



**PRÓ-REITORIA ACADÊMICA
DIRETORIA DE PESQUISA, EXTENSÃO E PÓS-GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE MESTRADO PROFISSIONAL EM ODONTOLOGIA**

HAMILTON DE OLIVEIRA JUNIOR

**COMPARAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NA INTERFACE ENTRE
OSSO E IMPLANTE EM PROTOCOLO DE MANDÍBULA COM 2 E 4 IMPLANTES:
ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS**

**Maringá
2020**



**PRÓ-REITORIA ACADÊMICA
DIRETORIA DE PESQUISA, EXTENSÃO E PÓS-GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE MESTRADO PROFISSIONAL EM ODONTOLOGIA**

HAMILTON DE OLIVEIRA JUNIOR

**COMPARAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NA INTERFACE ENTRE
OSSO E IMPLANTE EM PROTOCOLO DE MANDÍBULA COM 2 E 4 IMPLANTES:
ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS**

Dissertação formato artigo apresentada ao Programa de Mestrado Profissional em Odontologia, do Centro Universitário Ingá-UNINGÁ, como parte dos requisitos a obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração implante.

Orientador: Prof. Dr. Heldo Cesar Figueira Junior

**Maringá
2020**

Dados Internacional de Catalogação na Publicação (CIP)
Bibliotecária: Vaudice Donizeti Rodrigues CRB 9/1726

Oliveira Junior, Hamilton de.
O48c Comparação da distribuição de tensões na interface entre osso e implante em protocolo de mandíbula com 2 e 4 implantes: análise de elementos finitos. / Hamilton de Oliveira Junior Ana Cristine Lima Alves. – Brasília: UNINGÁ, 2020. 18 f.

Orientador: Prof. Dr. Heldo Cesar Figueira Junior.
Dissertação (Mestrado Profissional em Odontologia) Departamento de Pós-Graduação em Odontologia. UNINGÁ, 2020.

1. Implantes dentários. 2. Prótese dentária. 3. Biomecânica. Análise de elementos finitos. 4. Odontologia. I. Figueira Junior, Heldo Cesar. II. UNINGÁ. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

HAMILTON DE OLIVEIRA JUNIOR

**COMPARAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NA INTERFACE ENTRE
OSSO E IMPLANTE EM PROTOCOLO DE MANDÍBULA COM 2 E 4 IMPLANTES:
ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS**

Dissertação formato artigo apresentada ao Programa de Mestrado Profissional em Odontologia, do Centro Universitário Ingá-UNINGÁ, como parte dos requisitos a obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração implante.

Maringá _____ de _____ de 2020.

COMISSÃO EXAMINADORA

Prof. Dr. HELDO CESAR FIGUEIRA JUNIOR
Instituição: UNINGÁ – Centro Universitário Ingá.

Prof. Dr. VILMAR DIVANIR GOTTARDO
Instituição: UNINGÁ – Centro Universitário Ingá.

Prof. Dr. LIOGI IWAKI FILHO
Instituição: UEM – Universidade Estadual de Maringá.

**Maringá
2020**

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Heldo Cesar Figueira Junior, meu orientador, pela sua, paciência, confiança e dedicação, enfim, por ser um professor respeitado e admirado pela sua determinação e competência. Minha admiração, gratidão e respeito.

A Profa. Dra. Salmira Salmeron, pelo incentivo e compreensão nessa etapa. Minha grande admiração e respeito, pela sua competência e dedicação à pesquisa e ao ensino e pela maneira como conduz os trabalhos científicos, sempre em busca da excelência.

Ao Prof. Dr. Vilmar Divanir Gottardo, por ser um professor respeitado por todos pelo seu conhecimento e pela forma de ensinar com determinação e competência.

Ao Prof. Dr. José Ricardo Mariano, pela amizade, ensinamentos, empenho, cumplicidade e desprendimento na execução desse trabalho, sempre em prol da melhor qualidade do ensino e da pesquisa.

A todos os professores do programa de mestrado, pelo estímulo e confiança a mim dedicados durante o curso, e que os ensinamentos transmitidos por estes professores vão me acompanhar por toda minha vida profissional.

A Coordenadora do curso, Profa. Dra. Karina Maria Salvatore de Freitas, pela dedicação e empenho na condução do curso.

Aos colegas de turma, pelo aprendizado e demonstrações de amizade, solidariedade e companheirismo nesse tempo de convívio.

Aos graduandos Victor Hugo Dias dos Santos e Abner da Rocha Lourenço, alunos da Faculdade de Engenharia Mecânica da Uningá, pelo esforço e dedicação que viabilizaram a conclusão dessa pesquisa.

RESUMO

Considerando o grande número de pacientes edêntulos totais e o aumento crescente da procura por tratamento protético reabilitador sobre implantes, aliado ao sucesso comprovado dos implantes osseointegrados, se faz necessário cada vez mais estudos no que diz respeito à distribuição das forças sobre todas as estruturas envolvidas. O objetivo desse trabalho foi analisar a distribuição das tensões geradas em diferentes configurações de protocolo inferior com 2 e 4 implantes, através do método dos elementos finitos tridimensionais. Para a realização deste estudo foram confeccionados 4 modelos mandibulares com auxílio dos programas de modelagem gráfica SolidWorks 2010 (SolidWorks Corp, Massachusetts, EUA) e Ansys (Swanson Analysis Systems, Houston, EUA). Cada modelo representou uma mandíbula com prótese protocolo sobre implantes de hexágono externo 3,75 x 13,0mm, marca Neodent (Neodent Ltda, Curitiba, Brasil) localizados na região interforaminal, variando em número de implantes. Modelo 1: prótese tipo All on four - 4 implantes; modelo 2: Prótese do tipo protocolo com dois Implantes; modelo 3: Prótese tipo protocolo com 2 implantes e redução de 10 mm na distância entre os implantes; Modelo 4: Prótese tipo protocolo com 2 implantes e redução de 20 mm na distância entre os implantes. Uma carga axial de 150N foi aplicada bilateralmente, na região do cantilever, este com tamanho de 15 mm. Após a análise no programa Ansys, os resultados foram visualizados através de mapas de tensão de von Mises e individualizados em cada modelo proposto. Sendo que os resultados demonstraram que quando comparados os modelos de 4 implantes com os de 2 implantes estes tiveram uma distribuição de tensão satisfatória. Conclui-se segundo a pesquisa que o protocolo sobre dois implantes suporta a carga exercida como no protocolo de quatro implantes.

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

ABSTRACT

Considering the large number of total edentulous patients and the increasing demand for rehabilitative prosthetic treatment on implants, coupled with the proven success of osseointegrated implants, further studies are required regarding the distribution of forces over all involved structures. The objective of this work was to analyze the distribution of stresses generated in different lower protocol configurations with 2 and 4 implants through the three-dimensional finite element method. For this study, 4 mandibular models were made with the aid of SolidWorks 2010 (SolidWorks Corp, Massachusetts, USA) and Ansys (Swanson Analysis Systems, USA) graphic modeling programs. Each model represented a mandibular prosthesis protocol on external hexagon implants 3.75 x 13.0mm, Neodent, Neodent Ltda, Curitiba, Brazil) located in the interforaminal region, varying in number of implants. Model 1: All on four prosthesis with 4 implants. Model 2: Protocol-type prosthesis with two implants. Model 3: Protocol type prosthesis with 2 implants and 10 mm reduction in the distance between the implants. Model 4: Protocol-type prosthesis with 2 implants and 20 mm reduction in the distance between the implants. The axial load applied was 150N, bilateral being performed in the cantilever region, which has a size of 15 mm. After analysis in the Ansys program, the results were visualized through von Mises stress maps and individualized in each proposed model. The results showed that when comparing the models of 4 implants with those of 2 implants they had a satisfactory tension distribution. It is concluded according to the research that the protocol with two implants supports the load exercised as in the protocol with four implants.

Keywords: Dental Implants. Dental prosthesis. Biomechanics. Finite element analysis

LISTA DE ABREVIATURAS

ANSYS - (Swanson Analysis Systems) – Desenvolvedor de programas de simulação para engenharia

MEF - Método de Elementos Finitos

N - Newtons

MPa - Megapascal

NiCr - Níquel Cromo

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	9
2	REVISÃO LITERATURA	10
3	OBJETIVO	15
4	JUSTIFICATIVA.....	16
5	METODOLOGIA DA PESQUISA.....	17
5.1	GEOMETRIA DAS ESTRUTURAS	17
5.2	GERAÇÃO DAS MALHAS	20
5.3	PROPRIEDADES DOS MATERIAIS.....	22
5.4	CONDIÇÕES DE CONTORNO.....	23
5.5	CARREGAMENTO.....	23
6	RESULTADOS.....	25
7	DISCUSSÃO	36
8	CONCLUSÕES.....	40
	REFERÊNCIAS.....	41

1 INTRODUÇÃO

As pesquisas na área da saúde, a melhora no tratamento de doenças sistêmicas e o decréscimo da taxa de mortalidade, associados à melhor condição de saneamento básico, tem aumentado a expectativa de vida da população brasileira e, conseqüentemente, o maior envelhecimento populacional (COLUSSI; FREITAS, 2002). Apesar da expectativa de vida da população brasileira ter aumentado, os indicadores de saúde bucal da população permanecem abaixo do esperado, porque grande parte da população idosa é totalmente edêntula (BRASIL, 2011).

Pacientes totalmente edêntulos apresentam deficiências funcionais em relação à mastigação e a fala, assim como alterações no aspecto biopsicossocial, alterando a sua qualidade de vida (MERICSKÉ-STERN; TAYLOR; BELSER, 2000).

Para superar estes problemas, a reabilitação com implantes tem sido utilizada com sucesso nos últimos anos (MERICSKÉ-STERN; TAYLOR; BELSER, 2000). Os resultados encontrados na literatura têm demonstrado altas taxas de sucesso para os implantes osseointegrados, ultrapassando 95% (PAPASPYRIDAKOS *et al.*, 2014; DANESHVAR *et al.*, 2016).

Assim, foi proposta inicialmente por Bränemark *et al.* (1977) a recuperação da função de um paciente desdentado total, utilizando próteses suportadas por implantes, situação em que proporcionou melhorias no padrão e qualidade de vida, quando comparadas ao tratamento com próteses convencionais (MISCH, 2006; AGLIARDI *et al.* 2010).

O modelo clássico é a prótese tipo protocolo definida por Bränemark *et al.* (1977), que se caracteriza pela colocação de 4 a 6 implantes na região anterior da mandíbula, entre os forames mentuais, e cantilever distal de ambos os lados para substituir os dentes posteriores.

Desta maneira surgiu o conceito “All-On-Four” descrito por Maló, Rangert e Nobre (2003), como uma opção ao aperfeiçoamento da técnica de carga imediata que consistia na instalação de apenas quatro implantes na mandíbula.

Com o passar do tempo alguns trabalhos tiveram como foco a diminuição do número de implantes para este tipo de prótese protocolo (DE BRUYN *et al.*, 2001; HATANO *et al.*, 2003, 2011; RIVALDO *et al.*, 2012). Desta maneira se torna fundamental o estudo comparativo, e a análise desta interface osso e implante com um número menor de implantes.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Desta maneira, procurando melhorar a função mastigatória, o padrão e a qualidade de vida dos pacientes desdentados, Bränemark *et al.* (1977) propuseram a recuperação da função de um paciente desdentado total utilizando próteses suportadas por implantes de titânio (MISCH, 2006; AGLIARDI *et al.*, 2010).

O modelo clássico é a prótese tipo protocolo definida por Bränemark *et al.* (1977), que se caracteriza pela colocação de 4 a 6 implantes na região anterior da mandíbula, entre os forames mentuais, e cantilever distal de ambos os lados para substituir os dentes posteriores.

