



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

**RÉGIS AUGUSTO LUZETTI**

**AVALIAÇÃO DE FORÇA POR MEIO DE ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS EM  
BARRA DE PROTOCOLO INFERIOR COM TRÊS IMPLANTES DENTÁRIOS:  
ESTUDO COMPARATIVO**

**MARINGÁ**

**2020**



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

**RÉGIS AUGUSTO LUZETTI**

**AVALIAÇÃO DE FORÇA POR MEIO DE ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS EM  
BARRA DE PROTOCOLO INFERIOR COM TRÊS IMPLANTES DENTÁRIOS:  
ESTUDO COMPARATIVO**

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

Orientador: Prof. Dr. Heldo Cesar Figueira Júnior.

**MARINGÁ**

**2020**

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

Luzetti, Régis Augusto.

L979a Avaliação de força por meio de análise de elementos finitos em barra de protocolo inferior com três implantes dentários: estudo comparativo. / Régis Augusto Luzetti. – Maringá: UNINGÁ, 2020. 42 f.

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

1. Estrutura metálica. 2. Elementos finitos. 3. Implantes dentários 4. Implantodontia. I. Figueira Júnior, Heldo Cesar. II. UNINGÁ. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDD 21. ed. 617.643

**RÉGIS AUGUSTO LUZETTI**

**AVALIAÇÃO DE FORÇA POR MEIO DE ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS EM  
BARRA DE PROTOCOLO INFERIOR COM TRÊS IMPLANTES DENTÁRIOS:  
ESTUDO COMPARATIVO**

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

**Maringá, \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_.**

**BANCA EXAMINADORA**

---

Prof. Dr. Heldo Cesar Figueira Júnior  
UNINGÁ – Centro Universitário Ingá

---

Profa. Dra. Polyane Mazucatto Queiroz  
UNINGÁ – Centro Universitário Ingá

---

Prof. Dr. Ângelo José Pavan  
Universidade Estadual de Maringá.

**MARINGÁ**

**2020**

## DEDICATÓRIA

À Deus primeiramente dedico este trabalho, por ter me dado discernimento necessário para fazer as melhores escolhas nesta trajetória e iluminado meus caminhos até aqui, pela oportunidade de realizar este sonho e pelo crescimento pessoal e profissional alcançado.

À minha esposa Elisangela, pelo incentivo, apoio, força e compreensão, sendo meu alicerce mais importantes em cada passo da minha vida e desta conquista.

Aos meus filhos amados, Lucas, Letícia e Lara, fontes de minha inspiração e alegria, por serem anjos que iluminam minha vida e razão pela qual me faz não desistir de lutar.

Aos meus pais, pelos ensinamentos que deixaram na minha vida.

A vocês, dedico o meu amor e a minha eterna gratidão.

## **AGRADECIMENTOS**

Ao amigo e orientador, professor Dr. Heldo César Figueira Junior, pelos seus grandes ensinamentos com competência e seriedade, além de muita dedicação e disponibilidade para tornar possível a realização deste trabalho.

Aos professores Samira Salmeron, Vilmar D. Gottardo, José Ricardo Mariano, e os demais professores envolvidos neste trabalho, pelo carinho e determinação em transmitir conhecimentos.

Ao programa de mestrado profissional em Odontologia da Faculdade Ingá, na pessoa da coordenadora Profa. Dra. Karina Maria Salvatore de Freitas, pela dedicação e competência à ciência.

Aos alunos de Engenharia Mecânica da UNINGÁ, Abner da Rocha Lourenço e Victor Hugo Dias dos Santos que tornaram possível o desenvolvimento deste trabalho.

Aos colegas de mestrado, por formar uma turma unida e alegre, mais do que isso, conquistamos novos amigos com os quais dividimos a realização de um sonho.

A Faculdade de Odontologia da UNINGÁ, na pessoa do Dr. Prof. Ricardo de Oliveira e aos funcionários que sempre nos atenderam muito bem.

A todos que não foram aqui citados, mas, de forma direta ou indireta, apoiaram-me e incentivaram-me para meu crescimento pessoal e profissional.

## RESUMO

**Objetivo:** O objetivo desse estudo foi analisar e comparar a dissipação de tensões em próteses mandibulares tipo protocolo inferior, comparando os modelos com três e com quatro implantes utilizando o método de elementos finitos. **Material e Métodos:** Foram utilizados dois protótipos mandibulares da marca Nacional Ossos, (Jaú-São Paulo), com quatro e três implantes, esses foram escaneados, e geradas imagens 3D no software Solidworks2016 (Solidworks, Corporation, EUA), exportados para o programa de elementos finitos Ansys (Swanson Analysis Systems, EUA) onde foram realizadas as simulações e os resultados obtidos. Foram aplicadas forças compressivas em quatro diferentes pontos sobre os dois modelos simulando as forças de mastigação com intensidade de 14.70 MPa. **Resultados:** Em ambos os modelos e em todas as simulações de tensões aplicadas, a infraestrutura metálica do modelo de barra protocolo com três implantes suportou a carga exercida, mesmo gerando maiores valores de tensões máximas em relação ao modelo de barra protocolo com quatro implantes. **Conclusão:** Após as simulações realizadas, houve menor tensão no modelo com quatro implantes em relação ao modelo com três implantes tanto na estrutura metálica quanto nos implantes, porém diminuindo o número de implantes no modelo com três implantes a distribuição de tensão na estrutura foi eficiente e mesmo utilizando forças extremas seria suficiente para suportar e distribuir as tensões de mastigação.

**Palavras-chave:** Análise de elementos finitos. Simulação por computador.  
Implantes dentários. Mandíbula.

## ABSTRACT

**Objective:** The aim of this study was to analyze and compare the stress dissipation in mandibular prostheses like the lower protocol, comparing the models with three and four implants using the finite element method. **Material and Methods:** Two mandibular prototypes of the National Ossos brand, (Jaú-São Paulo), with four and three implants, were scanned, and 3D images were generated in the Solidworks2016 software (Solidworks, Corporation, USA), exported to the program finite element analysis Ansys (Swanson Analysis Systems, USA) where simulations and results were performed. Compressive forces were applied at four different points on the two models simulating the mastication forces with an intensity of 14.70 MPa. **Results:** In both models and in all applied stress simulations, the metallic infrastructure of the protocol bar model with three implants withstand the load exerted, even generating higher values of maximum stress in relation to the protocol bar model with four implants. **Conclusion:** After the simulations carried out, there was less tension in the model with four implants compared to the model with three implants both in the metallic structure and in the implants, however decreasing the number of implants in the model with three implants, the tension distribution in the structure was efficient and even using extreme forces it would be sufficient to support and distribute the chewing stresses.

**Keywords:** Finite elements analysis. Computer simulation. Dental implants. Jaw.



## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - A) Implante hexágono externo, B) Parafuso sextavado, C) Mini pilar cônico e D) Estrutura metálica de 3 implantes e E) Estrutura metálica de 4 implantes – Banco de dados (Solidworks-2016).....	23
Figura 2 - Representação gráfica dos modelos 3-D A) Modelo com estrutura metálica de 3 implantes, B) Modelo com estrutura metálica de 4 implantes.....	24
Figura 3 - A) Mandíbula, B) Estrutura metálica e C) Implantes após a geração das malhas com quatro implantes.....	25
Figura 4 - A) Mandíbula, B) Estrutura metálica e C) Implantes após a geração das malhas com três implantes.....	25
Figura 5 - Propriedades físicas e mecânicas das estruturas.....	26
Figura 6 - Força aplicada nos quatro pontos de carga nos modelos com A, B, C e D) 3 implantes e E, F, G e H) 4 implantes.....	27
Figura 7- Distribuição de tensão gerada nas estruturas metálicas dos dois modelos A, B, C e D) Três implantes e E, F, G e H) Quatro implantes em todas as forças aplicadas.....	29
Figura 8 - Implantes com maiores valores de tensão nos dois modelos A) Três implantes e B) Quatro implantes.....	31
Figura 9 - Carregamento barra inteira, nos dois modelos A) Três implantes e B) Quatro implantes.....	32
Figura 10 - Carregamento lado esquerdo, nos dois modelos A) Três implantes e B) Quatro implantes.....	32
Figura 11 - Carregamento linha média, nos dois modelos A) Três implantes e B) Quatro implantes.....	33
Figura 12 - Carregamento cantilever nos dois modelos, A) Três implantes e B) Quatro implantes.....	34

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Propriedades dos materiais.....	27
Tabela 2 - Locais de pico de tensão das estruturas metálicas e valores nos diferentes carregamentos para cada modelo.....	30
Tabela 3 - Locais de pico de tensão e valores de tensão máxima implantes nos diferentes carregamentos para cada modelo.....	31
Tabela 4 - Valores totais das tensões dos implantes em todos os carregamentos nos dois modelos.....	35

## LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Qualidade das malhas para os modelos de 3 e 4 implantes.....26

## LISTA DE ABREVIATURAS

MEF	Método de Elementos Finitos
MPa	Megapascal
ANSYS	Swanson Analysis Systems - simulação para engenharia
N	Newton
CrCo	Cromo cobalto
KgF	Kilograma-Força
mm	Milímetros
3D	Terceira dimensão

## SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO .....	13
2	PROPOSIÇÃO .....	22
3	MATERIAL E MÉTODOS.....	23
4	RESULTADOS .....	29
5	DISCUSSÃO .....	36
6	CONCLUSÃO.....	40
	REFERÊNCIAS.....	41

## 1 INTRODUÇÃO

A falta dos dentes continua a ser um dos problemas que afetam uma grande parte da população e a substituição dos dentes perdidos ainda hoje é um grande desafio para os cirurgiões dentistas. Os implantes dentários têm sido alvo de várias pesquisas e acompanhamentos após publicações de estudos sobre osseointegração realizados por Branemark, com elevadas taxas de sucesso tornando este tipo de reabilitação uma alternativa para reabilitações totais maxilares, porém fatores como quantidade e qualidade óssea, recursos financeiros e anatomia podem inviabilizar o tratamento.

O protocolo de Branemark inicialmente preconizava seis implantes na maxila e cinco ou quatro implantes na mandíbula, numerosos estudos clínicos desde então têm documentado o sucesso desta técnica. No entanto o custo elevado, um procedimento cirúrgico mais invasivo, uma quantidade óssea limitada na região posterior da mandíbula levou vários autores a pesquisar formas alternativas de tratamentos com acompanhamento rigoroso de protocolos cirúrgicos com a mesma efetividade e sucesso clínico do protocolo original (HEMMINGS, 1994).

Com o desenvolvimento científico sobre biomecânica e a osseointegração na evolução dos tratamentos, os esforços estavam voltados para redução dos custos para cirurgias com menor grau de morbidade (OLIVA *et al.*, 2012), em 1999 Branemark idealizou um novo sistema de prótese fixa tipo protocolo denominado Novum (Nobel Biocare), com um guia cirúrgico posicionado três implantes eram instalados em um tempo cirúrgico único e através de componentes pré-fabricados a prótese era confeccionada no mesmo dia, apresentando um índice de sucesso que variava de 91% à 99%. Este novo conceito apresentava limitações, como a necessidade de a curvatura da mandíbula ser compatível com a barra pré-fabricada e de ter osso com espessura uniforme além de elevado custo operacional (RIVALDO *et al.*, 2012).

