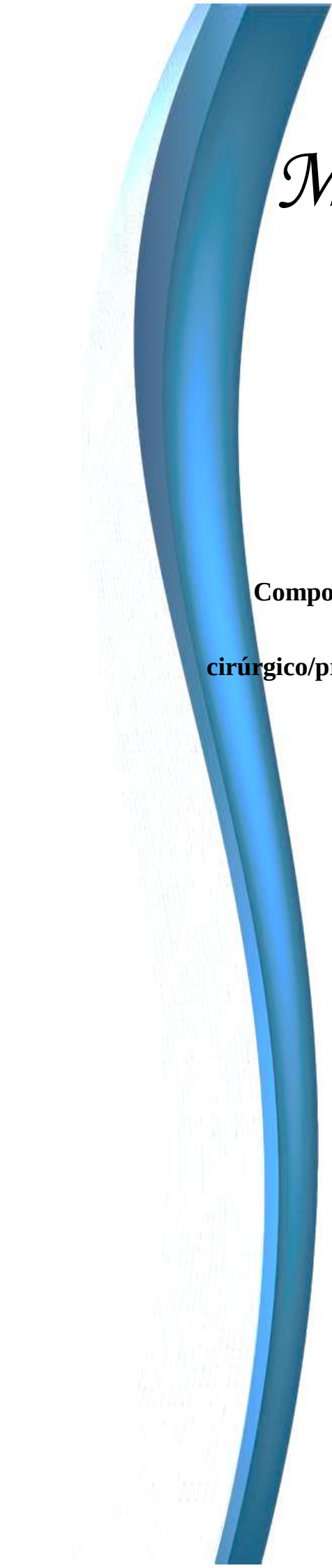




Marcio Campaner

**Comportamento biomecânico de diferentes protocolos
cirúrgico/protéticos para maxila atrófica: análise fotoelástica e
extensométrica**

Araçatuba - SP

2019

Marcio Campaner

Comportamento biomecânico de diferentes protocolos cirúrgico/protéticos para maxila atrófica: análise fotoelástica e extensométrica

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

Orientador: Prof. Ass. Dr. Aldiéris Alves Pesqueira

Coorientador: Prof. Titular Marcelo Coelho Goiato

Araçatuba - SP

2019

Catálogo na Publicação (CIP)

Diretoria Técnica de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

Campaner, Marcio.

C186c Comportamento biomecânico de diferentes protocolos
cirúrgico/protéticos para maxila atrófica : análise fotoelástica
e extensométrica / Marcio Campaner. - Araçatuba, 2018
59 f. ; tab.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista,
Faculdade de Odontologia de Araçatuba

Orientador: Prof. Aldiéris Alves Pesqueira

Coorientador: Prof. Marcelo Coelho Goiato

1. Prótese dentária fixada por implante 2. Fenômenos
biomecânicos 3. Implantes dentários I. T.

Black D3

CDD 617.6

Dedicatória

Dedicatória

Aos meus pais Martinho e Izabel, pelo apoio incondicional, mesmo quando parei a Faculdade de Economia que parecia uma loucura, mas parece estar dando tudo certo, só tenho a agradecer por ter os melhores pais do mundo, amo muito vocês.

*Agradecimentos
Especiais*

Agradecimentos Especiais

Agradeço primeiramente a **Deus**, por todas as coisas que vem colocando em meu caminho, desde minha família, professores e amigos que sempre estou bem encaminhado e orientado.

Aos meus Avós, **Anselmo e Natalina**, que sempre acreditaram em mim. Muito obrigado, tudo o que fazem por mim. Essa conquista é, em grande parte, de vocês!

À minha irmã **Marcela** e ao meu cunhado **Damilo**, sempre me ajudando em tudo, tudo mesmo, desde o início da faculdade.

Aos meus familiares que de alguma forma, me ajudaram a ser quem sou hoje. Muito obrigado por todo o carinho e amor por mim todos esses anos. Vocês são tudo.

Ao meu orientador **Professor Aldiéris Alves Pesqueira**, por toda ajuda, atenção, dedicação e principalmente paciência que o senhor tem para me ajudar a escrever os trabalhos e projetos, por todas as oportunidades de crescimento e também pela amizade. Espero que trilhemos um longo caminho juntos de muito trabalho e muito aprendizado.

Ao meu coorientador professor **Marcelo Coelho Goiato**, pela confiança e aprendizado desde o início. Agradeço cada experiência e exemplo que pude obter com o senhor. O senhor é um exemplo de dedicação à pesquisa odontológica.

Ao meu professor **Dr. Ricardo Shibayama** e sua esposa **Alessandra M. Shibayama**, pois o senhor sempre me apoiou e me ajudou, e se cheguei hoje a essa conquista foi graças a sua ajuda do senhor e da Alessandra.

À professora **Aline Satie Takamiya**, por sempre estar pronta ajudar e ter muita paciência para ensinar. Sou muito grato por toda ajuda que me deu e por ser um exemplo de dedicação à pesquisa odontológica.

À professora **Aimée Maria Guiotti**, pela oportunidade de conviver e aprender, e pela colaboração avaliando este trabalho.

Agradecimientos

Agradecimentos

À **Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP**, na pessoa do seu Diretor, Professor **Wilson Roberto Poi** e no do coordenador do programa de pós-graduação em Odontologia, Professor **André Luiz Fraga Briso**, pelo acolhimento e oportunidade de realização do curso de Mestrado. Agradeço pelo empenho e dedicação para o crescimento do Programa e Pós-Graduação em Odontologia da FOA-UNESP.

Agradeço à **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior CAPES** pelo auxílio em forma de bolsa de ensino, sem o qual nem seria possível essa pesquisa.

À **UEL**, pela minha graduação em Odontologia e pelas oportunidades que lá me foram proporcionadas. Agradeço pelos professores que tive o prazer de conhecer e aprender. Ao projeto do Pronto Socorro odontológico que foi muito importante para a minha graduação e realmente mudou a minha vida.

À empresa **DSP Biomedical** pelo apoio a esta pesquisa, por ter cedido todos os componentes cirúrgicos e protéticos da pesquisa.

Ao **Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI)** pela confecção dos modelos 3D e prototipagem dos modelos.

A minha melhor amiga **Mariana Vilela**, que me recebeu aqui em Araçatuba ajudando sempre tanto nas horas boas quanto nas ruins, tanto para beber quanto para estudar. Muito obrigado por todos os dias. Uma pessoa incrível e especial em minha vida.

À **Letícia Mazza**, que é minha dupla de mestrado. Sempre brigamos muito! Você é uma pessoa de coração enorme e sem tê-la aqui o Mestrado seria muito mais difícil e mais chato. Você é muito especial na minha vida.

Aos amigos que fiz na Faculdade de Odontologia de Araçatuba. O **Sandro, Juliana, Betina e Emily** pela amizade e pelos dias no departamento.

Agradeço a confiança e o carinho de todos os alunos de graduação os quais pude auxiliar em seus projetos, em especial ao **Arthur Lacerda e Mateus Sampaio**. Vocês são pessoas incríveis, totalmente dedicadas e com um futuro brilhante na nossa profissão. Tenho um imenso orgulho e carinho por vocês.

Aos amigos irmãos de infância: **Virgílio, William, Mauricio e Gustavo**. Amigos que com certeza posso contar!

Aos professores do departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da FOA, em especial a: **Profa. Daniela Micheline dos Santos, Prof. Eduardo Piza Pellizzer, Profa. Karina Helga Turcio de Carvalho, Prof. Paulo Henrique dos Santos e Prof. Stefan Fiuza de Carvalho Dekon**, pela oportunidade de conviver e aprender com vocês. Obrigado por compartilharem seus conhecimentos e pela dedicação à profissão.

Aos funcionários do Departamento, **Magda, Dalete, Carlão, Jander e Eduardinho**, pelo apoio e companheirismo durante o período em que convivi com vocês. Obrigado a todos.

Gostaria de agradecer a todos que, de alguma forma, se fizeram presentes (mesmo que através de mensagens, pensamentos positivos ou orações) durante todo esse período. A conclusão dessa etapa é fruto do carinho de todos vocês.

Epígrafe

“Quando eu tinha 5 anos, minha mãe sempre me disse que a felicidade era a chave para a vida. Quando eu fui para a escola, me perguntaram o que eu queria ser quando crescesse. Eu escrevi “feliz”. Eles me disseram que eu não entendi a pergunta, e eu lhes disse que eles não entendiam a vida”

John Lennon

Resumo

Resumo

Campaner M. Comportamento biomecânico de diferentes protocolos cirúrgico/protéticos para maxila atrófica: análise fotoelástica e extensométrica [dissertação]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista; 2019.

