

**UNIVERSIDADE SANTO AMARO**

**Curso de Doutorado em Odontologia com  
ênfase em Implantodontia**

**Edelcio de Souza Rendohl**

**DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES EM REABILITAÇÕES  
COM IMPLANTES EXTRA-CURTOS EM SITUAÇÕES  
“ALL-ON-FOUR” E “ALL-ON-SIX” EM MAXILA  
ATRÓFICA: ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS**

**São Paulo  
2022**

**Edelcio de Souza Rendohl**

**DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES EM REABILITAÇÕES  
COM IMPLANTES EXTRA-CURTOS EM SITUAÇÕES  
“ALL-ON-FOUR” E “ALL-ON-SIX” EM MAXILA  
ATRÓFICA: ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação  
Stricto Sensu da Universidade Santo Amaro –  
UNISA, como requisito parcial para obtenção do título  
de Doutor em Odontologia.  
Orientadora: Profa. Dra. Heloisa Fonseca Marão.

**São Paulo  
2022**

**Edelcio de Souza Rendohl**

**DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES EM REABILITAÇÕES  
COM IMPLANTES EXTRA-CURTOS EM SITUAÇÕES  
“ALL-ON-FOUR” E “ALL-ON-SIX” EM MAXILA  
ATRÓFICA: ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS**

Trabalho de Tese apresentado ao Curso de Doutorado em Odontologia com ênfase em Implantodontia da Universidade Santo Amaro – UNISA, como requisito para obtenção do título Doutor em Odontologia. Orientadora: Profa. Dra. Heloisa Fonseca Marão.

São Paulo, 12 de setembro de 2022.

**Banca Examinadora**

\_\_\_\_\_

Profa. Dra. Heloisa Fonseca Marão

\_\_\_\_\_

Profa. Dra. Leticia Cristina Cidreira Boaro

\_\_\_\_\_

Prof. Dr. William Cunha Brandt

\_\_\_\_\_

Prof.Dr. Dimorvan Bordin

\_\_\_\_\_

Prof. Dr. Valentim Adelino Ricardo Barão

Conceito Final: \_\_\_\_\_

Gostaria de dedicar este trabalho não à uma única pessoa ou grupo de pessoas e sim à todas as pessoas que passaram na minha vida durante esses 45 anos.

Todas foram muito importantes e essenciais a minha formação e principalmente pelo profissional que sou hoje.

## **Agradecimentos**

Gostaria de agradecer principalmente à toda equipe de professores da Universidade Santo Amaro, pelo empenho, profissionalismo e competência. Todos foram muito importantes nessa etapa da minha formação acadêmica.

Um agradecimento especial à minha orientadora Heloisa Fonseca Marão que foi sempre muito dedicada, empenhada para que pudéssemos realizar esse trabalho frente a muitas adversidades que enfrentamos nessa pandemia.

E por último e não menos importante para minha filha de pelos a minha cachorra Sofia e ao meu companheiro Maurício que sempre está e esteve ao meu lado me dando força para a finalização desse projeto tão importante na minha vida.

**Carl G. Jung**

“Queremos ter certezas e não dúvidas, resultados e não experiências, mas nem mesmo percebemos que as certezas só podem surgir através das dúvidas e os resultados somente através das experiências.”