O reduzido número de implantes apresenta como vantagem a redução dos custos da reabilitação, da necessidade de enxertos ósseos e conseqüentemente diminuição do grau de morbidade nos pacientes principalmente aos submetidos a cirurgias ósseas de enxertos para futuras instalações dos implantes. Com a redução do número de implantes e a possibilidade da instalação imediata da prótese após a realização da cirurgia, tem se mostrado elevados índices de sucesso desde que se

estabeleça um protocolo cirúrgico adequado com implantes instalados em posições ideais geometricamente na mandíbula, atingindo adequada estabilidade primária para suportarem extensões do tipo cantilever. Como alternativa para a diminuição da extensão cantilever, tem sido indicada a inclinação distal dos implantes posteriores para aumentar o polígono de sustentação da prótese (NACONECY *et al.*, 2010).

No entanto, não está claro como a variação do número de implantes e tipos de conexões protéticas podem influenciar o comportamento biomecânico de próteses implantossuportadas, por outro lado as forças adversas sobre as próteses implantossuportadas não só poderiam comprometer a osseointegração como também podem levar às falhas mecânicas, onde as mais frequentes são o afrouxamento e fratura do parafuso da prótese, do parafuso do pilar intermediário, do acrílico e da barra na área da solda. As grandes extensões de cantilevers, especialmente quando os implantes são colocados em linha reta em vez de um arranjo semilunar, parecem estar associadas à fratura dos componentes protéticos (ZARB; BOLENDER, 2006).

São necessários estudos clínicos longitudinais contendo longos períodos de acompanhamento para visualização do comportamento dos implantes osseointegrados e estruturas adjacentes como estrutura metálicas e osso. Porém, muitas vezes, estes apresentam uma demora na obtenção dos resultados, necessitando também de outros estudos como os laboratoriais que prevêem o comportamento dos implantes e estruturas adjacentes previamente a sua utilização clínica.

Atualmente com o auxílio das ferramentas das bioengenharias tais como, análise por elementos finitos, extensometria e a fotoelasticidade é possível estudar esses comportamentos biomecânicos na tentativa de promover melhor dissipação dessas cargas ao osso e soluções na mecânica das próteses e dos implantes (PESQUEIRA *et al.*, 2012).

Em relação a fotoelasticidade embora este método seja útil, ele não demonstra valores específicos em estruturas complexas como a arquitetura do osso e fornece informação limitada da quantidade de tensão. Já a análise com extensômetros é baseada no uso da resistência elétrica e é associado a equipamentos que fornecem ambas as medidas de tensão sob cargas dinâmicas e estáticas fornecendo apenas dados sobre as medidas de tensão na estrutura mensurada, e não mede a tensão nas estruturas anexas (ASSUNÇÃO *et al.*, 2009).

Já a análise pelo MEF é uma técnica para prever possível comportamento para um problema mecânico complexo por meio de um modelo virtual a ser analisado. Este modelo é confeccionado por meio de um processo gráfico consistindo de pontos (nós) e elementos (conjunto de nós), e sobre esse modelo é aplicada uma força virtual que provoca um deslocamento resultando em comportamento similar a estrutura real. Assim, é possível obter resultados numéricos aproximados por meio da distribuição de força a que cada elemento fica sujeito.

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 nas estruturas metálicas e ao redor dos implantes em pontos que são difíceis de examinar clinicamente.

Bruyn *et al.* (2001), em um estudo prospectivo, avaliaram o sucesso dos implantes e da reabilitação protética de pacientes tratados com prótese fixa do tipo protocolo mandibular em carga imediata sobre 3 implantes de plataforma regular (4,1mm). A perda óssea observada no primeiro ano manteve-se dentro dos limites aceitáveis de 1,5mm (ALBREKTSSON *et al.*, 1986). No entanto, as altas taxas de falhas de implantes em função (9,5%) e de próteses instaladas (15%) no primeiro ano levaram os autores a fazer considerações acerca da cautela em relação a este tipo de tratamento, sugerindo que mais altas taxas de sucesso deveriam ser apresentadas antes que este protocolo seja seguido. Estes mesmos autores advertem para o fato de que a busca por tratamentos com menor número de implantes, com menor custo, não deveria levar a complicações e problemas técnicos ao longo do tempo.

Mesmo com poucos estudos clínicos que validam os resultados de reabilitações mandibulares totais fixas sobre três implantes, principalmente com a utilização de implantes distais inclinados, estes mesmos demonstram altas taxas de sucesso dos implantes e valores de perda óssea compatíveis com o que é considerado fisiológico (RIVALDO *et al.*, 2012).

Em estudo sobre carga imediata Hatano *et al.* (2003) avaliaram 43 pacientes com próteses mandibulares parafusadas com três implantes de comprimentos e diâmetros variados. Os procedimentos de instalação dos implantes foram realizados



de acordo com o protocolo padrão, evitando o excesso de preparação dos locais do implante. A estrutura da prótese foi pré-fabricada previamente e foi moldada e separada em três partes, seguida de ajuste na boca, com uma impressão de solda realizada in situ, finalmente, a estrutura foi enviada ao laboratório para a conclusão da prótese. Três dos 129 implantes falharam na osseointegração, resultando em uma taxa de sucesso de 97,6%, com um período de acompanhamento variando de 3 a 49 meses. Os resultados obtidos neste estudo foram encorajadores e, até agora, esse método modificado de carregamento imediato na mandíbula desdentada anterior parece ser previsível.

Desta forma a avaliação biomecânica de reabilitações totais mandibulares tem mostrado baixa incidência de fratura dos implantes após a colocação da prótese, e na maioria dos casos ocorre quando o nível ósseo já atingiu esse ponto (ZARB; BOLENDER, 2006). Schnitman *et al.* (1997) após acompanhamento de dez anos de 63 implantes colocados na mandíbula, relatou que perdeu 14 implantes por motivos de osseointegração e não por fratura.

Segundo Barbosa *et al.* (2006), quando não detectado o afrouxamento do parafuso sua fratura pode ser agravada pelos movimentos e força de mastigação não axial. Já a fratura do parafuso do pilar pode ocorrer à nível da porção superior do pilar, onde pode ser facilmente retirado. Quando ocorre numa porção mais inferior, na porção interna do implante, a remoção do parafuso é mais complexa devido à proximidade deste com a rosca do implante.

A avaliação do estresse da interface osso-implante-pilar é muito importante para o desenvolvimento de novos modelos de plataformas protéticas e para que ocorra distribuição das cargas em um nível biologicamente aceitável. Biomecanicamente, as uniões devem reduzir a tensão sobre os componentes protéticos e na interface osso implante, fornecendo adequada estabilidade protética (NISHIOKA *et al.*, 2009).

Quando uma estrutura metálica está mal dimensionada e ou o cantilever é muito grande superior a 14 mm esta pode estar correndo risco de fratura. Falhas no processo laboratorial como porosidades e trincas ou problemas no processo de solda também podem ser responsáveis por fraturas da barra (ZARB; BOLENDER, 2006). Segundo Jemt (2002), a fratura da barra é uma situação pouco encontrada (0,8% dos 391 casos avaliados), podendo ocorrer no caso de sobrecarga oclusal.

Aproximadamente 90% das falhas nos implantes são devidos a fatores mecânicos, como afrouxamento ou fratura dos parafusos dos pilares e das próteses.

O conhecimento de cada um desses fatores, seus efeitos na transmissão da tensão e a interação entre eles levam ao sucesso da reabilitação protética (MICHALAKIS *et al.*, 2014).

O ensaio de fadiga mecânica à fratura é um relevante método de avaliação da carga máxima suportada pelo implante, viabilizando a análise comparativa da resistência entre diferentes tipos de implantes. No entanto, as análises das amostras após os ensaios podem demonstrar diferentes condições de falhas. O tipo e a localização destas podem facultar importantes informações sobre o comportamento clínico futuro destes implantes. Estudos voltados para avaliar a influência da angulação dos implantes e os pilares protéticos nas micro deformações ao redor dos implantes ainda não estão completamente elucidados na literatura, pois dúvidas existem quanto a sua influência na distribuição das tensões no tecido ósseo. (ARADIA *et al.*, 2016).

Maló *et al.* (2003) desenvolveram uma nova filosofia de tratamento reabilitador, denominado *all-on-four*, buscando simplificar o processo reabilitador sobre implantes executado em menor espaço de tempo, atraumático e apresentando menor custo. Nesta técnica uma prótese fixa de arco total superior é apoiada e parafusada sobre quatro implantes, sendo que os dois implantes anteriores são inseridos verticalmente na região de incisivo lateral e os posteriores instalados com uma inclinação de 15° à 45°, tangenciando a parede anterior do seio maxilar. Posteriormente, este conceito foi adaptado para que também pudesse ser aplicado em mandíbulas, de forma que os implantes posteriores fossem instalados com inclinação para distal, próximos e anteriormente ao forame mentoniano.

Correa *et al.* (2012) utilizando o método de elementos finitos avaliaram o comportamento de dois modelos diferentes de próteses suportadas com 3 e 4 implantes e conseqüentemente dos dois cantilevers. Na prótese com três implantes foi posicionado os dois implantes distais na região dos primeiros pré-molares e um implante na linha média. A partir da tomografia de mandíbula de uma paciente edêntula do gênero feminino, foram confeccionados os modelos caracterizando o osso cortical e esponjoso, na sequência os implantes foram adicionados aos modelos mandibulares. Os implantes distais eram de 3,75mm x 8mm de comprimento, os implantes centrais 3,75mm x 13mm. Os cantilevers foram de 10 ou 15 mm, com 4mm de largura e 2 mm de altura. Um total de 12 modelos para cada foi analisado variando cantilever 10 ou 15 mm. Dois critérios de falhas foram analisados: o de Von Mises,

para estrutura e implantes e o Tsai-Wu para osso cortical. Ambos os critérios mostraram falha em todos os modelos de 3 implantes e para os modelos de quatro implantes com cantilever de 15mm. No entanto os modelos com quatro implantes e cantilever de 10mm foram considerados seguros. Os resultados mostraram ainda que três implantes não proporcionam estabilidade para próteses tipo protocolo, pois não suportam adequadamente as cargas oclusais.

Oliva *et al.* (2012) propuseram um estudo retrospectivo para avaliar próteses fixas com carga tardia sobre três implantes *All-on-three* para mandíbula, maxila ou ambas. Este estudo de 5 anos de acompanhamento foi realizado com 17 pacientes. Os implantes tinham entre 10 e 14 mm de comprimento e de 4.1 e 4.8mm de diâmetro, das marcas Straumann e Osstem Suíça, os controles foram registrados após 6 meses e a cada ano após a instalação dos implantes, radiografias foram realizadas nos acompanhamentos de 1 a 5 anos. As próteses foram removidas para higienização e limpeza anualmente. A interface implante-prótese foi tomada como ponto de referência para as mensurações de perda óssea que foram realizadas no dia da cirurgia e nos controles de 1 e 5 anos com uma sonda tipo willians, dois pontos por implante um mesial e um distal foram sondados. Um total de 72 implantes (36 superiores e 36 inferiores) foram instalados em homens e mulheres com média de idade de 53 anos, os antagonistas variavam entre próteses sobre implantes, dentes naturais ou ambos. Os implantes distais foram instalados na região de segundos pré-molares e os centrais na região dos incisivos centrais, as próteses foram carregadas após 4 meses da cirurgia. A taxa de sucesso foi de 100%, a média de perda óssea marginal foi de 0,53mm, no controle de 5 anos 82,5% dos pacientes não apresentavam placa marginal e 79,2% tinham ausência de sangramento. Assim os autores concluíram que dentro dos limites deste pequeno grupo de estudo as altas taxas de sobrevida do protocolo *All-on-Three* com carregamento tardio parece ser uma opção viável de tratamento.