Segundo Zarb (1990), Naert *et al.* (1992) e Michalakis *et al.* (2014), as próteses implantossuportadas apresentam falhas, onde aproximadamente 90% das falhas nos implantes são devidos a fatores mecânicos, como afrouxamento ou fratura de parafusos de pilar e das próteses. Sendo assim, a necessidade de se avaliar o comportamento biomecânico da prótese sobre implante é um parâmetro fundamental para se conseguir uma perfeita adaptação e funcionamento destas estruturas, que se traduz pela ausência de tensões, diminuindo assim as falhas mecânicas e biológicas, que podem atrapalhar o sucesso do trabalho reabilitador. O conhecimento de cada um desses fatores, seu efeito na transmissão da tensão e a interação entre eles levam ao sucesso da reabilitação protética.

A análise fotoelástica, a análise através de extensômetros e a análise por elementos finitos, segundo Assunção *et al.* (2009) são os três principais métodos de avaliação de tensões, com o objetivo de prever o comportamento biomecânico dos implantes ósseos integrados.

Os autores supracitados afirmaram que a análise por foto elasticidade, fornece boa informação qualitativa sobre a localização global e concentração de tensão, mas fornece informação limitada da quantidade de tensão. O método serve como uma ferramenta importante para determinar os pontos críticos de concentração de tensões no material e é frequentemente usado para determinar fatores de concentração de estresse em geometrias irregulares.

Por outro lado, a aplicação da extensometria nos implantes dentários é baseada no uso da resistência elétrica e é associado a equipamentos que fornecem ambas as medidas de tensão tanto em estudos *in vitro* como *in vivo*, sob cargas dinâmicas e estáticas. No entanto, o método dos extensômetros fornece apenas

dados sobre as medidas de tensão na estrutura mensurada, e não mede a tensão nas estruturas anexas (ASSUNÇÃO *et al.*, 2009).

Ainda segundo os autores supracitados, os modelos criados em computadores para a análise através dos elementos finitos além de calcular a tensão, podem calcular a deformação e o deslocamento das estruturas. Esta análise tem a vantagem de permitir que várias condições possam ser alteradas facilmente e permite a medição da distribuição das tensões ao redor dos implantes em pontos que são difíceis de examinar clinicamente. Em suma, concluíram que todas as três metodologias podem ser úteis para avaliar o comportamento biomecânico dos implantes, próximo da condição clínica real, mas o pesquisador deve ter conhecimento suficiente sobre o modelo de fabricação (delineamento experimental) e uma acurada análise dos resultados.

Sendo assim, segundo Power *et al.* (2002), Ross (2005), Marinescu, Daegling e Rapoff (2005), Cirovis *et al.* (2006), Hinterhofer *et al.* (2006) e Spruijt *et al.* (2006), o método dos elementos finitos (MEF) é utilizado para solução de problemas físicos de modelos com geometrias complexas, proporcionando condições reais de tensão e deformação do modelo quando submetido a uma força, sendo uma análise que consiste em dividir ou particionar um todo em partes com menor complexidade (chamados elementos), mantendo as mesmas propriedades do meio original.

O objetivo é criar um modelo que possua características e propriedades semelhantes à realidade. Sendo o primeiro passo para a utilização deste método é determinar as dimensões do modelo por meio de técnicas e equipamentos como digitalização manual, utilização de tomografias computadorizadas e scanners a laser (RICHMOND *et al.*, 2005). Estas devem ser incorporadas ao programa de elementos finitos a fim de traduzirem como o material responde quando submetido a um carregamento e até mesmo qual a maior tensão suportada pelo material.

Para geração deste modelo de elementos finitos é necessário um software, que é responsável pela geração dos elementos (que assumem formas geométricas de mesma forma e tamanho), unindo estes elementos temos o que chamamos de nós. O conjunto de nós e elementos chamamos de malha de elementos finitos. Assim através do software, temos a obtenção dos resultados por meio de mapas. Entre os vários softwares possíveis de serem utilizados, destacam-se o ANSYS (Swanson Analysis Systems, Houston, USA) (ANDERSON *et al.*, 2007; BELAIDI; PIERSCIONEK, 2007; YANG *et al.*, 2007).

Desta maneira diferentes estudos para se avaliar a distribuição de força no conjunto prótese, implante e osso foram realizados utilizando o MEF, como o de Malhotra *et al.* (2012) onde avaliou em um sistema all-on-four o estresse e a tensão produzidos no implante e no osso periimplantar, com diferentes comprimentos de cantileveres (4 mm e 12 mm). Os implantes apresentavam plataforma 4.3 mm e 15 mm de comprimento. Os implantes distais foram angulados a 30° e 40°. As cargas aplicadas foram de 100N na região dos implantes anteriores e 250N na região do pré-molar e molar. Após a aplicação das cargas, não houve diferença estatística significativa entre o comprimento dos cantileveres de 4 mm e 12 mm.

Em sua pesquisa Rubo e Souza (2008) compararam a distribuição das tensões na mandíbula em protocolo inferior com cantilever de comprimentos 10, 15 e 20 mm. Chegou a conclusão em seu estudo que a cada 5mm de aumento do cantilever, havia um aumento de tensão ao redor da estrutura óssea de 30 a 37 %.

Gallucci, G. O. *et al.* (2009) em um estudo prospectivo multicêntrico de 5 anos avaliaram o sucesso de reabilitações tipo protocolo inferior em 45 pacientes com um total de 237 implantes, com cantilever de tamanho médio de 15,6 mm. Em seu estudo a taxa de sobrevivência de implantes foi de 100% (237/237) e para próteses de 95,5% (43/45).

No seu trabalho Baggi *et al.* (2013) avaliaram através do método de elementos finitos (MEF) próteses totais suportadas por quatro implantes, ambos com barra protocolo de infraestrutura metálica de 3 mm de espessura e 5 mm de largura. Utilizando dois grupos: grupo 1: cantilever de 5 m; grupo 2: cantilever de 15 mm. As cargas foram aplicadas de três maneiras: a primeira com distribuição de 300N em toda a prótese; a segunda carga foi aplicada no final do cantilever e a terceira carga foi aplicada entre os implantes mais mesiais com carga vertical de 250N e 100N na horizontal. Após os testes, concluiu-se que implantes inclinados permitem reduzir o estresse compressivo no osso periimplantar devido a diminuição do comprimento do cantilever

Utilizando o método de elementos finitos (MEF), Silva-Neto *et al.* (2014), também avaliaram a tensão gerada no osso periimplantar e na prótese mandibular suportada por 5 e 3 implantes em diferentes tamanhos e configurações, considerando a quantidade, o diâmetro e a posição do implante. Os modelos de mandíbulas compreendiam 4 grupos: grupo controle C, 5 implantes regulares; Grupo R, 3 implantes regulares; Grupo W, 3 implantes largos; e Grupo DTR, 3 implantes regulares

com os distais inclinados 30° distalmente. Ao cantilever de 15 mm foi carregado com uma carga axial de 50 N.

Utilizando o mapa de tensão de von Mises, os dados foram avaliados, analisando-se as tensões sobre os implantes e a tensão principal máxima na microestrutura no osso. O grupo W apresentou o menor valor de estresse principal máximo no osso periimplantar do lado carregado (4,64 MPa) quando comparado ao C (5,27 MPa), DTR (5,94 MPa) e R (11,12 MPa).

Maiores valores de estresse nos implantes carregados foram observados nos grupos experimentais quando comparados ao grupo C, mas quando analisados os implantes mesiais, sem carga, estes apresentaram resultados opostos. Todos os parafusos do grupo W apresentaram menores valores de tensão quando comparados ao grupo C. Sendo que, os grupos R e DTR apresentaram um aumento nos valores de estresse.

Sendo assim Silva-Neto *et al.* (2014), concluíram que um menor número de implantes relacionados a implantes com diâmetro maior reduziu o estresse nos componentes ósseo e protético. Desta maneira este estudo objetivou desenvolver e documentar um protocolo cirúrgico e protético mais simples, seguro e eficaz para a reabilitação em mandíbulas desdentadas quando comparadas ao tradicional protocolo Brånemark System.

Em sua pesquisa, Varinauskas *et al.* (2013) compararam próteses mandibulares de 14 dentes com diferentes comprimentos de cantiléveres (12 mm, 19 mm e 26 mm), onde analisaram a influência do comprimento do cantilever e posição dos implantes na distribuição de tensões. Concluíram que incorporação de cantilever em próteses suportadas por implantes está associada à alta incidência de complicações técnicas relacionadas às infraestruturas, sendo de 20,3% para próteses com cantilever e 9,7% para as sem cantilevers. E também concluíram que o cantilever com comprimento menor seria mais adequado.

Em seus estudos, Lofaj *et al.* (2015) concluíram que as maiores tensões de compressão no osso são geradas na borda do osso cortical, onde se tem também a maior carga ocorrendo nesta região do implante. Ele observou estes resultados utilizando o MEF, analisando a distribuição de tensões nos implantes mono e bicorticalmente submetidos à carga axial, sendo realizado experimentalmente em modelo de mandíbula para avaliar os benefícios de cada tipo de fixação do ponto de vista do estresse de compressão.

Ainda segundo Elsayyad *et al.* (2020), que comparou protocolos com 3 e 4 implantes pelo método de elementos finitos, concluiu que os resultados biomecânicos registrados nos protocolos pesquisados estavam todos dentro dos limites fisiológicos, e que a prótese mandibular com suporte de 3 implantes pode ser adequada para pacientes com problemas anatômicos e limitações financeiras.

3 OBJETIVO

O presente trabalho tem como objetivo verificar e comparar a distribuição de forças em protocolo mandibular com 2 e 4 implantes por meio da análise de elementos finitos.

Compreender as distribuições de tensões na interface osso/implante por meio do método dos elementos finitos em protocolos de mandíbula utilizando 2 implantes correlacionados.

4 JUSTIFICATIVA

Em busca de reabilitar nossos pacientes cada vez mais rápido e com diminuição da morbidade (acesso cirúrgico, quantidade de anestésicos e tempo cirúrgico diminuído), um número menor de implantes tem sido uma alternativa para reabilitações tipo protocolo, e estes protocolos com menor número de implantes também significam um menor custo, e isto deve ser levado em consideração, principalmente pelas condições sócio-econômicas de nossa população e da situação precária da saúde pública de nosso país.

Embora hajam pesquisas relacionando o sucesso destes implantes, estes estudos ainda carecem de protocolos mais definidos e resultados mais conclusivos, buscando um melhor entendimento sobre o comportamento clínico deste conjunto.

5 METODOLOGIA DA PESQUISA

Existem vários métodos na área da biomecânica para se analisar as tensões, deslocamentos e deformações na interface do conjunto barra metálica, implante e osso. Dentre estes métodos pode-se destacar o método de elementos finitos, que é uma técnica pela qual pode ser recriado matematicamente o comportamento deste sistema físico. E através da computação e softwares específicos conseguimos fazer de forma analítica modelos matemáticos que simulem o comportamento destas estruturas.

5.1 GEOMETRIA DAS ESTRUTURAS

O primeiro passo para iniciar a análise por elementos finitos é representar em um computador a geometria do modelo a ser estudado.

Para este estudo foram confeccionados 4 modelos tridimensionais, cada modelo representando uma mandíbula com barra metálica tipo protocolo com implantes de hexágono externo e componentes. O nosso modelo foi desenhado graficamente no software específico para isso: o Solidworks 2016 (Solidworks Corporation, EUA). Como referência para o tamanho da mandíbula foi utilizado uma mandíbula de acrílico da empresa nacional ossos (Nacional Ossos, São Paulo), onde as medidas foram realizadas através de um paquímetro digital (Digimess, modelo 150/6, São Paulo).

Também foi utilizado a pesquisa de Moreschi *et al.* (2008), que determinou que a distância média entre os forames mentuais é de 54,43 mm.