## RESUMO

Os implantes osseointegrados têm sido utilizados com sucesso para substituir dentes perdidos. No entanto, atrofia óssea severa decorrente de perdas dentárias são observadas de forma frequente, dificultando assim a instalação de implantes convencionais. Para diminuir a necessidade de procedimentos reconstrutivos e técnicas cirúrgicas avançadas, os implantes curtos têm sido utilizados como uma opção de tratamento. Sendo assim, o objetivo desse estudo foi analisar, por meio de análise de elementos finitos, a distribuição das tensões geradas, no implante, no pilar e no osso peri-implantar, de dois protocolos clínicos diferentes em maxilas atroficas. Para o protocolo clínico 1 foi proposto uma prótese protocolo fixa sobre 4 implantes extra curtos e para o protocolo clínico 2 foi proposto uma prótese protocolo fixa sobre 6 implantes extra curtos. Todos os implantes eram com conexão tipo cone morse. Desta forma, dois modelos 3D foram desenhados com o software Rhinoceros 5.4.1 (Robert Macneel & Associates) de acordo com cada protocolo clínico. A análise de elementos finitos foi conduzida pelo software Ansys Workbench 19.0 (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA). Foram aplicadas forças de 100 N no sentido axial e oblíquo em ação de protração, lateralidade esquerda e lateralidade direita sobre os dois protocolos clínicos. Os resultados demonstraram que cargas oblíquas produziram maiores valores de tensão quando comparadas às cargas axiais. Porém, o limite de escoamento em todos os modelos não foi excedido. O protocolo clínico 2 distribuiu biomecanicamente melhor as tensões, contudo o protocolo clínico 1 com 4 implantes extra curtos pode ser uma alternativa viável para situações extremas onde não há possibilidade da instalação de 6 implantes extra curtos. Foi concluído que o protocolo clínico 2 produziu valores menores de tensão nas estruturas estudadas e que cargas oblíquas promovem uma maior concentração de tensão.

**Palavras-chaves:** Análise de elementos finitos, Implantes Dentários, Arcada Edêntula, Implantação dentária.

## ABSTRACT

Osseointegrated implants have been used successfully to replace missing teeth. However, severe bone atrophy resulting from tooth loss is frequently observed, thus hindering the installation of conventional implants. To decrease the need for reconstructive procedures and advanced surgical techniques, short implants have been used as a treatment option. Therefore, the objective of this study was to analyze, employing finite element analysis, the distribution of stresses generated in the implant, abutment, and peri-implant bone of two different clinical protocols in atrophic maxillae. For clinical protocol 1, a fixed protocol prosthesis on 4 extra-short implants was proposed and for clinical protocol 2, a fixed protocol prosthesis on 6 extra-short implants was proposed. All implants had a morse taper connection. In this way, two 3D models were designed with Rhinoceros 5.4.1 software (Robert Macneel & Associates) according to each clinical protocol. Finite element analysis was conducted using Ansys Workbench 19.0 software (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA). Forces of 100 N were applied in the axial and oblique directions in protrusion action, left laterality, and right laterality on the two clinical protocols. The results showed that oblique loads produced higher stress values when compared to axial loads. However, the yield strength in all models was not exceeded. Clinical protocol 2 better biomechanically distributed the stresses, however clinical protocol 1 with 4 extra-short implants may be a viable alternative for extreme situations where there is no possibility of installing 6 extra-short implants. It was concluded that clinical protocol 2 produced lower stress values in the structures studied and that oblique loads promote a higher stress concentration.