Rivaldo *et al.* (2012) selecionaram 33 pacientes, homens e mulheres que usavam prótese total convencional superior e prótese total inferior fixa sustentada por três implantes em função por pelo menos 18 meses, estas carregadas imediatamente após a cirurgia. Foram instalados 99 implantes de plataforma regular e superfície usinada, de tamanhos variados. Os pacientes foram submetidos a exame clínico para descartar presença de doença periimplantar. Nenhum dos pacientes apresentava mobilidade do implante, dor ou outros sinais e sintomas sugestivos. Radiografias

panorâmicas obtidas foram digitalizadas e posteriormente analisadas no photoshop CS3 (*Adobe Systems Incorporated, EUA*), por um único investigador calibrado. Os níveis de perda óssea foram medidos nas faces mesial e distal dos últimos implantes em cada lado e na mesial e distal do implante posicionado na linha média de cada paciente. A taxa de sobrevida dos implantes foi de 97,97%. Não foi encontrada correlação entre perda óssea e comprimento dos implantes. Os autores concluem que a reabilitação inferior total fixa sustentada por três implantes com carga imediata, como apresentada neste estudo, parece ser uma opção viável para reabilitação de pacientes desdentados, apresentando como principal vantagem a simplificação do tratamento.

Sousa *et al.* (2016) avaliaram a influência de diferentes números de implantes e tipos de conexão no comportamento da biomecânica das reabilitações mandibular implantossuportadas. Os modelos foram construídos através do método de elementos finitos, onde através de um escaneamento que incluía mandíbula totalmente desdentada, implantes com diâmetro de 3,8 x 13 mm, pilares, parafusos de pilar, parafusos de retenção da barra e barra com diferentes números de implantes (três, quatro e cinco implantes) e condições de carga (simétricas / balanceadas, unilaterais, e posterior com diversas magnitudes de carga) 320, 400 e 480 N, foram simuladas para implantes com conexão hexágono externo e cone morse. Diante dos resultados: menores valores de deformação foram observado para uma distribuição de carga simétrica. Considerando as mesmas condições de carregamento, significativamente níveis mais altos de deformação óssea foram observados no hexágono externo, em comparação com a conexão cone-morse. O número de implantes não teve influência significativa nos níveis de deformação óssea, independentemente dos tipos de conexão. Comparado com a conexão hexágono externo, o tipo de conexão cone-morse apresentou menores valores de tensão nos parafusos do pilar, mas tensão significativamente maior no parafuso de retenção da barra. Aumentando o número de implantes reduziu significativamente a tensão no parafuso do pilar e no parafuso de retenção da barra. Por conclusão, o tipo de conexão cone morse diminuiu significativamente os níveis de tensão no osso peri-implantar, enquanto aumenta a tensão nos parafusos de fixação da barra. Um número menor de implantes em uma reabilitação implantossuportada inferior aumentou ligeiramente a tensão nos parafusos de fixação do pilar e da barra. Ajustes equilibrados da carga melhoram a biomecânica de uma reabilitação mandibular.

Peixoto *et al.* (2017) propuseram-se avaliar quanto a utilização de implantes curtos inclinados se poderiam ou não otimizar as distribuições de tensão sobre a mandíbula. Três possibilidades de angulação para os implantes foram consideradas: implantes posicionados verticalmente e paralelos entre si, o conceito de *all-on-four* instituído por Maló e 4 implantes inclinados distalmente em 45°. Para cada modelo de angulação dos implantes foram utilizados implantes com comprimento de 7mm, preservando a cortical basal e implantes com 9mm transfixando a cortical basal da mandíbula. A partir destes modelos, foram criados sólidos tridimensionais para análise pelo MEF (método de elementos finitos), em determinação das distribuições de tensão sobre as estruturas óssea e protética. Os autores concluíram que, nestas configurações, a reabilitação de mandíbulas atróficas com próteses fixas implanto suportadas apresentam distribuições de forças biomecânicas mais favoráveis quando da utilização de 4 implantes curtos com inclinação de 45° na região intraforaminal e com preservação da cortical óssea basal da mandíbula quando comparado com as demais possibilidades propostas neste estudo.

Ahmed *et al.* (2020), em um recente estudo analisaram e compararam através do MEF as tensões aplicadas em próteses implantossuportadas com três e quatro implantes, uma mandíbula desdentada foi escaneada e através de um software de modelagem 3D e dois modelos com os implantes e componentes protéticos foram confeccionados. O programa Ansys foi utilizado para fazer as simulações, foram aplicadas cargas de 300N e 160N com direções axial e oblíqua simulando a situação clínica de carga imediata. Diante dos resultados o modelo de prótese total mandibular suportada por três implantes apresentou maiores valores de tensão na interface osso/implante posterior em todas cargas aplicadas, com uma maior tensão na região mesial dos implantes posteriores e menor pressão na região anterior do osso no implante anterior, já o modelo suportado por quatro implantes mostrou valores de tensão menores na interface implantes/osso e a área de maior tensão foi na região distal dos implantes posteriores. Os autores concluíram que a biomecânica da prótese mandibular suportada por três implantes é menos favorável que a configuração da prótese mandibular suportada por quatro implantes quando a dentição antagonista são dentes naturais, no entanto os resultados biomecânicos registrados estavam dentro dos limites de tensão fisiológicos para a prótese mandibular suportada por três implantes quando a dentição oposta é uma prótese total convencional, podendo ser

uma adequada possibilidade de reabilitação para pacientes com problemas de limitações ósseas e financeiras.

Desta forma este trabalho foi realizado através da análise de elementos finitos com o objetivo de analisar e comparar a dissipação de tensões geradas pela simulação de forças de mastigação sobre as estruturas metálicas de prótese tipo protocolo inferior de 3 implantes comparando com as estruturas metálicas de prótese tipo protocolo inferior de 4 implantes.

## **2 PROPOSIÇÃO**

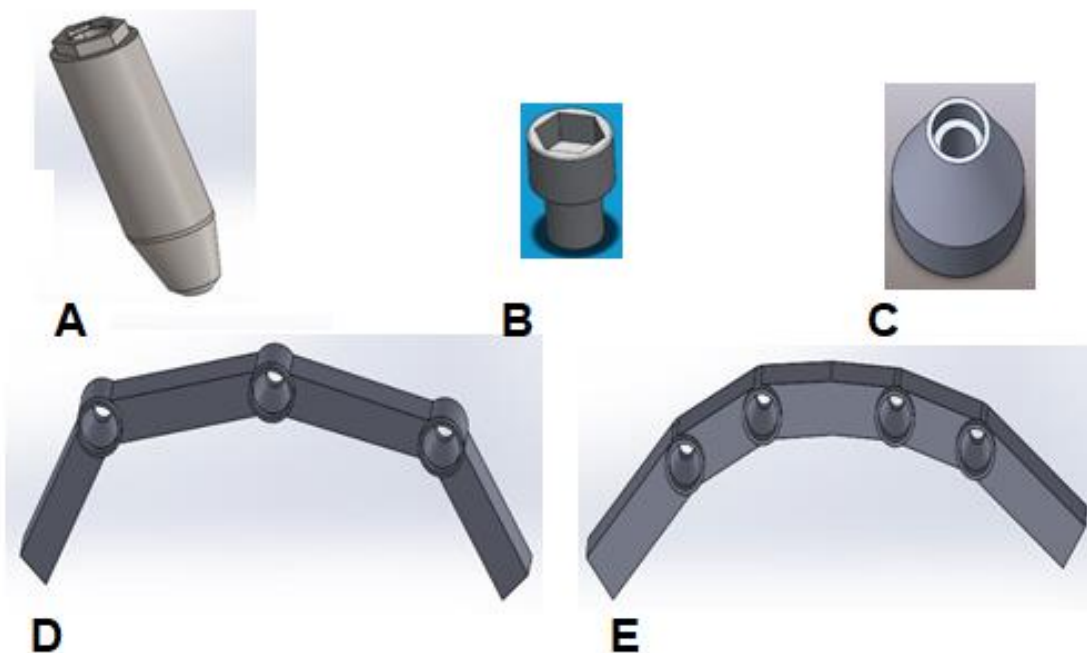
O objetivo desse estudo foi analisar e comparar a dissipação de tensões em próteses mandibulares tipo protocolo inferior, comparando os modelos de três com os de quatro implantes, utilizando o método de elementos finitos.

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

O presente trabalho foi realizado por meio de tecnologia computacional, para criação dos modelos 3D através do MEF, foi utilizado a base de dados da biblioteca virtual do software de modelagem gráfica Solidworks2016 (Solidworks Corp., Massachusetts, EUA) do departamento de engenharia mecânica da faculdade Uningá, contando com imagens pré-existentes e dados do protótipo mandibular da empresa Nacional Ossos (Jaú, São Paulo, Brasil) e também da estrutura metálica protética, que teve como referência uma barra metálica confeccionada em CrCo no formato de arco, após realizados os ajustes em relação as dimensões tornando estas mais próximas da realidade clínica medindo 5 mm de altura, 5 mm de largura, 74mm de comprimento e com 15mm de extensão no cantilever.

Para os demais elementos os dados foram fornecido pelo fabricante e utilizados como referência os implantes de hexágono externo da marca comercial Neodent (Neodent, Curitiba-Pr., Brasil), de 3,75mm de diâmetro por 13mm de comprimento, assim como intermediários protéticos mini pilar cônico 4.1 hexágono externo(Neodent) e parafusos sextavado do mini pilar cônico 4.1 hexágono externo (Neodent), Figura 1.

Figura 1 – A) Implante hexágono externo, B) Parafuso sextavado, C) Mini pilar cônico e D) Estrutura metálica de 3 implantes e E) Estrutura metálica de 4 implantes – Banco de dados (Solidworks-2016)



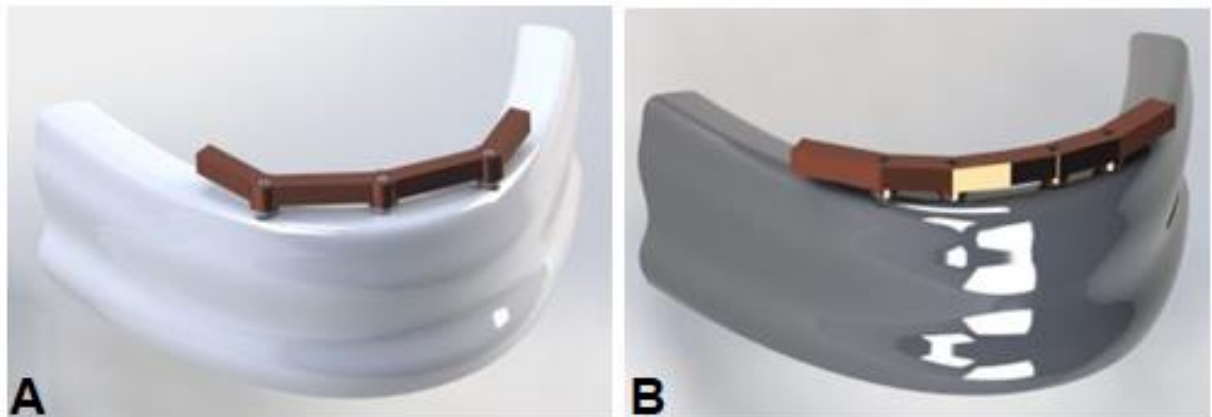
Fonte: Fonte Departamento de Engenharia Mecânica – UNINGÁ.