Para a confecção do implante foi utilizado como referência um implante de hexágono externo da marca comercial Neodent (Neodent, Curitiba-Pr., Brasil), com 3,75mm de diâmetro e 13,0 mm de comprimento (Figura 1), retirado da biblioteca virtual comunitária (GRABCAD COMMUNITY) do programa Solidworks, assim como parafusos e o componente minipilar também foram desenhados tendo a mesma marca como referência (Figura 2).

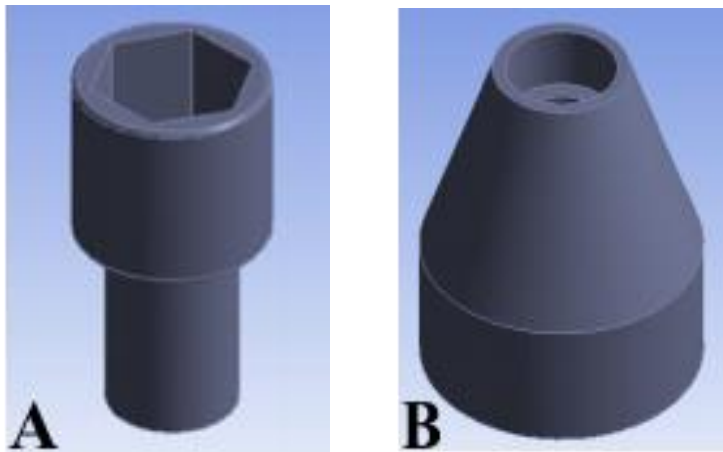
Figura 1 – Implante de hexágono externo



Fonte: GRABCAD sólido gerado pelo Solidworks -2016

Os parafusos têm a função de conectar os minipilares à barra metálica por meio da aplicação de uma força de 10 Newtons.

Figura 2 – Parafusos e o componente minipilar



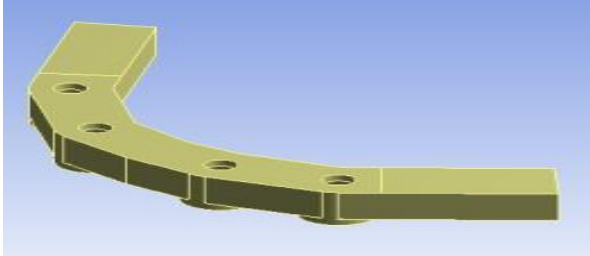
*(A) Parafuso minipilar; (B) Intermediário minipilar.

Fonte: Sólido gerado pelo Solidworks (2016).

A barra metálica foi confeccionada no grupo 1 com espessura de 5mm de altura e 5 mm de largura, e comprimento de 74 mm, sendo que o cantilever (extremo livre) de 15mm de cada lado (BELLINI, 2009; GALLUCCI, 2009; SILVA-NETO,2014), conforme figura 3. No grupo 2 este tamanho foi mantido, apenas removidos 2 implantes centrais e nos grupos 3 e 4, houve uma redução de 10 e 20 mm

respectivamente na distância entre os implantes e conseqüentemente no tamanho da barra, sendo que o tamanho do cantilever foi mantido o mesmo em todos os grupos.

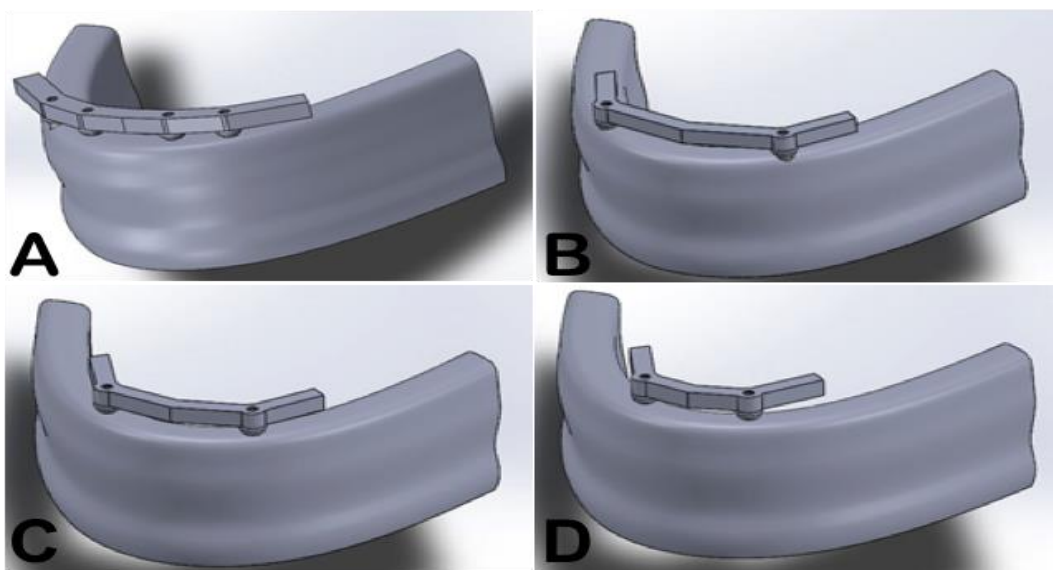
Figura 3 – Barra metálica



Fonte: Sólido gerado pelo Solidworks (2016).

Sendo assim foram desenhados quatro conjuntos de mandíbula, barra, componentes e implantes, sendo denominado de Grupo 1 o conjunto com 4 implantes distribuídos igualmente entre os forames sendo os mais distais tendo uma margem de segurança de 5mm de distância entre forame e o implante. Grupo 2 a mandíbula desenhada com dois implantes sendo os mais distais com a mesma margem de segurança e a distância entre os implantes de 44mm. Grupo 3, a mandíbula com dois implantes e distância entre os implantes de 34 mm, e o Grupo 4 com distância entre os implantes de 24mm (Figura 4). Sendo que em todos os grupos o tamanho do cantilever foi de 15 mm.

Figura 4 – Desenho conjuntos de mandíbulas



*(A) Mandíbula 4 implantes; (B) Mandíbula 2 implantes, distância 44 mm entre implantes; (C) Mandíbula 2 implantes, redução 10 mm na distância entre os implantes; (D) mandíbula 2 implantes redução de 20mm na distância entre os implantes.

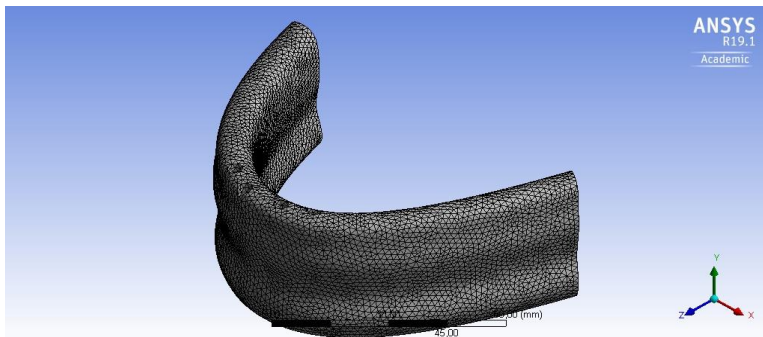
Fonte: Sólido gerado pelo Solidworks (2016)

5.2 GERAÇÃO DAS MALHA

Após a confecção dos desenhos realizados no software Solidworks 2016, estes foram exportados para o programa específico de elementos finitos, que em nosso estudo foi utilizado o Ansys (Swanson Analysis Systems, Houston, EUA), que é um dos programas mais utilizados para este fim, e que está disponível em nossa instituição.

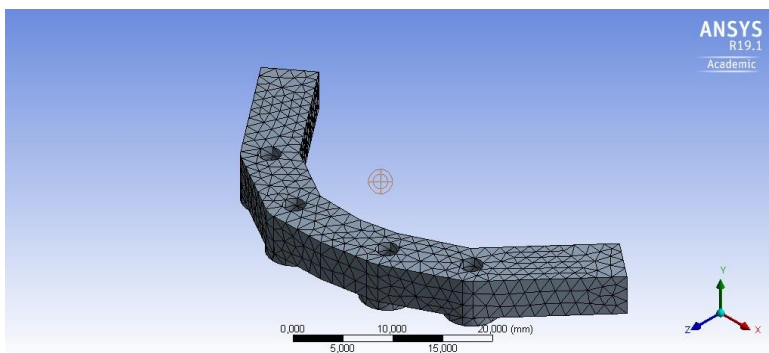
Neste processo o segundo passo consistiu na chamada geração da malha de elementos finitos, em que o modelo em questão é subdividido em elementos menores, cujas equações matemáticas descrevem seu comportamento. Cada unidade desta subdivisão que constitui a malha de elementos finitos representa coordenadas no espaço e pode assumir diferentes formatos (triangular, tetraédrico, etc.). Quanto maior o número de elementos, mais preciso será o modelo, e o ponto de união nos vértices destes elementos se dá o nome de nó. Ao conjunto de elementos e nós se denomina malha dos elementos finitos (Figuras 5 a 7).

Figura 5 – Malha de elementos finitos da mandíbula



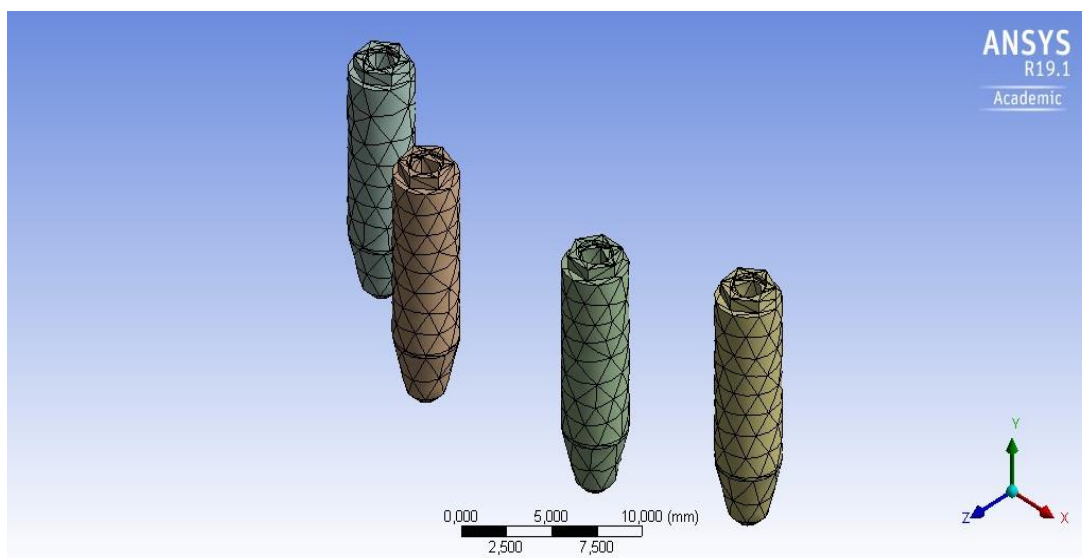
Fonte: Departamento de Engenharia Mecânica da UNINGÁ.

Figura 6 – Malha de elementos finitos da Barra



Fonte: Departamento de Engenharia Mecânica da UNINGÁ.