**Keywords:** Finite Element Analysis, Dental Implants, Edentulous Jaw, Dental Implantation.

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1- BASE ÓSSEA (4 IMPLANTES) .....	32
FIGURA 2- BASE ÓSSEA (6 IMPLANTES) .....	32
FIGURA 3 - REPRESENTAÇÃO DOS MODELOS GEOMÉTRICOS E ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS DOS IMPLANTES E PILARES. (A) IMPLANTE, (B) PILAR, (C) IMPLANTE+PILAR .....	33
FIGURA 4 - DESENHO DAS ESTRUTURAS PROTÉTICAS: PROTOCOLO CLÍNICO 1 (A) COMPOSIÇÃO COMPLETA DAS ESTRUTURAS PROTÉTICAS EM POSIÇÃO; (B) OSSO ALVEOLAR, IMPLANTES E PILARES SEM AS ESTRUTURAS PROTÉTICAS EM POSIÇÃO; (C) ESTRUTURA EXTERNA DE RESINA ACRÍLICA; (D) ESTRUTURA INTERNA DE TITÂNIO E PROTOCOLO CLÍNICO 2 (E) COMPOSIÇÃO COMPLETA DAS ESTRUTURAS PROTÉTICAS EM POSIÇÃO; (F) OSSO ALVEOLAR, IMPLANTES E PILARES SEM AS ESTRUTURAS PROTÉTICAS EM POSIÇÃO; (G) ESTRUTURA EXTERNA DE RESINA ACRÍLICA; (H) ESTRUTURA INTERNA DE TITÂNIO.....	35
FIGURA 5 – CRIAÇÃO DAS MALHAS PROTOCOLO CLÍNICO 1 .....	37
FIGURA 6 - CRIAÇÃO DAS MALHAS PROTOCOLO CLÍNICO 2 .....	37
FIGURA 7 – REPRESENTAÇÃO DA APLICAÇÃO DAS FORÇAS NO SENTIDO AXIAL E OBLÍQUO. A- AXIAL; P- PROTRUSÃO; LD- LATERALIDADE DIREITA E LE- LATERALIDADE ESQUERDA ...	39
FIGURA 8 - GRÁFICO EM BARRAS REPRESENTATIVO DOS PICOS MÁXIMOS DE TENSÃO NOS IMPLANTES PARA CADA GRUPO SOB AÇÃO DE CARGA AXIAL E OBLÍQUA (MPA). PROT- PROTRUSÃO; LD- LATERALIDADE DIREITA E LE- LATERALIDADE ESQUERDA.....	42
FIGURA 9 – GRÁFICO DE BARRAS REPRESENTATIVO CORRELACIONANDO A PROPORÇÃO DO PICO DE TENSÃO MÁXIMA E A PROPORCIONALIDADE DO LIMITE DE ESCOAMENTO DO TITÂNIO DO IMPLANTE. PROT- PROTUSÃO; LD- LATERALIDADE DIREITA E LE- LATERALIDADE ESQUERDA .....	42
FIGURA 10 - GRÁFICO EM BARRAS REPRESENTATIVO DOS PICOS MÁXIMOS DE TENSÃO NOS PILARES PARA CADA GRUPO SOB AÇÃO DE CARGA AXIAL E OBLÍQUA (MPA). PROT- PROTUSÃO; LD- LATERALIDADE DIREITA E LE- LATERALIDADE ESQUERDA .....	44
FIGURA 11 - GRÁFICO DE BARRAS REPRESENTATIVO CORRELACIONANDO A PROPORÇÃO DO PICO DE TENSÃO MÁXIMA E A PROPORCIONALIDADE DO LIMITE DE ESCOAMENTO DO TITÂNIO DO PILAR. PROT- PROTUSÃO; LD- LATERALIDADE DIREITA E LE- LATERALIDADE ESQUERDA ...	44
FIGURA 12 - GRÁFICO EM BARRAS REPRESENTATIVO DOS PICOS MÁXIMOS DE TENSÃO NO OSSO PERI-IMPLANTAR PARA CADA GRUPO SOB AÇÃO DE CARGA AXIAL E OBLÍQUA (MPA). PROT-	