Buscamos na literatura um estudo de Moreschi et al, 2008, que relata a distância média entre os forames mentonianos fica em torno de 54,43 mm.

Através destas medidas foram projetados no software 2 modelos mandibulares um com três e outro com quatro implantes, no primeiro modelo foi posicionado virtualmente três implantes distribuídos entre os forames mandibulares, nos implantes distais foi imposta uma margem de segurança de 5 mm entre a distal dos implantes e os forames, e um terceiro implante foi instalado na região central da mandíbula. Já no outro modelo foram inseridos quatro implantes com a mesma margem de segurança nos implantes distais e dois implantes na região central da mandíbula, foi mantido um paralelismo e distâncias equivalentes entre todos os implantes, assim os demais elementos também foram inseridos virtualmente nos modelos dando origem aos modelos 3D ( Figura 2).

Figura 2 – Representação gráfica dos modelos 3-D A) Modelo com estrutura metálica de 3 implantes, B) Modelo com estrutura metálica de 4 implantes



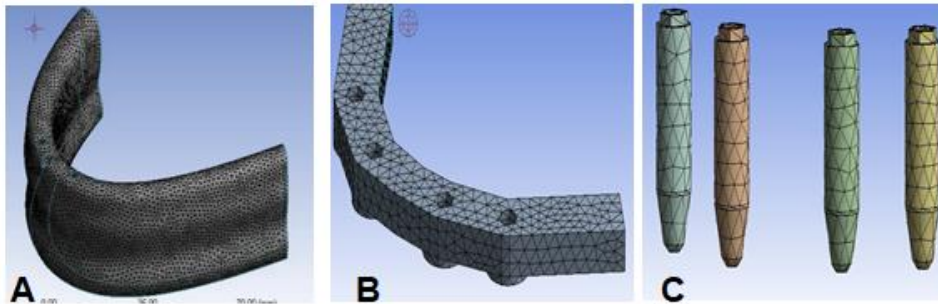
Fonte: Fonte Departamento de Engenharia Mecânica – UNINGÁ.

Em seguida este arquivo foi exportado para o Ansys (Swanson Analysis Systems, EUA).

Na sequência realizou-se a confecção e estudo das malhas que são conjuntos de elementos sob o objeto em análise, onde o modelo em questão é subdividido em elementos menores e cada unidade desta subdivisão representa coordenadas no espaço, os elementos finitos foram criados seguindo orientação automática do software, com um arranjo tetraédrico da malhas, que permitem identificar qualitativamente por meio das variações de cores nas áreas com acúmulo de tensão.

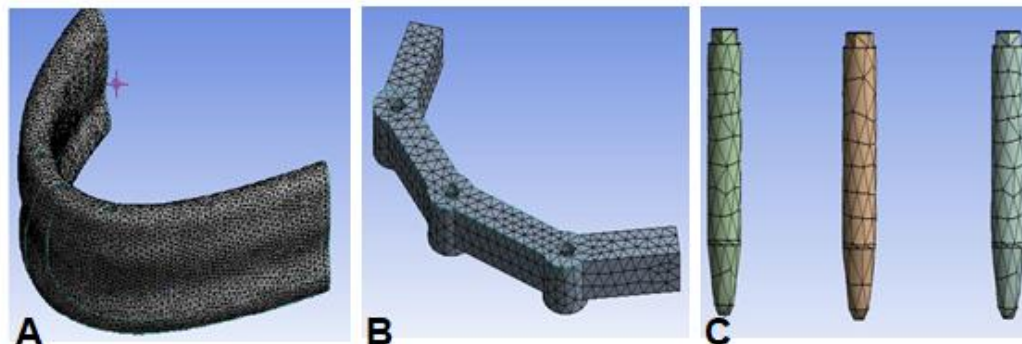
Para chegar em uma malha ideal foram confeccionadas várias malhas para cada modelo, um parâmetro de 1,5 mm foi adotado na obtenção do elemento para gerar a malha, estas foram geradas para cada modelo de 3 e 4 implantes (Figura 3).

Figura 3 – A) Mandíbula, B) Estrutura metálica e C) Implantes após a geração das malhas com quatro implantes



Fonte: Fonte Departamento de Engenharia Mecânica – UNINGÁ.

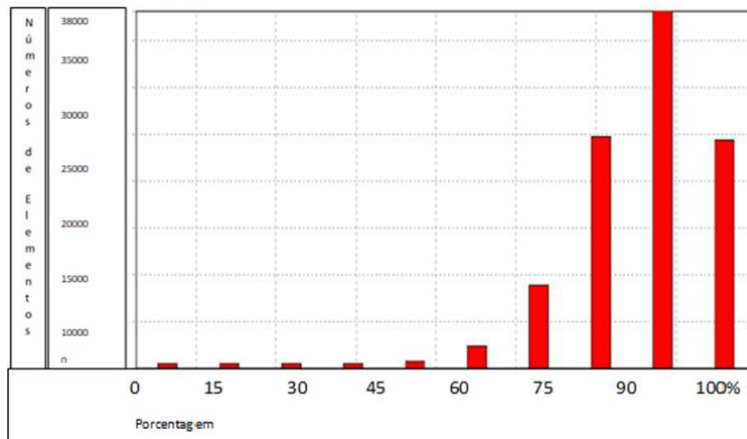
Figura 4 – A) Mandíbula, B) Estrutura metálica e C) Implantes após a geração das malhas com três implantes.



Fonte: Fonte Departamento de Engenharia Mecânica – UNINGÁ.

Todos esses parâmetros resultaram em malhas com alto teor de refinamento e uma boa qualidade como demonstra o gráfico abaixo, onde foi possível notar, que a maioria dos elementos das malhas constituídos estão acima dos 70 % de qualidade (Gráfico 1).

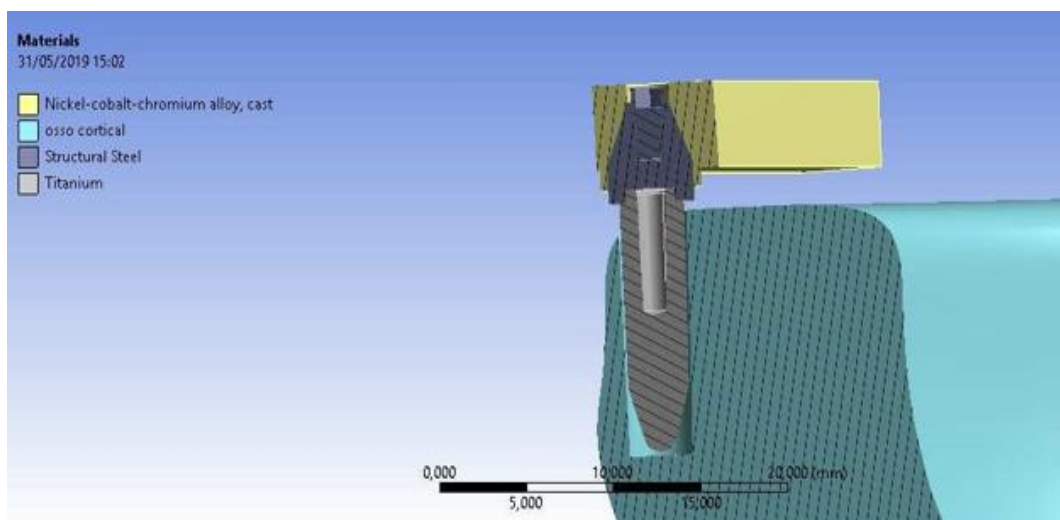
Gráfico 1 – Qualidade das malhas para os modelos de 3 e 4 implantes



Fonte: Fonte Departamento de Engenharia Mecânica – UNINGÁ.

Para o estudo virtual dos modelos foram incorporadas as propriedades físicas e mecânicas de cada estrutura nos modelos, que foram determinadas conforme a biblioteca virtual do software solidworks-2016 (Figura – 5), onde os materiais utilizados foram considerados isotrópicos, homogêneos e lineares. A relação entre o implante e o osso foi simulado como osseointegração completa.

Figura - 5 – Propriedades físicas e mecânicas das estruturas.



Fonte: Departamento de Engenharia Mecânica da Uningá.

Na Tabela 1, apresenta-se todos os materiais de cada estrutura, e seu respectivo módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson.

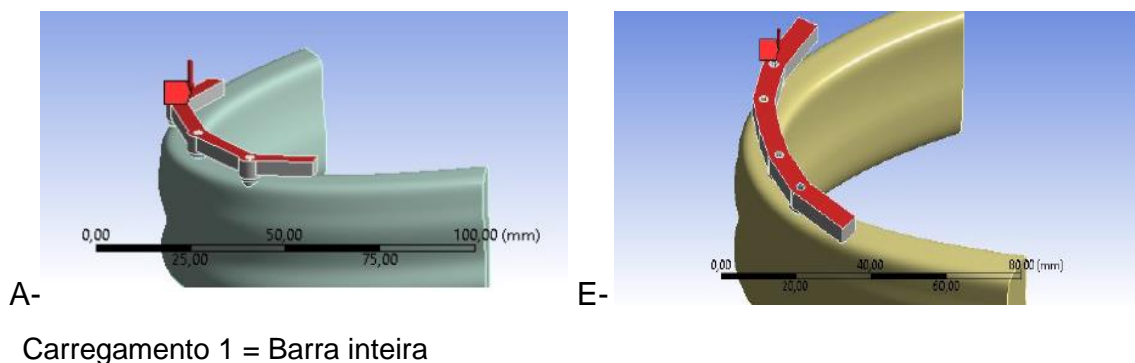
Tabela 1 – Propriedades dos materiais.

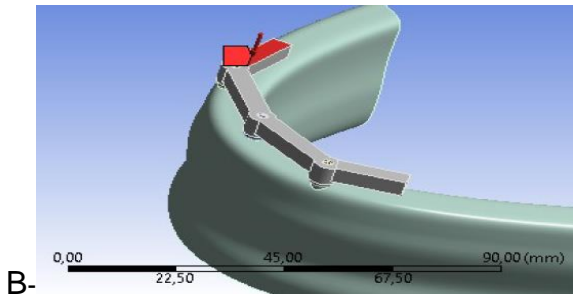
<b>Materiais</b>	<b>Módulo de Elasticidade</b>	<b>Coefficiente de Poisson</b>	<b>Referências</b>
<b>Osso cortical</b>	13.70	0.30	Barbier et al. (1998)
<b>Osso medular</b>	1.37	0.30	Barbier et al. (1998)
<b>Titânio</b>	110.0	0.35	Lewinstein et al. (1995)
<b>Liga Ni-Cr</b>	206.0	0.33	Anusavice & Hojjatie (1987)

Fonte: Biblioteca virtual do software solidworks-2016.

Após a análise e seleção das malhas concluídas e definido os tipos de materiais das estruturas, iniciou-se o carregamento, ou seja, as forças compressivas foram aplicadas de forma axial com a mesma intensidade de  $150\text{ N} = 14.70\text{ Mpa}$  de pressão, em quatro pontos de cargas em cada modelo, simulando as condições mastigatórias às quais os implantes estão sujeitos em boca. Foram simulados sobre toda a extensão da estrutura metálica (barra inteira), somente lado esquerdo, linha média e nas duas extremidades (cantilevers), como mostram as figuras a seguir (Figura -6).