Figura 7 – Malha de elementos finitos dos implantes



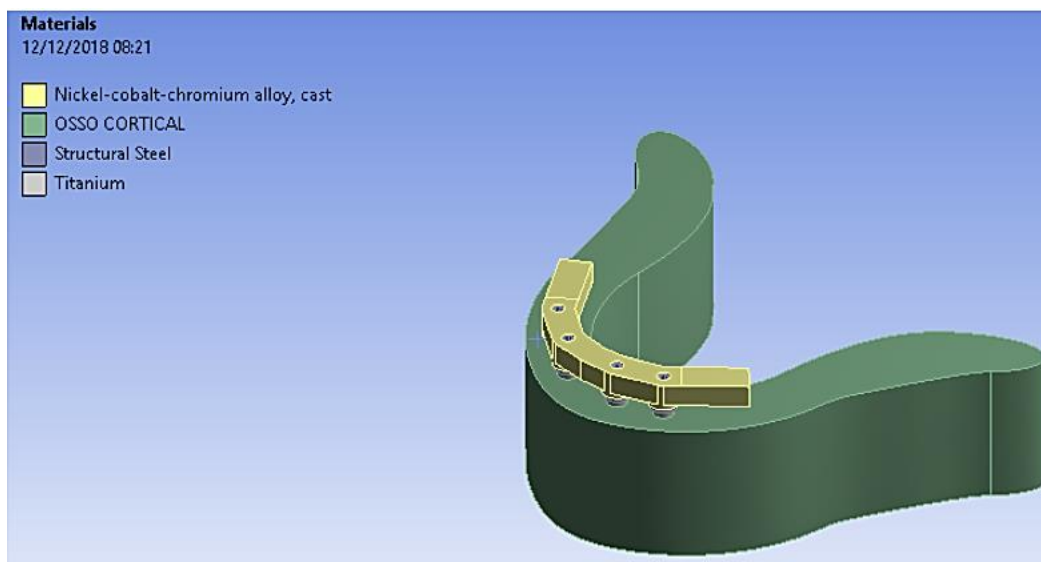
Fonte: Departamento de Engenharia Mecânica da UNINGÁ.

Vale ressaltar a necessidade de remover as roscas dos parafusos e dos implantes, pois exigia um alto refinamento da malha, a qual extrapolava o limite da licença adquirida pela instituição, além de ter sido necessário modificar alguns parâmetros sutis na malha selecionada, pelo mesmo motivo.

5.3 PROPRIEDADES DOS MATERIAIS

O terceiro passo consiste na incorporação das propriedades físicas e mecânicas de cada estrutura constituinte no modelo, demonstrado na Figura 8.

Figura 8 – Propriedades físicas e mecânicas da estrutura



Fonte: Departamento de Engenharia Mecânica da UNINGÁ.

As propriedades e composições físico/mecânicas de cada estrutura com o osso, implantes, barra metálica e componentes também foram estabelecidas seguindo a biblioteca virtual do software solidworks-2016. Sendo que no estudo proposto os materiais foram isotrópicos, homogêneos e lineares, bem como o seu comportamento elástico foi constante. Sendo que na Tabela 1 apresenta-se material de cada estrutura, e seu respectivo coeficiente de Poisson (ν) e o módulo de elasticidade (E).

Tabela 1 – Propriedade dos materiais

Materiais	Módulo de Elasticidade (E)(GPa)	Coefficiente de Poisson (μ)	Referências
Osso Esponjoso	1.37	0.30	Sertgoz (1997)²⁰
Osso Cortical	13.7	0.30	Sertgoz (1997)²⁰
Titânio (implante, intermediário)	110.0	0.35	Sertgoz (1997)²⁰
Liga NiCr	206.0	0.33	Anusavice &

Fonte: Biblioteca virtual do software solidworks-2016.

5.4 CONDIÇÕES DE CONTORNO

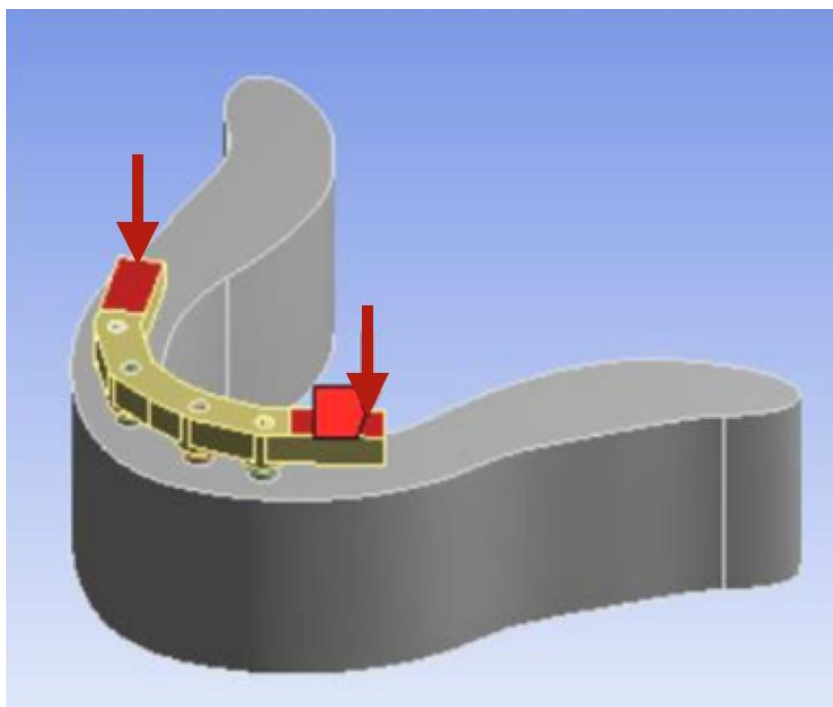
O quarto passo consistiu na realização do contorno das estruturas, que consiste em delimitar o que é fixo e o que se movimenta. Em nosso estudo foi aplicado à parte externa do osso cortical a condição de deslocamento nulo. Dessa maneira a mandíbula mantém-se estática, com as reações ao carregamento (forças aplicadas ao sistema) ocorrendo nos componentes internos do implante e na inter-relação implante-osso.

5.5 CARREGAMENTO

Após o contorno, realizamos o carregamento, ou seja, aplicamos a força e direção desta força para simular as condições mastigatórias às quais os implantes estão sujeitos.

Segundo Scully (2002) e Naini (2011), a força de mastigação pode variar de 70N a 150N, ao realizar a simulação nesta pesquisa, aplicou-se uma força de 150N nos protocolos de 2 e 4 implantes de forma axial, sendo esta força distribuída nas regiões distais aos últimos implantes bilateralmente, ou seja, na região do cantilever, gerando uma pressão de 14,7 Mpa, (Figura 9).

Figura 9 – Regiões distais



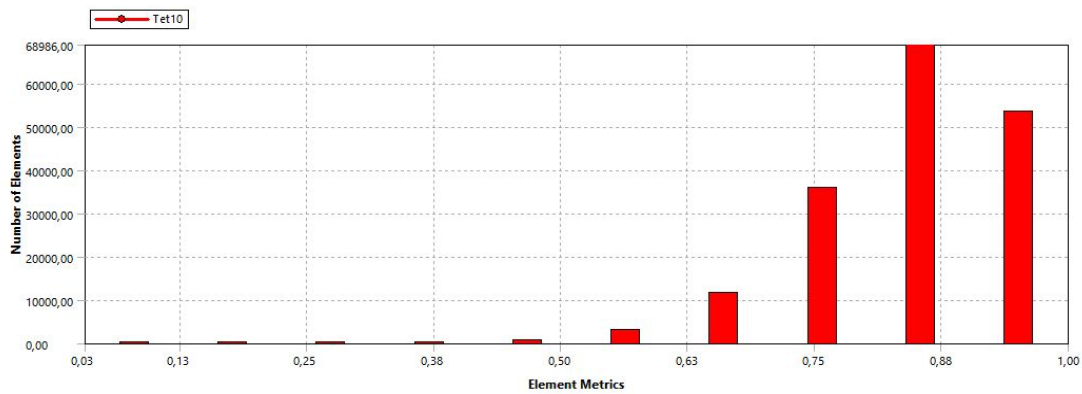
Fonte: Departamento de Engenharia Mecânica da UNINGÁ.

Em seguida, o problema matemático simulado foi resolvido pelo programa de elementos finitos Ansys e os resultados foram visualizados por meio de mapas de tensão de von Mises, com tensão máxima, mínima e a tensão média do sistema, sendo os resultados individualizados em cada modelo proposto, com o objetivo de verificar as variações da distribuição das tensões no osso, no implante, e na estrutura metálica.

6 RESULTADOS

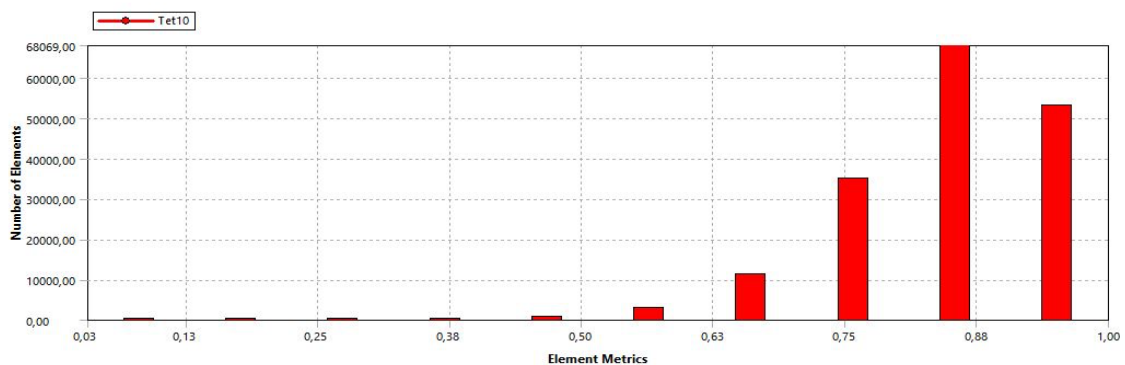
Através dos parâmetros do programa Ansys, foi realizado o teste para se avaliar a qualidade das malhas nos quatro modelos propostos, sendo que segundo os parâmetros do programa a qualidade da malha tem que ficar maior que 70%. Como pode ser verificado nos gráficos a seguir (Gráficos 1 a 4) a qualidade das malhas ficou dentro do padrão de qualidade aceitável para serem realizadas as simulações.

Gráfico 1 – Grupo 1



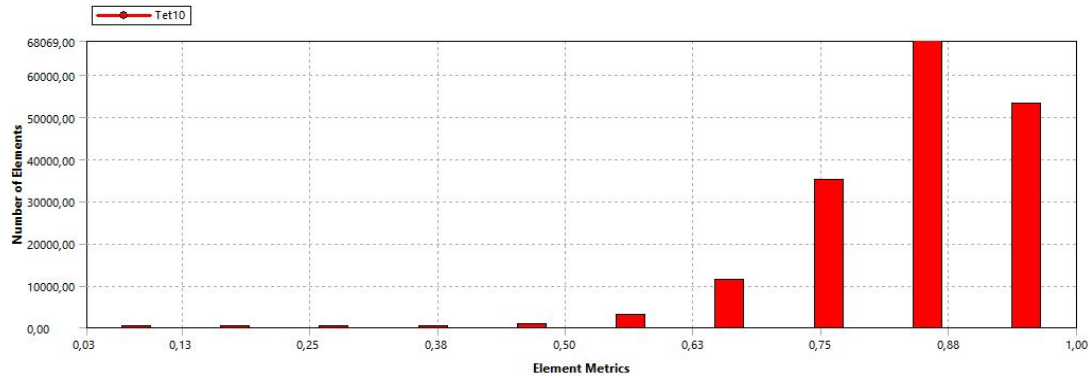
Fonte: Departamento de Engenharia Mecânica da UNINGÁ.