PROTUSÃO; LD- LATERALIDADE DIREITA E LE- LATERALIDADE ESQUERDA.....	46
FIGURA 13 - GRÁFICO DE BARRAS REPRESENTATIVO CORRELACIONANDO A PROPORÇÃO DO PICO DE TENSÃO MÁXIMA E A PROPORCIONALIDADE DO LIMITE ESCOAMENTO DO OSSO ALVEOLAR. PROT- PROTUSÃO, LATERALIDADE DIREITA E LE- LATERALIDADE ESQUERDA ...	46
FIGURA 14 – A-IMAGEM PANORÂMICA EM PROTRUSÃO DO PONTO DE MAIOR TENSÃO IMPLANTE (VON MISES) PROTOCOLO CLÍNICO 1; B- IMAGEM LOCALIZADA EM PROTRUSÃO DO PONTO DE MAIOR TENSÃO IMPLANTE (VON MISES) PROTOCOLO CLÍNICO 1; C-IMAGEM PANORÂMICA EM PROTRUSÃO DO PONTO DE MAIOR TENSÃO IMPLANTE (VON MISES) PROTOCOLO CLÍNICO 2; D- IMAGEM LOCALIZADA EM PROTRUSÃO DO PONTO DE MAIOR TENSÃO IMPLANTE (VON MISES) PROTOCOLO CLÍNICO 2.....	48
FIGURA 15 – A-IMAGEM PANORÂMICA EM PROTRUSÃO DO PONTO DE MAIOR TENSÃO PILAR (VON MISES) PROTOCOLO CLÍNICO 1; B- IMAGEM LOCALIZADA EM PROTRUSÃO DO PONTO DE MAIOR TENSÃO PILAR (VON MISES) PROTOCOLO CLÍNICO 1; C- IMAGEM PANORÂMICA EM LATERALIDADE DIREITA DO PONTO DE MAIOR TENSÃO PILAR (VON MISES) PROTOCOLO CLÍNICO 2; D- IMAGEM LOCALIZADA EM LATERALIDADE DIREITA DO PONTO DE MAIOR TENSÃO PILAR (VON MISES) PROTOCOLO CLÍNICO 2 .....	49
FIGURA 16 – OSSO ALVEOLAR NO PROTOCOLO CLÍNICO 1 SOB AÇÃO DE CARGA OBLÍQUA EM LATERALIDADE DIREITA E PROTOCOLO CLÍNICO 2 SOB AÇÃO DE CARGA OBLÍQUA EM LATERALIDADE ESQUERDA.....	50
FIGURA 17 - ANÁLISE QUALITATIVA ATRAVÉS DOS PRINCÍPIOS DE MOHR-COULOMB DO OSSO PERI-IMPLANTAR. A- AXIAL; P- PROTRUSÃO; LD- LATERALIDADE DIREITA E LE- LATERALIDADE ESQUERDA.....	52

## LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - PROTOCOLOS DE SITUAÇÕES CLÍNICAS .....	34
TABELA 2 - PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS MATERIAIS, ESTRUTURAS E REFERÊNCIAS .....	36
TABELA 3 - RESULTADOS- IMPLANTE: PICO MÁXIMO DE TENSÃO (MPA) / RELAÇÃO ENTRE OS RESULTADOS OBTIDOS E O LIMITE DE ESCOAMENTO DO TITÂNIO (%) .....	41
TABELA 4 - RESULTADOS- PILAR: PICO MÁXIMO DE TENSÃO (MPA) / RELAÇÃO ENTRE OS RESULTADOS OBTIDOS E O LIMITE DE ESCOAMENTO DO TITÂNIO (%) .....	43
TABELA 5 - RESULTADOS- OSSO PERI-IMPLANTAR: PICO MÁXIMO DE TENSÃO (MPA) / RELAÇÃO ENTRE OS RESULTADOS OBTIDOS E O LIMITE DE ESCOAMENTO DO OSSO PERI-IMPLANTAR (%) .....	45

## LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

MEF	–	Método de elementos finitos
CAD.	–	<i>Computer aided design</i>
LNAI	–	Lateralização do nervo alveolar inferior
mm	–	Milímetro
<	–	Menor
RCT	–	<i>Randomized Controlled trial</i>
N	–	Newton
°	–	Grau
GPa	–	Gigapascal
MPa	–	Megapascal
Lim.	–	Limite
Esc.	–	Escoamento
%	–	Por cento
>	–	Maior

