. *J Oral Implantol* 2010;36:419-424.
45. Goiato MC, Ribeiro PP, Pellizzer EP, Garcia Júnior IR, Pesqueira AA, Haddad MF. Photoelastic analysis of stress distribution in different retention systems for facial prosthesis. *J Craniofac Surg* 2009;20:757-761.
46. Fazi G, Vichi A, Corciolani G, Ferrari M. Spectrophotometric evaluation of color match to VITA classical shade guide of four different veneering porcelain systems for metal ceramic restorations. *Am J Dent* 2009;22(1):19-22.
47. French AA. Comparison of peri-implant stress transmitted by four commercially available osseointegrated implants. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1989;9(3):221-230.

Anexos