



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de São José dos Campos
Instituto de Ciência e Tecnologia

MATEUS FAVERO BARRA GRANDE

**INFLUÊNCIA DA POSIÇÃO DOS IMPLANTES EM
MAXILAR E CONDIÇÃO DE CARGA NA DISTRIBUIÇÃO
DE TENSÃO EM IMPLANTES DE PRÓTESE DE ARCO
COMPLETO: 3D-FEM**

2021

MATEUS FAVERO BARRA GRANDE

**INFLUÊNCIA DA POSIÇÃO DOS IMPLANTES EM
MAXILAR E CONDIÇÃO DE CARGA NA DISTRIBUIÇÃO
DE TENSÃO EM IMPLANTES DE PRÓTESE DE ARCO
COMPLETO: 3D-FEM**

Dissertação apresentada ao Instituto de Ciência e Tecnologia, Universidade Estadual Paulista (Unesp), Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA.

Área: Prótese Dentária. Linha de pesquisa: Desempenhos de materiais reabilitadores e protéticos.

Orientador: Prof.Tit. Renato SussumuNishioka

São José dos Campos

2021

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2021]. Disponível em <http://www.ict.unesp.br/biblioteca/normalizacao>

Apresentação gráfica e normalização de acordo com as normas estabelecidas pelo Serviço de Normalização de Documentos da Seção Técnica de Referência e Atendimento ao Usuário e Documentação (STRAUD).

Grande, Mateus Favero Barra
Influência da posição dos implantes em maxilar e condição de carga na distribuição de tensão em implantes de prótese de arco completo: 3DFEM / Mateus Favero Barra Grande. – São José dos Campos : [s.n.], 2021. 91 f. : il.

Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora) - Pós-Graduação em Odontologia Restauradora - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2021.
Orientador: Renato Sussumu Nishioka.

1. Implantes dentários. 2. Fenômenos biomecânicos. 3. Prótese dentária. I. Nishioka, Renato Sussumu, orient. II. Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos. III. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho' - Unesp. IV. Universidade Estadual Paulista (Unesp). V. Título.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Tit. Renato Sussumu Nishioka (Orientador)
Universidade Estadual Paulista (Unesp)
Instituto de Ciência e Tecnologia
Campus de São José dos Campos

Prof. Osvaldo Daniel Andreatta Filho
Universidade Estadual Paulista (Unesp)
Instituto de Ciência e Tecnologia
Campus de São José dos Campos

Prof. João Paulo Mendes Tribst
Universidade de Taubaté (UNITAU)
Faculdade de Odontologia de Taubaté
Campus de Taubaté

São José dos Campos, 25 de Junho de 2021.

DEDICATÓRIA

Dedico esse trabalho em especial a minha esposa Renata Campos Pelegrini e também aos meus pais, Marcio Barra Grande e Roseli Favero Barra Grande, que diretamente contribuíram para o meu progresso, sempre apoiando todas as minhas decisões.

Dedico ainda em especial ao meu Professor e Orientador Renato Sussumu Nishika, que me apoiou e me guiou nesse caminho e também me resguardou nessa vitória.

Guilherme Scalzer, Jefferson Matos e, Jiro Nakano
grandes amigos, que estiveram ao meu lado nessa jornada.

Ao professor Marcelo Lucchesi Teixeira, que com seu conhecimento auxiliou diretamente e indiretamente nessa jornada,
sempre me motivando a continuar a batalha.

Às empresas Intraoss Indústria Ltda. e, Laboratório Fusão
pela doação de parte dos materiais utilizados nessa pesquisa.

SUMÁRIO

RESUMO	6
ABSTRACT.....	7
1 INTRODUÇÃO.....	8
2 REVISÃO DE LITERATURA	11
2.1 Software CAD (Computer Aided Design)	11
2.2 Impressão 3D	13
2.3 Métodos de elementos finitos	15
3 PROPOSIÇÃO	27
4 MATERIAL E MÉTODOS	28
4.1 Modelos tridimensionais.....	28
4.1.1 Pré-Processamento.....	30
4.1.2 Simulações e carregamentos	38
4.2 Confeção dos modelos experimentais.....	44
4.2.1 Instalação dos implantes	48
4.2.2 Confeção das próteses sobre implantes.....	52
4.2.3 Fundição da prótese fixa implanto suportada.....	53
5 RESULTADO.....	57
5.1Análise pelo método de elementos finitos	57
6 DISCUSSÃO.....	73
7 CONCLUSÃO	78
8 REFERÊNCIAS.....	79

Grande MFB. Influência da posição dos implantes em maxilar e condição de carga na distribuição de tensão em implantes de prótese de arco completo: 3D-FEM [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2021.

RESUMO

Efeito da distância entre os pilares anteriores dos implantes no desempenho biomecânico da prótese implanto-suportada ainda não está claro. Este estudo avaliou o tratamento com seis implantes em termos dos efeitos biomecânicos da distribuição dos implantes na maxila edêntulo, usando a análises de elementos finitos. Os modelos de elementos finitos *in vitro*, foram construídos a partir de um manequim pré-existente com a colocação de implantes hexágono externo, bem como uma estrutura de Cobalto-Cromo em um manequim edêntulo. Três foram analisados: Grupo A em implantes inseridos na região de caninos, primeiro pré-molares e segundos molares. Grupo B em implantes inseridos na região de primeiro pré-molar, primeiro molar e segundo molar e grupo C em segundo pré-molar, primeiro molar e segundo molar. As cargas foram aplicadas na área dos incisivos centrais (100N), primeiro pré-molar (300N) e nos segundos molares (300N). Para as simulações dos elementos finitos foram analisando os picos de tensões de von-Mises no implante e no osso cortical circundante. Todos os resultados registrados relataram valores mais altos para a prótese implanto-suportada no grupo C em comparação com os grupos A e B. O valor de tensão máxima para os três grupos foi na prótese do grupo C ($4,4 \times 10^2$ Mpa) e nos parafusos ($2,5 \times 10^2$ Mpa), já os menores foram no grupo A ($2,08 \times 10^1$ Mpa), Em ambos os grupos, independentemente da magnitude e direção de carregamento, as tensões máximas registradas de von Mises dos implantes e deslocamento da prótese foram menores no grupo A. Concluindo que a presença dos implantes mais distalizados resultou em tensões mais altas quando a aplicação de carga na região anterior da prótese implanto-suportada.

Palavras-chave: Implantes dentários. Fenômenos biomecânicos. Prótese dentária.

Grande MFB. Influence of maxillary implant position and load condition on stress distribution in full-bow prosthesis implants: 3D-FEM [dissertation]. São José dos Campos (SP): São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2021.

ABSTRACT

The impact of the distance between the anterior implant abutments on the biomechanical performance of the implant-supported prosthesis treatment is still unclear. This study evaluated the treatment with six implants in terms of the biomechanical effects of the distribution of the implants in the edentulous maxilla, using three-dimensional tests of finite element analysis. The in vitro finite element models were built from a pre-existing mannequin with the placement of external hexagon implants, as well as a Cobalt-Chromium structure in an edentulous jaw. Three types of loads were applied: in the area of the central incisors (100N), first premolar (300N) and in the second molars (300N) and all at the same time. For finite element simulations, von-Mises stress peaks in the implant and in the surrounding cortical bone were analyzed. All recorded results reported higher values for the implant-supported prosthesis in group C compared to groups A and B. The maximum stress values for the three groups were in the group C prosthesis ($4.4 \times 10^2 \mu\epsilon$) and in the screws ($2.5 \times 10^2 \mu\epsilon$), the smallest ones were in group A ($2.08 \times 10^2 \mu\epsilon$). In both groups, regardless of the magnitude and direction of loading, the maximum von Mises tensions recorded from the implants and denture displacement were lower in group A. Concluding that the presence of the most distalized implants resulted in higher tensions when the load was applied to the anterior region of the implant-supported prosthesis.

Keywords: Dental implants. Biomechanical phenomena. Dental prosthesis.

1 INTRODUÇÃO

Os implantes com conexões do tipo hexágono externo apresentam características biomecânicas que estão embasadas na literatura por apresentar um bom desempenho clínico, até mesmo no acompanhamento em longo prazo. Por esta e outras razões mecânicas, as próteses fixas sobre implante hexágono externo são uma opção segura no tratamento de pacientes desdentados (Mish et al., 2009).

Contudo, para reabilitação com um implante é necessária a presença de remanescente ósseo adequado para suportar as cargas mastigatórias.

Após a extração ou perda dentária, o osso alveolar sofre um processo fisiológico de remodelação que muitas vezes limita a quantidade de osso, principalmente na região anterior da maxila, impossibilitando a reabilitação por meio de implantes (Brunski et al., 1992). Deste modo, existem algumas alternativas que podem fornecer a ancoragem necessária nestas áreas: enxertia óssea ou o uso de implantes longos em região posterior com ancoragem no osso zigomático (Rastelli et al., 2014).

É importante ressaltar que o uso de implantes longos com ancoragem no zigomático, além de serem invasivos e necessitar de internação em meio hospitalar, possui um custo elevado (Kawakami et al.,

2017).

Uma opção clínica que supre essas limitações seria a instalação de implantes em região posterior da maxila, porém esta configuração pode apresentar complicações em longo prazo (Kreissl et al., 2007). As duas principais causas de falhas com implantes são: a peri-implantite e a sobrecarga oclusal. Ambas associadas ou de forma independente podem causar uma perda óssea marginal que, em casos avançados, podem levar à perda do implante (Lindhe, Meeyale, 2008; Malchiodi et al., 2014).

Quando estes estímulos que estão dentro dos limites fisiológicos existe a manutenção da estrutura óssea, porém, quando os estímulos ultrapassam estes limites, a consequência é uma perda óssea causada pela desorganização do processo de remodelação (Frost, 1994). Sendo assim, para a prevenção de perda óssea marginal é de grande importância conhecer o sistema mastigatório e o comportamento biomecânico nos sistemas de próteses sobre implantes (Kayumi et al., 2015), já que a condição do osso marginal de um implante em função é influenciada pelas forças oclusais transmitidas a ele (Albrektsson, 2008; Mavrogenis et al., 2009).

As cargas axiais geram as tensões ao longo do eixo do implante de forma mais homogênea, sendo mais bem aceitas pelos tecidos ósseos peri-implantares (Sahin et al., 2002; Isidor, 2006). Contudo, o posicionamento

dos implantes e a própria infraestrutura de uma prótese sobre implantes podem influenciar a distribuição das cargas oclusais e resultar em uma maior quantidade de cargas oblíquas, o que intensifica a magnitude das tensões transferidas para o osso marginal (Duarte et al., 2013; Prado et al., 2016; Pereira et al., 2016). Para melhorar a compreensão do comportamento biomecânico das próteses fixas sobre implantes os estudos *in vitro* ganharam notoriedade através de ferramentas da bioengenharia, como por exemplo, a análise pelos métodos de elementos finitos (Sirandoni et al., 2019; Tribst et al., 2017).

A análise numérica através do método de elementos finitos permite simular o cálculo das tensões do modelo teórico. Esta metodologia tem a vantagem de permitir simulação de várias condições, permitindo a análise do comportamento biomecânico de implantes em áreas de difícil acesso clínico (Farah et al., 1973).

Exposto isso, esta pesquisa teve o objetivo de avaliar a distribuição de tensão de prótese total implanto-suportada com diferentes configurações.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Desenho Assistido por Computador(CAD)

O sistema CAD (desenho assistido por computador) é uma tecnologia que está sendo utilizada como forma de simplificar e automatizar processos manuais que exigem habilidade e precisão artesanal e vem sendo estudada pela indústria aeronáutica e automobilística, visando um material de elevada qualidade, diminuindo a possibilidade de erros e melhorando a padronização (Arnold et al., 2018). Nos últimos anos a tecnologia CAD teve uma alta exponencial de desenvolvimento, trazendo consigo programas de desenhos virtuais, desenvolvimento de materiais e maquinários avançados (Miyazaki, Hotta, 2011).

Vale ressaltar que a tecnologia CAD possui vantagens e desvantagens. As vantagens do sistema CAD/CAM estão associadas a sua rapidez de execução e à praticidade; e as principais desvantagens referem-se ao investimento inicial e ao custo de insumos do equipamento (Alghazzawi, 2016).

Na odontologia, o sistema CAD permite o planejamento reverso que se apresenta como uma técnica que facilita a reabilitação do

paciente pela previsibilidade e agilidade do tratamento (Batson et al., 2014).

Para McLaren e Terry (2002) o uso desta tecnologia teve como objetivo simplificar, automatizar e garantir níveis de qualidade aceitáveis com adaptações micrométricas das próteses dentárias.

No caso da prótese dentária, o modelo de gesso ou até mesmo a arcada dentária dos pacientes podem ser digitalizados, entrando em um fluxo digital de trabalho através do processo de escaneamento. Várias empresas têm desenvolvido sistemas CAD/CAM de alta tecnologia, que se baseiam em três componentes fundamentais: Sistema de leitura da preparação dentária (scanning), software de desenho da restauração protética (CAD) e sistema de fresagem da estrutura protética (CAM ou Milling) (Miyazaki et al., 2009).

A implementação da tecnologia CAD/CAM com seus diversos sistemas, ajudou não só na produção, mas também em um aperfeiçoamento do procedimento cirúrgico e das restaurações em geral, pela utilização do desenho e da confecção assistidas por computação. Por ser basicamente informatizado o processo de confecção das próteses, exige do clínico e do laboratório adaptação das dinâmicas de trabalho (Kapos, Evans, 2014).

O software, além disso, permite que o operador do sistema que pode ser um cirurgião-dentista ou um técnico em prótese dentária, faça o desenho virtual dos elementos necessários a reabilitação protética, configurando forma e função com extremo cuidado e precisão (Harder, Kern, 2009). A partir deste desenho guia é possível evoluir para o desenho virtual final de coroas totais, inlays, onlays, facetas, pilares personalizados, pontes fixas, copings e infraestruturas de pontes, entre outras (Pjetursson et al., 2018).

2.2 Impressão 3D

American Society for Testing Materials, definiu em 2013 o termo impressão 3D como: uma manufatura aditiva que é um processo que unifica materiais em um objeto tridimensional modelado em um computador (Bae et al., 2020).

A impressão 3D é a prototipagem ou réplica de estruturas e objetos. A evolução dessa área se deu na década de 80 com softwares Computer-Aided Design (CAD), que auxiliaram na reprodução física de estruturas virtuais (Foggiatto et al., 2016).

A principal vantagem desse método se dá pelo menor uso e desperdício de material já que o modelo é impresso pelo método de

adição, diferentemente da fresagem que realiza a subtração do material, utilizando maior quantidade de material para chegar ao produto final. Outro ponto bastante positivo é a otimização do tempo de trabalho, porém a desvantagem dessa tecnologia está na necessidade de um operador bem treinado para regulagem e calibragem da máquina. (Cicciù et al., 2019).

As técnicas de prototipagem rápida mais utilizadas são a Estereolitografia (SLA), a Sinterização Seletiva a Laser (SLS), a Impressão Tridimensional (3D Printing), a Modelagem por Deposição Fundida (FDM) e a Thermojet. Todas elas se baseiam no princípio da adição camada por camada de material, que correspondem às “fatias” axiais da estrutura anatômica examinada (Grellmann, 2001).

Sendo assim, é possível perceber que as impressoras 3D são muito variadas e versáteis, por isso, também é possível utilizar a impressão 3D na odontologia. Ela possibilita planejar os tratamentos e confeccionar próteses, moldes e outras peças necessárias para os procedimentos odontológicos (Tack et al., 2017).

Em revisão sistemática de Cicciù et al. (2020), demonstraram como o tempo de trabalho parece ser melhorado com o fluxo de trabalho digital e os alunos estão abertos as novas técnicas digitais. Que parece ser o fator chave na escolha da técnica de moldagem final. Certamente, as técnicas digitais acabarão suplantando as analógicas por completo,

melhorando a qualidade das reabilitações orais, a economia da prática odontológica e também a percepção de nossos pacientes.

A flexibilidade e o potencial de economia da tecnologia também são atrativos. Uma máquina que gera peça e produtos pode ter muitas aplicações e tende a gerar economia se bem utilizada (Park et al., 2019).

O último estudo anual de tecnologias emergentes, chamado de Gartner's HypeCycle for Emerging Technologies, relatou que a impressão 3D está entrando em uma fase de redução do modismo e indica que a maturidade de uso esteja ainda distante de cinco a dez anos. Para o uso industrial, o Gartner prevê a maturidade ocorrendo mais rapidamente, em até cinco anos (Ryu et al., 2020).

2.3 Métodos de elementos finitos

O Método de Elementos Finitos é um procedimento numérico para determinar soluções aproximadas de problemas de valores sobre o contorno de equações diferenciais. Que subdivide o domínio de um problema em partes menores, denominadas elementos finitos (Menini et al., 2015).

Possuí como principal vantagem a possibilidade de simular fraturas, fracionamento do material e desenvolvimento de chips segmentados e permitir interfaces entre diferentes materiais. E como desvantagens a instabilidade numérica provocada por distorções locais da malha devido às cargas altamente concentradas, especialmente em análises com altas taxas de deformação e alto custo computacional (Geng et al., 2001).

Esse recurso da engenharia vem ganhando espaço em áreas da odontologia, onde as propriedades biomecânicas são avaliadas em diversas situações resultantes de estresse, tensão, deformação, deslocamento; juntamente com a interação de estruturas circundantes (Ikar et al., 2020).