Resumo

Os pacientes com maxila atrófica ainda representam um problema complexo para os cirurgiões dentistas, tornando sua reabilitação um grande desafio, devido à baixa quantidade e qualidade óssea, e também de áreas anatômicas a serem preservadas como a fossa nasal e o seio maxilar que pode apresentar-se pneumatizados. O objetivo deste estudo foi avaliar a distribuição de tensões qualitativa e quantitativamente, por meio da análise fotoelástica (AF) e extensométrica (AE), de três diferentes protocolos alternativos ao procedimento de enxertia óssea para a reabilitação implantossuportada de maxila atrófica: implante convencional (S- standard - 3,75x11,5mm) associado a implante curto (C) (5x7mm), implante convencional (S) associado a implante inclinado em 30° e dois implantes convencionais instalados no eixo axial utilizando prótese com extensão em *cantilever*. A partir de um protótipo da maxila edêntula com atrofia na região posterior, confeccionada por meio de um modelo digital 3D, os corpos de prova foram divididos em 04 grupos de 01 espécime cada para AF e quatro grupos de 05 espécimes para a AE. Foram confeccionados 24 modelos, destes 4 foram de resina fotoelástica (PL-2) e 20 de poliuretano (F160). Foram utilizados implantes do tipo cone morse e confeccionadas próteses fixas implantossuportadas múltiplas (14-16) parafusadas. Os grupos foram divididos de acordo com protocolo de reabilitação proposto em: I_{SA} - dois implantes (S) paralelos ao eixo axial, sendo um instalado na região do primeiro pré-molar (14) e outro na região do primeiro molar (16); I_{SA}I_{CA} - dois implantes instalados paralelos ao eixo

axial, sendo um implante (S) na região do primeiro pré-molar (14) e um implante curto (C) na região do primeiro molar (16); $I_{SAI_{SI}}$ - dois implantes (S), sendo um paralelo ao eixo axial instalado na região do primeiro pré-molar (14) e outro com inclinação distal de 30° na região do primeiro molar (16) e I_{SAPC} - dois implantes (S) paralelos ao eixo axial instalados na região do primeiro pré-molar (14) e segundo pré-molar (15), com o pântico (16) em *cantilever*. Para AF, o conjunto modelo fotoelástico/implante/prótese foi posicionado em um polariscópio circular associado a uma máquina de ensaio universal (EMIC), sendo aplicada força axial de 100N. As tensões geradas foram registradas fotograficamente e analisadas qualitativamente. Para AE, 6 extensômetros foram posicionados ao redor dos dois implantes de cada grupo. Os sinais elétricos foram captados por um aparelho de aquisição de dados (ASD2002). Os dados quantitativos foram submetidos a ANOVA e ao teste Tukey ($P < 0.005$). Pela AF, os protocolos de tratamento $I_{SAI_{CA}}$ e I_{SAPC} apresentaram maior número de franjas de alta tensão em comparação os protocolos $I_{SAI_{SI}}$ e I_{SA} . Pela AE, os protocolos $I_{SAI_{CA}}$ e I_{SAPC} apresentaram maiores valores de tensão (*microstrain*), sendo diferentes do grupo controle I_{SA} ($P < .005$). Já o protocolo $I_{SAI_{CA}}$ não apresentou diferença do grupo controle. Conclui-se que o protocolo de reabilitação de maxila atrófica com associação de implante axial e implante com inclinação distal de 30° apresentou o melhor comportamento biomecânico, sendo considerado a melhor alternativa ao procedimento de enxertia óssea para a reabilitação implantossuportada de maxila atrófica.

Palavras-chave: Prótese dentária fixada por implante; Fenômenos biomecânicos; Implantes dentários.

Abstract

Campaner M. Biomechanical behavior of diferente surgical protocols for atrofic maxillas: photoelastic and Strain Gauge analysis [dissertation]. Araçatuba: Aracatuba Dental School – UNESP; 2019.

Abstract

Patients with atrophic maxillary still represent a challenge to rehabilitate for dentists in general due to limitations on bone quantity and quality and the anatomical setting of the sites to be preserved, such as nasal cavity and maxillary sinus, that could be pneumatized. The aim of this study was to assess qualitative and quantitative the stress distribution, through photoelastic analysis (PA) and strain gauge (SG), of three alternative techniques to bone augmentation procedures for implant placement: standard implant (S- standard - 3,75x11,5mm) associated to short implant (C) (5x7mm), standard implant (S) associated to 30 ° tilted implant, two conventional implants placed in the long axis and a cantilever prosthesis. A maxillary prototype model, with posterior atrophic region, was manufactured from a digital 3D model and divided into four groups with 01 specimen for the PA and 05 specimen for the SG. A total of 24 models were manufactured, 4 from photoelastic resin (PL-2) and 20 from polyurethane (F160). Morse taper implants were used and multiple screwed implant supported prostheses were manufactured (14-16). The groups were divided according to the rehabilitation protocol: I_{SA} – two parallel implants in the long axis (S), one in the pre-molar region (14) and in the molar region (16); I_{SAICA} – two parallel implants in the long axis, one standard (S) in the pre-molar region (14) and one short (C) in the molar region (16); I_{SAISI} – two standard implants, one parallel to the long axis (14) and one tilted at 30° (16) and I_{SAPC} – two parallel implants in the long axis, in the first (14) and second (15) pre molar region, with a cantilever prostheses (16). For the PA, the assemble photoelastic model/implants/prostheses was positioned in a circular

polariscope associated to a universal test machine (EMIC), and an axial load of 100N applied. The tension generated were photographed and analyzed qualitatively. For the SGA, 6 extensometers were attached around two implants of each group. The electoral signals were captured with a data acquisition machine (ASD2001). The data were submitted to ANOVA and Tukey test ($P < 0.005$). By AF, the I_{SAICA} and I_{SAPC} treatment protocols presented higher number of high-voltage fringes compared to the I_{SAISI} and I_{SA} protocols. By the AE, the I_{SAICA} and I_{SAPC} protocols presented higher values of tension (microstrain), being different from the I_{SA} control group ($P < .005$). The I_{SAICA} protocol did not present any difference in the control group. It was concluded that the protocol of atrophic maxilla rehabilitation with an association of axial implant and implant with distal inclination of 30° presented the best biomechanical behavior, being considered the best alternative to the bone grafting procedure for the implant-supported rehabilitation of atrophic maxilla.

Keywords: Dental Prosthesis, Implant-Supported; Biomechanical Phenomena; Dental Implants.

Listas e Sumário

Lista de Figuras

Figura 1	Planejamento digital para confecção do modelo digital 3D da maxila atrófica.....	31
Figura 2	Posicionamento digital dos implantes no modelo 3D da maxila atrófica.....	31
Figura 3	Protótipo da maxila parcialmente edêntula com atrofia na região posterior direita.....	32
Figura 4	Imagens dos protótipos dos modelos com implante em posição, de acordo com os grupos avaliados no estudo.....	33
Figura 5	Esquema com a posição dos 6 extensômetros utilizados para mensurar os valores de tensão pela análise extensométrica.....	38
Figura 6	Distribuição das tensões nos grupos avaliados: I _{SA} ; I _{SAICA} ; I _{SAISI} e I _{SAPC} ...	42
Figura 7	Valores médios (desvio padrão) de tensão ($\mu\epsilon$ - <i>microstrains</i>), de acordo com o protocolo de reabilitação.....	44
Figura 8	Distribuição de tensão por extensômetro ($\mu\epsilon$ - <i>microstrains</i>), de acordo com a posição dos extensômetros ao redor dos implantes em cada protocolo.....	46

Lista de Tabelas

Tabela 1	Divisão e descrição dos grupos avaliados no estudo.....	33
Tabela 2	Descrição da posição de cada extensômetro ao redor dos dois implantes de cada grupo.....	39
Tabela 3	Quantidade de franjas de alta tensão (transição entre o verde-rosa), de acordo com o protocolo de reabilitação.....	42
Tabela 4	Análise de Variância (ANOVA) um fator, com comparação entre os protocolos de reabilitação de maxila atrófica.....	44
Tabela 5	Análise de Variância (ANOVA) com comparação entre os locais de posição dos extensômetros e a concentração de tensão nos diferentes protocolos de reabilitação para maxila atrófica.....	45

Sumário

Introdução		24
Proposição		27
Materiais e Métodos		30
Resultados		41
Discussão		47
Conclusão		52
Referências		54