Gráfico 2 – Grupo 2



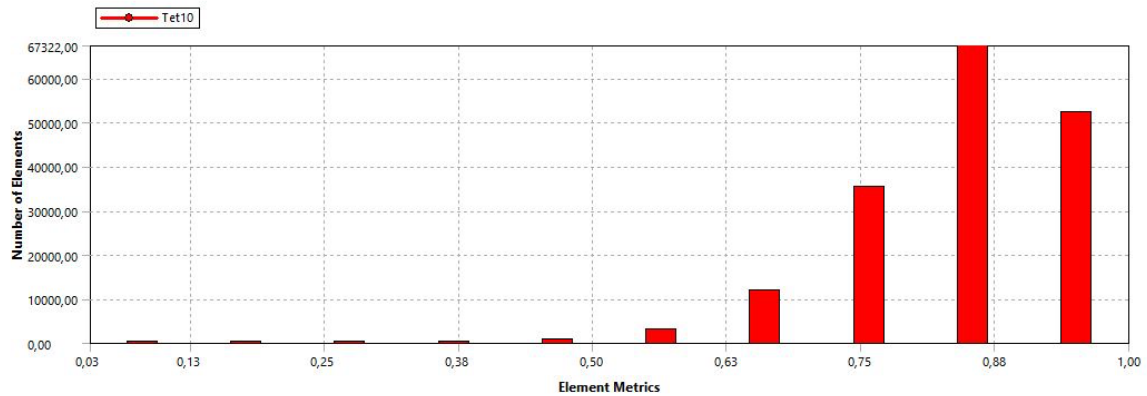
Fonte: Departamento de Engenharia Mecânica da UNINGÁ.

Gráfico 3: Grupo 3



Fonte: Departamento de Engenharia Mecânica da UNINGÁ.

Gráfico 4 – Grupo 4



Fonte: Departamento de Engenharia Mecânica da UNINGÁ.

Após as simulações realizadas pelo Departamento de Engenharia da Uningá (Maringá-PR.) foram obtidos os resultados da distribuição de tensões na interface entre osso e implante no protocolo de mandíbula com 2 e 4 implantes, conforme demonstrados nas Tabelas 2 a 5, sendo que o critério de análise utilizado foi o da tensão equivalente de von Mises (DÜRR *et al.*, 2004; MEDEIROS *et al.*, 2004; KURODA *et al.*, 2007).

Tabela 2 - Detalhes da malha e resultados das tensões no Grupo 1

Mandíbula 4 implantes		
Tamanho de malha (mm)		1,6
Quantidade de elementos		168960
Quantidade de nós		246976
Malha		415936
Tempo de Geração (s)		120
Tensão no implante 1 (MPa)	Máx	937.49
	Mín	13.303
	Média	156.62
Tensão no implante 2 (MPa)	Máx	456.31
	Mín	5.1021
	Média	77,71
Tensão no implante 3 (MPa)	Máx	430.57
	Mín	4.9266
	Média	77.409
Tensão no implante 4 (MPa)	Máx	873.02
	Mín	10.919
	Média	144.68
Tensão Barra (Mpa)	Máx	695.48
	Mín	0.83286
	Média	106.47
Tensão Mandíbula (MPa)	Máx	151.5
	Mín	7.0747e-004
	Média	2.7384

Fonte: O autor.

Tabela 3 - Detalhes da malha e resultados das tensões no Grupo 2

Mandíbula 2 implantes		
Tamanho de malha (mm)		1,55
Quantidade de elementos		175067
Quantidade de nós		252869
Malha		427936
Tempo de Geração (s)		128
Tensão no implante 1 (MPa)	Máx	1768.0
	Mín	3.8456
	Média	289.65
Tensão no implante 2 (MPa)	Máx	1754.3
	Mín	4.2947
	Média	276.67
Tensão Barra (Mpa)	Máx	824.74
	Mín	1.0202
	Média	108.58
Tensão Mandíbula (MPa)	Máx	300.14
	Mín	1.1037e-003
	Média	1.9258

Fonte: O autor.

Tabela 4 - Detalhes da malha e resultados das tensões no Grupo 3

Mandíbula 2 implantes com redução de 10mm		
Tamanho de malha (mm)		1,56
Quantidade de elementos		123432
Quantidade de nós		187916
Malha		311348
Tempo de Geração (s)		130
Tensão no implante 1 (MPa)	Máx	1666.7
	Mín	4.2036
	Média	278.92
Tensão no implante 2 (MPa)	Máx	1781.9
	Mín	3.4687
	Média	273.9
Tensão Barra (Mpa)	Máx	890.58
	Mín	0.65385
	Média	119.6
Tensão Mandíbula (MPa)	Máx	326.57
	Mín	8.2144e-004
	Média	2.1809

Fonte: O autor.

Tabela 5 - Detalhes da malha e resultados das tensões no Grupo 4

Mandíbula 2 implantes com redução de 20mm		
Tamanho de malha (mm)		1,56
Quantidade de elementos		171502
Quantidade de nós		247830
Malha		419332
Tempo de Geração (s)		121
Tensão no implante 1 (MPa)	Máx	1702.7
	Mín	6.4472
	Média	282.00
Tensão no implante 2 (MPa)	Máx	1739.4
	Mín	8.3677
	Média	271.37
Tensão Barra (Mpa)	Máx	933.19
	Mín	1.0662
	Média	131.15
Tensão Mandíbula (MPa)	Máx	335.18
	Mín	7.8469e-004
	Média	2.3642

Fonte: O autor.

Na Tabela 6 apresenta-se um resumo com as médias das tensões obtidas.

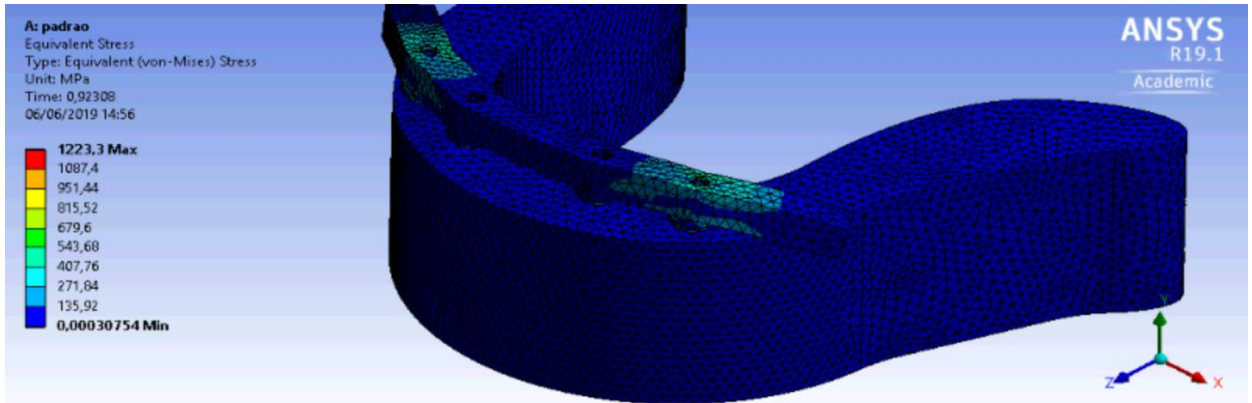
Tabela 6 – Resultados das médias obtidas

	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 4
Tensão no implante 1 (MPa)	156.62	289.65	278.92	282.00
Tensão no implante 2 (MPa)	77,710			
Tensão no implante 3 (MPa)	77.409			
Tensão no implante 4 (MPa)	144.68	276.67	273.9	271.37
Tensão Barra (Mpa)	106.47	108.58	119.6	131.15
Tensão Mandíbula (MPa)	2.7384	1.9258	2.1809	2.3642

Fonte: o autor.

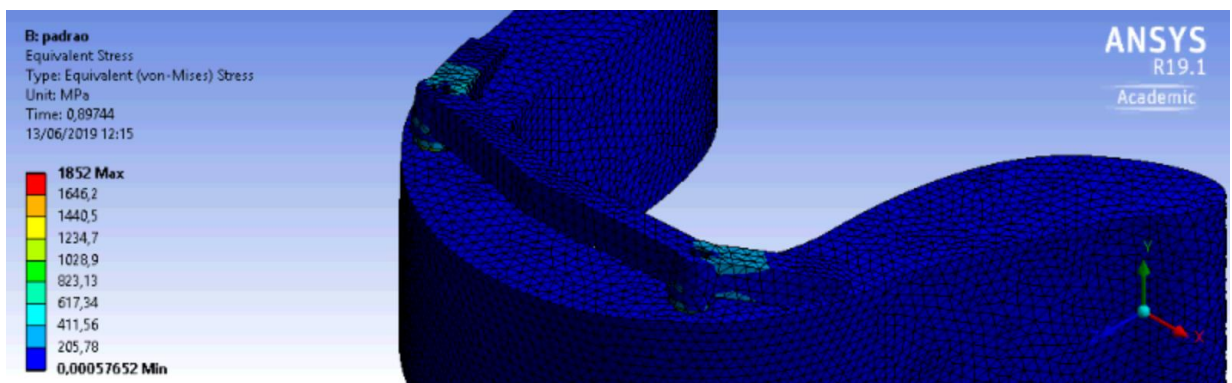
Segundo estes resultados pode-se comparar as tensões na barra, implante e osso, onde observa-se que quando se compara a barra com 4 implantes e dois implantes nas diferentes distâncias entre si, se avalia um leve, mas não significativo aumento na tensão da barra, conforme demonstrados nas simulações apresentado nas Figuras 10 a 13.

Figura 10 - Distribuição de força na barra com protocolo no grupo 1



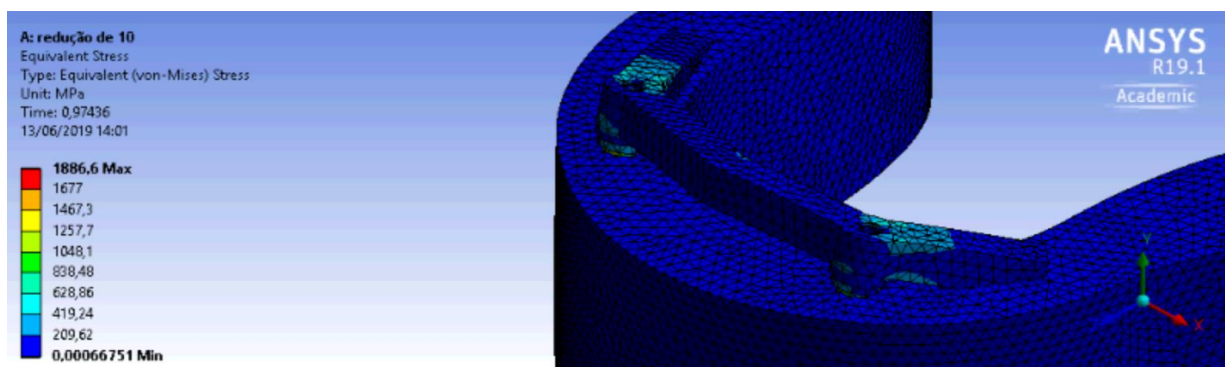
Fonte: Departamento de Engenharia Mecânica da UNINGÁ.

Figura 11. Distribuição de força na barra no grupo 2



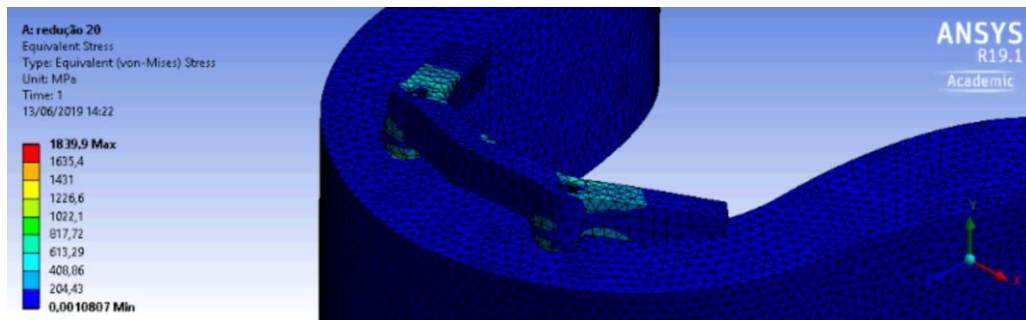
Fonte: Departamento de Engenharia Mecânica da UNINGÁ.

Figura 12 – Distribuição de força na barra no grupo 3



Fonte: Departamento de Engenharia Mecânica da UNINGÁ.