Os elementos finitos permitem uma reprodução fiel do modelo tridimensional obtidos manualmente através de ferramentas disponíveis por diversos programas CAD (Computer Aided Design), sendo assim, a complexidade das estruturas envolvendo a anatomia clínica e das próteses implanto-suportadas a fim de tornar as simulações mais próximas da realidade clínica ou laboratorial. Neste contexto, permite que todos os materiais sejam considerados homogêneos, lineares e isotrópicos (Sabri et al., 2020).

A formulação do método de elementos finitos requer a existência

de uma equação integral, de modo que seja possível substituir o integral sobre um domínio complexo (de volume V) por um somatório de integrais estendidos a subdomínios de geometria simples (de volume V_i). Esta técnica é ilustrada com o seguinte exemplo, que corresponde ao integral de volume de uma função f (Timoshenko et al., 1998).

O modelamento por elementos finitos envolve a definição e a manipulação da geometria, especificação do material e suas propriedades, geração da malha de elementos finitos e definição das cargas e deslocamentos que serão aplicados ao componente (Cook et al., 2002).

Para isso algumas informações dos materiais simulados são necessárias, como por exemplo, o módulo elástico e o coeficiente de Poisson (Datte et al., 2018).

O módulo elástico ou módulo de Young (E) é uma propriedade mecânica que mede a rigidez de um material sólido e é definido pela relação de tensão (força por unidade de área) e deformação (deformação proporcional), que é calculada pela razão da tensão de tração (σ), pela deformação (ε), logo, $E = \sigma/\varepsilon = (F/A)/(\Delta L/L_0)$ (Ferreira et al., 2004). O coeficiente de Poisson (ν) é uma propriedade adimensional que mede a deformação transversal (em relação à direção longitudinal de aplicação de carga), que é calculada pela razão da extensão na direção “x”, que é

transversal, pela extensão na direção “z”, que é longitudinal, dada pela fórmula, $v = -\epsilon_x/\epsilon_z$ (Morrel et al., 1996).

Os resultados fornecem tabelas com milhares ou milhões de valores numéricos, onde os valores podem ser descritivos de grandezas escalares, vetoriais ou tensoriais. O pós-processamento permite a interpretação eficiente desses números, através de mapas de cores, campos de vetores, elipses; os quais permitem a visualização fácil dos resultados obtidos (Behforootan et al., 2017)

O tamanho da malha influencia na precisão e no tempo de processamento, pois quando o número de nós na malha é reduzido os resultados tendem a ser mais imprecisos. Aumentando o número de nós e o número de graus de liberdade na malha aumenta também a precisão, porém o aumento do número de nós e de graus de liberdade eleva muito o número de equações e o tempo necessário para processamento o que pode deixar o problema intratável (Bertolini et al., 2019).

A maioria dos estudos utilizam valores médios de módulo elástico para osso cortical de 13,7 GPa e para osso medular encontra-se uma grande variabilidade, com valores médios de 0,3 a 9,5 GPa (Madfa et al., 2014). Porém para os trabalhos laboratoriais, a simulação do tecido ósseo se dá pela utilização do poliuretano, já que o material foi validado para tal finalidade por Miyashiro et al. (2011) por apresentar um módulo elástico

entre o osso cortical e o osso medular de 3,6 GPa (Ozan, Kurtulmus-Yilmaz, 2018).

Já o coeficiente de Poisson do osso cortical, o medular e o poliuretano apresentam valor de 0,3. Nesse sentido os outros materiais utilizados nesse trabalho são os implantes de titânio com coeficiente de Poisson de 110 GPa e módulo de elástico e 0,33 e Níquel-Cromo com coeficiente de Poisson de 206 GPa e módulo de elástico e 0,3 (Tribst et al., 2020).

Sahin et al. (2002), avaliaram as evidências publicadas relacionadas à influência das forças funcionais na biomecânica de próteses implanto-suportadas através do método de elementos finitos. A literatura foi pesquisada em busca de artigos de pesquisa originais relacionados ao controle de cargas em implantes dentários, efeitos de cargas oclusais iniciais e tardias, a influência da qualidade óssea, tipo de prótese, material de prótese, número de implantes de suporte e técnicas de engenharia empregadas para avaliação mecânica e biomecânica comportamento de implantes usando MEDLINE e rastreamento manual de referências citadas em documentos importantes de outra forma não mencionadas. O resultado do tratamento com implantes é frequentemente maximizado quando os implantes são colocados em osso denso, o número de implantes de suporte é aumentado, a configuração de colocação do implante reduz

os efeitos dos momentos de flexão e quando uma prótese fixa é entregue ao paciente.

No estudo de Almeida et al. (2015) analisaram diferentes distância de cantilever em configurações de próteses implanto-suportadas, através de exame de tomografia que serviu de base para produção do modelo de trabalho que foi analisado através da metodologia dos elementos finitos. Comparando os grupos, o grupo com menor distância entre os pilares teve o melhor desempenho. Sendo assim, a distribuição mais vantajosa foi com menor espaço livre entre os implantes.

Nesse sentido, Fazi et al. (2011) observaram a distribuição de tensões no osso, implantes e próteses. Analisando, via modelagem tridimensional de elementos finitos, em diferentes configurações de implantes para uma prótese fixa implanto-suportada em uma mandíbula edêntula. Deste modo, obteve como conclusão que em configurações de implantes paralelos para próteses mandibulares fixas implanto-suportadas, quatro e cinco implantes resultou em distribuição semelhante de tensões no osso, estrutura e implantes.

Akça et al. (2013), compararam os resultados biomecânicos de próteses em maxila suportadas por implantes usando análise de tensão por elemento finito. A amplitude das deformações axiais e laterais criou

tensões e deformações semelhantes nos grupos de prótese em maxila que suportam sobre dentaduras retidas por barra.

Assim, Baggi et al. (2013) compararam duas técnicas restauradoras diferentes para reabilitações de arcada completa em maxila. O principal objetivo foi destacar os possíveis riscos de tensões excessivas, os mecanismos de transferência de carga e identificar os principais fatores biomecânicos que afetam a transmissão de carga. As simulações numéricas destacaram que o comprimento do cantilever, o desenho e posicionamento do implante e as propriedades mecânicas e morfologia do osso podem afetar os mecanismos de transmissão de carga e os riscos de sobrecarga óssea em restaurações de arcada completa.

Nesse mesmo ano Correia et al. (2013), afirmaram que nas reabilitações dentais que envolvem implantes, o número de implantes às vezes é menor do que o número de dentes perdidos. Este fato pode afetar o comportamento biomecânico e o sucesso dos implantes. Nesse sentido, o comportamento mecânico de diferentes posições de implantes na reabilitação da região anterior da maxila através do método de elementos finitos. A configuração protética limitou o deslocamento da estrutura protética, mas levou a um maior deslocamento da estrutura óssea. O uso de um cantilever aumentou a concentração de tensão no implante e no osso.

Lee et al. (2015) estudaram os designs de próteses fixas usadas para reabilitação de maxila edêntulas anteriores, suportadas por 4, 3 ou mesmo 2 implantes. As próteses suportadas por 6 implantes exibiram a distribuição de tensões mais uniforme e mais baixa em todas as condições de carregamento. Quando as suportadas por 2 ou 3 implantes mostraram maiores tensões ao redor do implante na posição canina do que as suportadas por 4 ou 6 implantes. Podendo concluir, que o número e a distribuição dos implantes influenciaram na distribuição da tensão ao redor dos implantes na parte anterior da maxila. Com a diminuição do número de implantes, as tensões ao redor dos implantes aumentaram.

Bölükbaşı e Yenyol (2015), relataram que há uma literatura limitada sobre o número e localização ideais de implantes na região anterior da maxila para a confecção de próteses fixas em termos biomecânicos. Encontrando, que quanto menor o número de implante e mais distantes entre si, pior foi seu comportamento nesse estudo.

Para Hasan et al. (2015), recomendaram o uso de mais implantes para apoiar uma prótese. Deste modo, através do método dos elementos finitos, investigaram a influência do número de implantes utilizados nas próteses fixas na distribuição da tensão, considerando a geometria do pilar. Uma redução perceptível na carga óssea biomecânica foi observada com o uso de mais implantes no suporte de uma prótese.

Nesse sentido, Bhering et al. (2016) avaliaram o tratamento de reabilitação com implantes dentários e o efeito do material de estrutura na distribuição de tensões do sistema implante-suporte, com a análise de elementos finitos. Um modelo tridimensional de elementos finitos baseado em um protótipo foi construído para simular uma maxila totalmente edêntula, que foi reabilitada com uma prótese dentária múltipla de arcada completa. Foram avaliados três materiais estruturais: cobalto-cromo, titânio e zircônia. Os autores concluíram que a maior distribuição de implantes teve o melhor comportamento e os materiais mais rígidos da estrutura mostraram o comportamento biomecânico mais favorável, com melhor desempenho do Cobalto-Cromo. Segundo Batista et al. (2017), o uso do cantilever apresentou comportamento biomecânico desfavorável, principalmente para o cantilever anterior em comparação com o posterior.

A análise de elementos finitos permite a obtenção de resultados quanto a distribuição de tensão (tração, compressão e cisalhamento), deformação e deslocamento mais próximos da realidade clínica ou laboratorial (Datte et al., 2018).

Um estudo de Tribst et al. (2018), avaliaram a tensão e a deformação gerada em uma prótese fixa de quatro elementos sob a aplicação de cargas axiais e não axiais, utilizando um modelo simplificado de prótese fixa implanto-suportada. Assim, obtendo como resposta que a

prótese fixa simplificada apresentou comportamento biomecânico semelhante a uma prótese anatômica nos implantes e na estrutura óssea circundante.

Para melhorar o comportamento biomecânico do cantilever Tribst et al. (2019), estudaram a presença de uma tela de náilon de sílica em dois comprimentos como reforço de próteses implanto-suportadas. A tela de sílica-náilon reduziu a micro tensão peri-implantar e a tensão da prótese, independentemente da extensão do cantilever. Para próteses temporárias suportadas por implantes, a limitação do cantilever à região dos pré-molares melhorou a resposta biomecânica durante a aplicação de carga.

Sirandoni et al. (2019) avaliou o comportamento biomecânico de diferentes materiais estruturais em próteses mandibulares fixas implanto-suportadas por meio da análise tridimensional de elementos finitos. As tensões principais e as tensões equivalentes de von Mises foram analisadas e comparadas entre os materiais da estrutura, e os resultados foram descritos quantitativa e qualitativamente. As estruturas de PEEK e PMMA apresentaram os maiores valores de deformação total, mostrando diminuições das tensões de von Mises nas estruturas, implantes e pilares, mas com alta tensão de tração no osso trabecular que atingiu valores críticos. Do ponto de vista biomecânico, as estruturas Ti, Co-Cr e ZrO₂ demonstraram os resultados mais favoráveis.

Para Liu et al. (2019), implantes mais distribuídos em maxilas edêntulas reabilitadas com próteses múltiplas implanto-suportadas, resultam em uma redução de tensão ao redor dos implantes.

Segundo Elsayyad et al. (2020), o número de implantes necessários para a reabilitação de pacientes totalmente edêntulos tem sido controverso. O uso de um maior número de implantes pode produzir resultados biomecânicos favoráveis. No entanto, isso pode resultar em custos elevados e pode exigir procedimentos cirúrgicos complexos. Portanto, deve-se usar o número mínimo de implantes que podem produzir resultados desejáveis.

Em outro estudo Tribst et al. (2020), avaliaram a influência do peso da prótese e do número de implantes na micro tensão do tecido ósseo de próteses múltiplas com arcada total implanto-suportada por implantes. Desde modo, foram criados modelos usando um software de modelagem com diferentes números de implantes e cada sólido foi importado para o software de engenharia auxiliado por um computador e assim, elementos tetraédricos formaram a malha. Assim, o peso da prótese foi relacionado à deformação óssea e quanto mais implantes instalados, menor foi a quantidade de tensão gerada no osso. Próteses mais pesadas sob o efeito da força da gravidade estão relacionadas a mais tensão sendo gerada ao

redor dos implantes. Porém com a instalação de mais implantes para suporte da prótese permite atenuar os efeitos observados no osso.

3 PROPOSIÇÃO

3.1 Objetivos

Avaliar a distribuição de tensões ao redor de implantes hexágono externo em três configurações diferentes de prótese implanto-suportada.

Grupo A: implantes inseridos na região de caninos, primeiro pré-molares e segundos molares.

Grupo B: implantes inseridos na região de primeiro pré-molar, primeiro molar e segundo molar.

Grupo C: segundo pré-molar, primeiro molar e segundo molar.

A hipótese nula:

H0. Em relação a magnitude de tensão, não haverá diferença entre os diferentes locais de aplicação de cargas axiais

4 MATERIAL E MÉTODOS

Para execução da metodologia, foi confeccionado um modelo de poliuretano como ponto de partida para confecção dos três grupos, que foram trabalhados nesse estudo. Deste modo, com implantes em diferentes configurações em uma infraestrutura metálica sobre os mesmos, foi realizada a análise computacional com as referências dos modelos de estudo em três grupos com configurações diferentes entre eles.

Assim, foram avaliados os comportamentos biomecânicos da prótese com os implantes com a análise pelo método de elementos finitos. Essas etapas serão descritas a seguir.

4.1 Modelos tridimensionais

Para realização da geometria das maxilas, um modelo pré-existente foi escaneado (Scanner trios 3, formato aberto em STL) (Figura 1).

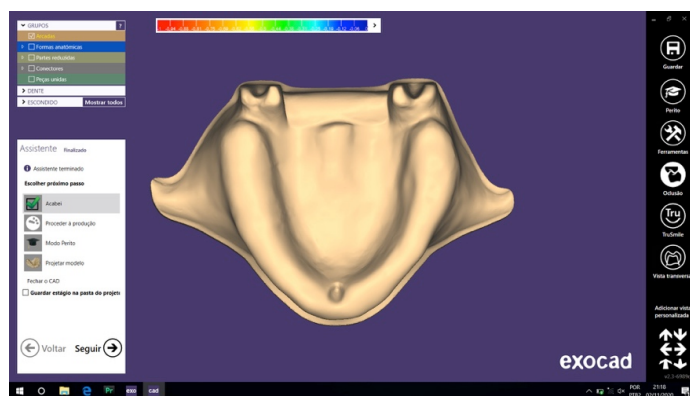
Figura 1- Scanner trios 3, formato aberto que foi utilizado para gerar o arquivo de modelagem da maxila



Fonte: Elaborada pelo autor.

O arquivo “STL” foi gerado à partir de informações da geometria externa e transferidos para um software CAD para elaboração do modelo volumétrico em 3D (Figura 2).

Figura 2 - Maxila desdentada após moldagem virtual



Fonte: Elaborada pelo autor.

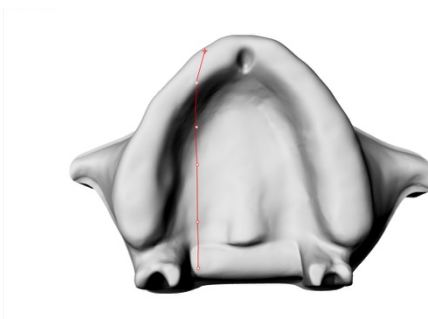
4.1.1 Pré-Processamento

O formato STL, apesar de garantir uma representação geométrica bastante precisa de estruturas ósseas, representa uma dificuldade fundamental para o programa de modelagem por elementos finitos, dado que a malha de triângulos de superfície definida nesse tipo de arquivo não guarda informações referentes à geometria 3D original.

Com a utilização do software Rhinoceros (version 5.4.2 SR8, McNeel North America, Seattle, WA, EUA) a malha foi posicionada próxima à origem do sistema e renomeamos à “layer” (camada) que contém o arquivo importado.

Através do comando PolylineOnMesh foi possível obter basicamente linhas projetadas na malha, resultando em um conjunto de pequenas linhas (polyline) que demonstraram a topografia da referência (Figura 3).

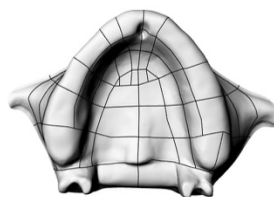
Figura 3 - Comando *PolylineOnMesh* onde foram obtidos basicamente linhas retas projetadas na malha



Fonte: Elaborada pelo autor.

Primeiro foram confeccionadas todas as linhas que não se tocam e em seguida as linhas que se intersectam, escolhendo como referência um ponto contido na curva interpolada, e não mais na “polyline”, assegurando assim que há intersecção (Figura 4).

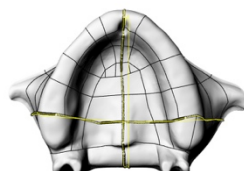
Figura 4 - Conjunto de linhas que se interpolam, dividindo a malha em diversos pedaços



Fonte: Elaborada pelo autor.

Em seguida selecionando duas linhas que se intersectam com o comando Split, para cortar duas peças que possuem uma interseção (Figura 5).

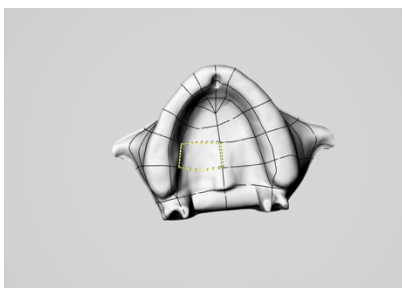
Figura 5 - Separando as linhas que se intersectam com o comando Split



Fonte: Elaborada pelo autor.