Introdução

Introdução

A maxila atrófica é caracterizada por baixa quantidade e qualidade óssea, fossa nasal e seio maxilar pneumatizados. Nestes casos, a reabilitação protética torna-se um grande desafio.¹⁻⁴ Na medida que, as características anatômicas de uma maxila atrófica conseqüentemente levam a procedimentos cirúrgicos para restabelecer a perda óssea e promover um bom suporte ósseo à colocação da prótese implantossuportada, tais como: distração osteogênica, elevação do seio maxilar e aumento ósseo através de enxertos.^{5,6} Esses procedimentos levam a maior risco de morbidade pós-operatórias, possibilidade da necessidade de hospitalização do paciente, altos custos e maior tempo de tratamento.^{1,2} Além disso, devido a algumas limitações sistêmicas e anatômicas, os enxertos ósseos não são viáveis em todos os casos.⁷

Sendo assim, protocolos alternativos de tratamento que não utilizam os procedimentos de enxertia óssea são utilizadas para a reabilitação de maxila atrófica, particularmente, em reabilitação com implantes pode-se utilizar implantes zigomáticos, implantes inclinados e mais recentemente implantes curtos^{1-3,6,8,9-12} ou ainda a utilização próteses com extensão em *cantilevers*.⁴ Tais protocolos alternativos geram aspectos biomecânicos específicos de cada tipo de reabilitação, sendo que a longevidade do conjunto prótese/implante/osso está diretamente relacionado as tensões geradas ao osso adjacente ao implante.^{1,3,4,10,13-16} Sendo que por meio da bioengenharia e testes como fotoelásticidade e a extensometria pode-se avaliar a tensão gerada ao osso adjacente ao implante, e dessa forma poder lançar mão de um tratamento que consiga uma melhor previsibilidade e longevidade ao tratamento reabilitador.^{1,3,13,16-19}

Em vista do que já foi relatado, será avaliado três alternativas viáveis de protocolos para reabilitação implantossuportadas em maxila atrófica: implantes

inclinados, curtos e próteses com extensão em *cantilevers*. Todas possibilitam uma adequada reabilitação, sem a necessidade de um procedimento cirúrgico mais invasivo. Porém, ainda não há um consenso sobre qual das alternativas é a melhor do ponto de vista biomecânico, que proporciona uma melhor distribuição das forças mastigatórias e que, conseqüentemente, apresente um melhor prognóstico de sucesso.

Proposição

Proposição

Reconhecendo a necessidade de mais informações científicas sobre o comportamento biomecânico de próteses fixas implantossuportadas múltiplas instaladas em maxila atrófica, o objetivo deste estudo foi avaliar a distribuição de tensões qualitativa e quantitativamente, por meio da análise fotoelástica e extensométrica, de três protocolos alternativos aos procedimentos de enxertia óssea para a reabilitação de maxila atrófica: (1) implante convencional (S- standard) associado a implante curto (C); (2)) implante axial (A) associado a implante inclinado (I) ou (3) prótese com extensão em *cantilever* (PC).

Os objetivos específicos foram:

1. Avaliação qualitativa e quantitativa das tensões de acordo com o design do implante:

1.1 - Dois Implantes convencionais (S- standard) (3,75x11,5mm);

1.2 - Um implante convencional (3,75x11,5mm) associado a implante curto (5x7mm);

2. Avaliação qualitativa e quantitativa das tensões nos implantes de acordo com a inclinação:

2.1 - Implantes paralelos ao eixo axial;

2.2 - Um implante axial associado a um implante com inclinação distal de 30°;

3. Avaliar comparativamente as tensões geradas entre próteses fixas implantossuportadas com ou sem extensão distal em *cantilever*.

4. Verificar dentre os protocolos de reabilitação avaliados, qual é a melhor alternativa de tratamento para maxila atrófica.

A hipótese nula testada foi a de que os protocolos de reabilitação para maxila atrófica testados não influenciariam nos valores de tensão em ambas formas de análises.

Materiais e métodos

Materiais e métodos

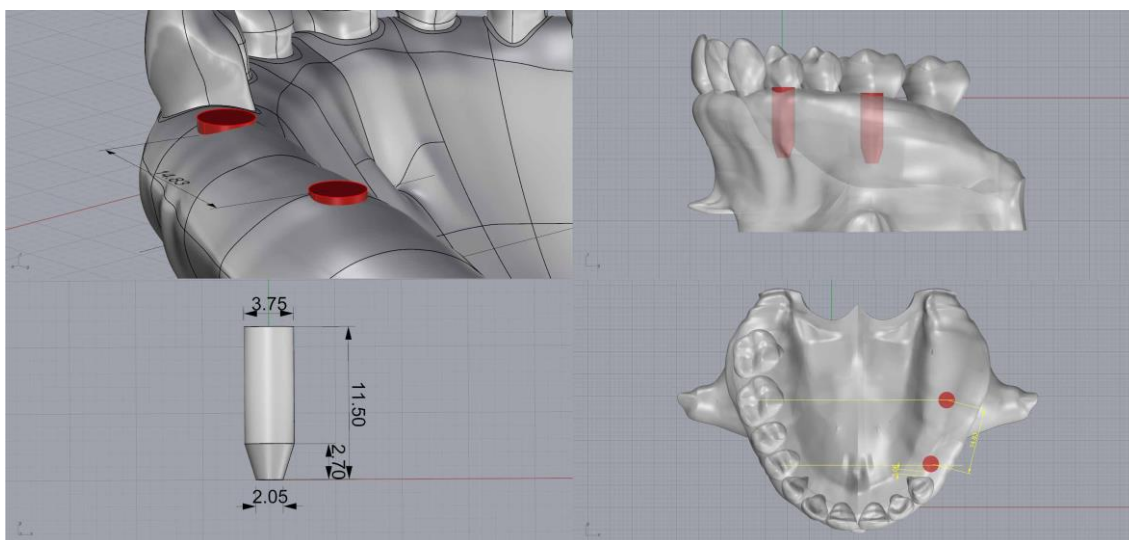
Uma maxila parcialmente desdentada foi confeccionada por meio de um banco de dados do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI, Campinas, São Paulo, Brasil) para simular uma maxila atrófica com pneumatização de seio maxilar (Fig.1), a qual foi instalado implantes para simular reabilitação do espaço edêntulo (14-18), de acordo com cada protocolos de reabilitação propostos (Fig. 2).

Figura 1. Planejamento digital para confecção do modelo digital 3D da maxila atrófica.



FONTE: O autor

Figura 2. Posicionamento digital dos implantes no modelo 3D de maxila atrófica.



FONTE: O autor

A partir de um protótipo da maxila parcialmente edêntula com atrofia na região posterior (Figura 3), confeccionada por meio de um modelo digital 3D (Figs. 1 e 2) foram

elaborados 4 modelos, de acordo com os protocolos de reabilitação propostos (Fig. 4 e Tabela 1). Para todos os grupos, foram utilizados implantes do tipo cone morse e confeccionadas próteses fixas implantossuportadas múltiplas (elementos 14-16) parafusadas. Foram confeccionados 24 modelos, destes 4 foram de resina fotoelástica (PL-2, Vishay, Micro-Measurements Group, Inc Raleigh, N.C. EUA) e 20 de poliuretano (F160 Axson Brasil, Socorro, São Paulo, Brasil).

Figura 3. Protótipo da maxila parcialmente edêntula com atrofia na região posterior direita.