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO .....</b>	<b>14</b>
<b>2. REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>18</b>
<b>2.1 Método de Elementos Finitos.....</b>	<b>18</b>
<b>2.2 Implantes extra curtos.....</b>	<b>21</b>
<b>2.3 Conexões do tipo Morse .....</b>	<b>25</b>
<b>2.4 Conceito “All-on-four” e “All-on-six”.....</b>	<b>27</b>
<b>3. PROPOSIÇÃO .....</b>	<b>29</b>
<b>4. MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>30</b>
<b>4.1 Pré-processamento ou modelagem .....</b>	<b>31</b>
<b>4.1.1 Base óssea.....</b>	<b>31</b>
<b>4.1.2 Implantes e pilares.....</b>	<b>32</b>
<b>4.1.3 Montagem dos modelos de situações clínicas .....</b>	<b>33</b>
<b>4.1.4 Modelagem da prótese implanto suportadas .....</b>	<b>34</b>
<b>4.2 Processamento.....</b>	<b>36</b>
<b>5. RESULTADOS.....</b>	<b>41</b>
<b>6. DISCUSSÃO.....</b>	<b>53</b>
<b>7. CONCLUSÃO.....</b>	<b>60</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>61</b>

## 1. INTRODUÇÃO

Implantes dentários osseointegrados apresentam taxa de sucesso e tempo de sobrevida elevado, contudo, nem sempre é possível sua instalação. Algumas condições clínicas, como por exemplo, problemas periodontais e até mesmo o edentulismo, podem levar a uma perda óssea severa e conseqüentemente a diminuição do remanescente ósseo alveolar para a instalação dos implantes osseointegrados (SONG et al., 2016). Com objetivo de solucionar a ausência de tecido ósseo, diversas técnicas para aumento de volume alveolar têm sido propostas, entretanto essas técnicas possuem algumas limitações como: alta morbidade, alto custo, longa duração de tratamento e previsibilidade duvidosa (MANGANO et al., 2016). Além destas limitações deve-se salientar que a fase cirúrgica reconstrutiva para aumento ósseo horizontal e vertical requer um alto nível de conhecimento técnico do cirurgião (VASCO; HECKE; BEZZON, 2011).

Desta forma, os implantes curtos e extra curtos foram idealizados como alternativa aos procedimentos de enxerto ósseo em pacientes que possuem volume ósseo insuficiente, além de serem uma outra opção para pacientes que apresentam problemas sistêmicos e que não desejam submeter-se à procedimentos reconstrutivos (VAN STADEN et al., 2014).

Diferentes técnicas cirúrgicas foram desenvolvidas para casos em que a atrofia alveolar está presente, dentre elas podemos citar elevação do seio maxilar, distração osteogênica, regeneração óssea guiada, enxertos ósseos em bloco, lateralização e transposição do nervo alveolar inferior (AL-JOHANY, 2019). Além das diferentes técnicas de tratamento para os enxertos ósseos, há também a opção de tratamento sem a realização dos enxertos ósseos; ou seja, a instalação de implantes com a utilização de diferentes técnicas: “All

on four”, implantes zigomáticos, implantes pterigoides e implantes extra curtos (ANNIBALI et al., 2012; BALAJI et al., 2017; MERTENS et al., 2012; RENOUEAU; NISAND, 2005).

Atualmente o uso de implantes extra curtos é uma opção segura e previsível. Eles podem ser utilizados em região posterior de mandíbula ou maxila, indicado para suportar próteses parciais fixas com índice de sobrevivência que variam de 93.3% em 15 anos de acompanhamento e com índice de sobrevivência similar aos implantes acima de 6.5 mm (AL-JOHANY, 2019; ANITUA; ALKHRAISAT, 2019).