Com o comando para a criação de superfícies o NetworkSrf, foram selecionados três ou quatro curvas que se encontram (Figura 6).

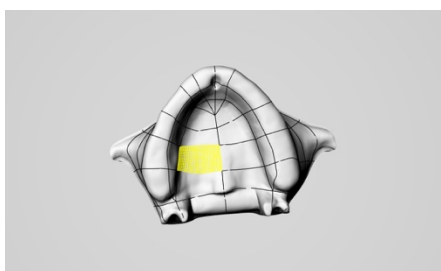
Figura 6 - Criando uma superfície com o NetworkSrf, selecionado três ou quatro curvas que se encontram



Fonte: Elaborada pelo autor.

Para criar uma superfície quadrilátera, cujas arestas são selecionadas, pode-se usar o comando polysurface (Figura 7).

Figura 7 - A superfície criada e segmentada após o comando NetworkSrf

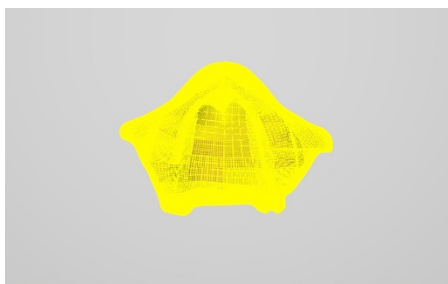


Fonte: Elaborada pelo autor.

Para formar um sólido definido por um conjunto de superfícies que definem um volume interno, utilizamos o comando “Join”, que une

superfícies em suas arestas que estão em contato (Figura 8).

Figura 8 - Usando o comando “Join” foi unida as superfícies em suas arestas que estão em contato



Fonte: Elaborada pelo autor.

Os implantes hexágonos externo foram gerados através de uma imagem 2D cujas linhas foram traçadas sem seu contorno (Figura 9).

Figura 9 - Linha traçada em torno da imagem 2D do implante



Fonte: Elaborada pelo autor.

Após a seleção das linhas traçadas, o comando *planarsurface* foi utilizado para formar uma superfície entre as linhas.

E em seguida o comando *revolve* foi utilizado para formar um modelo tridimensional de um implante HE de diâmetro de 3,75mm de comprimento de 11,5mm (Intraoss, Sistemas de Implantes, Itaquaquecetuba, SP, Brasil).

Ao final do processamento obtivemos um implante com as medidas reais do fabricante para implantes HE de 3,75 x 11,5mm (Intraoss, Sistemas de Implantes, Itaquaquecetuba, SP, Brasil).

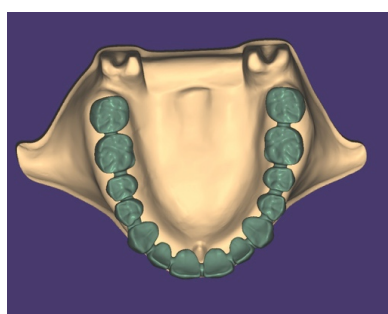
Seguindo o mesmo processamento para obtenção dos parafusos de fixação da prótese, porém o hexágono do parafuso foi modelado com a criação de uma geometria hexagonal na cabeça do parafuso onde a chave se encaixa, e com a utilização do comando *extrude curve* foi subtraída a região no eixo Z, dando ao parafuso as medidas reais de acordo com as especificações do fabricante (Intraoss, Sistemas de Implantes, Itaquaquecetuba, SP, Brasil).

Após o término do modelamento do parafuso protético foi realizada uma subtração booleana para criar as roscas no interior do implante sólido, garantindo que essas geometrias se apresentassem idênticas.

Enquanto que para a obtenção do modelo da prótese implanto-suportadas sobre os implantes foi realizado através do software

ExocadAmerica Valet de 2019, permitindo a obtenção de um arquivo STL que seja a reprodução anatômica da prótese fixa (Figura 10).

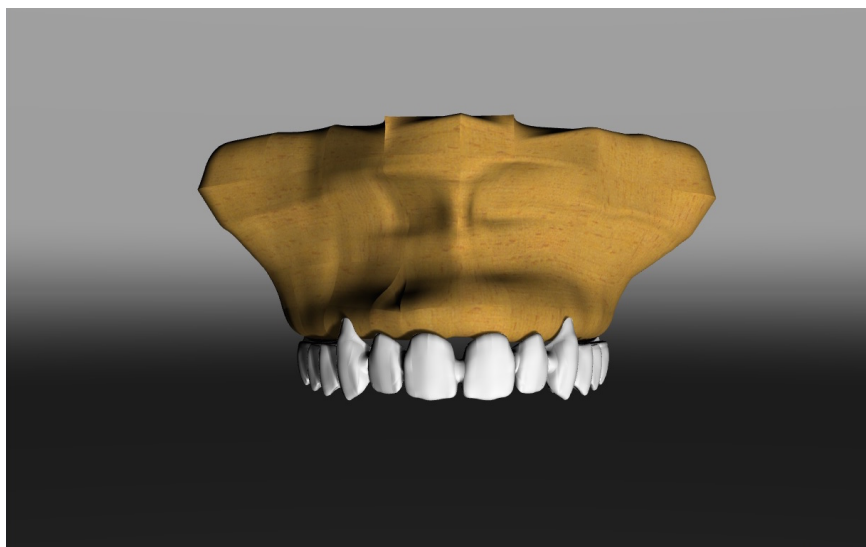
Figura 10 - Modelação da prótese fixa sobre implante através de um software cad



Fonte: Elaborada pelo autor.

As próteses fixas sobre os implantes foram modeladas com os mesmos passos da maxila a partir do arquivo Stl gerado pelo software CAD, assim para a formação dos grupos de interesse foi selecionado o modelo 3D, os modelos de implantes foram colocados centralizados, perpendicular à superfície, separadas no eixo Y (Figura 11).

Figura 11 - Modelos de maxila com prótese fixa sobre implantes transformados em sólido depois da modelagem



Fonte: Elaborada pelo autor.

No fim do pré-processamento, todos os modelos tridimensionais foram verificados como sólidos volumétricos e sua geometria foi salva como arquivo STEP.

4.1.2 Simulações e carregamentos

O modelo tridimensional foi importado para o software Ansys (ANSYS 16.0, ANSYS Inc., Houston, TX, USA) a fim de realizar uma análise estática estrutural. As propriedades dos materiais foram utilizadas

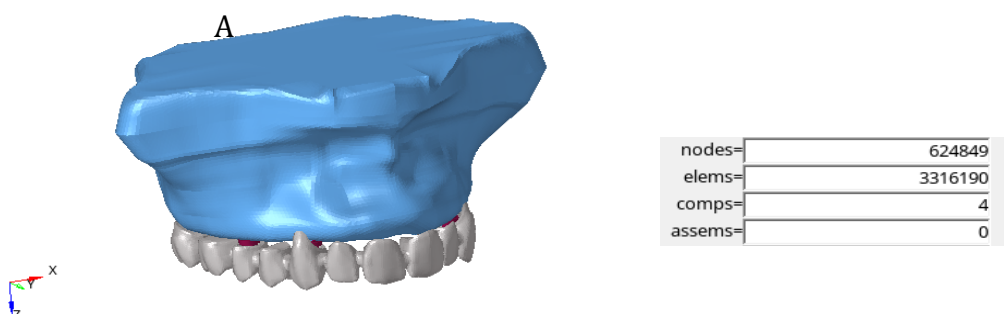
a partir de uma revisão da literatura e informadas ao software, o modelo foi renomeado de acordo com o que estão representando e todas as estruturas foram consideradas lineares, homogêneas, isotrópicas e elásticas. Após verificação do contato entre o modelo tridimensional, o mesmo foi considerado colado e o número de faces tangente entre dois sólidos (Figuras 12, 13).

Figura 12 - Tabela com os valores das propriedades dos materiais

Componentes	Material	Modulo de elasticidade	Coefficiente de Poisson	Referências
Estrutura	CoCr	206	0.3	Stegarioiu et al.,1998
Implante e parafuso	Titânio	110	0.33	Benzing et al.,1995
Maxila	Poliuretano	3.6	0.3	Miyashiro et al.,2011

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 13 - Número de nós e elementos



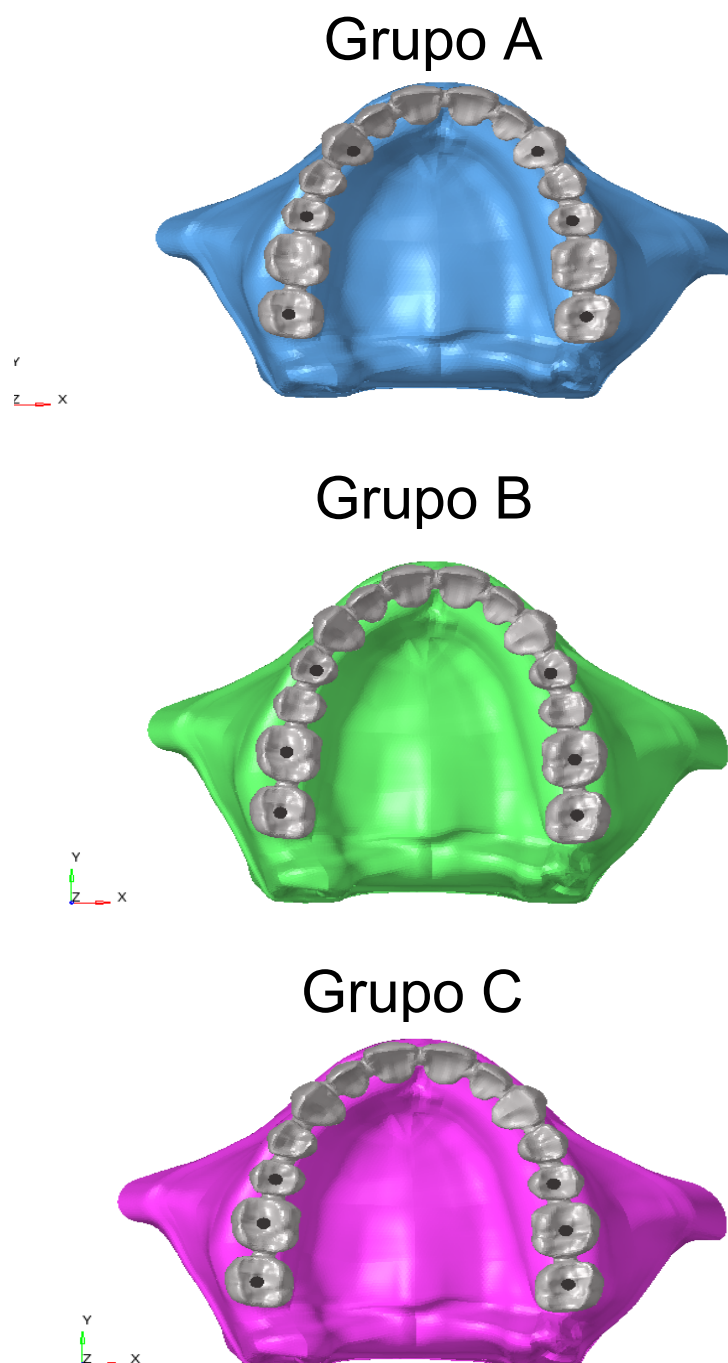
Legenda: Modelo em azul representa modelo onde foram realizados os testes.

Fonte: Elaborada pelo autor.

As malhas foram criadas automaticamente com elementos não trabalhados, em que o próprio software permitiu o refinamento da malha criada e foram selecionados elementos tetraédricos.

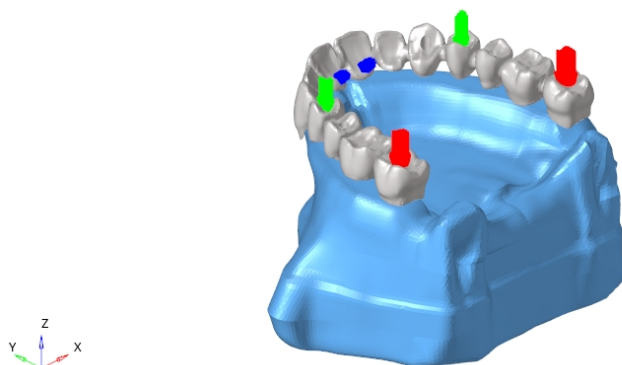
Para cada carregamento (axial e não axial) foi inserida uma configuração de análise. Para todas as configurações, o bloco foi fixado em sua superfície inferior externa simulando o apoio da amostra em um plano. A carga foi definida como vetorial no sentido do eixo Z com 300N de força nos pré-molares e molares, 100N nos incisivos centrais superiores. Após as simulações, foram obtidas soluções de tensão máxima principal, tensão Von Misses e deformação elástica para os modelos dos implantes, componentes e bloco de poliuretano, para cada carregamento (Figuras 14, 15, 16, 17, 18, 19).

Figura 14 - A imagem mostra o modelo construído



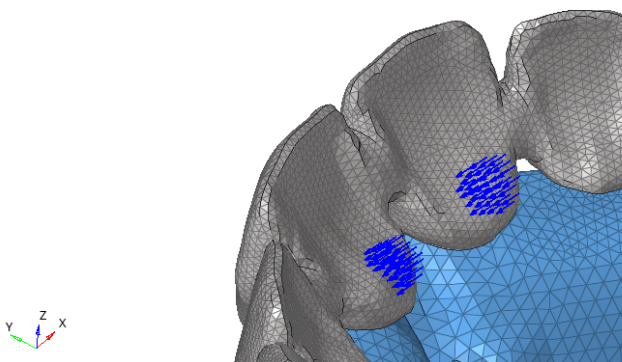
Legenda: Grupo A) implantes inseridos na região de caninos, primeiro pré-molares e segundos molares; Grupo B) implantes inseridos na região de primeiro pré-molar, primeiro molar e segundo molar; Grupo C) segundo pré-molar, primeiro pré-molar e segundo molar.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 15 - Simulação da região de carregamento



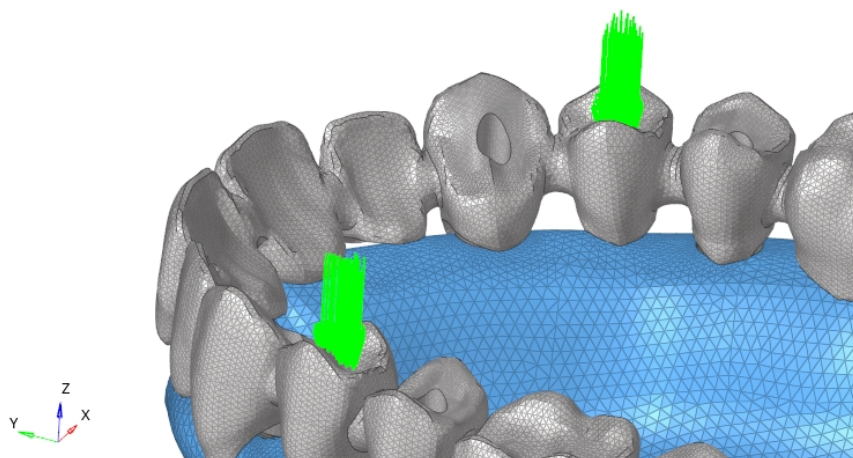
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 16 - Simulação de carregamento oblíquas em incisivos centrais



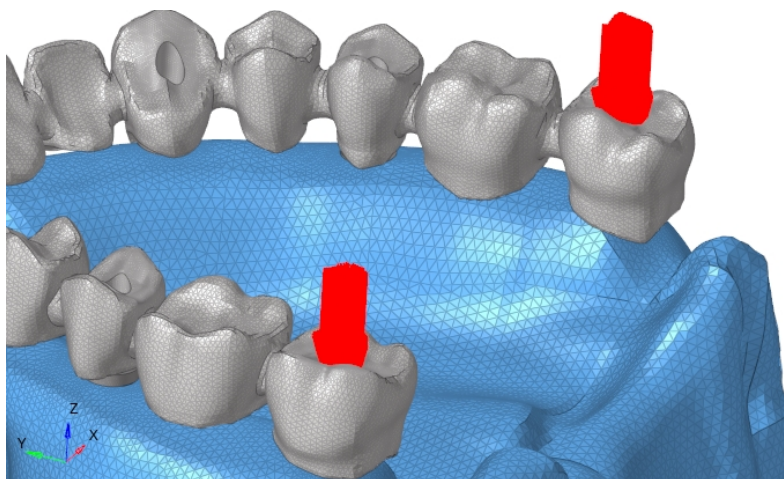
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 17 - Simulação de carregamento axial nos primeiro pré-molares



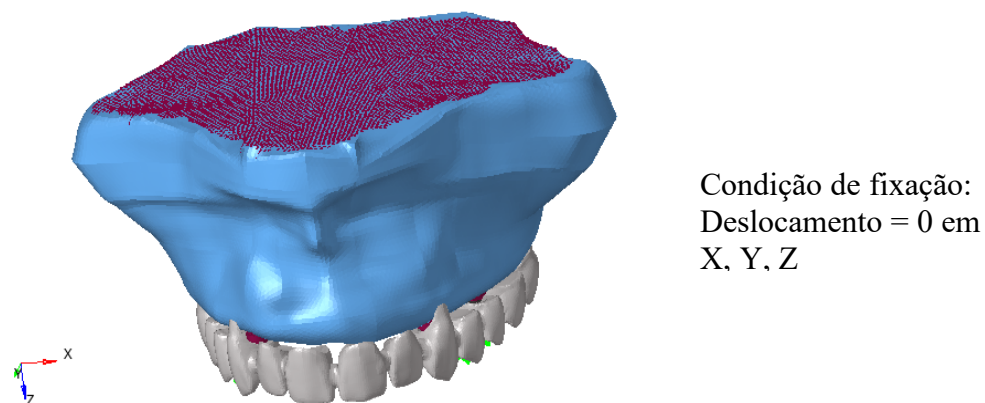
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 18 - Simulação do carregamento axial nos segundo molares



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 19 - Mostra a condição de fixação do modelo para aplicação de carga



Fonte: Elaborada pelo autor.