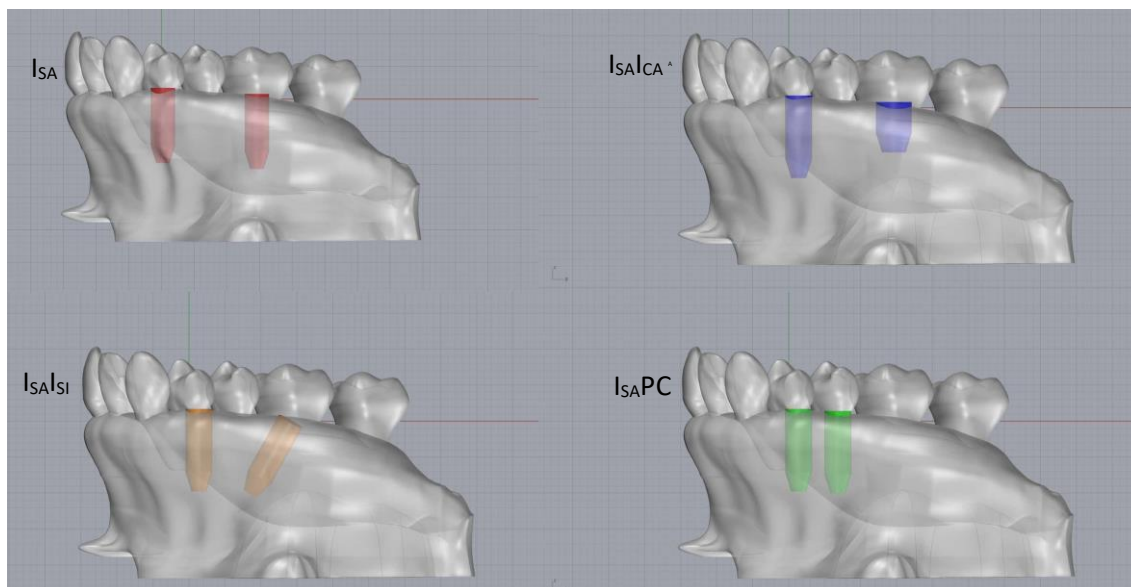


FONTE: O autor

Divisão dos grupos

Os espécimes foram divididos em 04 grupos de 01 espécime cada para a análise fotoelástica (AF) e 04 grupos de 05 espécimes cada para a análise extensométrica (AE), de acordo com os protocolos de reabilitação propostos, conforme descrição abaixo (Fig. 4 e Tabela1).

Figura 4. Imagens 3D dos protótipos dos modelos com os implantes em posição, de acordo com os grupos avaliados no estudo.



FONTE: O autor

Tabela 1. Divisão e descrição dos grupos avaliados no estudo.

Grupos	DESCRIÇÃO
I_{SA} (CONTROLE)	Dois implantes paralelos ao eixo axial (S- <i>standard</i> - 3,75x11,5mm), sendo um instalado na região do primeiro pré-molar (14) e outro na região do primeiro molar (16) e; prótese múltipla (14-16) parafusada sobre <i>abutment</i> UCLA com base metálica.
I_{SA}I_{CA}	Dois implantes instalados paralelos ao eixo axial, sendo um implante (S- <i>standard</i> - 3,75x11,5mm) na região do primeiro pré-molar (14) e um implante curto (5x7mm) na região do primeiro molar (16) e; prótese múltipla (14-16) parafusada sobre <i>abutment</i> UCLA com base metálica.
I_{SA}I_{SI}	Dois implantes (S- <i>standard</i> - 3,75x11,5mm), sendo um paralelo ao eixo axial instalado na região do primeiro pré-molar (14) e outro com inclinação distal de 30° na região do primeiro molar (16) e; prótese múltipla (14-16) parafusada sobre <i>abutment</i> UCLA com base metálica (14) e sobre pilar intermediário angulado em 30° (16).
I_{SA}PC	Dois implantes (S- <i>standard</i> - 3,75x11,5mm) paralelos ao eixo axial instalados na região do primeiro pré-molar (14) e segundo pré-molar (15) e; prótese múltipla unida (14-15) parafusada sobre <i>abutment</i> UCLA com base metálica e com o pântico (16) em <i>cantiliver</i> .

Confecção dos moldes de silicone artesanal

Inicialmente, quatro maxilas parcialmente desdentadas foram fabricadas pelo Centro de Tecnologia da Informação Renato Arch (CTI, Campinas, São Paulo, Brasil) para simular uma maxila atrófica com pneumatização sinusal moderada (Figura 3). As maxilas foram fabricadas com duas perfurações para instalação dos análogos, de acordo com os protocolos de reabilitação propostos. Após a colocação dos análogos (DSP Biomedical, Campo Largo, Paraná, Brasil), os mesmos foram conectados com seus respectivos transferentes quadrados (DSP Biomedical, Campo Largo, Paraná, Brasil).

Os transferentes foram unidos um ao outro, com fio dental e resina acrílica Duralay (Duralay Reliance Dental, MFG Co Worth, IC, USA). Em seguida, as maxilas foram duplicadas por meio de silicone artesanal (Sapeca artesanato, Bauru, São Paulo, Brasil). Para isso, cada maxila foi fixada a uma placa de vidro por meio de cera rosa (Wilson, Polidental, Cotia, São Paulo, Brasil). Ao redor da maxila e, sobre a placa de vidro, um tubo de PVC foi adaptado utilizando silicone de condensação laboratorial (Zetalabor, Zhermarck, Rovigo, Itália) com o objetivo de evitar o vazamento do silicone. Sobre esse conjunto (placa de vidro + maxila + tubo de PVC), foi vertido silicone fluido, cobrindo totalmente a maxila envolta pelo tubo de PVC. Após a presa final desse silicone os parafusos dos transferentes foram removidos, para permitir a remoção dos modelos, obtendo-se assim as matrizes de silicone com os transferentes já posicionados. Aos transferentes foram adaptados e parafusados os dois implantes do tipo cone morse (DSP Biomedical, Campo Largo, Paraná, Brasil) de cada grupo (Fig. 4 e Tabela1). Os moldes foram utilizados para confecção dos modelos fotoelásticos e de poliuretano.

Confecção dos modelos fotoelásticos

Inicialmente, os moldes de silicone descritos acima foram utilizados para confecção dos 04 modelos fotoelásticos. Para isso, foi verificado o correto assentamento dos implantes nos transferentes e, em seguida, os moldes foram preenchidos com resina fotoelástica PL-2, obtendo os modelos fotoelásticos que foram utilizados na pesquisa. Para a confecção destes, o molde foi aquecido em uma estufa bacteriológica digital (Cienlab Equipamentos Científico Ltda, Campinas, São Paulo, Brasil) até atingir a temperatura de 52°C. Após esse processo, foi vertida sobre o molde, resina fotoelástica PL-2, manipulada e espatulada de acordo com as instruções do fabricante. Posteriormente, esse conjunto (molde + resina fotoelástica) foi colocado em um recipiente fechado sobre pressão de 40 lbf/pol² para a remoção de bolhas internas por 24 horas. Após a polimerização da resina PL-2, o modelo foi separado cuidadosamente do molde, sendo submetido ao acabamento e polimento, o qual foi realizado com lixas d'água de granulações finas (600, 800, 1200 e 1500).

Confecção dos modelos extensométricos

Para a análise extensométrica, foram confeccionados 05 espécimes para cada grupo. Para isso, foram utilizados os mesmos moldes de silicone descritos anteriormente, onde os respectivos implantes foram posicionados e, posteriormente, preenchidos com poliuretano F160. Este material é composto por dois líquidos: Polioli (parte A) e Isocianato (parte B). Para a obtenção dos espécimes, foram utilizadas duas pipetas de 10 ml (uma para a parte A e outra para a parte B) para se evitar a contaminação dos materiais.

As duas partes do líquido foram colocadas em um recipiente de vidro e, então, misturadas por 60 segundos até sua completa homogeneização. Em seguida, essa mistura foi vertida nos moldes de silicone e aguardada até a cura final por 30 minutos e foi realizada a desmoldagem dos espécimes.

Confecção das próteses

Para confecção das próteses fixas, foi utilizada a técnica convencional de fundição e o material utilizado foi uma liga de Ni-Cr (Fit Cast –SB Plus, Talladium do Brasil, Curitiba- PR). Para garantir uma padronização das alturas das coroas, foi utilizada uma matriz de silicone. As mesmas foram confeccionadas sobre os modelos de gesso, a fim de não induzirem tensões nos modelos fotoelásticos. Foram confeccionadas próteses fixas implantossuportadas múltiplas (14-16) parafusadas correspondente ao primeiro pré-molar, segundo pré-molar e primeiro molar.

Aplicação das cargas

Por meio de um torquímetro digital (Lutron TQ-8800, Lutron Eletronic Enterprise, Taiwan), as próteses parciais fixas implantossuportadas foram parafusadas aos implantes com um torque de 20N. Uma carga axial de 100N foi aplicada nas superfícies oclusais de todos os elementos da prótese de uma vez só, durante 10 segundos, por meio de uma ponta metálica adaptada à máquina de ensaio universal (EMIC-DL 3000, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil).