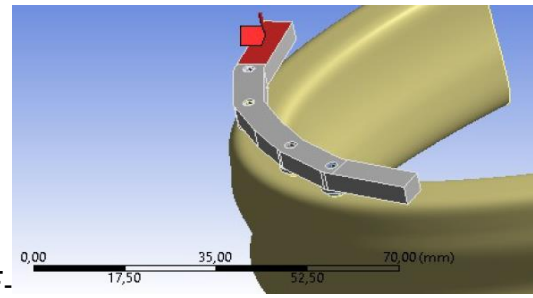
Figura 6 - Força aplicada nos quatro pontos de carga nos modelos com A,B,C e D) 3 implantes e E,F,G e H) 4 implantes



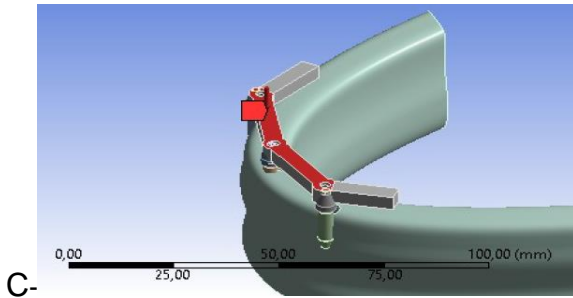


B-

Carregamento 2 = Lado esquerdo

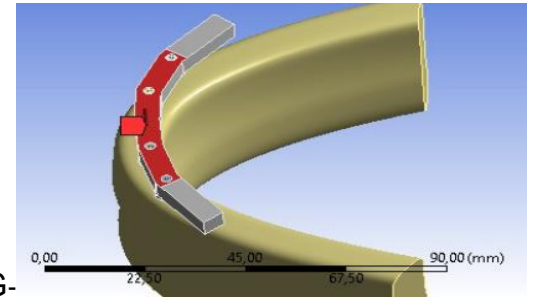


F-

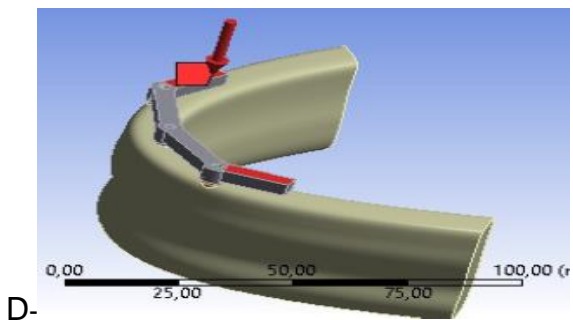


C-

Carregamento 3 = Linha média

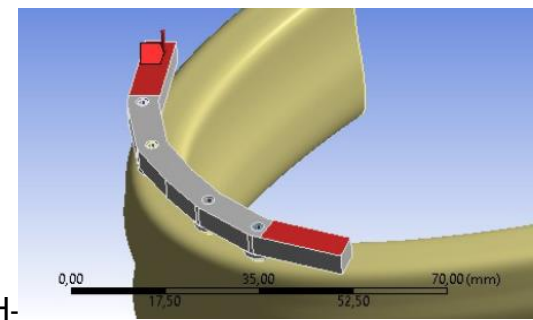


G-



D-

Carregamento 4 = Cantilever



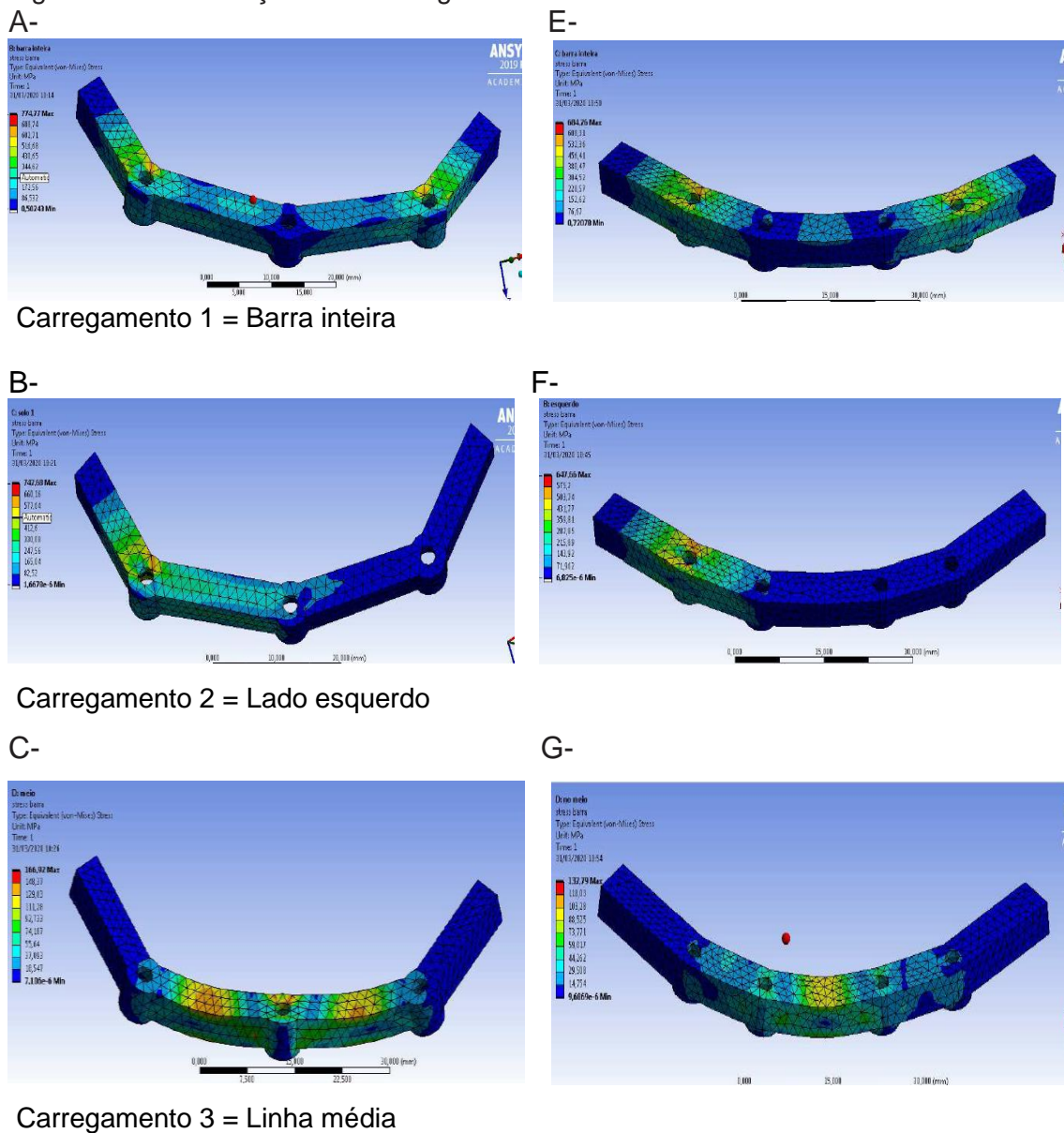
H-

Fonte: Fonte Departamento de Engenharia Mecânica – UNINGÁ.

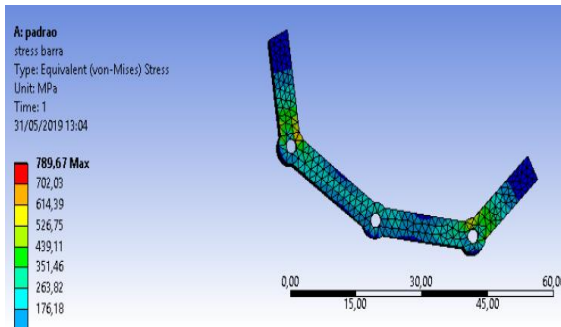
## 4 RESULTADOS

Os valores de distribuição de tensão foram gerados pelo software de elementos finitos Ansys, onde as soluções matemáticas foram convertidas em resultados visuais com uma escala de cor que vai do vermelho para o azul (valores de tensão mais baixos = azul e mais elevados valores de tensão = vermelho). Uma análise através de imagens da distribuição de tensão de von Mises foi obtida para as estruturas metálicas em todas as aplicações de forças. Os locais onde tiveram os maiores picos de distribuição de tensão na estrutura metálica foram na região dos implantes posteriores especialmente na região distal destes implantes (Figura 7).

Figura - 7 – Distribuição de tensão gerada nas estruturas metálicas



D-

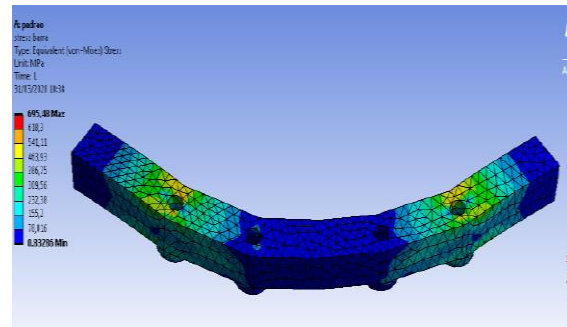


Carregamento 4 = Cantilever

\* estruturas metálicas dos dois modelos A, B, C e D) Três implantes e E, F, G e H) Quatro implantes em todas as forças aplicadas.

Fonte: Fonte Departamento de Engenharia Mecânica – UNINGÁ.

H-



Uma análise quantitativa foi realizada utilizando medições dos valores de tensão (em MPa) das estruturas metálicas e dos implantes, nos dois modelos, tal análise permitiu a comparação dos resultados entre os modelos.

As maiores tensões registradas na estrutura metálica foram no modelo com três implantes no carregamento cantilever, com valores da ordem de 789,67(Mpa) em comparação com o modelo de quatro implantes com o mesmo carregamento que foi de 695,48 (Mpa) (Tabela – 2).

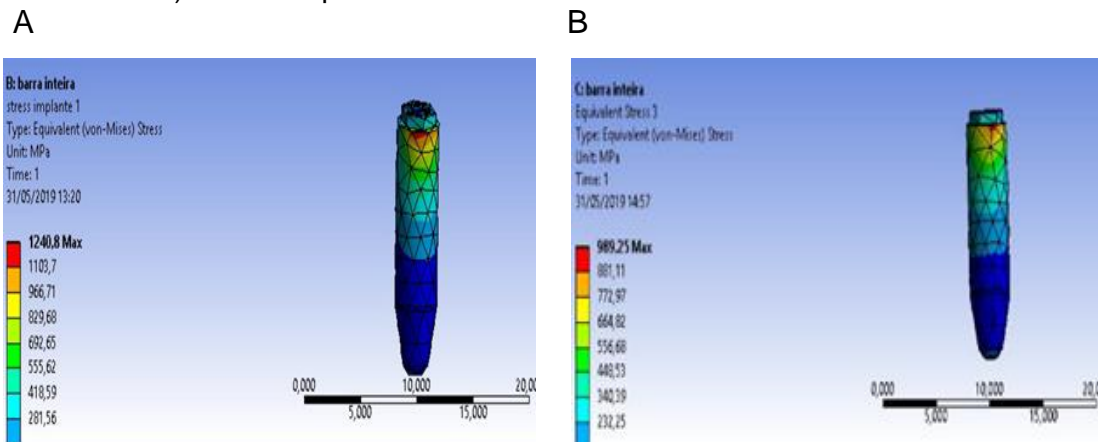
Tabela 2 – Locais de pico de tensão das estruturas metálicas e valores nos diferentes carregamentos para cada modelo

Carregamento	Local de pico de estresse	Tensão ( Mpa)					
		Modelo 3 implantes			Modelo 4 implantes		
		Max.	Min.	Média	Max.	Min.	Média
1 – Barra inteira	Região dos implantes distais	774,7	0,5	122,7	684,2	0,7	111,5
2 – Lado esquerdo	Região do implante nº 1	742,6	1,6	86,4	647,6	6,8	66,0
3 – Linha Média	Região implante central no modelo c/ 3 implantes e região central da barra no modelo com 4 implantes	166,9	7,1	33,1	132,7	9,6	19,4
4 – Cantilever	Região dos implantes distais	789,6	0,8	135,5	695,4	0,8	106,4

Fonte: O autor

Nos dois modelos as maiores tensões nos implantes foram registradas na porção superior próximas aos hexágonos dos implantes (Figura 8).