4.2 Confeção dos modelos experimentais

A partir de um modelo pré-existente, outros modelos foram reproduzidos em poliuretano (Poliuretano F16 Axson, Cergy - França) com propriedades elásticas uniformes (poliuretano: 3,6 GPa) e módulo de elasticidade semelhante aos tecidos ósseos (Belser, 1999) (Figura 20, 21).

Figura 20 - Poliuretano F16 Axson, Cergy - França



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 21 - Modelo base para confecção do arquivo de modelagem e utilizados na extensometria

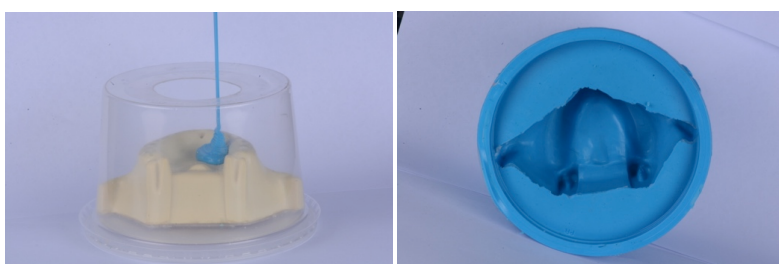


Fonte: Elaborada pelo autor.

A resina de poliuretano foi obtida a partir de medidas iguais de

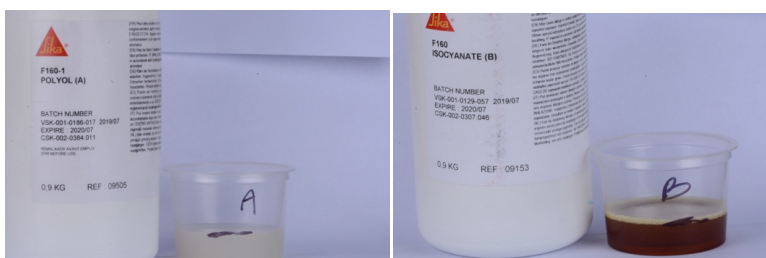
uma base e um catalisador misturado em um grau de borracha até a resina se mostrar completamente homogênea. Com o auxílio de uma espátula, a resina foi vertida em uma matriz de silicone industrial com base em negativo do modelo pré-existente e o conjunto foi levado a uma pressurização para evitar a incorporação de bolhas (Figuras 22, 23, 24).

Figura 22 - Confecção da matriz de silicone para replicação dos grupos



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 23 - Medida em proporções iguais do poliuretano



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 24 - Mistura e inserção do poliuretano no molde de silicone



Fonte: Elaborada pelo autor.

Após a polimerização do poliuretano, o modelo foi removido da matriz e suas superfícies foram lixadas com lixas de granulações progressivas (220 a 600) (3M ESPE, St. Paul - EUA) até a obtenção de superfície regular (Figura 25).

Figura 25 - Modelo de poliuretano replicado para formação dos grupos



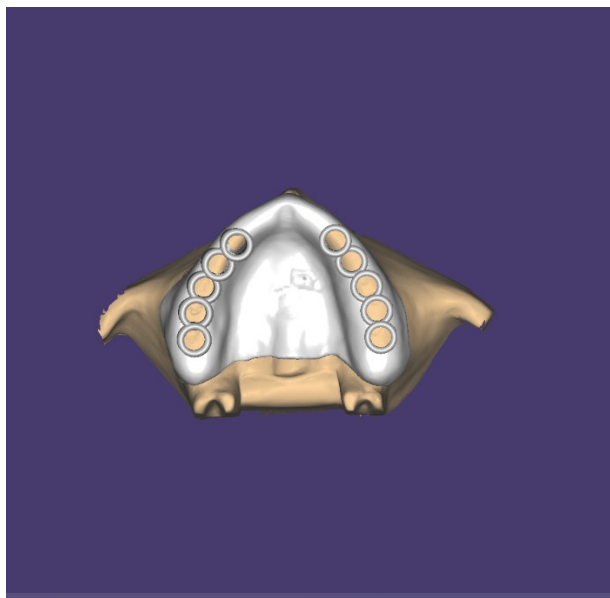
Fonte: Elaborada pelo autor.

4.2.1 Instalação dos implantes

Com os modelos prontos, um de guia cirúrgico foi utilizado para padronizar as perfurações nas configurações, perpendiculares a superfície.

Este guia foi posicionado no modelo, com a utilização de guias, foi utilizado um conjunto de fresas padronizado (Intraoss, Sistemas de Implantes, Itaquaquecetuba, SP, Brasil) (Figura 26, 27).

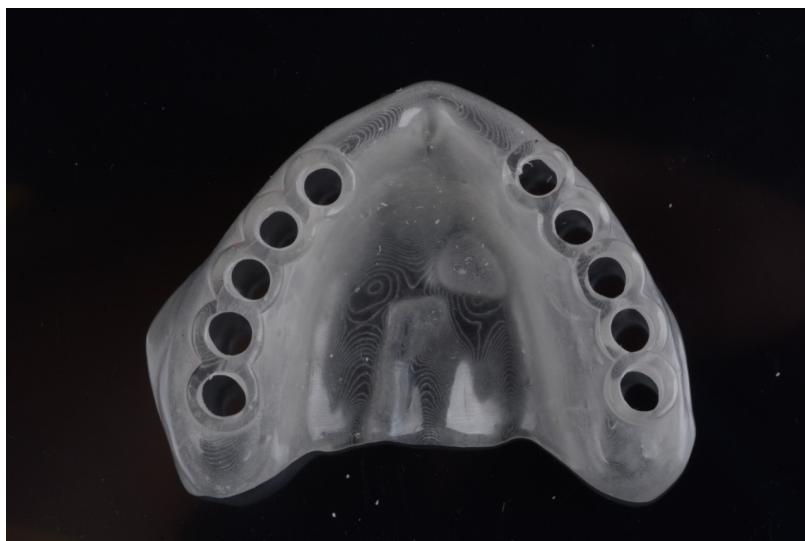
Figura 26 - Confeção do guia cirúrgico



Legenda: A figura mostra o software Exoplan com o guia confeccionado a partir da estrutura feita.

Fonte: Elaborada pelo autor.

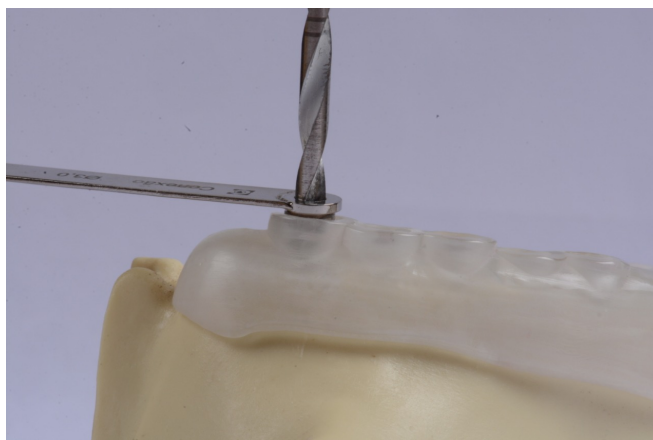
Figura 27 - Guia cirúrgico da maxila



Legenda: Guia cirúrgico realizado por impressão 3D, através do software Exoplan Exocad.
Fonte: Elaborada pelo autor.

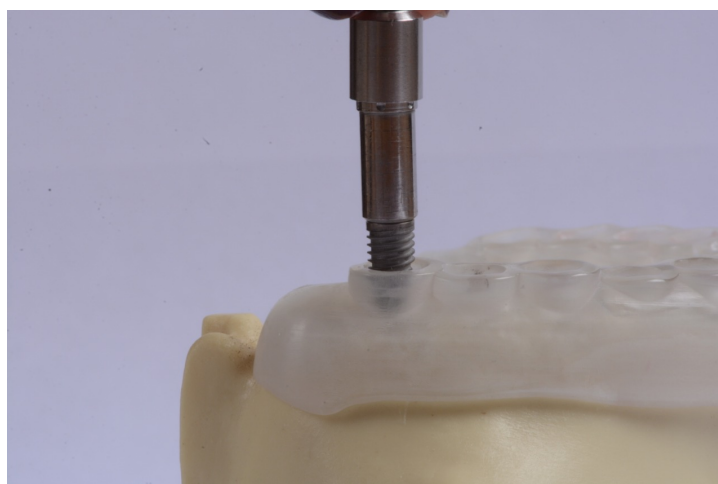
As perfurações foram realizadas com velocidade de 1800 rpm e a o torque de instalação dos implantes foi de aproximadamente 40 N.cm, realizadas com um torquímetro manual (Figura 28, 29).

Figura 28 - Fresagem do modelo em poliuretano



Legenda: Fresagem do modelo com o kit de cirurgia guiada da conexão.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 29 - Instalação dos implantes



Legenda: Instalação dos implantes da Intraoss com guia cirúrgico.
Fonte: Elaborada pelo autor.

No modelo foi instalado 6 implantes hexágono externo com 3,75 mm de diâmetro e 11,5 mm de comprimento (Intraoss, Sistemas de Implantes, Itaquaquetuba, SP, Brasil) (Figura 30).

Figura 30 - Modelos com diferentes planejamentos de posição dos implantes



Legenda: Grupo A: implantes inseridos na região de caninos, primeiro pré-molares e segundos molares; Grupo B: implantes inseridos na região de primeiro pré-molar, primeiro molar e segundo molar; Grupo C: segundo pré-molar, primeiro pré-molar e segundo molar.
Fonte: Elaborada pelo autor.

4.2.2 Confeção das próteses fixas sobre implantes

Para obter uma infraestrutura foi necessário aquisição de dados, realizada por meio de um software CAD (ExocadAmerica Valet 2019).

Através do arquivo da maxila foi desenhada a infraestrutura e obtida à peça física por meio de impressão 3D (Figura 31, 32).

Figura 31 - Arquivo digital da infraestrutura sobre implantes



Legenda: Desenho da estrutura em um software CAD já pronto.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 32 - Modelo físico da infraestrutura sobre implantes



Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2.3 Fundição da prótese fixa implanto suportada

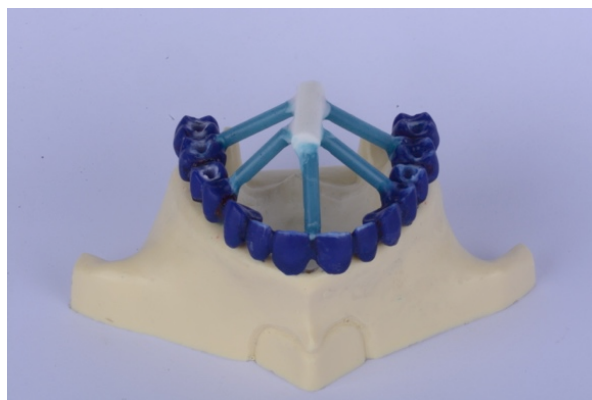
É realizada a preparação da prótese fixa para sua inclusão em revestimento. O metal é injetado neste molde no processo de fundição, através de centrífuga acionada por mola, após o resfriamento, a peça metálica é retirada de dentro do molde (Figuras 33, 34, 35, 36, 37, 38, 39, 40, 41).

Figura 33 - Colagem do conduto de alimentação da fundição



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 34 - Peça preparada para inclusão



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 35 - Pesagem e dosagem do revestimento



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 36 - Espatulação a vácuo e inclusão com vibrador



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 37 - O anel de revestimento foi colocado na pressurizadora com 60Pa por 20 minutos



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 38 - O anel de fundição ficou no forno em uma programação de elevação constante de temperatura até atingir 940° graus Celsius



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 39 - Imagem da centrífuga que realizou o processo de fundição do metal para o anel de fundição



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 40 - Remoção do revestimento da peça de metal pronta



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 41- Imagem da estrutura de metal usinada e em posição do modelo



Fonte: Elaborada pelo autor.

5 RESULTADO

5.1 Análise pelo método de elementos finitos

Os resultados foram mensurados através de análises qualitativas e quantitativas de von Misses. O sistema pode ser verificado pelos padrões de tendência de deformação crítica sendo comparados entre as diferentes disposições de implantes. Na simulação do modelo de tecido ósseo e na estrutura, foram avaliadas as microdeformações geradas.

As imagens, que foram geradas pelo software a partir das tensões equivalentes de Von Misses, foram analisadas qualitativamente pelo seu deslocamento. E através de mapas de cores, os quais permitem a visualização dos resultados obtidos.

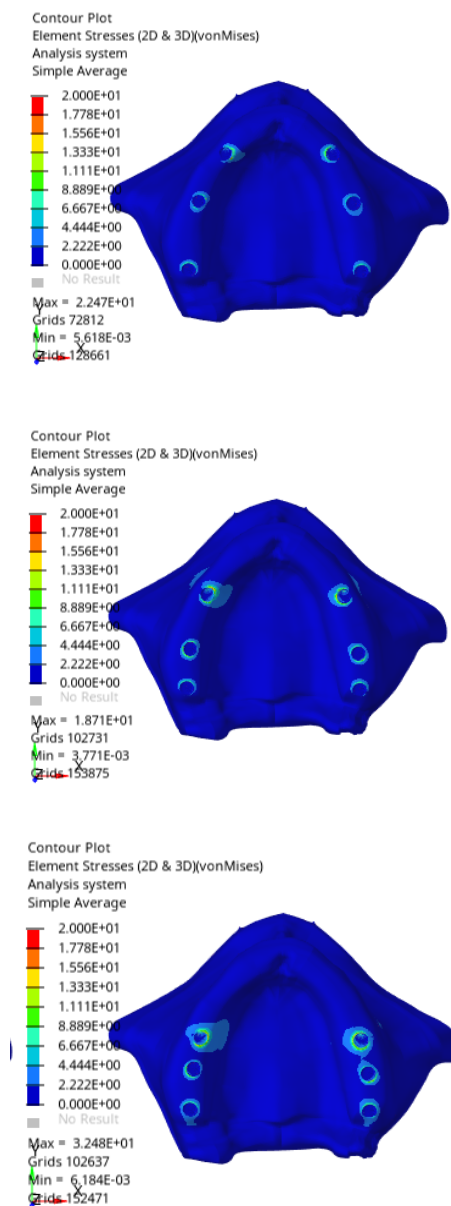
Os resultados gerados mostram o deslocamento na estrutura da prótese e no modelo simulando. Em ambos os grupos, ocorreu uma tendência maior de deslocamento total do osso na área marginal dos primeiros implantes. Existiu uma tendência maior de concentração na região anterior da estrutura da prótese igual o ocorrido com a estrutura óssea, comparando entre as diferentes disposições de implantes dos grupos de próteses implanto-suportadas utilizadas.

Foi possível observar para cada imagem, que as cores mais quentes representam as zonas de maior concentração de tensão (tensão máxima

principal), ou seja, regiões sob maiores tensões e para cada estrutura analisada.

Sendo assim, para o ponto de aplicação das cargas oblíquas, foi possível observar uma menor concentração de tensão e deformação nas estruturas mais distantes às regiões de carregamento e maiores tensões nas regiões mais próximas do ponto de aplicação de carga. Quando a carga foi aplicada em uma região do primeiro molar da prótese, as tensões e deformações se distribuíram de forma mais homogênea entre as estruturas do sistema reabilitador. A prótese implanto-suportada foi a estrutura com maior pico de tensão para os três grupos e pôde-se observar que estas tensões se concentraram na região dos implantes mais mesiais. Entretanto, as maxilas não apresentaram uma concentração de tensão elevada, além da região mesial do primeiro implante (Figuras 42, 43, 44, 45, 46, 47, 48, 49, 50, 51, 52, 53, 54).

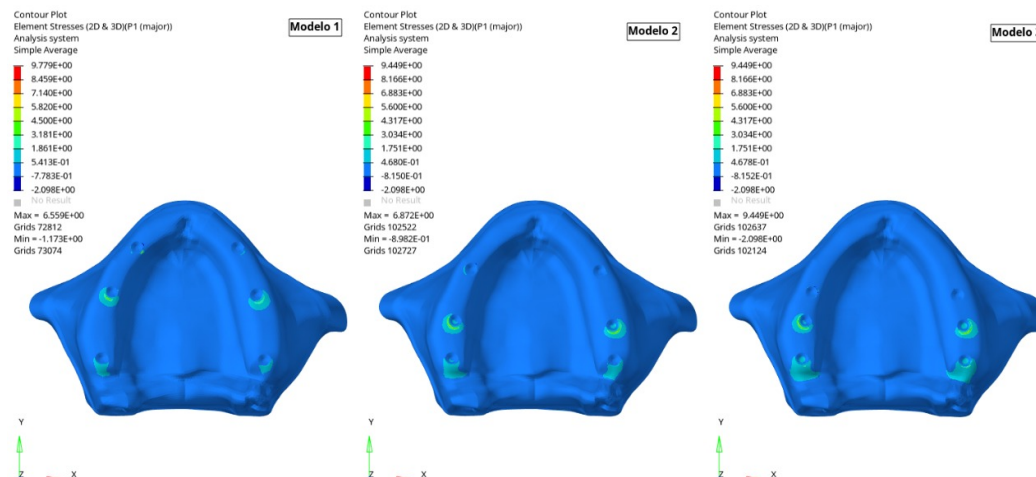
Figura 42 - Carregamento das cargas oblíquas em maxila



Legenda: Mostra as tensões após o carregamento das cargas oblíquas de 100N no cingulo dos incisivos centrais da estrutura nos três grupos A, B e C de modelos de maxila.