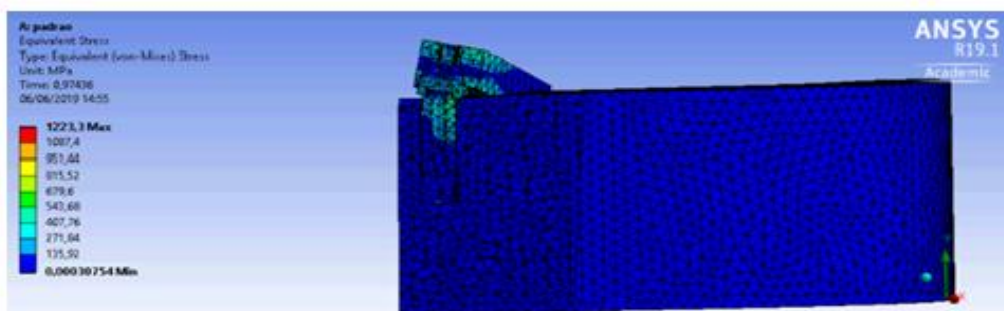
Figura 13 – Distribuição de força na barra no grupo 4



Fonte: Departamento de Engenharia Mecânica da UNINGÁ.

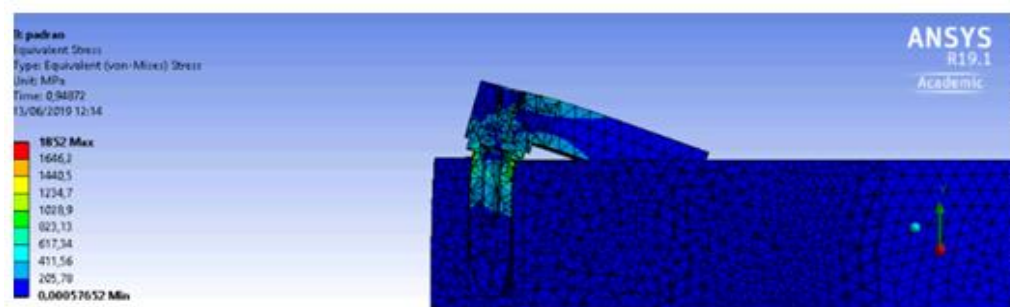
Quando se avalia as simulações das forças nos implantes, observa-se que houve um aumento da tensão sobre os implantes, o que era de se esperar, pois nas diferentes configurações do protocolo com dois implantes, estes ficam sobre carregados, embora não houve diferenças significativas nas diferentes distâncias dos implantes.

Figura 14 – Distribuição de força no implante 1 no grupo 1



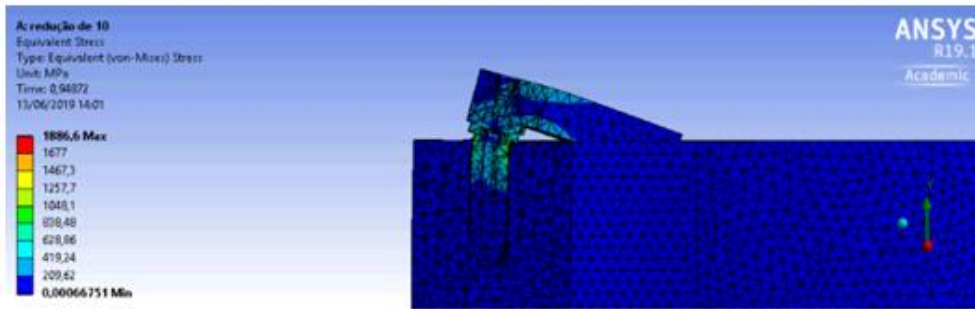
Fonte: Departamento de Engenharia Mecânica da UNINGÁ.

Figura 15 – Distribuição de força no implante 1 do grupo 2



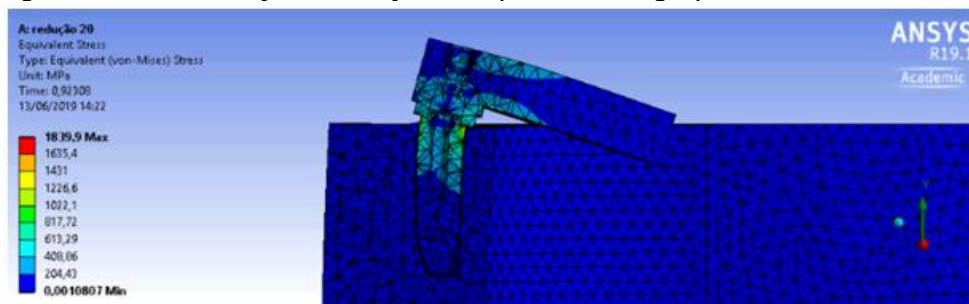
Fonte: Departamento de Engenharia Mecânica da UNINGÁ.

Figura 16 – Distribuição de força no implante 1 do grupo 3



Fonte: Departamento de Engenharia Mecânica da UNINGÁ.

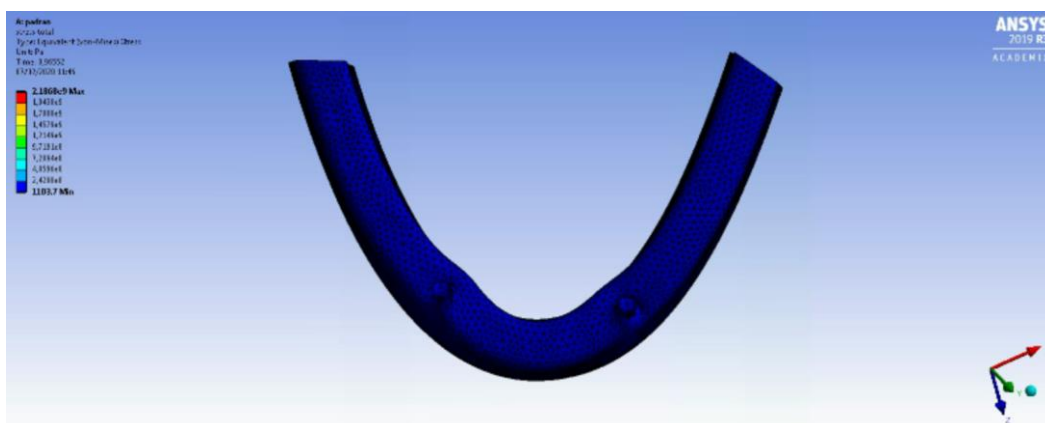
Figura 17 – Distribuição de força no implante 1 do grupo 4



Fonte: Departamento de Engenharia Mecânica da UNINGÁ.

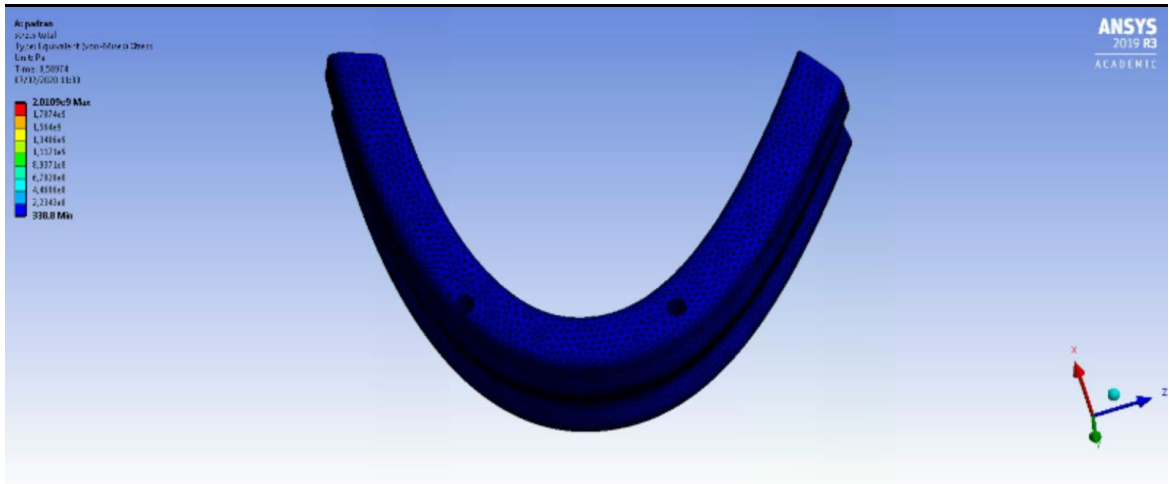
Ao avaliar as tensões na mandíbula, observou-se que na configuração de quatro e dois implantes sem redução da distância houve uma diminuição da tensão sobre a mandíbula, isto se deve a um aumento na área da barra e uma maior área para dissipação da força empregada. Mas quando a distância entre os implantes começa a diminuir a área de dissipação diminui e a tensão sobre a mandíbula aumenta novamente.

Figura 18 – Distribuição de força na mandíbula no grupo 1



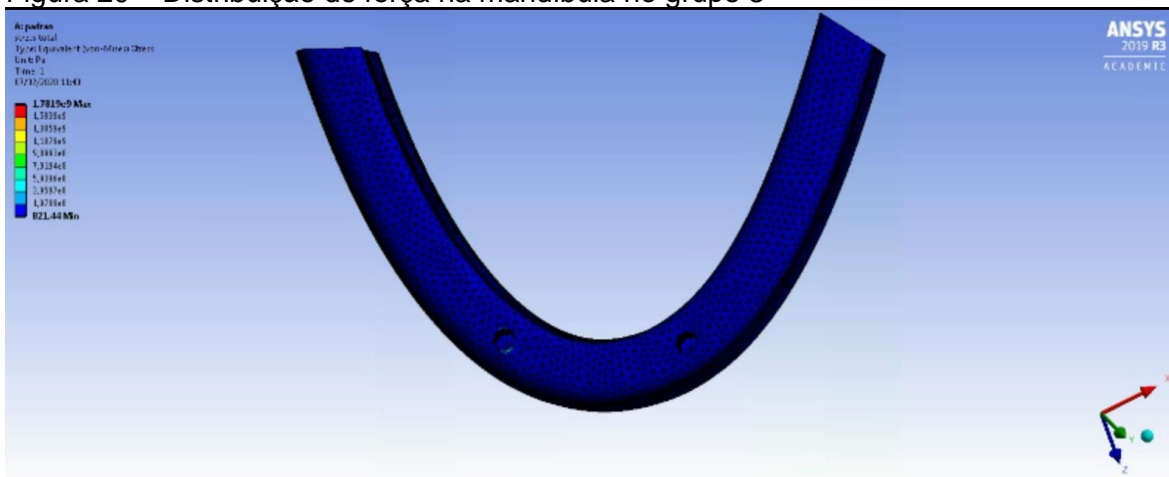
Fonte: Departamento de Engenharia Mecânica da UNINGÁ.

Figura 19 - Distribuição de força na mandíbula no grupo 2



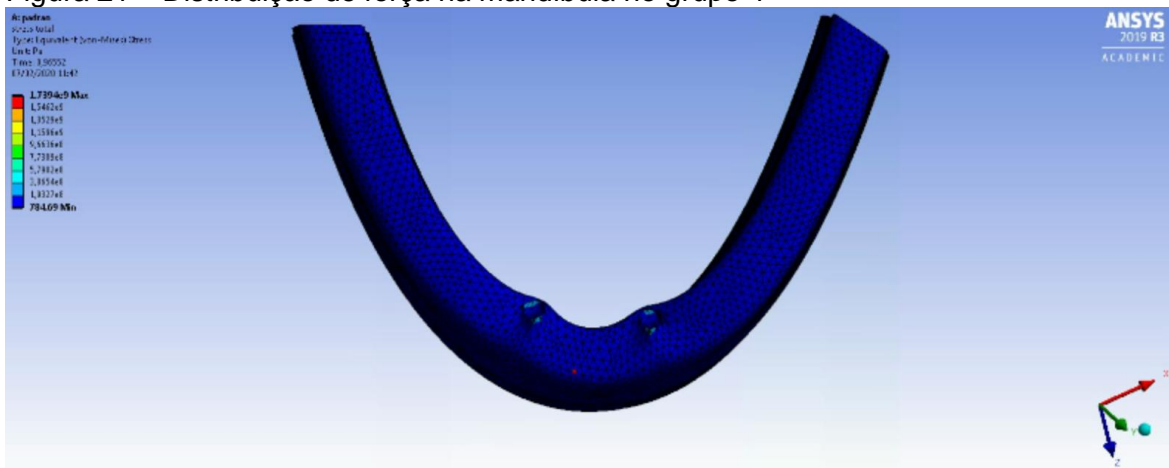
Fonte: Departamento de Engenharia Mecânica da UNINGÁ.