Análise fotoelástica

O conjunto modelo fotoelástico/prótese foi posicionado em um polariscópio circular (Eikonal, São Paulo, São Paulo, Brasil) composto por um recipiente de vidro com óleo mineral até que o modelo estivesse totalmente submerso, com o objetivo de minimizar a refração de superfície e facilitar a observação das franjas durante a aplicação de carga. Este recipiente foi acoplado a uma máquina de ensaio universal (EMIC DL-3000, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil), para aplicação das cargas axiais de 100N. Após as aplicações de cargas, a formação de franjas foi correspondente à tensão registrada. O estresse resultante em todas as áreas do modelo fotoelástico foi monitorado, registrado fotograficamente, através de máquina fotográfica (Canon Rebel T5i) e, subsequentemente visualizado em computador por um programa gráfico (Adobe Photoshop, Adobe Systems, San Jose, Califórnia, USA) com o intuito de facilitar a visualização, compreensão e interpretação tanto da localização como da intensidade das tensões distribuídas ao redor dos implantes e do tecido ósseo.

Análise dos resultados da AF

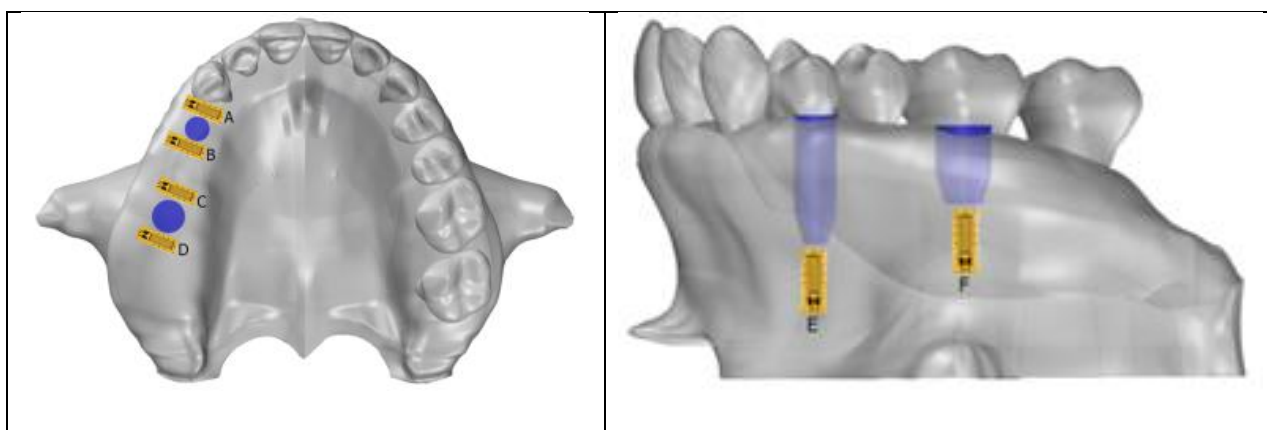
Os registros fotográficos dos espécimes foram analisados para verificar a direção de propagação e intensidade das tensões, conforme a análise qualitativa.^{3,13,16,17} Esta análise consiste em: quanto maior o N (ordem da franja) e o número de franjas, maior a intensidade de tensão e quanto mais próximas as franjas umas das outras, maior a concentração de tensões. A análise da região ao redor de cada implante foi dividida em três segmentos padronizados, correspondendo ao terço cervical, médio e apical. Para

facilitar, a análise foi dividida da seguinte maneira: de acordo com o número de franjas de alta intensidade (transição verde/rosa) e de acordo com a área de concentração das tensões. Todas as imagens foram avaliadas por um mesmo observador.

Análise extensométrica

Inicialmente, 6 extensômetros elétricos de resistência foram posicionados ao redor dos dois implantes de cada grupo, conforme descritos na Figura 5 e Tabela 2. Os fios de cobre, provenientes dos extensômetros, foram devidamente isolados com silicone na configuração de circuito de 1/4 ponte de Wheatstone. Para cada implante foi montado três extensômetros ativos.²⁰

Figura 5. Esquema da posição dos 6 extensômetros utilizados para mensurar os valores de tensão pela análise extensométrica.



FONTE: O autor

Tabela 2. Descrição da posição de cada extensômetro ao redor dos dois implantes de cada grupo.

Extensômetro	Posição
A	Sobre a crista do rebordo na mesial do implante instalado na região do primeiro pré-molar (14).
B	Sobre a crista do rebordo na distal do implante instalado na região do primeiro pré-molar (14).
C	Sobre a crista do rebordo na mesial do implante instalado na região do primeiro molar (16).
D	Sobre a crista do rebordo na distal do implante instalado na região do primeiro molar (16).
E	Na região do ápice do implante instalado na região do primeiro pré-molar (14).
F	Na região do ápice do implante instalado na região do primeiro molar (16) para os grupos I _{SA} , I _{SAICA} e I _{SAISI} . Na região do ápice do implante instalado na região de segundo pré-molar (15) para o grupo I _{SAPC} .

Aplicação das cargas

Cada extensômetro foi calibrado para medir em *microstrains* os valores de cargas aplicados. Foram realizados os mesmos testes de aplicação de carga descritos anteriormente. Cada ensaio foi realizado 5 vezes e os valores de tensão anotados, sendo que a cada ensaio esperava-se os valores de tensão zerar para verificar a ausência de deformação elástica. Os sinais elétricos foram captados por um aparelho de aquisição de dados (ADS2002; Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda, São Paulo, SP) controlado por um computador, sendo processados por um software específico (AqDados 7; Lynx).

Análise dos resultados da AE

As médias dos valores de tensão ($\mu\epsilon$ - *microstrains*) registrados foram agrupadas em tabelas e submetidas à análise estatística. Para tal, foi aplicada a técnica de análise de

variância para experimentos com um fator (ANOVA – um fator) e, em seguida, ao teste de Tukey com nível de significância de 5%.

Resultados

4. Resultados

Análise Fotoelástica (AF)

Figura 6. Distribuição das tensões nos grupos avaliados: I_{SA} ; I_{SAICA} ; I_{SAISI} e I_{SAPC} .

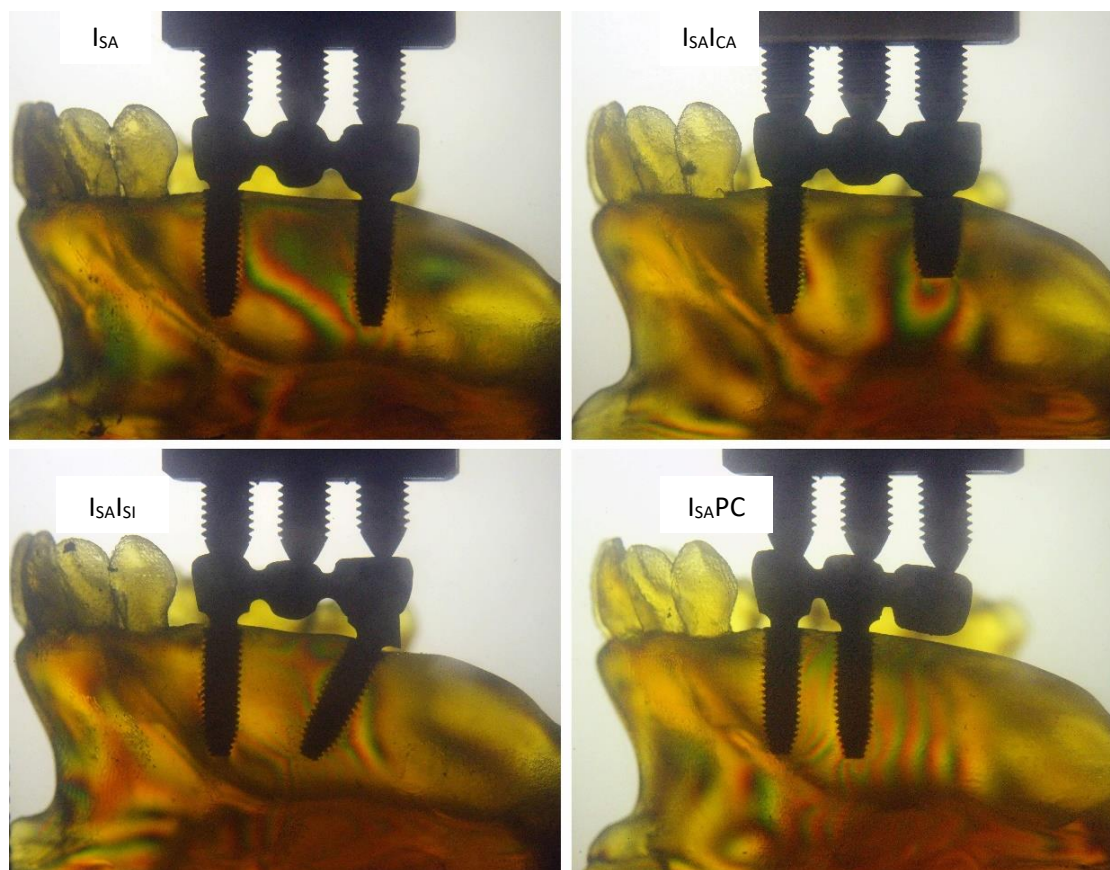


Tabela 3. Quantidade de franjas de alta tensão (transição entre o verde/rosa), de acordo com o protocolo de reabilitação.