Figura 8 – Implantes com maiores valores de tensão nos dois modelos A) Três implantes e B) Quatro implantes



Fonte: Fonte Departamento de Engenharia Mecânica – UNINGÁ.

O modelo com três implantes sofreu um maior valor de tensão máxima em todos os implantes, já os implantes com maior pico de tensão foram os implantes do carregamento barra inteira com 1240,8 (Mpa) no modelo com três implantes e 989,25 (Mpa) no modelo com quatro implantes (Tabela 3).

Tabela 3 – Locais de pico de tensão e valores de tensão máxima dos implantes nos diferentes carregamentos para cada modelo

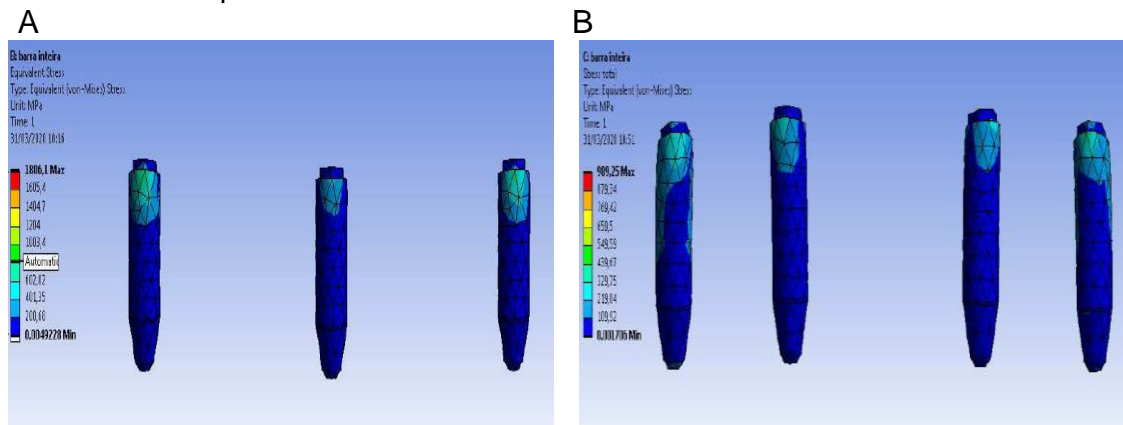
Carregamento	Local de pico de tensão máxima	Tensão máxima (Mpa)	
		Modelo 3 implantes	Modelo 4 implantes
1 – Barra inteira	Implante nº 1	1240,8	989,2
2 – Lado esquerdo	Implante nº 1	1039,2	908,6
3 – Linha Média	Implante nº 2	293,8	272,4
4 – Cantilever	Implante nº 3 no modelo c/ 3 implantes e implante nº 1 no modelo c/ 4 implantes	1223,8	937,4

Fonte: O autor.

No carregamento barra inteira os implantes mais exigidos foram os distais em ambos os modelos (Figura - 9).



Figura 9 – Carregamento barra inteira, nos dois modelos A) Três implantes e B) Quatro implantes

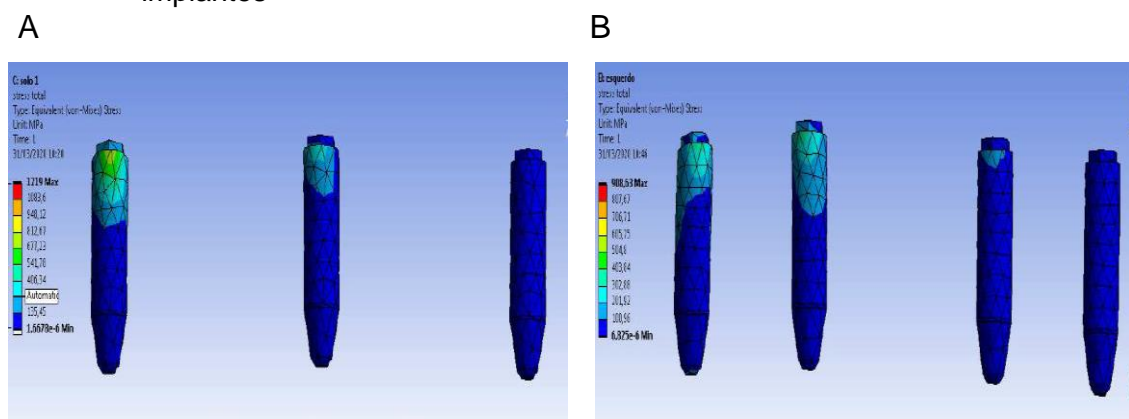


Fonte: Fonte Departamento de Engenharia Mecânica – UNINGÁ.

Contudo o implante central do modelo com três implantes recebeu uma tensão maior em relação aos implantes anteriores do modelo com quatro implantes (Tabela - 4). Em relação a estrutura metálica, o modelo com três implantes recebeu um maior valor de tensão em relação ao modelo com quatro implantes (Tabela – 2).

No carregamento lado esquerdo a maior concentração de tensão foi observada no implante distal do mesmo lado onde a força foi aplicada nos dois modelos, já nos outros implantes a tensão foi reduzida principalmente no implante do lado oposto (Figura -10).

Figura 10 – Carregamento lado esquerdo, nos dois modelos A) Três implantes e B) Quatro implantes



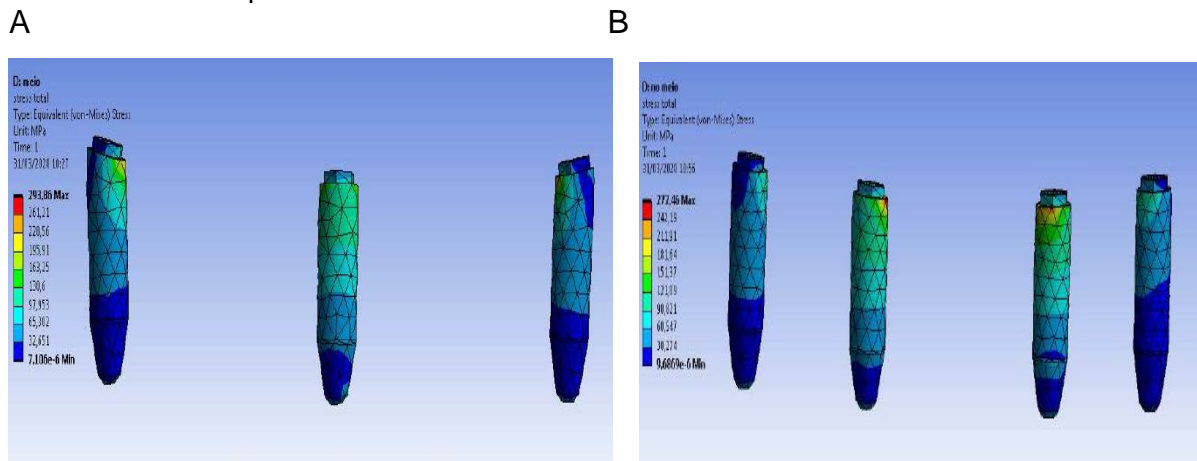
Fonte: Fonte Departamento de Engenharia Mecânica – Uningá.

Já no carregamento lado esquerdo, a força incidiu somente no cantilever esquerdo, gerando mais tensão no implante nº1 dos dois modelos, E os valores de tensão máxima observados nestes implantes foram de 1039,2(Mpa) no modelo com 3 implantes e de 908,6(Mpa) no modelo com 4 implantes. (Tabela 4). Na estrutura

metálica o modelo com três implantes também recebeu maior valor de tensão quando comparado com o modelo de quatro implantes. (Tabela – 2).

Na simulação do carregamento linha média a força foi empregada na região anterior da estrutura metálica, sendo que os implantes mais exigidos foram os implantes mais centralizados (Figura -11), isto ficou bem claro no implante de número 2 no modelo com três implantes que fica geometricamente bem na região central anterior e recebeu um valor de tensão maior em relação aos implantes de número 2 e 3 do modelo com 4 implantes (Tabela 4).

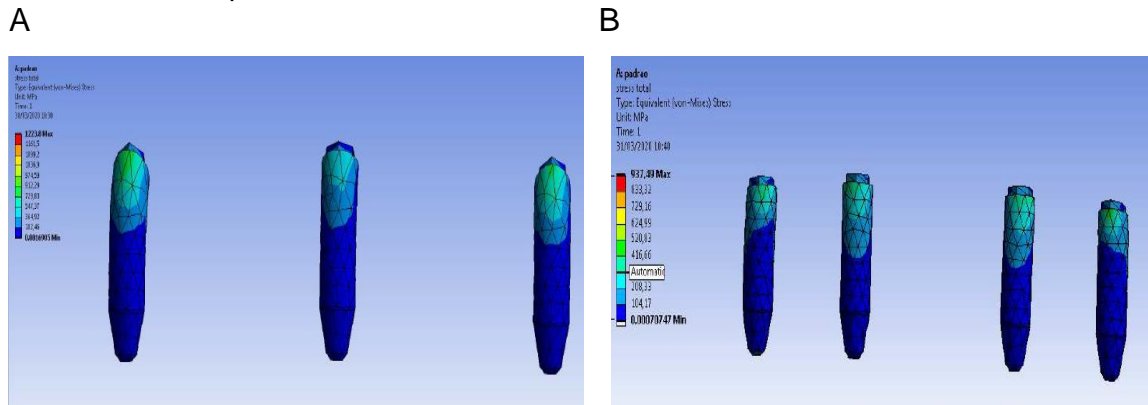
Figura 11 – Carregamento linha média, nos dois modelos A) Três implantes e B) Quatro implantes



Fonte: Fonte Departamento de Engenharia Mecânica – UNINGÁ.

No carregamento cantilever, ficou evidente que houve mais tensão nos implantes de número 1 e 3 no modelo com três implantes e nos implantes de número 1 e 4 no modelo com quatro implantes (Figura 12).

Figura 12 – Carregamento cantilever nos dois modelos, A) Três implantes e B) Quatro implantes



Fonte: Fonte Departamento de Engenharia Mecânica – UNINGÁ.

Sendo estes locais os que mais recebem as forças durante a mastigação, devido as posições geométricas dos implantes na boca e que na grande maioria das vezes ficam limitados entre os forames mentonianos, geralmente devido à pouca altura óssea posterior aos mesmos, limitando a instalação de implantes em uma posição mais posterior, ficando os dentes pré-molares e molares da prótese na posição dos cantilevers, ou seja, sem apoio gerando uma força de alavanca com os implantes distais.