Figura 20 – Distribuição de força na mandíbula no grupo 3



Fonte: Departamento de Engenharia Mecânica da UNINGÁ.

Figura 21 – Distribuição de força na mandíbula no grupo 4



Fonte: Departamento de Engenharia Mecânica da UNINGÁ

7 DISCUSSÃO

Com relação à pesquisa, deve-se ter sempre em mente que este é um trabalho de engenharia biomecânica, que aplica os princípios da engenharia aos sistemas vivos (MISCH, 2015), usando para as análises de número de implantes e as referidas distribuições das tensões nas estruturas dos implantes, barra e osso, o método de elementos Finitos.

Os trabalhos que tratam da relação de número de implantes em protocolos já estabelecidos sempre geram controvérsia e diferença de opiniões entre os diversos autores (MALO *et al.*, 2003; DE BRUYN *et al.*, 2001; HATANO *et al.*, 2003; 2011; RIVALDO *et al.*, 2012).

A pesquisa realizada neste trabalho em alguns pontos foi confrontada com um caráter de ineditismo, sendo que devido ausência de protocolos previamente estabelecidos, ou falta de dados e critérios de trabalhos prévios vimos a necessidade de estabelecermos nossos próprios protocolos, mas sempre procurando o alicerce de trabalhos anteriores para estabelecermos nossos protocolos.

Sendo assim, o tamanho da mandíbula foi baseado na empresa nacional ossos (nacional ossos, São Paulo) e no trabalho de Moreschi *et al.* (2008). Para verificar, tanto tamanho da mandíbula, quanto distância inter-forames mentuais. Os implantes tiveram como referência a empresa Neodent (Curitiba-Brasil). Com relação ao tamanho dos implantes a maioria dos trabalhos internacionais sobre protocolo "all on four" são realizados com implantes de tamanho 4 mm de diâmetro por 13mm de comprimento (BEVILACQUA *et al.*, 2008). Decidiu-se estabelecer o tamanho em 3,75 mm de diâmetro por 13 mm de comprimento, para ficar mais factível com as medidas nacionais e a empresa usada como referência. Desta maneira estabelece o tamanho dos implantes e sua distribuição na mandíbula para efetuar os próximos passos do trabalho.

Partindo deste mesmo princípio, a escolha do tamanho do cantiléver de 15mm, bem como a escolha desta região para se aplicar a força de 150 N, foi baseada em trabalhos de Bellini (2009), Scully (2002) e Naini (2011).

E também esta região foi a de escolha, por ser o local que ao se aplicar a força, as estruturas devido ao momento/força gerado mais sofrem deformação (MISCH, 2015).

Quando se iniciou a avaliação dos resultados, deparou-se com valores interessantes, necessitando que estes valores sejam analisados, sendo assim, utilizou-se os valores médios fornecidos pelos programas Ansys, pois é o valor que mais se aproxima das tensões geradas nas estruturas.

Ao avaliar as tensões que a barra sofre após a aplicação da força, os resultados demonstram valores que vão de 106,47 Mpa com protocolo de 4 implantes, quando se retirou os dois implantes, estes valores são de 108,58 Mpa, e ao reduzir 10 e 20 mm, os valores são de 119,6 Mpa e 131 Mpa respectivamente. Notou-se que com o mesmo tamanho de barra a diferença é bem pequena (2,11 Mpa), e o aumento que se tem da tensão na barra ao diminuir o tamanho da mesma se deve ao fato de ter menos estrutura para distribuir a força ao longo desta barra, já que esta fica menor.

Mas estas tensões obtidas, mesmo as máximas tensões estão bem aquém da resistência das ligas de Cromo/Cobalto (material de confecção da barra), que segundo Lemmons e Bidez (1991), a resistência das ligas Cromo-Cobalto é de 690 (+- 100) Mpa.

Quando se observou a tensão distribuída nos implantes, as tensões médias no modelo de 4 implantes são menores que nos modelos de 2 implantes, em que os valores são muito próximos, conforme Tabela 5. Este valor era esperado, pois ao diminuirmos o número de implantes, sobrecarregamos os demais. Mas estes valores ainda estão aquém da resistência das ligas de titânio, que segundo Lemmons e Bidez (1991), ficam em torno de 896 (+- 130) Mpa.

Ao analisar as tensões distribuídas na mandíbula nota-se que a tensão no modelo de 4 implantes é a maior encontrada, com valor de 2.7384 Mpa, mas quando se retira os dois implantes centrais este valor cai para 1.9258 Mpa, isto se deve a ter, no segundo modelo, mais barra sem fixação, distribuindo a força ao longo da barra e diminuindo a tensão que chega na mandíbula. Tanto isto é fato que quando se diminui a distância nos modelos com 2 implantes e conseqüentemente o tamanho da barra, tem-se menos barra para distribuir a força empregada e a tensão sobre a mandíbula volta a subir, mas ainda a maior tensão sobre a mandíbula é a configuração de protocolo com 4 implantes

Uma pergunta que surgiu durante a pesquisa foi? Será que estas tensões na mandíbula poderão causar dano ao osso e conseqüentemente reabsorção óssea. A resposta para esta pergunta não é simples, e segundo Misch *et al.* (2015),

vários fatores devem ser considerados, sendo que a resposta biológica no osso vai depender da direção, frequência, e duração da carga efetuada, bem como da densidade e tipo ósseo da região. E segundo Misch *et al.* (2015), o módulo de resistência final a tensão do osso é de 5.98 Mpa, na região anterior de mandíbula. Sendo assim, e lembrando que a pesquisa, se restringiu a tensão gerada e avaliada pelo método de elementos finitos e segundo os resultados e os valores obtidos estão dentro dos valores de resistência avaliado por Misch *et al.* (2015).

Outra reflexão que surge em relação ao protocolo com dois implantes é quanto a sua aplicação clínica, pois a literatura é escassa para obtermos respostas mais assertivas. Em seu trabalho Cannizzaro, *et al.* (2013), compararam em um estudo clínico piloto randomizado controlado, implantes com carga imediata de 2 (all-on-2) versus 4 (all-on-4), com resultados de 1 ano de acompanhamento, e o artigo foi escrito após as recomendações CONSORT para melhorar a qualidade dos resultados. Este trabalho foi delineado a partir de um estudo anterior de Cannizzaro, *et al.* (2012), onde o mesmo relatou sucesso com 80 pacientes onde foram instalados protocolos com 2 implantes, acompanhados por um ano.

Neste estudo de Cannizzaro, *et al.* (2013), foram acompanhados 60 pacientes, 30 com protocolo de 2 implantes e 30 com protocolo de 4 implantes com carregamento protético imediato. A localização dos implantes no protocolo all-on-2, foram as mais distais entre os forames mentonianos. E o tamanho dos implantes para serem aceitos nos estudos eram de no mínimo 4 mm diâmetro por 10 mm de comprimento, sendo quando possível estes tamanhos serem maiores, onde se percebeu nas amostras uma variedade de tamanhos.

Sendo assim os resultados deste trabalho após um ano de acompanhamento demonstraram sucesso nos seus resultados, onde nenhum implante foi perdido e as complicações protéticas foram simples e estaticamente similares ao protocolo com 4 implantes.

Ainda em um estudo retrospectivo de Cannizzaro, *et al.* (2016), foram avaliados 80 pacientes tratados com a técnica all-on-2 com carregamento protético imediato por cinco anos. E nos seus resultados, um paciente não retornou ao controle e 10 próteses foram refeitas. Dois implantes falharam no início de dois pacientes, mas foram substituídos com sucesso. Trinta e seis complicações ocorreram em 28 pacientes, mas todas foram tratadas com sucesso. Após 5 anos, a perda óssea marginal média foi de 0,69 mm, os valores médios do quociente de

estabilidade implantar (ISQ) diminuíram de 75,4 para 73,8, e todos os pacientes estavam totalmente satisfeitos com a terapia. Sendo assim ele concluiu neste estudo que as próteses mandibulares imediatamente carregadas podem ser suportadas por apenas dois implantes, por até 5 anos.

Mas é importante relatar que em seus estudos Cannizzaro, *et al.* (2016), Cannizzaro, *et al.* (2013) e Cannizzaro, *et al.* (2012), ressaltam que são necessários acompanhamentos mais longos (cerca de 10 anos) para conhecer melhor o prognóstico dessa modalidade de tratamento. E por parte deste autor ainda se faz necessário uma melhor padronização em relação a materiais e dimensões, principalmente das estruturas protéticas.

8 CONCLUSÕES

O modelo proposto de elementos finitos, bem como a qualidade das malhas segundo os parâmetros do programa Ansys foi considerado satisfatório.

Segundo a pesquisa, o protocolo sobre dois implantes suporta a carga exercida como no protocolo de quatro implantes.

Os resultados obtidos com relação a barra proposta demonstraram que esta suporta as tensões a ela submetidas em todos os modelos propostos.

Os implantes também se mostraram resistentes a tensões a ele submetidos.

A mandíbula também tem valores de tensões a ela submetidas abaixo de sua resistência e mostrou uma melhor distribuição das tensões nos modelos do grupo 2, seguido do grupo 3 e 4 respectivamente, quando comparado ao protocolo de 4 implantes (grupo 1).

Mas embora os resultados sejam animadores tem-se que salientar que esta pesquisa é um estudo mecânico realizado em um software, e mais estudos são necessários para que se possa indicar o protocolo com dois implantes clinicamente.

Sendo assim, esta pesquisa também teve o objetivo de dar um passo a mais, e contribuir para futuros estudos, a fim de proporcionar um melhor entendimento a um tema tão controverso.

REFERÊNCIAS

AGLIARDI, E. *et al.* Immediate loading of full-arch fixed prostheses supported by axial and tilted implants for the treatment of edentulous atrophic mandibles.

Quintessence Int., v. 41, 4, p. 285-93, Apr. 2010. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20305862>. Acesso em: 20 mar. 2019.

ANDERSON, D. D. *et al.* Physical validation of a patient-specific contact finite element model of the ankle. **Journal of biomechanics**, v. 40, n. 8, p. 1662-1669, 2007. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1945165/>. Acesso em: 5 fev. 2019.

ASSUNÇÃO, W. G. *et al.* Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. **Journal of Craniofacial Surgery**, v. 20, n. 4, p. 1173-1177, 2009. Disponível em: https://journals.lww.com/jcraniofacialsurgery/Abstract/2009/07000/Biomechanics_Studies_in_Dentistry__Bioengineering.44.aspx. Acesso em: 20 mar. 2019.

BAGGI, L. *et al.* Implant-bone load transfer mechanisms in complete arch prostheses supported by four implants: a three-dimensional finite element approach. **J. Prosthet. Dent.**, v. 109, n. 1, p. 9-21, 2013. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23328192>. Acesso em: 5 fev. 2019.

BELAIDI, A.; PIERSCIONEK, B. K. Modeling internal stress distributions in the human lens: can opponent theories coexist?. **Journal of vision**, v. 7, n. 11, p. 1-1, 2007. Disponível em: <https://jov.arvojournals.org/article.aspx?articleid=2192886>. Acesso em: 5 fev. 2019.