Fonte: Elaborada pelo autor.

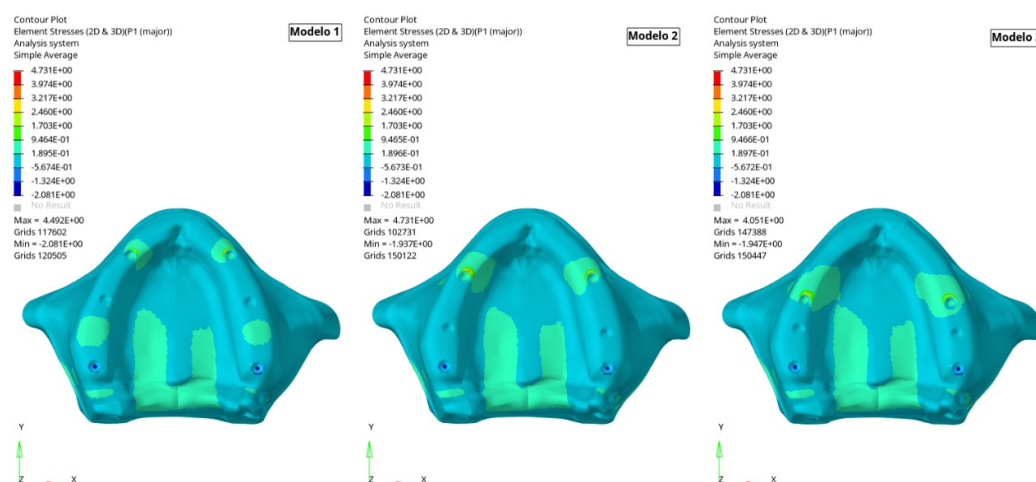
Figura 43 - Carregamento das cargas axiais na maxila em pré-molar



Legenda: Mostra as tensões após o carregamento da carga axial de 300N no primeiro pré-molar da estrutura nos três grupos A, B e C de modelos de maxila.

Fonte: Elaborada pelo autor.

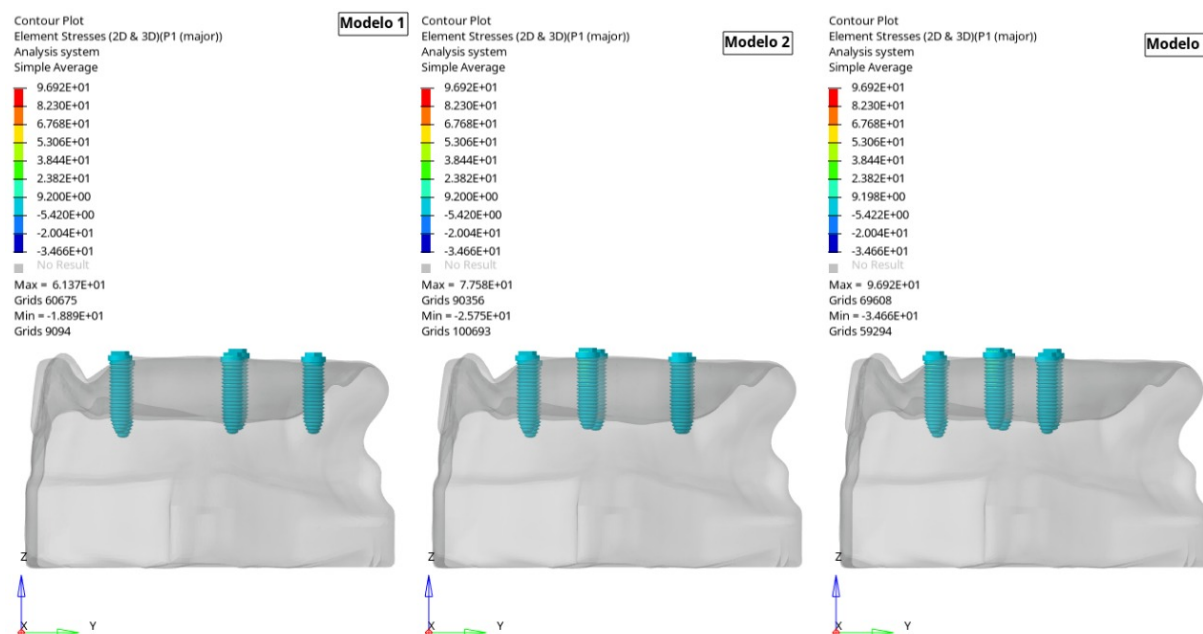
Figura 44 - Carregamento das cargas axiais na maxila em molar



Legenda: Mostra as tensões após o carregamento da carga axial de 300N no primeiro molar da estrutura nos três grupos A, B e C de modelos de maxila.

Fonte: Elaborada pelo autor.

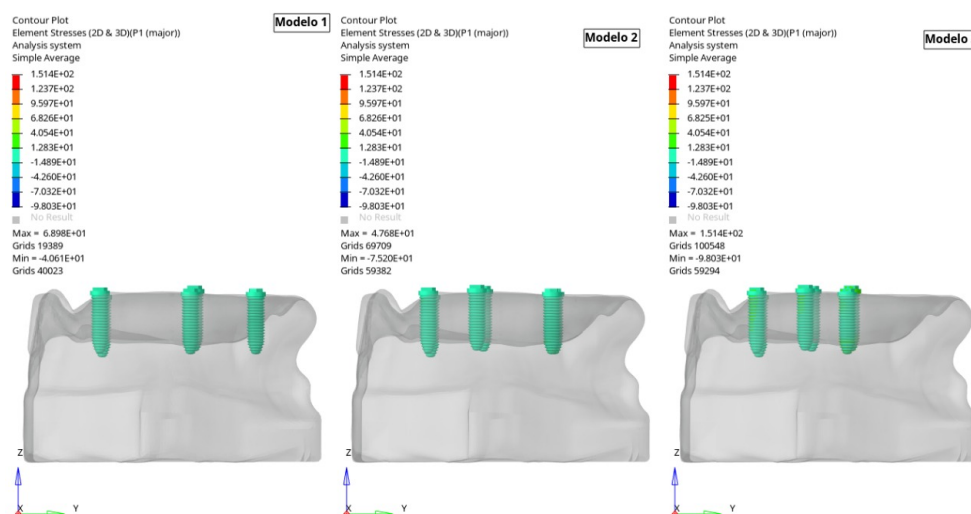
Figura 45 - Carregamento nos implantes das cargas oblíquas em incisivos centrais



Legenda - Mostra as tensões nos implantes após o carregamento das cargas oblíquas de 100N no cingulo dos incisivos centrais da estrutura nos três grupos A, B e C de modelos de maxila.

Fonte: Elaborada pelo autor.

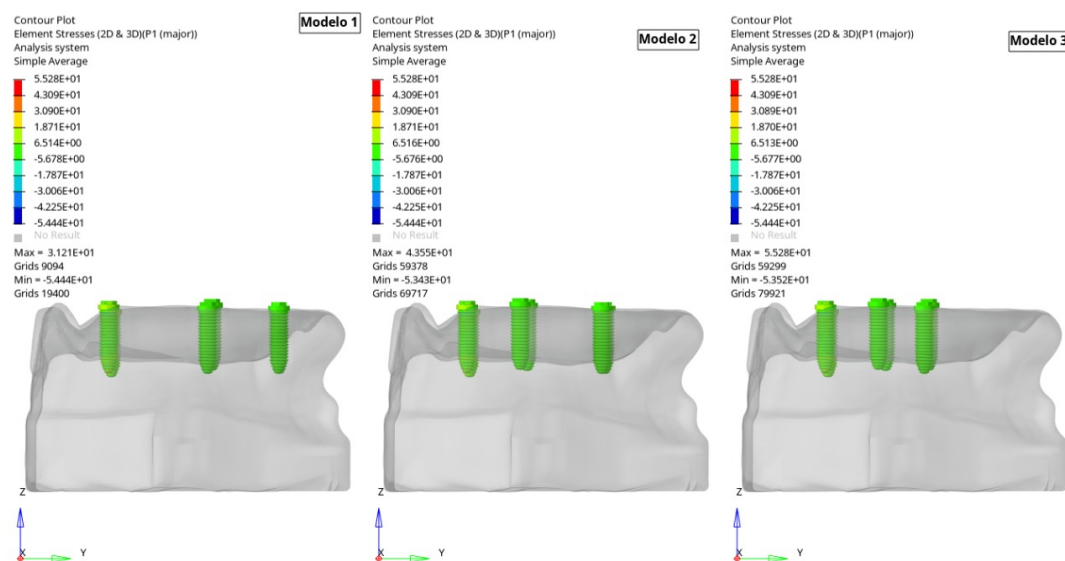
Figura 46 - Carregamento nos implantes das cargas axiais em pré-molar



Legenda: Mostra as tensões nos implantes após o carregamento da carga axial de 300N no primeiro pré-molar da estrutura nos três grupos A, B e C de modelos de maxila.

Fonte: Elaborada pelo autor.

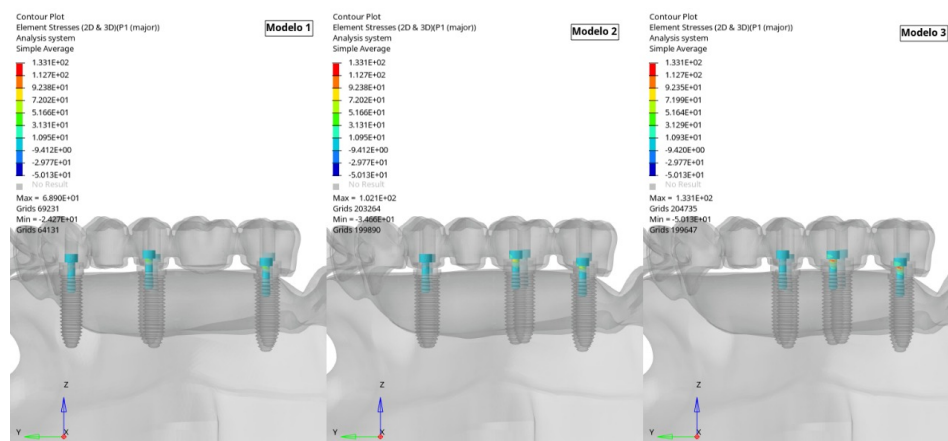
Figura 47 - Carregamento nos implantes das cargas axiais em molar



Legenda: Mostra as tensões nos implantes após o carregamento da carga axial de 300N no primeiro molar da estrutura nos três grupos A, B e C de modelos de maxila.

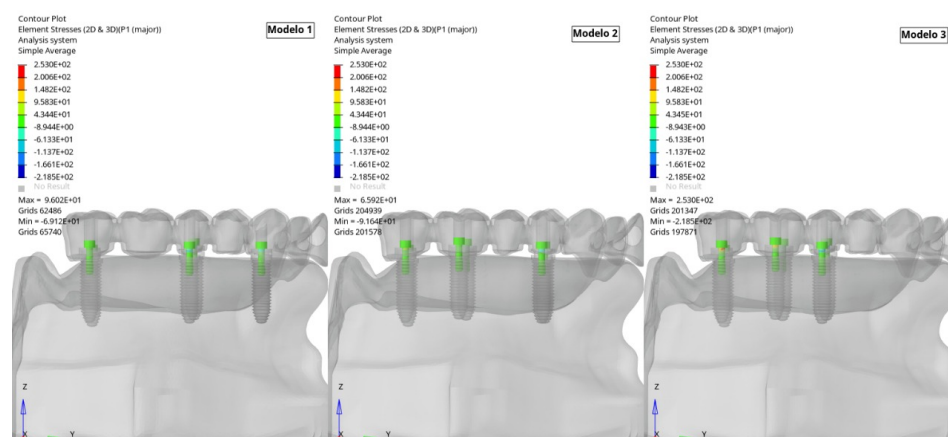
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 48 - As tensões nos parafusos da estrutura em carregamento em incisivos centrais



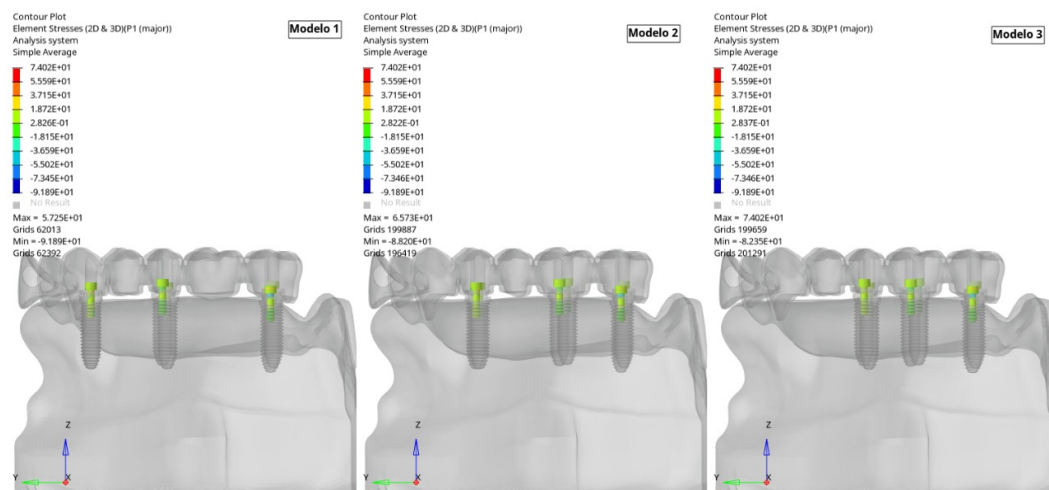
Legenda - Mostra as tensões nos parafusos após o carregamento das cargas oblíquas de 100N no cingulo dos incisivos centrais da estrutura nos três grupos A, B e C de modelos de maxila.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 49 - As tensões nos parafusos da estrutura em carregamento em pré-molar



Legenda: Mostra as tensões nos parafusos após o carregamento da carga axial de 300N no primeiro pré-molar da estrutura nos três grupos A, B e C de modelos de maxila.
Fonte: Elaborada pelo autor.

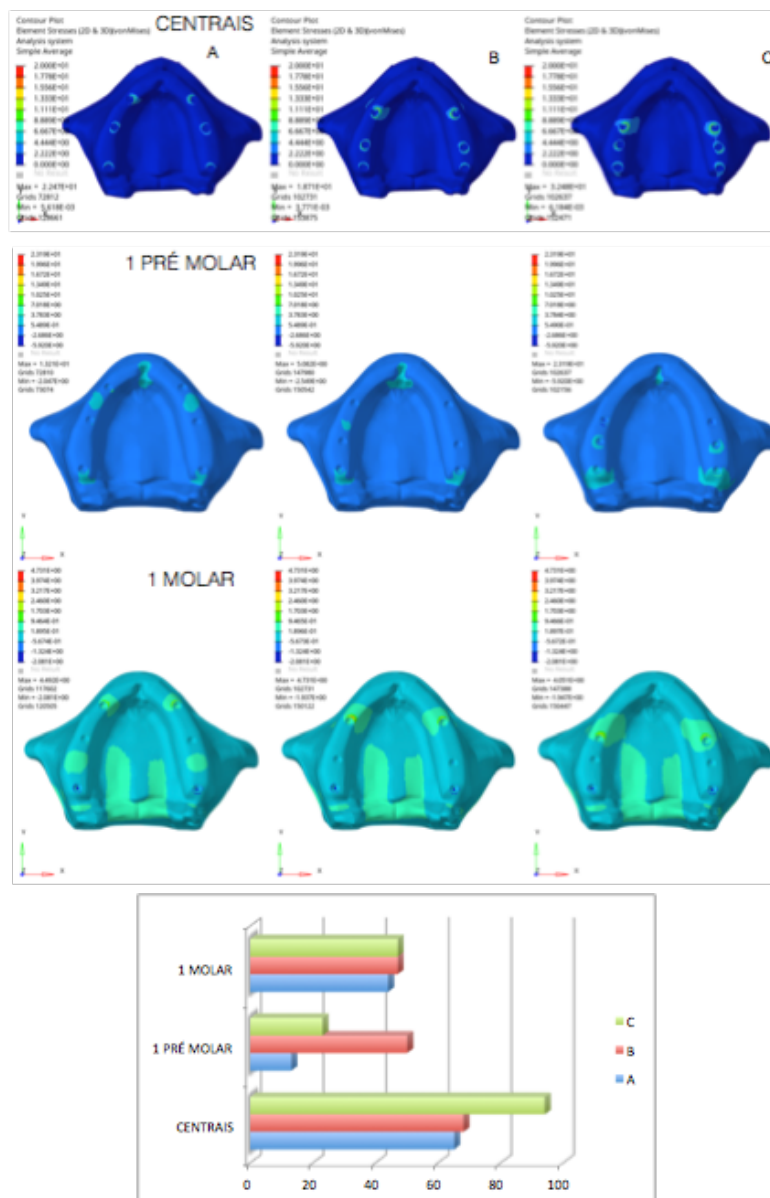
Figura 50 - As tensões nos parafusos da estrutura em carregamento em molar



Legenda: Mostra as tensões nos parafusos após o carregamento da carga axial de 300N no primeiro molar da estrutura nos três grupos A, B e C de modelos de maxila.