Posição da Tensão	Protocolo de Reabilitação			
	I_{SA}	$I_{SA}I_{CA}$	$I_{SA}I_{SI}$	$I_{SA}PC$
Cervical	2	0	2	4
Ápice	1	3	3	4
Total	3	3	5	8

No geral, de acordo com os resultados obtidos pela análise fotoelástica, os protocolos de reabilitação foram classificados na seguinte ordem (do maior para o menor valor de tensão): $I_{SA}PC > I_{SA}I_{SI} > I_{SA}I_{CA} = I_{SA}$ (Tabela 3 e Fig. 6). Sendo que protocolo $I_{SA}PC$ apresentou maior número de franjas na região cervical dos implantes ($n=4$), seguido pelos protocolos I_{SA} e $I_{SA}I_{SI}$ ($n=2$). Ainda, observou-se maior concentração de tensão, respectivamente, nos protocolos $I_{SA}PC$ e $I_{SA}I_{SI}$. Além disso, destaca-se que independente do protocolo de tratamento os maiores valores de tensão ocorreram no implante distal (Fig. 6).

Análise Extensométrica (AE)

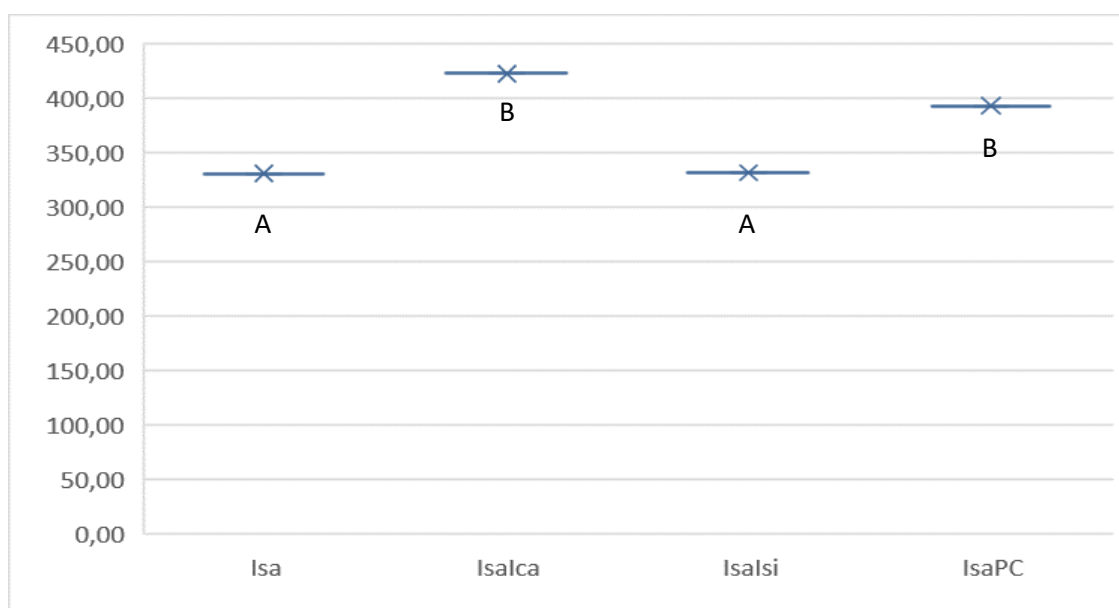
Tabela 4. Análise de Variância (ANOVA) um fator, com comparação entre os protocolos de reabilitação de maxila atrófica.

	Soma dos Quadrados	gl	Quadrado Médio	F	P
<i>Protocolos de reabilitação</i>	34127,786	3	11375,929	9,657	,001
<i>Dentro dos grupo</i>	18847,080	16	1177,943		
Total	52974,866	19			

* $P < 0,05$ denota diferença estatística significativa.

Verificou-se pela análise estatística que houve interações significativas entre os protocolos de reabilitação avaliados no estudo (Tabela 4, $p > 0,001$).

Figura 7- Valores médios (desvio padrão) de tensão ($\mu\epsilon$ - *microstrains*), de acordo com o protocolo de reabilitação.



Valores de tensão ($\mu\epsilon$ - *microstrains*) dos diferentes protocolos de reabilitação, letras diferentes representam diferença estatística entre os grupos ($p < 0,05$, Tukey).

Os protocolos de reabilitação I_{SA} (331,20 (11,02) e $I_{SAI_{SI}}$ (331,8 (22,4) apresentaram os menores valores de tensão ($\mu\epsilon$ - *microstrains*) e não houve diferença estatística significativa entre eles ($P>0,05$), no entanto, houve diferença estatística dos mesmos com os outros dois protocolos avaliados no estudo $I_{SAI_{CA}}$ (423,1(21,8) e I_{SAPC} (393,6 (39,5) ($P<0,05$), que apresentaram os maiores valores de tensão, contudo, não obtivemos diferença estatística significativa entre eles ($P>0,05$). Sendo classificada de maiores valores de tensão como e diferença estatística $I_{SAI_{CA}} = I_{SAPC} > I_{SAI_{SI}} = I_{SA}$.

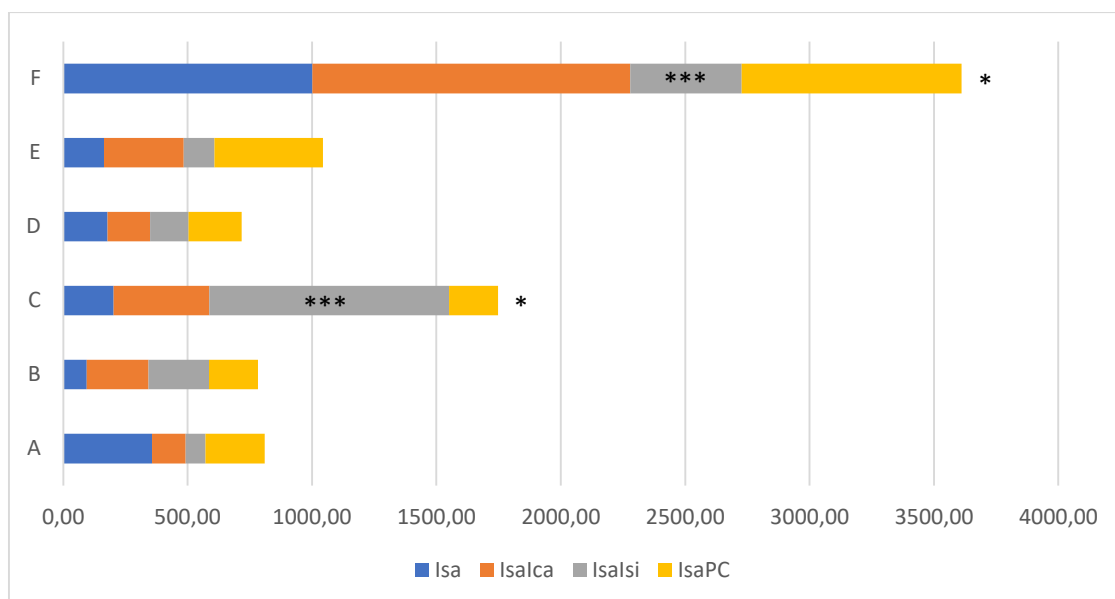
Tabela 5. Análise de Variância (ANOVA) com comparação entre os locais de posição dos extensômetros e a concentração de tensão nos diferentes protocolos de reabilitação para maxila atrófica.

Origem	Soma dos Quadrados	Df	Quadrado Médio	Z	P.
Interceptação	9715200,746	1	9715200,746	276,526	,000
Grupo	90375,057	3	30125,019	,857	,000
Local	4584421,792	5	916884,358	26,097	,000
Grupo * Local	3660442,710	15	244029,514	6,946	,000
Erro	1686386,414	48	35133,050		
Total	19736826,720	72			

* $P < 0,05$ denota diferença estatística significante.

Na AE, por posição dos extensômetros ao redor dos implantes, pode-se observar que as interações entre os diferentes locais e os diferentes protocolos de reabilitação influenciam significativamente nos valores de tensão (Tabela 5, $p < 0,05$).