BELLINI, C. M. *et al.* Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 24, n. 3, p. 511-7, May/Jun. 2009. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19587875>. Acesso em: 10 mar. 2019.

BEVILACQUA, M. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Load Transmission Using Different Implant Inclinations and Cantilever Lengths. **Int J Prosthodont**, v. 21, n. 6, p. 539-42, Nov/Dec. 2009. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19149073>. Acesso em: 5 abr. 2019.

BRÄNEMARK, P. I. *et al.* Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. **Scand J Plast Reconstr Surg**, v. 16, n. 1, p. 1- 132, 1977. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/356184>. Acesso em: 2 abr. 2019.

BRASIL. Ministério da Saúde. **Projeto SB Brasil 2010**: condições de saúde bucal da população brasileira 2009-2010: resultados principais. Brasília: Ministério da

Saúde, 2011. (Série C. Projetos, Programas e Relatórios). Disponível em: http://dab.saude.gov.br/CNSB/sbbrasil/arquivos/projeto_sb2010_relatorio_final.pdf. Acesso em: 6 fev. 2019.

CANNIZZARO G, *et al.* Immediate loading of 2 (all-on-2) flapless- placed mandibular implants supporting cross-arch fixed prostheses: interim data from a 1-year follow-up prospective single cohort study **European journal of oral implantology** 2012;5:49-58.

CANNIZZARO, G *et al.* Immediate loading of 2(all-on-2) versus 4 (all-on-4) implants placed with a flapless technique supporting mandibular cross-arch fixed prostheses: 1-year results from a pilot randomized controlled trial. **European journal of oral implantology** vol. 6,2 (2013): 121-31.

Cannizzaro G, *et al.* Immediate loading of two flapless placed mandibular implants supporting cross-arch fixed prostheses: A 5-year follow-up prospective single cohort study. **European journal of oral implantology**, 2016;9 Suppl 1(2):165-177.

COLUSSI, C. F.; FREITAS, S. F. T. Aspectos epidemiológicos da saúde bucal do idoso no Brasil. **Cad. saúde Pública**, Rio de Janeiro, v. 18, n. 5, p. 1313-1320, 2002. Disponível em: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_abstract&pid=S0102-311X2002000500024&lng=en&nrm=iso&tlng=pt. Acesso em: 20 mar. 2019.

DANESHVAR, S. S. *et al.* Success and survival rates of dental implants restored at an undergraduate dental clinic: a 13-year retrospective study with a mean follow-up of 5.8 years. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 31, n. 4, p. 870-5, 2016. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27447155>. Acesso em: 5 abr. 2019.

DE BRUYN, H. *et al.* Fixed mandibular restorations on three early-loaded regular platform Brånemark implants. **Clin Implant Dent Relat Res.**, v. 3, p. 176–184, 2001. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11887654>. Acesso em: 4 abr. 2019.

DÜRR, H. *et al.* The cause of subchondral bone cysts in osteoarthritis A finite element analysis. **Acta Orthopaedica Scandinavica**, v. 75, n. 5, p. 554-558, 2004. Disponível em: <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/00016470410001411>. Acesso em: 4 abr. 2019.

ELSAYYAD, A. A. *et al.* Biomechanics of 3-implant-supported and 4-implant-supported mandibular screw-retained prostheses: A 3D finite element analysis study. **The Journal of prosthetic dentistry**, S0022-3913(20)30083-4. 18 Mar. 2020.

GALLUCCI, G. O. *et al.* Five-year results of fixed implant-supported rehabilitations with distal cantilevers for the edentulous mandible. **Clinical oral implants**

research, 20(6), 601–607, 2009. Disponível em: <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2008.01699.x>

HATANO, N. *et al.* A modified method of immediate loading using Brånemark implants in edentulous mandibles. **Odontology**, v. 91, n. 1, p. 37-42, Sep. 2003. Disponível em: https://www.researchgate.net/publication/5937687_A_modified_method_of_immediate_loading_using_BrAnemark_implants_in_edentulous_mandibles. Acesso em: 10 mar. 2019.

HATANO, N. *et al.* New approach for immediate prosthetic rehabilitation of the edentulous mandible with three implants: a retrospective study. **Clin Oral Implants Res**, v. 22, n. 11, p. 1265-9, Nov. 2011. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21457348>. Acesso em: 10 mar. 2019.

HINTERHOFER, C. *et al.* Slatted floors and solid floors: Stress and strain on the bovine hoof capsule analyzed in finite element analysis. **Journal of dairy science**, v. 89, n. 1, p. 155-162, 2006. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16357278>. Acesso em: 5 fev. 2019.

KURODA, S.; AKIMOTO, M. Finite element analysis of undermining of pressure ulcer with a simple cylinder model. **Journal of Nippon Medical School**, v. 72, n. 3, p. 174-178, 2005. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16046834>. Acesso em: 4 abr. 2019.

LEMMONS, J. E.; BIDEZ, M. W. **Biomaterials and biomechanics in implants dentistry. Endosteal Dental Implants**. St Louis, Mo: Mosby Year Book, 1991.

LOFAJ, F. *et al.* Finite element analysis of stress distributions in mono- and bi-cortical dental implants. **Mater. Sci. Eng. C. Mater. Biol. Appl.**, v. 50, p. 85-96, 2015. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0928493115001058>. Acesso em: 5 fev. 2019.

MALHOTRA, A. O. *et al.* Load transfer in tilted implants with varying cantilever lengths in an all-on-four situation. **Aust. Dent. J.**, v. 57, n. 4, p. 440-5, 2012. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23186568>. Acesso em: 5 fev. 2019.

MALÓ, P.; RANGERT, B.; NOBRE, M. “All-on-Four” immediate-function concept with Brånemark System® implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. **Clinical implant dentistry and related research**, v. 5, p. 2-9, 2003. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12691645>. Acesso em: 20 mar. 2019.

MARINESCU, R.; DAEGLING, D. J.; RAPOFF, A. J. Finite-element modeling of the anthropoid mandible: the effects of altered boundary conditions. **The Anatomical Record Part A: Discoveries in Molecular, Cellular, and**

Evolutionary Biology: An Official Publication of the American Association of Anatomists, v. 283, n. 2, p. 300-309, 2005. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15747352>. Acesso em: 5 fev. 2019.

MEDEIROS, D. M. *et al.* Iron deficiency negatively affects vertebrae and femurs of rats independently of energy intake and body weight. **The Journal of nutrition**, v. 134, n. 11, p. 3061-3067, 2004. Disponível em: <https://academicoup.com/jn/article/134/11/3061/4688454>. Acesso em: 4 abr. 2019.

MERICSKÉ-STERN, R. D.; TAYLOR, T. D.; BELSER, U. Management of the edentulous patient. **Clin Oral Implants Res**, v. 11, n. Suppl 1, p. 108-125, 2000. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11168261>. Acesso em: 20 mar. 2019.

MICHALAKIS, K. X. *et al.* The effect of different implant-abutment connections on screw joint stability. **J. Oral. Implantol.**, v. 40, n. 2, p. 146-52, 2014. Disponível em: https://www.researchgate.net/publication/261996563_The_Effect_of_Different_Implant-Abutment_Connections_on_Screw_Joint_Stability. Acesso em: 5 abr. 2019.

MICHALAKIS, K. X. *et al.* The effect of different implant-abutment connections on screw joint stability. **J. Oral. Implantol.**, v. 40, n. 2, p. 146-52, 2014. Disponível em: https://www.researchgate.net/publication/261996563_The_Effect_of_Different_Implant-Abutment_Connections_on_Screw_Joint_Stability. Acesso em: 5 fev. 2019.

MISCH, C. E. **Dental Implant Prosthetics**. Rio de Janeiro: Elsevier Health Sciences, 2004.

MISCH, C. E. **Prótese sobre implante**. Santos: Ed. Santos, 2006.

MORESCHI, E. *et al.* Distância entre forames mentonianos: análise em crânios secos. **Revista Saúde e Pesquisa**, v. 1, n. 2, p. 157-160, maio/ago. 2008. Disponível em: <https://periodicos.unicesumar.edu.br/index.php/saudpesq/article/download/746/611/>. Acesso em: 5 fev. 2019.

NAERT, I. *et al.* A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. **J. Prosthet. Dent.**, v. 67, n. 2, p. 236-45, 1992. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1538334>. Acesso em: 20 abr. 2019.

NAINI, R. B. *et al.* Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 26, n. 4, p. 776-781, 2011. Disponível em: <http://web.b.ebscohost.com/ehost/detail/detail?vid=0&sid=c7801>

421-413e-4ebe-986fb268fdf39400%40pdcvssesmgr06&bdata=JmxhbmC9ChQtYnlmc2l0ZT1laG9zdC1saXZI#AN=64645602&db=ddh. Acesso em: 5 abr. 2019.

PAPASPYRIDAKOS, P. Implant loading protocols for edentulous patients with fixed prostheses: a systematic review and meta-analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 29, n. suppl, p. 256-70, 2014. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24660202>. Acesso em: 2 abr. 2019.

POWER, Erik D. *et al.* Computer modeling of airbag-induced ocular injury in pilots wearing night vision goggles. **Aviation, space, and environmental medicine**, v. 73, n. 10, p. 1000-1006, 2002. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12398263>. Acesso em: 5 fev. 2019.

RICHMOND, B. G. *et al.* Finite element analysis in functional morphology. **The Anatomical Record Part A: Discoveries in Molecular, Cellular, and Evolutionary Biology: An Official Publication of the American Association of Anatomists**, v. 283, n. 2, p. 259-274, 2005. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15747355>. Acesso em: 5 fev. 2019.

RIVALDO, E. G. *et al.* Assessment of rehabilitation in edentulous patients treated with an immediately loaded complete fixed mandibular prosthesis supported by three implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 27, n. 3, p. 695-702, May/Jun. 2012. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22616065>. Acesso em: 4 abr. 2019.

RUBO, J. H.; SOUZA, E.A. C. Finite Element Analysis of Stress in Bone Adjacent to Dental Implants. **J Oral Implantol**, 1 October 2008; 34 (5): 248–255. Disponível em: [https://doi.org/10.1563/15481336\(2008\)34\[249:FEAOSI\]2.0.CO;2](https://doi.org/10.1563/15481336(2008)34[249:FEAOSI]2.0.CO;2)

SCULLY, C. **Oxford handbook of applied dental sciences**. São Paulo: Oxford University Press, 2002.

SILVA-NETO, J. P. *et al.* Stress analysis of different configurations of 3 implants to support a fixed prosthesis in an edentulous jaw. **Braz. Oral. Res.**, v. 28, p. 67-73, 2014. Disponível em: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1806-83242014000100214. Acesso em: 5 fev. 2019.

SPRUIJT, S. *et al.* Prediction of torsional failure in 22 cadaver femora with and without simulated subtrochanteric metastatic defects: a CT scan-based finite element analysis. **Acta orthopaedica**, v. 77, n. 3, p. 474-481, 2006. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16819688>. Acesso em: 5 fev. 2019.

VARINAUSKAS, V. *et al.* Influence of cantilever length on stress distribution in fixation screws of All-on-4 full-arch bridge. **Mechanica**, v. 19, n. 3, p. 160-3, 2013. Disponível em: https://www.researchgate.net/publication/276047512_Influence_of_cantilever_length_on_stress_distribution_in_fixation_screws_of_All-on-4_full-arch_bridge. Acesso em: 5 fev. 2019.

YANG, W. *et al.* Finite element simulation of food transport through the esophageal body. **World Journal of Gastroenterology: WJG**, v. 13, n. 9, p. 1352, 2007. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4146918/>. Acesso em: 5 fev. 2019.

ZARB, G. A.; SCHMITT, A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: The Toronto Study. Part III: Problems and complications encountered. **J. Prosthet. Dent.**, v. 64, n. 2, p. 185-94, 1990. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2202818>. Acesso em: 5 fev. 2019.