Fonte: Elaborada pelo autor.

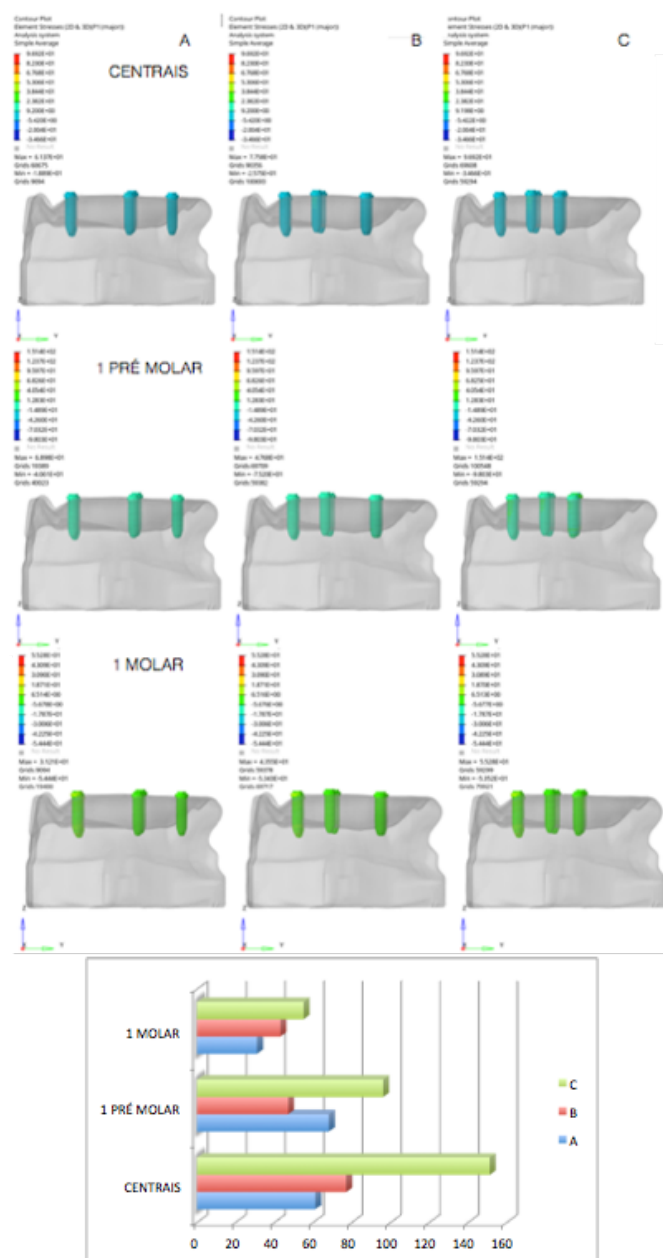
Figura 51- Carregamento das cargas oblíquas e axiais na maxila



Legenda: Mostra as Tensão Máxima Principal (MPa) e micro deformação ($\mu\epsilon$) para o carregamento das cargas oblíquas de 100N em incisivos centrais e 300N nos primeiros pré-molares e molar superiores nos três grupos A, B e C de modelos de maxila.

Fonte: Elaborada pelo autor.

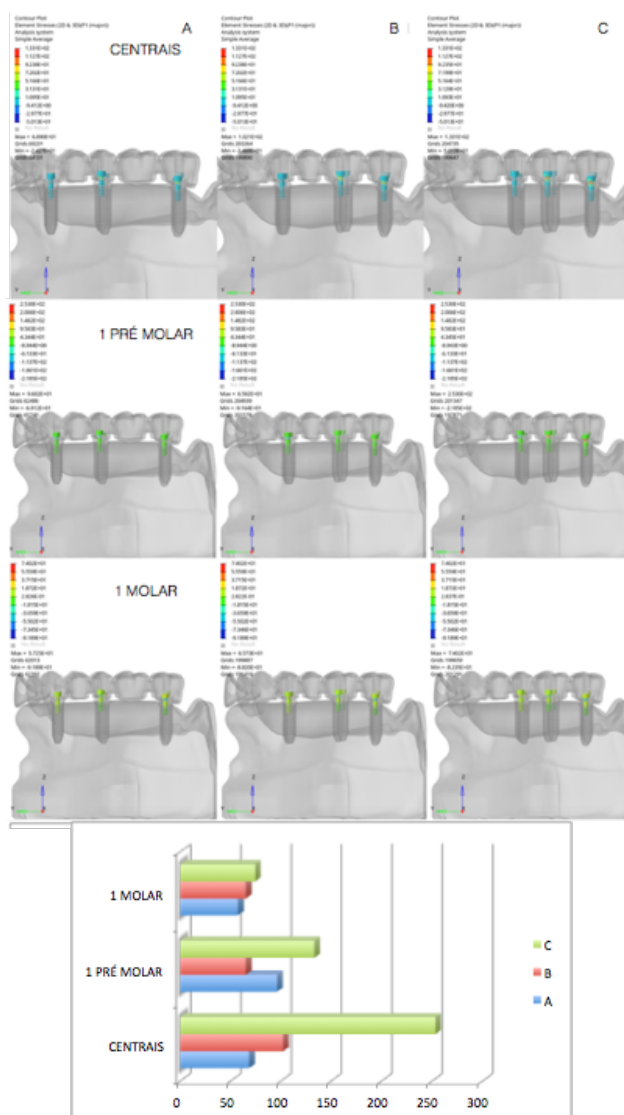
Figura 52- Carregamento das cargas oblíquas e axiais nos implantes



Legenda: Mostra as Tensão Máxima Principal (MPa) e micro deformação ($\mu\epsilon$) para o carregamento das cargas oblíquas de 100N em incisivos centrais e de 300N no primeiro pré-molar e molar superiores nos três grupos A, B e C nos implantes.

Fonte: Elaborada pelo autor.

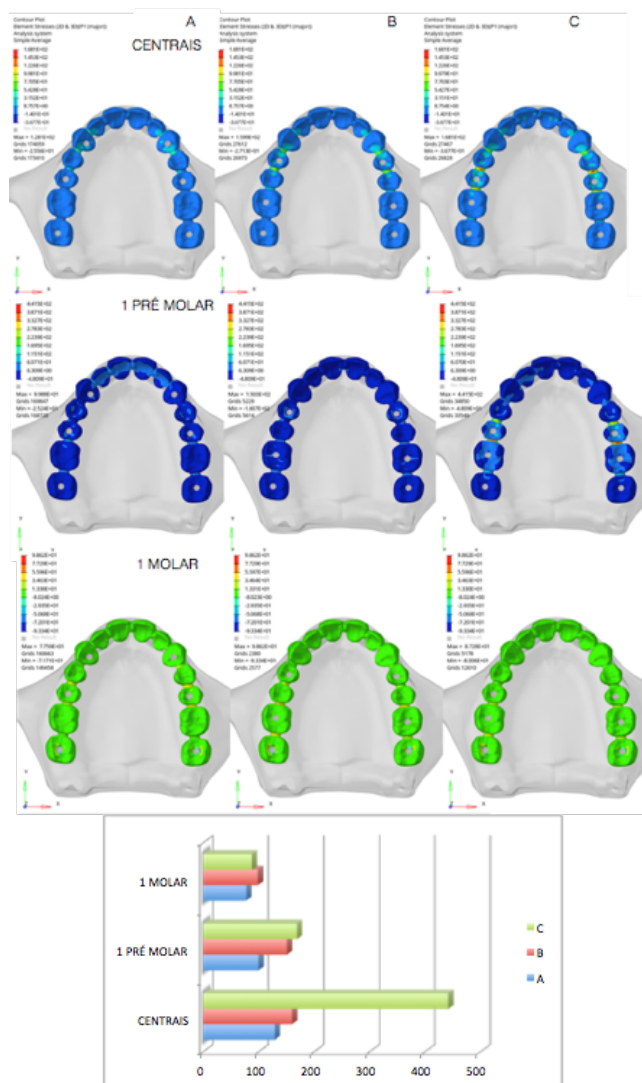
Figura 53 - Carregamento das cargas oblíquas e axiais nos parafusos



Legenda: Mostra as Tensão Máxima Principal (MPa) e micro deformação ($\mu\epsilon$) para o carregamento das cargas oblíquas de 100N em incisivos centrais e 300N no 1 pré-molar e molar superiores nos três grupos A, B e C nos parafusos.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 54 - Carregamento das cargas oblíquas e axiais nas próteses



Legenda: Mostra as Tensão Máxima Principal (MPa) e micro deformação ($\mu\epsilon$) para após o carregamento das cargas oblíquas de 100N em incisivos centrais e 300N no primeiro pré-molar e molar superiores nos três grupos A, B e C na prótese.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Observando a distribuição da deformação gerada no grupo C, é possível notar que a magnitude do pico de deformação está concentrada nos implantes

mais mesiais quando a carga aplicada nos centrais em comparação com o grupo A e B.

As variáveis experimentais em estudo foram: Modelo - distribuição dos implantes (variável qualitativa nominal – Normal e Distal), tipo de carregamento (variável qualitativa nominal – A, B, C, D, E e F) e deformação - Strain (variáveis quantitativas contínuas). Os testes estatísticos foram realizados no software R-project 3.2.0. O nível de significância estabelecido para os testes foi igual a 5%, o que estabeleceu um intervalo de confiança de 95% para os resultados apresentados.

Após as análises dos dados foram realizados testes de normalidade (Shapiro-wilk) para os valores de deformação (Tabela 1).

Tabela 1 - Teste de normalidade Shapiro-Wilk

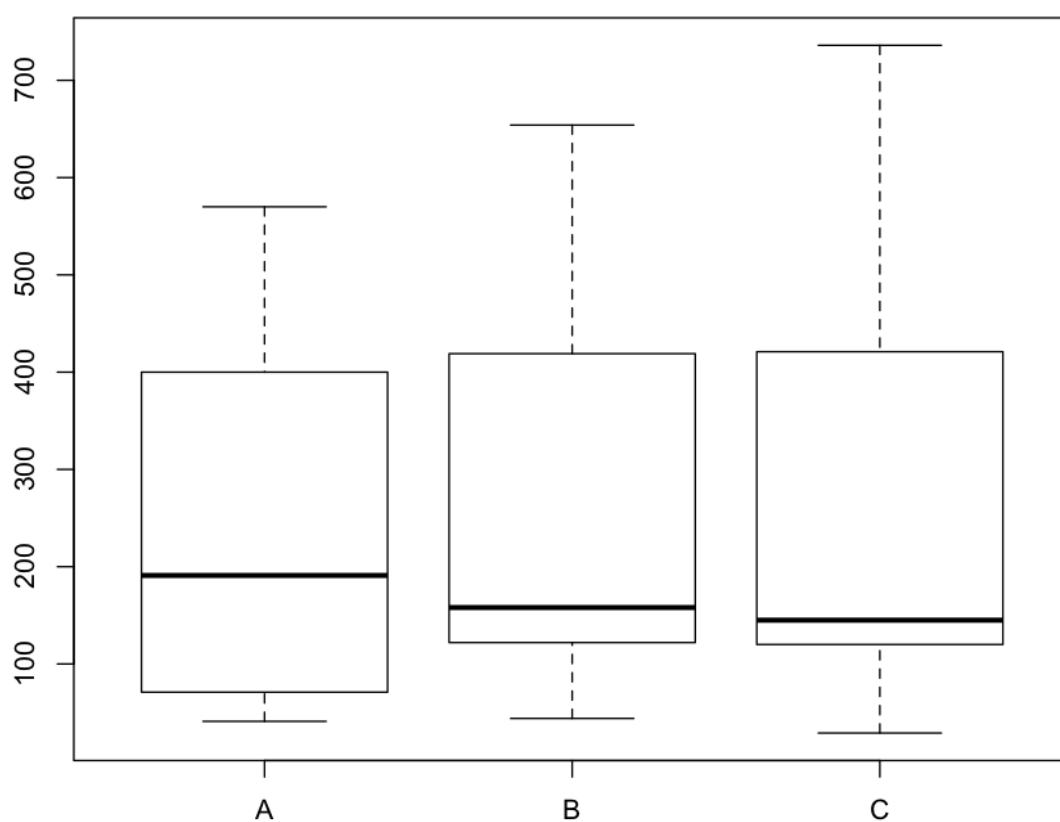
Dados do processo	
Estatística: Shapiro-Wilk	0,880
p-valor	$6,3 \times 10^{-5}$

Fonte: Elaborada pelo autor.

Com valores de $p < 0,05$ para o teste de Shapiro-Wilk, temos que a distribuição das deformações (Strain) é não-normal. Pode-se observar para as medianas das distribuições de valores das deformações para os grupos (Figura

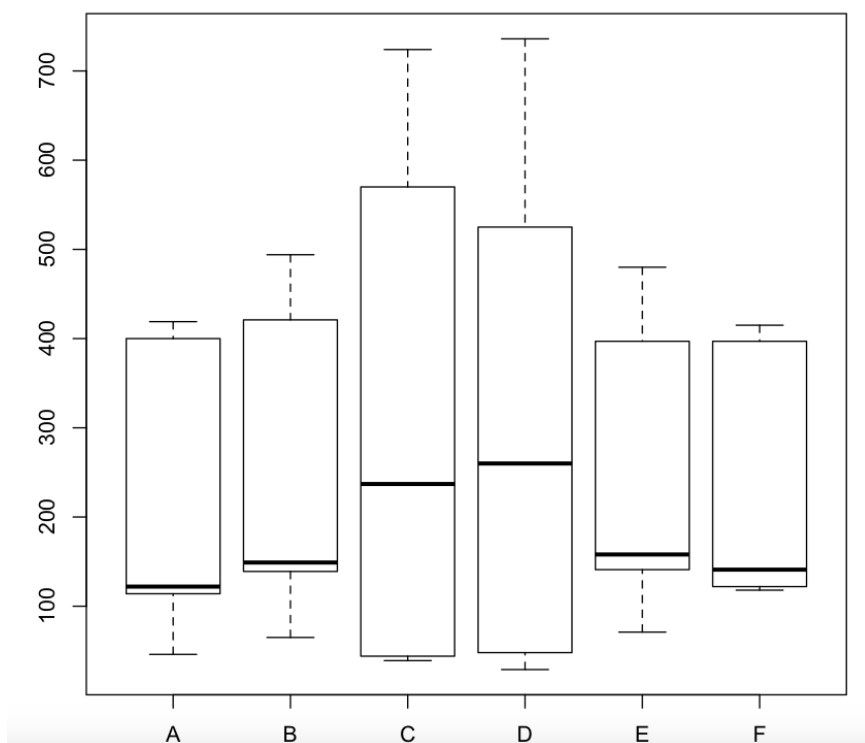
55) e para os diferentes pontos de aplicação de carga (Figura 56). Estes dados se complementam corroboram para utilização de testes não-paramétricos.

Figura 55 - Gráfico box-plot da distribuição das deformações para os grupos “Normal” e “Distal”



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 56 - Gráfico box-plot da distribuição das deformações para os diferentes pontos de aplicação de carga



Fonte: Elaborada pelo autor.

Logo, foi aplicado um teste estatístico de Kruskal-Wallis para avaliar relação da variável “Grupo” com suas deformações. Os resultados obtidos não mostraram diferença estatística ($p = 0,902$) para os grupos avaliados (Tabela 2).

Tabela 2 - Tabela Kruskal-Wallis para o fator “Grupo” para a deformação

Grupo	$\mu\epsilon$ (dp)	X^2	df	p-valor
A	$241,2 \pm 178,9$	0,205	2	0,902
B	$258,8 \pm 201,4$			
C	$288,8 \pm 225,2$			

Fonte: Elaborada pelo autor.

Para a variável “Ponto de aplicação de carga” foi utilizado o teste de Kruskal-Wallis e o teste de comparação múltipla de Dunn para uma melhor interpretação dos resultados. Foi possível observar que não houve diferença estatísticas para os diferentes carregamentos e suas deformações ($p = 0,778$) (Tabela 3).

Tabela 3 - Teste de Kruskal-Wallis e teste Dunn para o fator “Ponto de aplicação de carga” para a extensometria

Dados do processo	$\mu\epsilon$ (dp)	X^2	df	p-valor
A	$200,6 \pm 158,9^A$	2,486	5	0,123
B	$245,8 \pm 164,2^A$			
C	$326,2 \pm 279,8^A$			
D	$327,9 \pm 279,3^A$			
E	$243,9 \pm 150,2^A$			
F	$234,4 \pm 135,7^A$			

Legenda: Letras maiúsculas: comparação entre colunas, letras diferentes indicam que $p < 0,05$.

Fonte: Elaborada pelo autor.