Figura 8 - Distribuição de tensão ($\mu\epsilon$ - microstrains), de acordo com a posição dos extensômetros ao redor dos implantes em cada protocolo.



Valores de tensão ($\mu\epsilon$ - microstrains) por extensômetros ao redor dos implantes. *** Representam diferença estatística entre os protocolos de reabilitação dentro da mesma localização do extensômetro ($P < 0,05$ Tukey); * Representa diferença estatística entre as diferentes localizações dos extensômetros ($P < 0,05$ Tukey).

Pode-se observar em ordem de maior para menor tensão por local de extensômetro a seguinte ordem $D < B < A < E < C < F$. No grupo Is_A apresentou maior tensão no ápice do implante distal (F). No grupo Is_{Alca} observou a maior tensão no ápice do implante curto (F) sendo quatro vezes maior do que na região apical do implante convencional (E). Já no grupo Is_{Alsi} a maior tensão foi localizada na região cervical do implante inclinado (C) e no grupo Is_{APC} a maior tensão foi gerada na região apical do implante distal (F), sendo que na região apical do implante mesial (E) a tensão foi a metade do implante distal (F).

Discussão

5. Discussão

A hipótese nula foi negada, uma vez que, houve diferença nos valores de tensão entre os diferentes protocolos de reabilitação para maxila atrófica testados em ambas formas de análise.

A reabilitação em maxila atrófica pelo método cirúrgico de enxerto ósseo, tem pouca aceitação pelos pacientes, por haver maior risco de complicações pós-operatórias, alto custo, entre outros fatores. Diante disso, protocolos alternativos de reabilitação têm sido propostos na literatura, com destaque para o uso de implantes inclinados, curtos e por meio da confecção de próteses com extensão em *cantilever*.¹⁻³

No presente estudo, o protocolo que utilizou implante axial associado a implante com inclinação distal de 30° apresentou menores valores de tensões na análise extensométrica, não havendo diferença com o grupo controle (Figura 7). O uso de implantes inclinados, combinados com implantes na posição vertical, pode ser utilizado para a reabilitação por prótese fixa de arcos total ou parcialmente desdentados, estes representam uma evolução na reabilitação em pacientes com maxilares atróficos.¹⁰⁻²¹ Tendo como vantagens que sua instalação não afeta estruturas anatômicas, além disso, são capazes de promover estabilidade mesmo em casos com volume mínimo de osso.^{6,8,11} Ainda, possibilita a utilização de fixações mais longas e consequente diminuição do *cantilever*, por meio da inclinação do implante para distal durante a instalação, proporcionando uma melhor distribuição de carga por toda a arcada dentária.^{6,8,11} Estudos recentes²²⁻²⁴ que compararam implantes axiais com inclinados, não encontraram diferença significativa na sobrevida e na perda óssea periimplantar entre os dois, no entanto, não há consenso sobre o uso rotineiro de implantes inclinados para reabilitação de pacientes com maxila atrófica, há necessidade de estudos adicionais em longo prazo, que comprovem a viabilidade deste tipo de tratamento.

Pode-se observar também maior tensão gerada na região cervical do implante inclinado (Figura 8). Sabe-se que a tensão nesta região é mais prejudicial aos tecidos periimplantares⁴. Além disso, outra possível desvantagem da utilização de implantes inclinados encontra-se na maior dificuldade de restauração protética, que implica na correção dos ângulos por meio de componentes angulados, pois, acredita-se que os mesmos podem falhar devido a forças não favoráveis aplicadas.²⁵ Sendo que na análise fotoelástica esse protocolo de reabilitação apresentou alto números de franjas de alta tensão (n=5). (Tabela 3). Os implantes inclinados são considerados alternativas viáveis de tratamento para maxila atrófica, contudo, quando unidos a outros implantes e necessitam de uma maior atenção no planejamento das próteses para a obtenção de passividade dos componentes protéticos angulados.

Os protocolos de reabilitação com implante curto (I_{SAICA}) e da utilização de prótese em *cantilever* (I_{SAPC}) apresentaram maiores valores de tensão segundo testes realizados e não apresentaram diferença estatística entre eles ($P>0,05$) (Figura 7). O uso de implantes curtos é considerado como uma alternativa de procedimento não invasivo pois apresenta vantagens como baixo custo, menor tempo de tratamento, simplicidade e menor risco de complicações.^{1,4,26-28} Implantes com comprimento variando entre 4,0 a 8,5 mm, são classificados como curtos.^{18,27} Em nosso estudo, os implantes com 7 mm de comprimento foram classificados como curtos. Segundo Pieri et al. (2016)²⁶ os implantes curtos apresentam menor número de complicações cirúrgicas e menor risco de morbidade em comparação com os implantes *standard* quando instalados em combinação com elevação do seio maxila. Contudo, a literatura científica^{21,29} apresenta divergências sobre o prognóstico dos implantes curtos. Embora essa técnica apresente alto índice de sucesso, ainda são discutidos seus índices de sobrevivência, sua capacidade de absorção e

distribuição de tensão, bem como a sua capacidade de suportar próteses fixas implantossuportadas.^{4,18,25}

Provavelmente, a maior tensão observada na análise extensométrica no protocolo com implante curto deve-se ao fato dos mesmos excederem os parâmetros protéticos regulares (proporção coroa/implante).^{18,27} Porém, na análise fotoelástica o número de franjas gerados foi similar ao protocolo com dois implantes *standards* (Tabela 3). Contudo, esse cenário apresenta risco biomecânico adicional, pois o braço de alavanca, representado pelas coroas protéticas longas, é superior ao braço de resistência, representado pelo implante inserido no tecido ósseo, o que pode gerar maior concentração de tensão e consequentemente pode provocar reabsorção óssea.³⁰ O que corrobora com nossos resultados que ao analisarmos a distribuição de tensão individualmente por extensômetro, pode-se observar que os sensores ao redor do implante curto mostraram os maiores valores de tensão em comparação com os inseridos ao redor dos implantes de comprimento convencional (Figura 8). O uso de implantes curtos tem sido restrito devido ao ponto de vista biomecânico, principalmente, em situações de osso de pobre qualidade e altas cargas oclusais^{26,27}. Entretanto, o desenvolvimento do *design* dos implantes (diâmetro, forma e roscas), novos tratamentos de superfície e melhores técnicas cirúrgicas têm sido uma razão para reavaliar diversos estudos prévios⁴. Diante disso, pode-se constatar que os trabalhos encontrados na literatura a respeito dos implantes curtos ainda são conflitantes e que mais estudos são necessários sobre o tema.

Como alternativa protética para reabilitação pode ser usada a prótese do tipo *cantilever*^{4,13-15} que assim como as outras opções reduzem a necessidade de cirurgias de enxerto e evitam danos a estruturas anatômicas importantes tais como seio maxilar. Por outro lado, a presença de *cantilever* altera a biomecânica da prótese, podendo ocasionar aumento na incidência de complicações técnicas e biológicas como a perda de retenção,

fratura da infra-estrutura, fratura porcelana de revestimento, afrouxamento ou fratura do parafuso do pilar e perda óssea perimplantar.^{13,14} Dentro deste aspecto, notou-se no presente estudo que o protocolo de reabilitação com prótese com extensão em cantilever (ISAPC) apresentou alto valor de tensão (Figura 7) e quando comparado por região o extensômetro posicionado na região apical do implante posterior apresentou maior concentração de tensão (Figura 8). O *cantilever* encontra-se entre os principais fatores de sobrecarga em próteses implantossuportadas, este pode aumentar de duas a três vezes as forças transmitidas aos implantes, podendo influenciar negativamente na longevidade das mesmas. Uma prótese com extensão em *cantilever* cria uma alavanca de classe 1. O implante adjacente a prótese em *cantilever* funciona como apoio e um implante mais afastado fornece resistência à deslocação da prótese. Desse modo, o osso adjacente a próteses com pontes em extensão em *cantilever* está sujeito a tensões excessivas.^{4,13-15} Em nosso estudo, verificou-se uma maior tensão na região na região apical do implante instalado na região do elemento 15. Sendo que uma quantidade de stress é indicada para a regeneração óssea, porém evitando que o stress cause danos aos tecidos adjacentes a reabilitação.³¹ A escolha do tipo de reabilitação a ser utilizado durante a reabilitação protética uso de implantes curtos, implantes inclinados e prótese do tipo *cantilever* tem sido restrito devido ao ponto de vista biomecânico, principalmente, em situações de osso de pobre qualidade e altas cargas oclusais.