Implantes extra curtos, quando comparados aos implantes de altura padrão (“standard”) podem apresentar desvantagem por possuírem menor área de superfície para a osseointegração (MEIMANDI et al., 2018). Porém, a instalação de implantes extra curtos em regiões posteriores de maxila ou mandíbula não apresentaram perda óssea marginal excessiva após carregamento (ANITUA; ALKHRAISAT, 2019). Desta forma, os implantes extra curtos representam uma alternativa eficiente quando comparado aos procedimentos de enxertos ósseos. Tal fato, se deve a constante evolução das novas tecnologias das superfícies e da macrogeometria dos implantes; e também da evolução das conexões protéticas, as quais levaram a um aumento nas taxas de sobrevivência de implantes extra curtos comparáveis aos implantes entre 10 e 15 mm de comprimento (CALVO-GUIRADO et al., 2016).

A menor área de superfície osseointegrável nos implantes extra curtos e a maior proporção coroa/implante constituem suas principais desvantagens. Elas são responsáveis pelo aumento da tensão alveolar causada pela transmissão das forças de mastigação. Forças excessivas e pouco balanceadas sobre implantes dentais são fatores que interferem negativamente na taxa de sucesso implantar a longo prazo, pois a ausência de ligamentos periodontais ao redor dos implantes fazem com que as forças sejam transmitidas diretamente

ao osso alveolar criando áreas com concentração de tensões (DIMILILER; KÜCÜKKURT; CETINER, 2018). Entretanto, a relação entre sobrecarga e falha implantar ainda é controversa, altas taxas de falha implantar em áreas de pouca qualidade óssea pode ser um indicativo que o excesso de carregamento pode ser uma das causas possíveis (KIM et al., 2014).

O diâmetro e o tipo de conexão constituem um fator de importância na biomecânica implantar (MORAES et al., 2018). Estudos têm demonstrado que implantes de conexão cônica interna (conexão do tipo cone Morse) exibem uma melhor distribuição da tensão sobre o tecido ósseo quando comparados aos implantes de hexágono externo (DE FARIA ALMEIDA et al., 2014; SANTIAGO et al., 2016). Conexões do tipo cone Morse têm mostrado altos índices de sucesso, através da preservação alveolar favorável em restaurações implanto suportadas. Esta performance clínica pode ser explicada pela diminuição do “*micro-gap*”, o que levaria a diminuição da contaminação bacteriana em comparação aos outros tipos de conexão (LEMOS et al., 2018). No trabalho de LEMOS et al., (2018) foi demonstrado que as conexões do tipo cone Morse permitem uma estabilidade óssea crestal superior aos outros tipos de conexões quando são aplicadas cargas axiais e oblíquas.

Técnicas conservadoras, ou seja, sem a utilização de enxertos ósseos foram desenvolvidos para minimizar as complicações cirúrgicas e para trazer qualidade de vida aos pacientes que são portadores de edentulismo e de reabsorções ósseas severas. Desta forma, o conceito “All-on-four” (ARSLAN et al., 2020) e “All-on-six” associado a utilização de implantes extra curtos pode ser uma abordagem interessante para esses pacientes que não queiram se submeter à procedimentos cirúrgicos complexos para reestabelecimento do processo ósseo alveolar (DOGANAY; KILIC, 2020).

O uso de implantes extra curtos é uma opção segura e previsível (CALVO-GUIRADO et al., 2016) e a sua associação com técnicas do tipo “All-on-four” e “All-on-six” é escassa na literatura. Portanto, essa opção pode ser uma alternativa viável para o tratamento de regiões edentulas reabsorvidas com a vantagem de ser uma técnica que apresenta menor morbidade, menor custo e tempo reduzido de tratamento (FELICE et al., 2014, 2019; PISTILLI et al., 2013; RENOARD; NISAND, 2005).

Portanto, com objetivo de criar uma base de evidência para utilização de 4 ou 6 implantes extra curtos em situações de maxilas atróficas, o trabalho avaliou a distribuição das tensões geradas nas diferentes estruturas (implante, pilar e osso peri-implantar) em dois protocolos clínicos diferentes. A hipótese nula do presente estudo foi que nenhuma diferença biomecânica relevante em relação as concentrações de tensões seriam encontradas entre as duas situações clínicas de quatro e seis implantes extra curtos.