6 DISCUSSÃO

Este estudo avaliou a influência sobre os implantes hexágonos externo em três diferentes planejamentos de próteses múltiplas implanto-suportadas em maxilas edêntulas. Os resultados mostraram que houve diferença entre os grupos com uma deformação calculada. Portanto, a hipótese nula foi rejeitada. Também foi possível observar que quanto maior a distância entre os pânticos, maior foi a magnitude calculada ao redor dos implantes.

As análises biomecânicas foram desenvolvidas para o estudo de próteses sobre implantes. De acordo com Spiekermann (1995), técnicas *in vitro* como análise de elemento finito e extensometria podem ser usadas para medir as tensões ósseas. O uso de tais métodos requer conhecimento prévio da densidade e módulo de elasticidade do osso. No entanto, de acordo com Katz et al. (1995), o osso não é homogêneo e suas propriedades físicas variam muito de acordo com a espécie, idade, sexo, tipo de osso (por exemplo, femoral, mandibular, cortical, esponjoso) e até mesmo de acordo com o local do osso de onde foi retirada a amostra (O'Mahony et al., 2000).

Portanto, os estudos com osso humano detêm uma complexidade e heterogeneidade e, por questões éticas, frequentemente dificultam o desenvolvimento de ensaios clínicos. Assim, Miyashiro et al. (2010) através de

estudo *in vitro* avaliaram o módulo de elasticidade de um modelo experimental isotrópico do poliuretano, por testes de tensão e compararam os resultados com os relatados na literatura com osso. Assim, foi validado o uso do modelo em poliuretano no lugar do osso em estudos de biomecânica *in vitro*. Deste modo, nosso estudo utilizou como base esses dados para fabricar os modelos *in vitro* de poliuretano e digitais com as propriedades do modelo físico.

Segundo Tahmaseb et al. (2017) a fabricação de guias cirúrgicas é desenhada e fabricada utilizando tecnologia de desenho de fabricação por computador, com auxílio de dispositivos de impressão. Melhorando a exatidão e posição que é fornecida no planejamento digital. As guias vão proporcionar a estabilidade e fixação para a colocação dos implantes. Assim, para padronizar a colocação dos implantes nos grupos planejados desse estudo, foi utilizada uma guia cirúrgica a partir do modelo de maxila existente.

Deste modo, o método de elementos finitos é a metodologia que tem sua utilização limitada, pois pode gerar dados não confiáveis. A forma de avaliar a precisão deste método é a verificação da compatibilidade de seus resultados através de experimentos laboratoriais (Tribst et al., 2018).

Embora esses estudos *in vitro* tenham fornecido informações valiosas sobre o desempenho biomecânico do tratamento com implantes, os modelos experimentais usados nesse trabalho são apenas um único material de resina para representar a estrutura óssea, sendo simplificada a diferença entre o osso

cortical e o osso trabecular. Além disso, a realização de testes *in vitro* para um modelo de maxilar completo com próteses fixas implanto-suportadas não é simples. A complexidade anatômica da maxila torna difícil a fixação do modelo na máquina de carregamento. Nesse sentido, as propriedades do material do osso cortical e do osso trabecular foram consideradas únicas no modelo que simula o osso maxilar em ambos os testes *in vitro* e nas simulações de elementos finitos.

No estudo apresentado, a alteração da disposição dos implantes para distal na maxila edêntula causou um comportamento biomecânico desfavorável para as estruturas analisadas, em conformidade com artigos anteriores que relataram o comportamento semelhante, quando aumentaram a distância entre os pilares dos implantes (Bölükbaşı, Yneyol, 2015; Heckmann et al., 2006; Almeida et al., 2015).

O estudo anterior de Liu et al. (2019) relatou que implantes instalados respeitando o espaço mínimo 1,5mm entre cada implante, demonstrou melhor resposta mecânica do tecido ósseo às cargas mastigatórias. Da mesma forma, o uso de seis implantes no grupo A representou uma distribuição ideal, que amenizou a deformação óssea gerada quando aplicado a carga.

Os resultados obtidos para as diferentes posições de implantes indicaram claramente que a tensão e a deformação óssea foram menores no grupo A em relação aos outros grupos B e C. A tensão e a deformação no osso aumentaram significativamente à medida que os implantes foram instalados distalmente para

a região molar, quanto mais distalizadas a configuração dos implantes maior foi a distância entre os pilares anteriores do implante. Quando a carga estava nos incisivos centrais, o mais distante do primeiro pilar do implante do Grupo C, a tensão óssea e a deformação eram visivelmente maiores em comparação com a condição de carregamento semelhante ao Grupo A. Esse achado é consistente com o estudo de Batista et al. (2017), que descobriram que o carregamento do cantilever teve um grande efeito no estresse ósseo e na tensão. Maior tensão óssea pode aumentar o risco de perda de implante por sobrecarga óssea (Isidor, 2006). Os resultados obtidos no presente estudo também indicaram que a carga do cantilever pode afetar a tensão no implante. Embora as posições dos implantes B e C estivessem próximas, o carregamento nos incisivos centrais, aumentou a tensão no implante mesial no grupo C em comparação com o grupo B.

A principal novidade deste estudo em relação a outros presentes na literatura foi a verificação das tensões quanto maior a distância entre os pilares anteriores da maxila. Embora exista essa verificação de tensão em vários estudos anteriores (Bölükbaşı, Yenyol, 2015; Wu et al., 2019; Liu et al., 2019; Batista et al., 2017; Heckmoglul et al., 2004; Heckmann et al., 2006; Almeida et al., 2015). Que buscaram estudar as forças máximas capazes de gerar problemas mecânicos no implante ósseo em próteses implanto-suportadas sobre maxila edêntulas, nenhuma demonstrou com essa metodologia evidenciando a região

anterior, e não há relatos na literatura científica igual a esse estudo.

Vale ressaltar que este estudo esteve sujeito a algumas limitações, pois a condição de carregamento foi simplificada. Trabalhos futuros devem aplicar diferentes densidades ósseas, estruturas anatômicas como seio maxilar e diversificar tamanho e angulações dos implantes como condições novas de limite para essa situação. Além disso, embora as amostras experimentais tenham sido preparadas de maneira rigorosa e dentistas experientes estivessem envolvidos em todos os procedimentos, o tamanho da amostra neste estudo foi muito pequena devido ao alto custo de cada amostra e as limitações associadas de financiamento de pesquisa. Os resultados experimentais obtidos neste estudo, portanto, ainda precisam ser confirmados em futuras investigações clínicas.

Dessa forma, não é recomendável extrapolar esses resultados para próteses implanto-suportadas em situação clínica, devendo ser realizados novos estudos que avaliem o efeito das forças de tração na biomecânica dessas próteses.

7 CONCLUSÃO

Foi negada a hipótese nula, pois os Grupos analisados registraram tensões diferentes.

Os implantes do grupo A registraram as menores tensões, enquanto que no grupo C ficou evidente as maiores tensões ao redor dos implantes.

REFERÊNCIAS*

- Abreu CW, Vasconcellos LGO, Balducci I. A comparative study of microstrain around three-morse taper implants with machined and plastic copings under axial loading. *Braz J Oral Sci.* 2010;9(1):11-5.
- Ahlmann S, Andersen NT, Schou S, Isidor F. Patient satisfaction and esthetic outcome after immediate placement and provisionalization of single-tooth implants involving a definitive individual abutment. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25(11):1245-50.
- Akça K, Kokat AM, Sahin S, Iplikçioğlu H, Cehreli MC. Effects of prosthesis design and impression techniques on human cortical bone strain around oral implants under load. *Med Eng Phys.* 2009 Sep;31(7):758-63.
- Akça K, Eser A, Eckert S, Cavusoglu Y, Cehreli MC. Immediate versus conventional loading of implant-supported maxillary overdentures: a finite element stress analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013 Mar-Apr;28(2):e57-63. doi: 10.11607/jomi.2200. PMID: 23527369.
- Albrektsson T. Hard tissue implant interface. *Aust Dent J.* 2008 Jun;53:S34-S38. doi: 10.1111/j.1834-7819.2008.00039.x. PMID: 18498583.
- Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: options for practical implementation. *J Prosthodont Res.* 2016 Apr;60(2):72-84. doi: 10.1016/j.jpor.2016.01.003. Epub 2016 Feb 28. PMID: 26935333.
- Almeida EO, Rocha EP, Freitas Júnior AC. Tilted and short implants supporting fixed prosthesis in an atrophic maxilla: a 3D-FEA biomechanical evaluation. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015 Jan;17(S1):e332-42. doi: 10.1111/cid.12129. PMID: 23910435.
- Anderl H, Zur Nedden D, Mu"hlbauer W, Zanon E, Wicke F, Knapp R. CT - guided stereolithography as a new tool in craniofacial surgery. *Br J Plast Surg.* 1994 Jan;47(1):60-4. doi: 10.1016/0007-1226(94)90121-x. PMID: 8124570.
- Arnold C, Hey J, Schweyen R, Setz JM. Accuracy of CAD-CAM-fabricated removable partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2018 Apr;119(4):586-92. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.04.017. Epub 2017 Jul 11. PMID: 28709674.

* Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [cited 2019 Jan 20]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Available from: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

Bae S, Hong MH, Lee H, Lee CH, Hong M, Lee J, et al. Reliability of metal 3d printing with respect to the marginal fit of fixed dental prostheses: a systematic review and meta-analysis. *Materials (Basel)*. 2020 Oct 26;13(21):4781. doi: 10.3390/ma13214781. PMID: 33114737; PMCID: PMC7663231.

Baggi L, Pastore S, Di Girolamo M, Vairo G. Implant-bone load transfer mechanisms in complete-arch prostheses supported by four implants: a three-dimensional finite element approach. *J Prosthet Dent*. 2013 Jan;109(1):9-21. doi: 10.1016/S0022-3913(13)60004-9. PMID: 23328192.

Batson ER, Cooper LF, Duqum I, Mendonça G. Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent*. 2014 Oct;112(4):770-7. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.05.002. Epub 2014 Jun 28. PMID: 24980739.

Behforootan S, Chatzistergos P, Naemi R, Chockalingam N. Finite element modelling of the foot for clinical application: a systematic review. *Med Eng Phys*. 2017 Jan;39:1-11. doi: 10.1016/j.medengphy.2016.10.011. PMID: 27856143.

Berglundh T, Abrahamsson I, Lindhe J. Bone reactions to longstanding functional load at implants: An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol*. 2005 Sep;32(9):925-32. doi: 10.1111/j.1600-051X.2005.00747.x . PMID: 16104954

Bertolini MM, Del Bel Cury AA, Pizzoloto L, Acapa IRH, Shibli JA, Bordin D. Does traumatic occlusal forces lead to peri-implant bone loss? a systematic review. *Braz Oral Res*. 2019 Sep 30;33(Suppl 1):e069. doi: 10.1590/1807-3107bor-2019.vol33.0069. PMID: 31576953.

Bhering CLB, Marques IDSV, Takahashi JMFK, Barão VAR, Consani RLX, Brånemark PI. Osseointegration and its experimental studies. *J Prosthet Dent*. 1983;50:399-10.

Bhering CLB, Marques ISV, Takahashi JMFK, Barão VAR, Consani RLX, Mesquita MF. The effect of casting and masticatory simulation on strain and misfit of implant-supported metal frameworks. *Mater Sci Eng: C*. 2016;62(1):746-51.

Bhering CLB, Mesquita MF, Kemmoku DT, Noritomi PY, Consani RL, Barão VA. 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 Dec 1;69:715-25. doi: 10.1016/j.msec.2016.07.059. Epub 2016 Jul 21. PMID: 27612765.

Bölükbaşı N, Yeniyol S. Number and localization of the implants for the fixed prosthetic reconstructions: on the strain in the anterior maxillary region. *Med Eng Phys*. 2015 Apr;37(4):431-45. doi: 10.1016/j.medengphy.2015.02.004. Epub 2015 Mar 9. PMID: 25765190.

Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clin Mater*. 1992;10(3):153-201. doi: 10.1016/0267-6605(92)90049-y.

Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 Jan-Feb;15(1):15-46. PMID: 10697938.

Buser D, Sennerby L, De Bruyn H. Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. *Periodontol 2000*. 2017 Feb;73(1):7-21. doi: 10.1111/prd.12185. PMID: 28000280.

Byrne R. Osseointegrated dental implants. *J Gt Houst Dent Soc*. 1998 Apr-May;69(9):40-3; quiz 44. PMID: 9667174.

Carneiro Pereira AL, Bezerra de Medeiros AK, Sousa Santos K, Oliveira de Almeida E, Seabra Barbosa GA, Fonte Porto Carreiro A. Accuracy of CAD-CAM systems for removable partial denture framework fabrication: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2021 Feb;125(2):241-8. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.01.003. Epub 2020 Mar 5. PMID: 32147252.

Çehreli MC, Iplikcioglu H. In vitro strain gauge analysis of axial and offaxial loading on implant supported fixed partial dentures. *Implant Dent*. 2002;11(3):286-92.

Chang M, Chronopoulos V, Mattheos N. Impact of excessive occlusal load on successfully-osseointegrated dental implants: a literature review. *J Investig*. 2013 Aug;4(3):142-50. doi: 10.1111/jicd.12036. PMID: 23918506.

Cicciu M, Bramanti E, Maticena G, Guglielmino E, Risitano G. FEM evaluation of cemented-retained versus screw-retained dental implant single-tooth crown

prosthesis. *Int J Clin Exp Med*. 2014;7(4):817-25.

Cicciù M, Fiorillo L, D'Amico C, Gambino D, Amantia EM, Laino L, et al. 3D digital impression systems compared with traditional techniques in dentistry: a recent data systematic review. *Materials (Basel)*. 2020 Apr;13(8):1982. doi: 10.3390/ma13081982. PMID: 32340384.

Clelland NL, Gilat A, McGlumphy EA, Brantley WA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;9(5):541-8. PMID: 8112794.

Clough RW. The finite element in plane stress analysis. *Proc Amer Soc Civ Eng* 1960 Sept; 23:335-45.

Cook RD, Malkus DS, Plesha ME, Witt RJ. Concepts and applications of finite element analysis. 4th ed. New York: John Wiley & Sons; 2002. 719 p. ISBN: 9780471356059.

Corrêa CB, Margonar R, Noritomi PY, Vaz LG. Mechanical behavior of dental implants in different positions in the rehabilitation of the anterior maxilla. *J Prosthet Dent*. 2014 Apr;111(4):301-9. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.06.019. Epub 2013 Dec 17. PMID: 24355510.

Datte CE, RodriguesV, Borges A, Campos J, Nishioka RS. Biomechanics effect of two implant system with different bone height under axial and non-axial loading conditions. *J Res Knowl Spread*. 2021 Apr; 2(1):e11913. doi: 10.20952/jrks2111913.

Datte CE, Tribst JP, Dal Piva AO, Nishioka RS, Bottino MA, Evangelhista AM, et al. Influence of different restorative materials on the stress distribution in dental implants. *J Clin Exp Dent*. 2018 May 1;10(5):e439-e44. doi: 10.4317/jced.54554.

D'Haese J, Ackhurt J, Wismeier D, De Bruyn H, Tahmaseb A. Current state of the art of computer-guided implant surgery. *Periodontol*. 2017;73(1):121-33.

Dickens N, Haider H, Lien W, Simecek J, Stahl J. Longitudinal analysis of cad/cam restoration incorporation rates into navy dentistry. *Mil Med*. 2019 May 1;184(5-6):e365-e72. doi: 10.1093/milmed/usy260. PMID: 30371810.

Ding X, Liao SH, Zhu XH, Zhang XH, Zhang L. Effect of diameter and length on stress distribution of the alveolar crest around immediate loading implants.

Clin Implant Dent Relat Res. 2009 Dec;11(4):279-87. doi:10.1111/j.1708-8208.2008.00124.x.

Donath K. Manual de implantodontia clínica. Porto Alegre: Artmed; 2003. 337p.

Duarte AR, Silva Neto JP, Souza JCM, Bonachela WC. Detorque evaluation of dental abutment screws after immersion in a fluoridated artificial saliva solution. J Prosthodont. 2013;22(4):275-81.

Ducy P, Schinke T, Karsenty G. The osteoblast: a sophisticated fibroblast under central surveillance. Science. 2000;289(5484):1501-4.

Duyck J, Vandamme K. The effect of loading on peri-implant bone: a critical review of the literature. In: Piatelli A, editor. Bone response to dental implant materials. Cambridge: Woodhead; 2017. p. 139-61. ISBN: 9780081002872.

Elftman H. The force exerted by the ground in walking. Eur J Appl Physiol. 1938;10(5): 477-91.

Elsayyad AA, Abbas NA, AbdelNabi NM, Osman RB. Biomechanics of 3-implant-supported and 4-implant-supported mandibular screw-retained prostheses: a 3D finite element analysis study. J Prosthet Dent. 2020 Jul;124(1):68.e1-e10. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.01.015. Epub 2020 Mar 19. PMID: 32199642.

Epprecht L, Schlegel C, Holzmann D, Soyka M, Kaufmann T. Closure of nasal septal perforations with a polydioxanone plate and temporoparietal fascia in a closed approach. Am J Rhinol Allergy. 2017 May;31(3):190-5. doi: 10.2500/ajra.2017.31.4431. PMID: 28490406.

Fazi G, Tellini S, Vangi D, Branchi R. Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2011 Jul-Aug;26(4):752-9. PMID: 21841984.

Fitzpatrick-Lewis D, Ciliska D, Thomas H. The methods for the synthesis of studies without control groups. Ontario: NCCMT; 2009. 56 p.