Conclusão

6. Conclusão

Pode-se concluir que:

- Do maior ao menor valor de tensão pela análise extensométrica, os protocolos de reabilitação para maxila atrófica foram classificados em: $I_{SAI_{CA}} = I_{SAI_{PC}} > I_{SAI_{SI}} = I_{SA}$.
- No protocolo com implante curto, a região do ápice do implante curto apresentou valor de tensão extremamente alto (883,24), em comparação ao valor registrado no ápice do implante de tamanho convencional (436,52) associado a ele.
- O protocolo com prótese com extensão em *cantilever* mostraram maiores valores de tensões em ambas formas de análise, principalmente, na região do ápice do implante adjacente ao pênico em *cantilever*, podendo acarretar problemas biomecânicos e, conseqüentemente, afetar a longevidade do tratamento reabilitador.
- O uso de implante inclinado distal de 30°, associado a implante axial apresentou valores de tensão compatíveis com o uso de implantes posicionados no eixo axial, sendo considerado biomecanicamente a melhor alternativa para a reabilitação de maxila atrófica, tendo comportamento similar a uma reabilitação em área sem atrofia maxilar.

Referências

7. Referências

1. Almeida EO, Rocha EP, Freitas Junior AC, Anchieta RB, Poveda R, Gupta N, et al. Tilted and short implants supporting fixed prosthesis in an atrophic maxilla: a 3D-FEA biomechanical evaluation. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015; 17: 332-42.
2. Testori T, Del Fabbro M, Capelli M, Zuffetti F, Francetti L, Weinstein RL. Immediate occlusal loading and tilted implants for the rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla: 1-year interim results of a multicenter prospective study. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19:227-32.
3. Cidade CPV, Pimentel MJ, Amaral RC do, Nobilo MA de A, Barbosa JR de A. Photoelastic analysis of all-on-four concept using different implants angulations for maxilla. *Braz Oral Res*. 2014;28.
4. Bhering CLB, Mesquita MF, Kemmoku DT, Noritomi PY, Consani RLX, Barao VAR. Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2016; 69:715-25.
5. Acocella A, Bertolai R, Colafranceschi M, Sacco R. Clinical, histological and histomorphometric evaluation of the healing of mandibular ramus bone block grafts for alveolar ridge augmentation before implant placement. *J Craniomaxillofac Surg*. 2010; 38:222-30.
6. Asawa N, Bulbule N, Kakade D, Shah R. Angulated implants: an alternative to bone augmentation and sinus lift procedure: systematic review. *J Clin Diagn Res*. 2015;9:ZE10-3.
7. Peleg M, Garg AK, Mazor Z. Predictability of simultaneous implant placement in the severely atrophic posterior maxilla: A 9-year longitudinal experience study of 2132 implants placed into 731 human sinus grafts. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21:94-102.
8. Barnea E, Tal H, Nissan J, Tarrasch R, Peleg M, Kolerman R. The Use of Tilted Implant for Posterior Atrophic Maxilla. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2016; 18:788-800.
9. Fortin Y, Sullivan RM. Terminal Posterior Tilted Implants Planned as a Sinus Graft Alternative for Fixed Full-Arch Implant-Supported Maxillary Restoration: A Case Series with 10- to 19-Year Results on 44 Consecutive Patients Presenting for Routine Maintenance. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2017;19:56-68.
10. Goiato MC, Sonogo MV, da Silva EVF, de Carvalho Dekon SF, de Medeiros RA, Carvalho KHT de, et al. Dynamic UCLA for single tilted implant in an aesthetic region. *Int J Surg Case Rep*. 2015;7:149-53.
11. Esposito M, Worthington H V. Interventions for replacing missing teeth: dental implants in zygomatic bone for the rehabilitation of the severely deficient edentulous maxilla. *Cochrane database Syst Rev*. 2013;9.
12. Block MS, Haggerty CJ, Fisher GR. Nongrafting implant options for restoration of the edentulous maxilla. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009;67:872-81.

13. Goiato MC, Shibayama R, Gennari Filho H, de Medeiros RA, Pesqueira AA, dos Santos DM, et al. Stress distribution in implant-supported prostheses using different connection systems and cantilever lengths: digital photoelasticity. *J Med Eng Technol.* 2016; 40:35–42.
14. Setia G, Yousef H, Ehrenberg D, Luke A, Weiner S. The effects of loading on the preload and dimensions of the abutment screw for a 3-unit cantilever-fixed prosthesis design. *Implant Dent.* 2013;22:414–21.
15. Zurdo J, Romao C, Wennstrom JL. Survival and complication rates of implant-supported fixed partial dentures with cantilevers: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2009; 20:59–66.
16. Coelho Goiato M, Pesqueira AA, Falcon-Antenucci RM, Dos Santos DM, Haddad MF, Bannwart LC, et al. Stress distribution in implant-supported prosthesis with external and internal implant-abutment connections. *Acta Odontol Scand.* 2013; 71:283–8.
17. Ueda C, Markarian RA, Sendyk CL, Lagana DC. Photoelastic analysis of stress distribution on parallel and angled implants after installation of fixed prostheses. *Braz Oral Res.* 2004; 18:45–52.
18. Akca K, Cehreli MC. A photoelastic and strain-gauge analysis of interface force transmission of internal-cone implants. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2008; 28:391–9.
19. Nishioka RS, de Vasconcellos LGO, de Melo Nishioka GN. Comparative strain gauge analysis of external and internal hexagon, Morse taper, and influence of straight and offset implant configuration. *Implant Dent.* 2011; 20:24-32.
20. Goiato MC, de Medeiros RA, da Silva EV, Sônego MV, Dos Santos DM. Biomechanical evaluation of spring system for implant-supported prosthesis: analysis by photoelasticity and extensometry. *J Med Eng Technol.* 2017 41:309-13.
21. Francetti L, Rodolfi A, Barbaro B, Taschieri S, Cavalli N, Corbella S. Implant success rates in full arch rehabilitations supported by upright and tilted implants: a retrospective investigation with up to five years of follow-up. *J Periodontal Implant Sci.* 2015; 45:210-5.
22. Van Weehaeghe M, De Bruyn H, Vandeweghe S. A prospective, split-mouth study comparing tilted implants with angulated connection versus conventional implants with angulated abutment. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2017; 19:989-96.
23. Lin WS, Eckert SE. Clinical performance of intentionally tilted implants versus axially positioned implants: A systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2018; 29:78-105.
24. Apaza Alccayhuaman KA, Soto-Peñaloza D, Nakajima Y1, Papageorgiou SN, Botticelli D, Lang NP. Biological and technical complications of tilted implants in comparison with straight implants supporting fixed dental prostheses. A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2018; 29:295-308.
25. Graves S, Mahler BA, Javid B, Armellini D, Jensen OT. Maxillary al-on-four therapy using angled implants: a 16- month clinical study of 1110 implants in 276

- jaws. *Dent Clin North Am*. 2011; 55:779-94.
26. Pieri F, Caselli E, Forlivesi C, Corinaldesi G. Rehabilitation of the atrophic posterior maxilla using splinted short implants or sinus augmentation with standard-length implants: a retrospective cohort study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016; 31:1179-88.
27. Schwartz SR. Short Implants. Are They a Viable Option in Implant Dentistry? *Dent Clin N Am* 2015; 59:317–328.
28. Olate S, Lyrio MC, de Moraes M, Mazzonetto R, Moreira RW. Influence of diameter and length of implant on early dental implant failure. *J Oral Maxillofac Surg*. 2010; 68:414-9.
29. Maló P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Moss S. Posterior maxillary implants inserted with bicortical anchorage and placed in immediate function for partial or complete edentulous rehabilitations. A retrospective clinical study with a median follow-up of 7 years. *Oral Maxillofac Surg*. 2015; 19:19-27.
30. Urdaneta RA, Rodriguez S, McNeil DC, Weed M, Chuang SK. The effect of increased crown-to-implant ratio on single-tooth locking-taper implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010; 25:729-43.
31. Zhang C, Zhang X, Dong X, Wu H, Li G. A Loading Device Suitable for Studying Mechanical Response of Bone Cells in Hard Scaffolds. *J Biomed Mater Res*. 2009; 91: 481–488.

Normas da revista

9. Normas da Revista

As normas de configuração do artigo da dissertação seguiram as normas exigidas pelo, The Journal of Prosthetic Dentistry estando disponível em:

<https://www.thejpd.org/content/authorinfo><https://www.thejpd.org/content/authorinfo>