## 2. REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 Método de Elementos Finitos

O método de elementos finitos (MEF) foi originado no final do século XVIII por Gauss, que utilizava funções de aproximação para resolução de problemas matemáticos (LOTTI et al., 2006). O desenvolvimento do MEF aconteceu muito mais tarde apenas em 1950 com o auxílio da computação, que facilitou a resolução de questões complexas (TAYLOR; PRENDERGAST, 2015).

Quando é realizado o escaneamento, ou seja, situações reais são transportadas para programas de computador, deve ser considerado situações ditas não lineares, as quais podem ser divididas em 3 principais categorias: não linearidade dos materiais, mudanças na inter-relação de objetos e não linearidade geométrica. Com relação a não linearidade dos materiais podemos dizer que alguns materiais podem alterar sua dureza quando são utilizadas cargas diferentes, essas particularidades são expressas no programa computacional como relações de deformação-tensão não linear. Muitos fatores podem influenciar as relações tensão, entre elas podemos citar o tempo e trajetória da força aplicada e as condições ambientais como a temperatura. O comportamento dinâmico do ligamento periodontal e tecidos orais também podem ser simulados com esse princípio de não linearidade dos materiais. Mudanças na inter-relação dos objetos também é um comportamento facilmente visualizado na cavidade bucal como por exemplo interações dente-dente ou material-tecido. E por último a não linearidade geométrica são caracterizadas por grandes deformações e/ou rotações, as quais são ocasionalmente sofridas em materiais odontológicos, como por exemplos os fios. Frequentemente a dureza da estrutura aumenta com o aumento da deflexão (WAKABAYASHI et al., 2008).

O MEF tem sido amplamente aplicado para análise da distribuição de tensão nos implantes dentais e osso adjacente. O MEF é uma ferramenta efetiva e pode ser utilizada para resolução de problemas mecânicos complexos através da fragmentação de estruturas geométricas complexas em vários elementos geométricos pequenos simples (ROY et al., 2018). Alguns pesquisadores tem utilizado o MEF para avaliação de implantes dentais e fatores correlacionados (BRESSAN et al., 2014; PISANI et al., 2018; VAN STADEN et al., 2014; VASCO; HECKE; BEZZON, 2011).

Weinstein em 1976 foi pioneiro na utilização do MEF na implantodontia. Componentes do sistema osso-implante são constituídos de estruturas geométricas de alta complexidade, por causa dessa característica o MEF é uma alternativa viável para análise desse sistema. Uma das etapas mais desafiadoras do MEF é a fase denominada modelagem, em que desenhamos tridimensionalmente as estruturas constituintes do sistema que será analisado. Há necessidade nessa etapa de assumir certas simplificações para que o processo matemático possa ser resolvido (GENG; TAN; LIU, 2001).

O MEF para uma análise de tensão é composta pelos seguintes passos (ASSUNÇÃO et al., 2009):

1. Modelagem do problema a ser avaliado, realizado através de um software de CAD (*computer-aided-design*),
2. Criação da malha, onde a estrutura geométrica será dividida em vários elementos geométricos menores,
3. Formulação e alimentação do software com a propriedades dos materiais envolvidos na estrutura da análise,
4. Montagem dos elementos para se obter uma estrutura coesa,
5. Aplicação das forças,
6. Especificação de como a estrutura será suportada,
7. Solução das equações matemáticas ,

8. Representação dos cálculos dos elementos de tensão e deformação em forma gráfica.

Uma das maiores vantagens do MEF é implementação de métodos estatísticos, principalmente a análise probabilística. Porém ainda há um espaço grande a ser explorado, particularmente quando tentamos fazer uma correlação entre o *in silico* e o *in vivo*. Com o avanço das cirurgias assistidas por computador ou robôs, haverá mais dados condizente à realidade, onde nos poderemos os processar e compilar para serem utilizados de maneira mais fiel em elementos finitos (TAYLOR; PRENDERGAST, 2015).