Foggiatto JA. O uso da prototipagem rápida na área médico-odontológica. Rev Tec Human. 2006;20(30):60-8.

Freitas Jr AC, Rocha EP, Santos PH, Ko CC, Martin Jr M, Almeida EO. Mechanics of the maxillary central incisor. Influence of the periodontal ligament

represented by beam elements. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2010 Oct;13(5):515-21.

Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod.* 1994;64(3):175-88.

Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001 Jun;85(6):585-98. doi: 10.1067/mpr.2001.115251. PMID: 11404759.

Grellmann DA. Utilização das tecnologias de estereolitografia e microfusão para aplicações em prototipagem rápida e ferramental rápido [dissertação]. Florianópolis (SC): Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), Faculdade de Engenharia Mecânica; 2001.

Harder S, Kern M. Survival and complications of computer aided-designing and computer-aided manufacturing vs. conventionally fabricated implant-supported reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2009 Sep;20 Suppl 4:48-54. doi: 10.1111/j.1600-0501.2009.01778.x. PMID: 19663948.

Hasan I, Bourauel C, Keilig L, Reimann S, Heinemann F. The influence of implant number and abutment design on the biomechanical behaviour of bone for an implant-supported fixed prosthesis: a finite element study in the upper anterior region. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2011Dec;14(12):1113-6. doi: 10.1080/10255842.2010.515212. Epub 2011 Jun 24. PMID: 20924861.

Hekimoglu C, Anıl N, Cehreli MC. Analysis of strain around endosseous dental implants opposing natural teeth or implants. *J Prosthet Dent.* 2004;92(5):441-6.

Henriques GE, Consani S, Rollo JM, Andrade e Silva F. Soldering and remelting influence on fatigue strength of cobalt-chromium alloys. *J Prosthet Dent.* 1997;78(2):146-52.

Huang HL, Lin CL, Ko CC, Chang CH, Hsu JT, Huang JS. Stress analysis of implant-supported partial prostheses in anisotropic mandibular bone: in-line versus offset placements of implants. *J Oral Rehabil.* 2006;33(7):501-8.

Huang MF, Alfi D, Alfi J, Huang AT. The Use of patient-specific implants in oral and maxillofacial surgery. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am.* 2019 Nov;31(4):593-600. doi: 10.1016/j.coms.2019.07.010. Epub 2019 Aug 31. PMID: 31481289.

Ikar M, Grobecker-Karl T, Karl M, Steiner C. Mechanical stress during implant surgery and its effects on marginal bone: a literature review. *Quintessence Int.* 2020;51(2):142-50. doi: 10.3290/j.qi.a43664. PMID: 31781692.

Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Implants Res.* 2006 Oct;17(2):8-18. doi: 10.1111/j.1600-0501.2006.01360.x. PMID: 16968378.

Jafarian M, Mirhashemi FS, Emadi N. Finite element analysis of stress distribution around a dental implant with different amounts of bone loss: An in vitro study. *Dent Med Probl.* 2019 Jan-Mar;56(1):27-32. doi: 10.17219/dmp/102710. PMID: 30951618.

Jaumotte M, Grobet P, Pepinster F, Thonnart F, Nizet JL, Gilon Y. Apport de la technologie 3D en chirurgie maxillo-faciale [Contribution of 3D technology for maxillofacial surgery]. *Rev Med Liege.* 2020 Apr;75(4):240-2. PMID: 32267112.

Jofré J, Hamada T, Nishimura M, Klattenhoff C. The effect of maximum bite force on marginal bone loss of mini-implants supporting a mandibular overdenture: a randomized controlled trial. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21(2):243-9.

Kapos T, Evans C. CAD/CAM technology for implant abutments, crowns, and superstructures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29 Suppl:117-36. doi: 10.11607/jomi.2014suppl.g2.3. PMID: 24660194.

Katz JL. Mechanics of hard tissue. In: Brozino JD editor. *The biomedical engineering handbook*. Boca Raton: CRC Press; 1995. p. 273-89. ISBN: 9780849383465.

Kawakami PY, Ferrari RB, Silva Neto UT, Almeida E, Nascimento KG. Implantes zigomáticos: revisão de literatura com estudo do índice de sucesso através de meta-análise. *Rev Odontol Univ Cid São Paulo.* 2017 Dez;23(1):51-8.

Kayumi S, Takayama Y, Yokoyama A, Ueda N. Effect of bite force in occlusal adjustment of dental implants on the distribution of occlusal pressure: comparison among three bite forces in occlusal adjustment. *Int J Implant Dent.* 2015 Dec;1(1):14. doi: 10.1186/s40729-015-0014-2. PMID: 27747636

Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseo integrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res.*

2004;15:401-12. doi: 10.1111/j.1600-0501.2004.01022.x.

Kreissl ME, Gerds T, Muche R, Heydecke G, Strub JR. Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(6):720-6. doi: 10.1111/j.1600-0501.2007.01414.x.

Lee JI, Lee Y, Kim YL, Cho HW. Effect of implant number and distribution on load transfer in implant-supported partial fixed dental prostheses for the anterior maxilla: a photoelastic stress analysis study. *J Prosthet Dent.* 2016 Feb;115(2):161-9. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.08.021. Epub 2015 Nov 6. PMID: 26548878.

Leiendecker T. The Department of Defense oral health and readiness classification system. *Mil Med.* 2008 Jan;173(1 Suppl):1-2. doi: 10.7205/milmed.173.supplement_1.1. PMID: 18283737.

Lindhe J, Meyle J. Peri-implant diseases: consensus report of the sixth european workshop on periodontology. *J Clin Periodontol.* 2008 Sep;35(8):282-5.

Liu X, Pang F, Li Y, Jia H, Cui X, Yue Y, et al. Effects of different positions and angles of implants in maxillary edentulous jaw on surrounding bone stress under dynamic loading: a three-dimensional finite element analysis. *Comput Math Methods Med.* 2019 Dec:1-9. doi: 10.1155/2019/8074096. PMID: 31933678.

Louvrier A, Marty P, Barrabé A, Euvrard E, Chatelain B, Weber E, et al. How useful is 3D printing in maxillofacial surgery? *J Stomatol Oral Maxillofac Surg.* 2017 Sep;118(4):206-12. doi: 10.1016/j.jormas.2017.07.002. Epub 2017 Jul 18. PMID: 28732777.

Macedo JP, Pereira J, Faria J, Pereira CA, Alves JL, Henriques B, et al. Finite element analysis of stress extent at peri-implant bone surrounding external hexagon or Morse taper implants. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2017;71:441-7.

McLaren EA, Terry DA. CAD/CAM systems, materials, and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Compend Contin Educ Dent.* 2002 Jul;23(7):637-41, 644, 646, 654. PMID: 12789975.

Madfa AA, Kadir MR, Kashani J, Saidin S, Sulaiman E, Marhazlinda J, et al. Stress distributions in maxillary central incisors restored with various types of

post materials and designs. *Med Eng Phys*. 2014 Jul;36(7):962-7. doi: 10.1016/j.medengphy.2014.03.018. Epub 2014 May 14. PMID: 24834856.

Malchiodi L, Cucchi A, Ghensi P, Consonni D, Nocini PF. Influence of crown–implant ratio on implant success rates and crestal bone levels: a 36-month follow-up prospective study. *Clin Oral Implants Res*. 2014;25(2):240-51.

Menini M, Pesce P, Bevilacqua M, Pera F, Tealdo T, Barberis F, et al. Effect of framework in an implant-supported full-arch fixed prosthesis: 3d finite element analysis. *Int J Prosthodont*. 2015 Nov-Dec;28(6):627-30. doi: 10.11607/ijp.4345. PMID: 26523725.

Mericske-Stern R, Assal P, Merickse E, Ing WB. Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995 May-Jun;10(3):345-53.

Misch CE, Suzuki JB, Misch-Dietsh FM, Bidez MW. A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: literature support. *Implant Dent*. 2005;14(2):108-16. doi: 10.1097/01.id.0000165033.34294.db. PMID: 15968181.

Mishra SK, Chowdhary R, Chrcanovic BR, Brånemark PI. Osseoperception in dental implants: a systematic review. *J Prosthodont*. 2016 Apr;25(3):185-95. doi: 10.1111/jopr.12310. Epub 2016 Jan 28. PMID: 26823228.

Miyashiro M, Suedam V, Moretti Neto RT, Ferreira PM, Rubo JH. Validation of an experimental polyurethane model for biomechanical studies on implant supported prosthesis-tension tests. *J Appl Oral Sci*. 2011 May-Jun;19(3):244-8. doi: 10.1590/s1678-77572011000300012. PMID: 21625741.

Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J*. 2011 Jun;56 (Suppl 1):97-106. doi: 10.1111/j.1834-7819.2010.01300.x. PMID: 21564120.

Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*. 2009 Jan;28(1):44-56. doi: 10.4012/dmj.28.44. PMID: 19280967.

Morrel R. Measuring elastic properties of advanced technical ceramics: a review. *NPL Report*. 1996 Oct;42(1):1-39.

Naert I, Duyck J, Vandamme K. Occlusal overload and bone/implant loss. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Oct;23(Supl 6):95-107. doi: 10.1111/j.1600-0501.2012.02550.x. PMID: 23062133.

Nishioka RS, Vasconcellos LG, Jóias RP, Rode SM. Load-application devices: a comparative strain gauge analysis. *Braz Dent J.* 2015 May-Jun;26(3):258-62. doi:10.1590/0103-6440201300321.

Nishioka RS, Vasconcellos LGO, Abreu CW. A comparative study of machined copings and plastic copings in three-element prostheses with different types of implant-abutment-joint, strain gauge analysis. *J Appl Oral Sci.* 2010 May-Jun;18(3):225-30. doi: 10.1590/S1678-77572010000300005.

Nishioka RS, Vasconcellos LGO, 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(2):e24-e32.

Ozan O, Kurtulmus-Yilmaz S. Biomechanical comparison of different implant inclinations and cantilever lengths in all-on-4 treatment concept by three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2018 Jan-Feb;33(1):64-71. doi: 10.11607/jomi.6201. PMID: 29340344.

O'Mahony AM, Williams JL, Katz JO, Spencer P. Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11:415-21.

Park GS, Kim SK, Heo SJ, Koak JY, Seo DG. Effects of printing parameters on the fit of implant-supported 3d printing resin prosthetics. *Materials (Basel).* 2019 Aug 9;12(16):2533. doi: 10.3390/ma12162533. PMID: 31395801.

Piatelli A. Bone response to dental implant materials. Cambridge: Woodhead; 2017. 274 p. ISBN: 9780081002872.

Pjetursson BE, Valente NA, Strasding M, Zwahlen M, Liu S, Sailer I. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic single crowns. *Clin Oral Implants Res.* 2018 Oct;29(Suppl 16):199-214. doi: 10.1111/clr.13306. PMID: 30328190.

Rastelli C, Falisi G, Gatto R, Galli. M, Saccone E, Severino M, et al. Implant stability in different techniques of surgical sites preparation: an in vitro study. *Oral Implantol.* 2014 Apr-Jun;7(2):33-9.

Ryu JE, Kim YL, Kong HJ, Chang HS, Jung JH. Marginal and internal fit of 3D printed provisional crowns according to build directions. *J Adv Prosthodont*. 2020 Aug;12(4):225-32. doi: 10.4047/jap.2020.12.4.225. Epub 2020 Aug 20. PMID: 32879713.

Sabri LA, Hussein FA, Al-Zahawi AR, Abdulrahman BY, Salloomi KN. Biomechanical finite element analysis of a single implant threaded in anterior and posterior regions of maxilla bone. *Indian J Dent Res*. 2020 Mar-Apr;31(2):203-8. doi: 10.4103/ijdr.IJDR_510_18. PMID: 32436898.

Sadowsky SJ. Occlusal overload with dental implants: a review. *Int J Implant Dent*. 2019 Jul 23;5(1):29. doi: 10.1186/s40729-019-0180-8. PMID: 31332553; PMCID: PMC6646429.

Sahin S, Çehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses: a review. *J Dent*. 2002;30(7-8):271-82.

Salles FA, Anchieta MVM, Carvalho GP. Estereolitografia auxiliando o planejamento cirúrgico em enfermidades orais. *RBPO*. 2002;1(1):54-60.

Schou S, Holmstrup P, Jorgensen T, Skovgaard LT, Stoltze K, Hjorting-Hansen E. Anorganic porous bovine-derived bone mineral (Bio-Oss^S) and ePTFE membrane in the treatment of peri-implantitis in cynomolgus monkeys. *Clin. Oral Implants Res*. 2003;14(5):535-47.

Silva JD, Ferreira JA. O princípio de Saint-Venant em elasticidade não linear. *TEMA Tend Mat Apl Comput*. 2004;5(2):337-45. doi:10.5540/tema.2004.05.02.0337.

Sotto-Maior BS, Lima Cde A, Senna PM, Camargos GV, Del Bel Cury AA. Biomechanical evaluation of subcrestal dental implants with different bone anchorages. *Braz Oral Res*. 2014;28(1):1-7. doi: 10.1590/1807-3107BOR-2014.vol28.0023.

Souza Batista VE, Verri FR, Almeida DA, Santiago Junior JF, Lemos CA, Pellizzer EP. Finite element analysis of implant-supported prosthesis with pontic and cantilever in the posterior maxilla. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2017 May;20(6):663-70. doi: 10.1080/10255842.2017.1287905. PMID: 28349769.

Spiekermann H. Biomechanics. In: Rateistchak K, Wolf H, editors. Color atlas of dental medicine implantology. New York: Thieme Medical Publishers; 1995.

Tack P, Victor J, Gemmel P, Annemans L. 3D-printing techniques in a medical setting: a systematic literature review. *Biomed Eng Online*. 2016 Oct 21;15(1):115. doi: 10.1186/s12938-016-0236-4. PMID: 27769304.

Takaba M, Tanaka S, Ishiura Y, Baba K. Implant-supported fixed dental prostheses with CAD/CAM-fabricated porcelain crown and zirconia-based framework. *J Prosthodont*. 2013 Jul;22(5):402-7. doi: 10.1111/jopr.12001. Epub 2013 Jan 4. PMID: 23289495.

Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(1):66-75. PMID: 10697941.

Timoshenko SP, Goodier, JN. *Theory of elasticity*. 3rd ed. New York: McGraw-Hill; 1988.

Tioosi R, Lin L, Conrad HJ, Rodrigues RC, Heo YC, Mattos Mda G, et al. Digital image correlation analysis on the influence of crown material in implant-supported prostheses on bone strain distribution. *J Prosthodont Res*. 2012 Jan;56(1):25-31. doi:10.1016/j.jpor.2011.05.003.

Tribst JPM, Dal Piva AMO, Borges ALS, Bottino MA. Influence of Socket-shield technique on the biomechanical response of dental implant: three-dimensional finite element analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2020 Jan; 23(6):224-31. doi: 10.1080/10255842.2019.1710833.

Tribst JPM, Dal Piva AMO, Shibli JA, Borges ALS, Tango RN. Influence of implantoplasty on stress distribution of exposed implants at different bone insertion levels. *Braz Oral Res*. 2017;31:e96.

Tribst JPM, Rodrigues VA, Dal Piva AO, Borges AL, Nishioka RS. The importance of correct implants positioning and masticatory load direction on a fixed prosthesis. *J Clin Exp Dent*. 2018 Jan;1;10(1):e81-e87. doi: 10.4317/jced.54489.

Van Kampen F, Cune M, Van Der Bilt A, Bosman F. The effect of maximum bite force on marginal bone loss in mandibular overdenture treatment:an in vivo study.*Clin Oral Implants Res*. 2005;16(5):587-93.

Vasconcellos LGO, Nishioka RS, Vasconcellos LMR, Balducci I, Kojima AN. Microstrain around dental implants supporting fixed partial prostheses under axial and non-axial loading conditions, in vitro strain gauge analysis. *J Craniofac Surg.* 2013;24.e546-51. doi:10.1097/SCS.0b013e31829ac83d.

Vigolo P, Fonzi F. An in vitro evaluation of fit of zirconium-oxide-based ceramic four-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems, before and after porcelain firing cycles and after glaze cycles. *J Prosthodont.* 2008 Dec;17(8):621-6. doi: 10.1111/j.1532-849X.2008.00366.x. PMID:18798783.

Villefort RF, Tribst JPM, Dal Piva AMO, Borges AL, Binda NC, Ferreira CEA, et al. Stress distribution on different bar materials in implant-retained palatal obturator. *PLoS One.* 2020 Oct 30;15(10):e0241589. doi:10.1371/journal.pone.0241589. PMID: 33125441.

Wain H, Samuelson HE, Hemphill FM. An experience in home injury prevention. *Public Health Rep.* 1955 Jun;70(6):554-60. PMID: 14384993.

Wiskott HW, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Implants Res.* 1999 Dec;10(6):429-44.

Wu AYJ, Hsu JT, Fuh LJ, Huang HL. Biomechanical effect of implant design on four implants supporting mandibular full-arch fixed dentures: in vitro test and finite element analysis. *J Formos Med Assoc.* 2020 Oct;119(10):1514-23. doi: 10.1016/j.jfma.2019.12.001. Epub 2019 Dec 26. Errata em: *J Formos Med Assoc.* 2021 Jan; 120(1 Pt 2):567. doi: 10.1016/j.jfma.2020.11.011.

Zienkiewicz OC, Taylor, RL. The finite element method. 4th ed. New York: McGraw-Hill; 1988.