Quando compararmos os valores de tensão para o implante de número 2 do modelo com três implantes com os implantes de número 2 e 3 no modelo com quatro implantes vemos que os valores são favoráveis ao modelo com quatro implantes (Tabela-4). Assim ao compararmos os valores de tensão das estruturas metálicas entre os dois modelos, notamos valores muito próximos (Tabela 2).

Tabela 4 – Valores totais das tensões dos implantes em todos os carregamentos nos dois modelos

	<b>Implante 1</b>			<b>Implante 2</b>			<b>Implante 3</b>					
	<b>(Direito posterior)</b>			<b>(Central anterior)</b>			<b>(Esquerdo posterior)</b>					
	Max.	Mín.	Média	Max.	Mín.	Média	Max.	Mín.	Média			
<b>Suportado por 3 Implantes</b>												
Barra inteira	1240,8	7,4	207,8	579,9	3,9	113,7	1124,4	13,8	197,0			
Lado esquerdo	1039,2	4,2	175,6	391,1	1,6	57,8	157,1	0,5	21,6			
Linha média	263,2	4,7	52,0	293,8	4,8	91,4	283,1	4,7	51,9			
Cantilever	1175,1	3,3	201,4	555,4	2,7	108,7	1223,8	5,7	191,5			
	<b>Implante 1</b>			<b>Implante 2</b>			<b>Implante 3</b>			<b>Implante 4</b>		
	<b>(Direito posterior)</b>			<b>(Direito anterior)</b>			<b>(Esquerdo anterior)</b>			<b>(Esquerdo posterior)</b>		
	Max.	Mín.	Média	Max.	Mín.	Média	Max.	Mín.	Média	Max.	Mín.	Média
<b>Suportado por 4 Implantes</b>												
Barra inteira	989,2	15,9	179,4	461,6	3,8	79,0	395,6	5,6	77,6	897,6	18,5	161,7
Lado esquerdo	908,6	12,8	151,1	420,1	5,0	64,5	196,8	1,0	24,1	93,9	0,6	15,1
Linha média	159,3	4,3	37,5	272,4	12,2	79,4	254,4	7,4	76,7	132,1	3,3	33,1
Cantilever	937,4	13,3	156,6	456,3	5,1	77,7	430,5	4,9	77,4	873,0	10,9	144,6

Fonte: O autor.

## 5 DISCUSSÃO

Neste estudo foram analisadas e comparadas as dissipações de tensões em dois modelos diferentes de próteses mandibulares tipo protocolo inferior, com três e com quatro implantes utilizando o método de elementos finitos. Os modelos foram simulados e avaliados o comportamento mecânico dos implantes e das estruturas metálicas, em um software para análise de elementos finitos Ansys, um programa de simulação específico de elementos finitos amplamente utilizado nos meios industrial e acadêmico pois fornece soluções confiáveis e precisas que permite pré e pós-tratamento dos modelos de elementos finitos, a importação de geometrias, geração de malhas, configuração de propriedades mecânicas dos materiais, e de simulação do desempenho físico.

Pesquisas utilizando o método *in vivo* podem ser extremamente complexos, assim outros métodos são necessários para simular e prever respostas biomecânicas e ajudar a estabelecer protocolos clínicos, entretanto o MEF tem sido utilizado em odontologia para avaliações da distribuição de tensões nas regiões ósseas, implantes e nos componentes protéticos, segundo Bacchi *et al.* (2013).

Pelas razões mencionadas, os resultados deste e de outros estudos de elementos finitos têm de ser visto com um olho crítico, e os valores não devem ser tomados como absolutos, mas devem ser utilizados para comparar as possíveis grandezas de tensão que os implantes e as estruturas metálicas submetem-se durante a função.

Para obtermos um estudo mais fidedigno, buscamos na literatura um estudo de Moreschi *et al.*, 2008, que relata a distância média entre os forames mentonianos fica em torno de 54,43 mm, esta medida foi empregada neste trabalho para avaliar o número e a distância entre os implantes que podem ser instalados no espaço entre os forames mandibulares já que o mandíbula foi baseada no protótipo mandibular da empresa Nacional Ossos (Jaú, São Paulo.,Brasil) e os implantes hexágono externo tiveram como referencia a empresa Neodent (Curitiba-Pr., Brasil) medindo 3,75mm de diâmetro por 13mm de comprimento.

A escolha da altura da estrutura metálica é um fator importante para a sua resistência e neste estudo uma altura de 5mm foi empregada e observado que tanto no modelo de quatro e principalmente no modelo de três implantes apresentou uma

ótima resistência, diferente do estudo de Correa et al., (2012), onde estes autores trabalharam com uma estrutura de 2mm de altura, podendo ser este o fator responsável que os mesmos citam pela falta de estabilidade à resistência para as próteses tipo protocolo inferior com três implantes

Neste trabalho, em relação à simulação da aplicação de forças sobre a estrutura metálica e os implantes, forças foram levadas ao extremo para que fossem analisadas e comparadas as áreas que apresentavam maior valor de tensão na estrutura metálica bem como quais implantes foram mais exigidos.

Nos resultados em relação à estrutura metálica e os implantes, obtidos após a realização dos testes com o modelo de três implantes, estes apresentaram maior concentração de tensões em comparação com o modelo de quatro implantes, entretanto no modelo com quatro implantes, devido à melhor dissipação de forças, ocorreu uma distribuição mais homogênea das tensões exercidas sobre a infraestrutura metálica e os implantes, e conseqüentemente, menor estresse e sobrecarga no osso cortical periimplantar.

A força aplicada no presente estudo foi de 150N, este valor é baseado em estudos de Scully & Naini, que segundo estes autores a força clínica aplicada fica em torno de 70 a 150 N, simulando as condições as quais os implantes estão sujeitos em boca, já um estudo de Ahmed et al. 2020, onde o dobro da força foi utilizado, concluíram que o modelo com 3 implantes é menos favorável quando a dentição antagonista são dentes naturais e relatam ainda ser favorável quando o antagonista é uma prótese total convencional, já os trabalhos de Oliva et al.,2012; Rivaldo et al., 2012 e Souza et al., 2016, corroboram com nosso estudo, onde afirmam que o modelo de três implantes é uma configuração viável de tratamento reabilitador.

O uso de uma estrutura de liga de CrCo neste estudo favoreceu uma distribuição mais uniforme de tensão. Esta conclusão é corroborada por Skalak (1983) e Sertgöz (1997), que verificaram que uma estrutura mais rígida, tal como feita de liga de CrCo, proporciona uma distribuição mais uniforme das forças entre a prótese e os implantes, diminuindo a tensão dentro dos parafusos de fixação como resultado da flexão reduzida da prótese.

As maiores tensões ao nível dos implantes localizaram-se nos implantes distais em todos os modelos, demonstrando serem esses os implantes mais sobrecarregados devido ao braço de alavanca produzido pela extensão distal da estrutura metálica. Estes achados confirmam dados já bem definidos na literatura. (Rangert et al, 1989).

Os estudos de Hatano *et al.* (2003), Gualini *et al.* (2009), Engstrand *et al.* (2003), Crespi *et al.* (2012) e Schwarz *et al.* (2010), relataram maior porcentagem de falhas dos implantes posteriores. Isso está de acordo com o nosso estudo que afirma que os implantes mais posteriores são os que mais estão submetidos à força máxima de compressão e mesmo assim suportaram estas forças sem deformações tanto quanto a estrutura metálica.

Ao avaliar as tensões sofridas pela estrutura metálica nos dois modelos verificou-se que as tensões medias obtidas nos quatro carregamentos principalmente no carregamento cantilever (3 implantes = 135,5 Mpa) e no carregamento barra inteira (4 implantes = 111,5 Mpa) que foram os mais exigidos, ficaram abaixo dos valores máximo de deformação do CrCo que é de 690 Mpa, segundo os autores Lemmons & Bidez 1991.

Clelland *et al.* (1995) estudaram, através do MEF, a carga de oclusão sobre o implante e observaram que o titânio tem maior resistência sob forças de oclusão normais. Ao analisarmos as tensões obtidas nos implantes observamos que os valores de tensão media para os dois modelos também ficaram abaixo dos valores aceitáveis de deformação do titânio, segundo os autores Lemmons & Bidez 1991, onde o maior valor médio para o modelo com 3 implantes foi de 207,8 Mpa, no carregamento Barra inteira e no modelo com 4 implantes foi de 179,4 Mpa, validando assim nosso resultados.

Segundo Bruyn *et al.* (2001) e Gualini *et al.* (2009), a taxa de sobrevivência das próteses foram registradas abaixo dos 90% em apenas dois casos, ambos pertencentes ao grupo onde a carga dos implantes foi imediata. Em um dos casos Gualini *et al.* (2009) argumenta que perdeu 2 das 15 próteses, devido à perda dos dois implantes distais da reabilitação. Em outro caso Bruyn *et al.* (2001), perderam 3 das 20 próteses, 1 delas foi perdida após a perda de todos os três implantes, outra após a perda de um implante esquerdo e a última por causa da perda de dois implantes. Isto mostra que as perdas das próteses estavam relacionadas mesmo quando apenas um ou dois implantes foram perdidos. Isso torna explícita a desvantagem da instalação de três implantes para suportar uma prótese fixa, uma vez que falha de um implante também pode resultar na perda de toda a prótese. Esta suposição também é válida mesmo quando as próteses fixas são suportadas por 4 implantes e um deles é perdido, principalmente se for os próximos aos cantilevers a manutenção da prótese

em boca é menos certa. Essa deve ser uma das considerações a serem explicadas para o paciente quando as opções de tratamento são dadas.

Outro dado importante, sugere-se que forças oclusais e a pressão de fechamento devem ser possíveis fatores causadores de problemas de fraturas dos dentes acrílicos nas próteses sobre implantes. Além disso, deve-se considerar o tipo de dentição antagonista para evitar possíveis fraturas (KRENNMAIR *et al.*, 2016).

Eliasson *et al.* (2000) corroboram que a linha de pensar sobre a dentição antagonista e recomendam que quando os dois arcos forem reabilitados devem ser evitados serem confeccionados com próteses fixas implantossuportadas, devido ao aumento da força mastigatória.

A preferência mastigatória é encontrada como origem provável pelo hemisfério dominante do cérebro, Zamanlu *et al.* (2012) relataram que cerca de 73,7% dos indivíduos tinham um lado de preferência durante a mastigação.

Fala-se muito da redução de custos como principal razão para reduzir o número de implantes utilizados para suportar uma prótese total fixa, no entanto a diminuição do trauma cirúrgico e facilitação de higiene por parte do paciente são outros benefícios a serem alcançados especialmente tendo em mente a população a quem se destina os tratamentos reabilitadores totais, usualmente pessoas de idade avançada, que tendem a apresentar uma maior dificuldade durante a higienização oral.

Os resultados deste estudo indicam que a hipótese foi parcialmente aceita, pois, a tensão gerada na estrutura metálica no modelo sobre três implantes é maior do que os gerados no modelo de 4 implantes, mas apresenta-se como alternativa viável para a reabilitação oral tipo protocolo mandibular.

Mais estudos devem ser realizados para comparar os achados neste trabalho, aumentando o conhecimento sobre este tema e acompanhamentos à médio e longo prazo, devem ser feitos para avaliar os principais vantagens e desvantagens deste protocolo, e transmitir segurança clínica para a realização do procedimento e mesmo em casos onde o protocolo inferior foi realizado da forma tradicional com quatro implantes e um dos implante da região anterior foi perdido tendo como consequência a manutenção desta prótese mesmo com três implantes, isto mostra a necessidade de estudos como esse serem desenvolvidos e publicados para diminuir o viés e aumentar o nível de evidência dos resultados, considerando que futuras análises deveriam ser feitas para maior esclarecimento quanto à longevidade das reabilitações do tipo protocolo mandibulares.



## 6 CONCLUSÃO

De acordo com os resultados obtidos e dentro das limitações deste estudo, pode-se concluir que:

Ao aumentar o número de implantes houve uma redução da tensão gerada nestes implantes e a distribuição da tensão na estrutura metálica foi menor.

No entanto houve maior concentração de tensão nos implantes posteriores e na estrutura metálica do modelo com três implantes se comparado ao modelo com 4 implantes, porém estes implantes e a estrutura metálica suportaram de maneira eficiente as forças extremas geradas, mostrando que o modelo de protocolo inferior com três implantes não gera comprometimento da estrutura metálica e dos implantes quando comparado com o protocolo inferior com quatro implantes pois os valores ficaram próximos entre os dois modelos.

Sugerindo que o modelo de prótese suportada por três implantes pode ser uma condição viável de reabilitação em paciente com limitações ósseas mandibulares.

## REFERÊNCIAS

- AHAMED, A. *et al.* Biomechanics of 3 implant supported and 4 implant supported mandibular screw retained prostheses: A 3D finite element analysis study. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 18, n. 20, 2020. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32199642/>. Acesso em: 20 mar. 2020
- ALBREKTSSON, T. *et al.* The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. **Int. J Oral Maxillofac Implants**, v. 1, n. 1, p. 11-25, 1986. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3527955/>. Acesso em: 15 mar.2019.
- ANUSAVICE, K. J.; HOJJATIE, B. Stress distribution in metal ceramic crowns with a facial porcelain margin. **Journal of dental research**, v. 66, n. 9, p. 1493-1498, 1987. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3305641>. Acesso em: 23 jan. 2019.
- ARADIA, A. *et al.* Influence of different abutment diameter of implants on the peri-implant stress in the crestal bone: a three dimensional finite element analysis - In vitro study. **Indian J Dent Res.**, v. 27, n. 1, p. 78-85, 2016. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27054866>. Acesso em: 20 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/Bio\\_mechanics\\_Studies\\_in\\_Dentistry\\_\\_Bioengineering.44.aspx](https://journals.lww.com/jcraniofacialsurgery/Abstract/2009/07000/Bio_mechanics_Studies_in_Dentistry__Bioengineering.44.aspx). Acesso em: 20 abr. 2019.
- BACCHI, A. *et al.* Effect of framework material and vertical misfit on stress distribution in implant-supported partial prosthesis under load application: 3-D finite element analysis. **Acta Odontol Scand.**, v. 71, n. 5, p. 1243-9, Sept. 2013.
- BARBIER, L. *et al.* Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. **J Oral Rehabil**, v. 25, n. 11, p. 847-58. Nov. 1998. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9846905>. Acesso em: 19 fev. 2019.
- BARBOSA, G. F.; SILVA, I. N. L.; LACROIX, C. G. S. Análise da qualidade do torque aplicado sobre parafusos protéticos de reabilitações dentárias sobre implantes. **Implant News**, v. 3, p. 607-11, 2006.
- BRANEMARK, P. I. *et al.* Brånemark Novum: a new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. **Clin Implant Dent Relat Res.**, v. 1, n. 1, p. 2-16, 1999. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11359307>. Acesso em: 5 mar. 2019.
- BRUYN, H. *et al.* Fixed mandibular restorations on three early-loaded regular platform Brånemark implants. **Clinical implant dentistry and related research**, v. 3, n. 4, p. 176-184, 2001. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11887654>. Acesso em: 23 jan. 2019.
- CORREA, S. *et al.* Evaluation of the structural behavior of three and four implant-supported fixed prosthetic restorations by finite element analyses. **Journal of**

**prosthodontic research.**, v. 56, n. 2, p. 110-9, Apr. 2012. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22104623>. Acesso em: 5 mar. 2019.

CLELLAND, N. *et al.* A three dimensional finite element stress analysis of angle abutments for an implant placed in the anterior maxilla. **J Prosthodont.**, v. 4, n. 2, p. 95-100, Jun. 1995. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8528448>. Acesso em: 5 mar. 2019.

CRESPI, R. *et al.* A clinical study of edentulous patients rehabilitated according to the "all on four" immediate function protocol. **Int J Oral Maxillofac Implants** Mar-Apr v. 27, n. 2, p. 428-34. Mar./Apr. 2012. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22442784>. Acesso em: 5 mar. 2019.

ELIASSON, A. *et al.* Five-year results with fixed complete-arch mandibular prostheses supported by 4 implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 15, n. 4, p. 505-10, 2000. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10960983>. Acesso em: 23 jan. 2019.

ENGQUIST, B. *et al.* Simplified methods of implant treatment in the edentulous lower jaw: a 3-year followup report of a controlled prospective study of one-stage versus two-stage surgery and early loading. **Clin Implant Dent Relat Res**, v. 7, n. 2, p. 95-104. 2005. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15996356>. Acesso em: 23 jan. 2019.

ENGSTRAND, P. *et al.* Prospective follow-up study of 95 patients with edentulous mandibles treated according to the Branemark Novum concept. **Clin Implant Dent Relat Res**, v. 5, n. 1, p. 3-10, 2003. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12831723>. Acesso em: 3 mar. 2019.

GUALINI, F. *et al.* Outcome of Branemark Novum implant treatment in edentulous mandibles: a retrospective 5-year follow-up study. **Clin Implant Dent Relat Res**, v. 11, n. 4, p. 330-7, Dec. 2009. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18783416>. Acesso em: 3 mar. 2019.

HATANO, N. *et al.* A modified method of immediate loading using Brånemark implants in edentulous mandibles. **Odontology**, v. 91, n. 1, p. 37-42, 2003. Sep. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/14505188>. Acesso em: 5 mar. 2019.

HEMMINGS, K. W.; SCHMIDT, A.; ZARB, G. A. Complications and maintenance requirements for fixed prostheses and overdentures in the edentulous mandible: A 5 – year report. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 9, p. 191-6, 1994. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8206555>. Acesso em: 4 mar. 2019.

JEMT, T. *et al.* Implant-supported welded titanium frame works in the edentulous maxilla: a 5-years prospective multicenter study. **Int J Prosthodont**, v. 15, p. 544-8, 2002. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12475159>. Acesso em: 10 jan. 2019.

KRENNMAIR, S. *et al.* Mandibular Full-Arch Fixed Prostheses Supported on 4 Implants with Either Axial Or Tilted Distal Implants: A 3-Year Prospective Study. **Clin**

**Implant Dent Relat Res**, v. 18, n. 6, p. 1119-1133, Dec. 2016. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27126223>. Acesso em: 5 mar. 2019.

LEMMONS, JE; BIDEZ, MW Biomateriais e biomecânica em odontologia de implantes. **Implantes dentários Endosteal. St. Louis, MO: Mosby Year Book** , 1991.

LEWINSTEIN, I. *et al.* Finite element analysis of a new system for supporting an implant retained cantilever prosthesis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 10, n. 3, p.355-66, 1995. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/7615332/>. Acesso em: 5 mar. 2019.

MALÓ, P. *et al.* Immediate-Function Concept with Branemark System Implants for Completely Edentulous Mandible: A Retrospective Clinical Study. **Clin Implant Dent relat res.** 2003.

MISCH, C. E. **Prótese sobre implantes.** São Paulo: Santos, 2006.

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://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24779947>. Acesso em: 5 mar. 2019.

MORESCHI, E. *et al.* Distância entre Forames Mentorianos: Análise em Crânios Secos. **Revista Saúde e Pesquisa**, v. 1, n. 2, p. 157-160, maio/ago. 2008.

NACONECY, M. M. *et al.* Effect of the number of abutments on biomechanics of Branemark prosthesis with straight and tilted distal implants. **Journal of Applied Oral Science**, v. 18, n. 2, p. 178-185, 2010. Disponível em: [https://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1678-77572010000200013](https://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1678-77572010000200013). Acesso em: 5 mar. 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 & Maxillo facial Implants**, v.26,n.4,p.776-781,2011.

NISHIOKA, R. S. *et al.* External hexagonan dinternal hexagon in straight and off set implant placement: straing auge analysis. **ImplantDent**, v. 18, n. 6, p. 512-20, Dec. 2009. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20009605/>. Acesso em: 5 mar. 2019.

OLIVA, J. OLIVA, X. OLIVA, J. D. All-on-three Delayed Implant loading Concept for the completely Edentulous Maxila and Mandible: A Retrospective 5-Year Follow-up study. **The International jornal of oral & maxillofacial implants.**, v. 27, n. 6, p. 1584-92, 2012. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23189314/>. Acesso em: 5 mar. 2019.

PEIXOTO, H. E. *et al.* Rehabilitation of the atrophic mandible with short implants in different positions: A finite elements study. **Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.**, v. 1, n. 80, p. 122-128. 2017. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28866146>. Acesso em: 5 mar. 2019.

PESQUEIRA, A. *et al.* Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. **J Oral Implantol.**, 40, n. 2, p. 217-28, 2012. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24779954>. Acesso em: 5 mar. 2019.

RANGERT, B. *et al.* Forces and moments on Branemark implants. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v. 4, n. 3, p. 241–7, 1989. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2700747>. Acesso em: 5 mar. 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. **The international journal of oral & maxillofacial implants**, v. 27, n. 3, p. 695-702, 2012. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22616065>. Acesso em: 5 mar. 2019.

SERTGÖZ, A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. **Int J Prosthodont**, v. 10, n. 1, p. 19-27, 1997. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9484066>. Acesso em: 5 mar. 2019.

SKALAK, R. *et al.* Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **J Prosthet Dent.**, v. 49, n. 6, p. 843-8, 1983. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/6576140>. Acesso em: 5 mar. 2019.

SCHNITMAN, P. A. *et al.* Ten-year results for Branemark implants immediately loaded with fixed prostheses at implant placement. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 12, p. 495- 503, 1997. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9274078>. Acesso em: 5 mar. 2019.

SCHWARZ, S. *et al.* Early loading of implants with fixed dental prostheses in edentulous mandibles: 4.5-year clinical results from a prospective study. **Clin Oral Implants Res**, v. 21, n. 3, p. 284-9, 2010. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20074243>. Acesso em: 5 mar. 2019.

SCULLY, C. **Oxford hand book of applied dental sciences**. São Paulo Oxford University Press, 2002.

SOUSA, R. M. *et al.* Influence of Connection Types and Implant Number on the Biomechanical Behavior of Mandibular Full-Arch Rehabilitation. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 31, n. 4, p. 750-60, 2016. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27447140>. Acesso em: 5 mar. 2019.

ZAMANLU, M. *et al.* Chewing side preference in first and all mastication cycles for hard and soft morsels. **Int J Clin Exp Med**, v. 5, n. 4, p. 326–331, 2012. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3443888>. Acesso em: 5 mar. 2019.

ZARB, G. A; BOLENDER, C. L. **Tratamento protético para pacientes edêntulos. Próteses convencionais e implantossuportadas**. São Paulo: Santos, 2006.