Segundo TAYLOR et al. (2015), o MEF tem um grande potencial, mas ainda deve superar três desafios:

- i. Propriedade dos materiais: somente a aplicação do módulo de Young e o coeficiente de Poisson para materiais isotrópicos deixam as simulações em elemento finito limitadas pela falta de mais dados disponíveis,
- ii. Entendimento do comportamento dos sistemas e processos físicos: em alguns casos ainda não há o entendimento completo e suficiente sobre alguns mecanismos como por exemplo carregamento de estruturas ósseas,
- iii. Desenho do estudo: elementos finitos tendem a empregar estudos comparativos e paramétricos, baseados em dados extraídos de um padrão determinado em literatura, o que nos restringe apenas a situações padronizadas deixando um viés para casos específicos.

De acordo com ASSUNÇÃO et al. (2009), a versatilidade do MEF tem sido utilizada na implantodontia para se investigar estratégias terapêuticas em reabilitações de desdentados, avaliação da distribuição de tensão na interface implante-abutment, desenvolver modelos que representam mais a realidade na interface implante-osso, avaliação da variação da altura e largura dos implantes e

determinação da distribuição de tensão com relação ao sistema de implante, posição do implante, tipo de osso e condições de cargas.

## **2.2 Implantes extra curtos**

Áreas de grande atrofia alveolar onde necessitam da reabilitação protética utilizando implantes, representam um dos maiores desafios da implantodontia moderna. O protocolo padrão para estas situações de atrofia são as grandes regenerações ósseas, que compreendem o uso de barreiras, enxertos ósseos, distração osteogênica, aumento de seio maxilar, entre outros. Estes procedimentos possuem um custo elevado, necessitam de tempo e apresentam grande morbidade (SHAH, SARA et al., 2018).

Os tratamentos com implantes podem ser de curto prazo de duração, simples e com alta previsibilidade. Contudo, a colocação de implantes dentais pode ser limitada devido a situações clínicas como a diminuição do tamanho do osso residual. A utilização dos implantes curtos representa um grande desenvolvimento e uma alternativa terapêutica para este público (POMMER et al., 2011).

Alguns autores consideram implantes extra curtos quando os mesmos apresentam comprimento igual ou menor a 5,0 mm (CALVO-GUIRADO et al., 2016; MEIMANDI et al., 2018). Modificações no desenho e comprimento nos implantes serviram de uma abordagem alternativa para superar os desafios dos rebordos atróficos. Um dos principais benefícios dos implantes curtos é poder evitar cirurgias de aumento ósseo, e por consequência reduzirmos o tempo de tratamento, morbidade e custos (SÁNCHEZ-GARCÉS; COSTA-BERENGUER; GAY-ESCODA, 2012).

JAYME et al. (2015), realizaram um estudo de MEF comparativo entre utilização de apenas implantes curtos (4,0 mm x 7,0 mm) e implantes de 15,0 mm associados a lateralização do nervo alveolar inferior (LNAI) com diferentes proporções implante:prótese (1:1,5, 1:2

e 1:2,5). Os resultados parciais deste estudo rejeitaram a hipótese de que implantes de 15,0 mm + LNAI e implantes curtos de 7,0 mm possuem risco similar de perda óssea. O estudo mostra que embora os resultados dos implantes + LNAI sejam melhores nos modelos avaliados, as variações em altura das próteses tiveram proporcionalmente um impacto similar em ambos os tratamentos, concluindo que a proporção implante:prótese não foi um recurso confiável para se avaliar o risco nessa comparação.

Um dos princípios básicos da biomecânica para utilização de implantes curtos, é que a porção mais crestal do implante seja a mais envolvida no suporte da carga, enquanto a área de menor incidência de tensão é a porção mais apical. Além do que, o aumento de tensão óssea na área mais crestal quando utilizamos implantes curtos não está diretamente relacionada com a altura do implante e sim com o diâmetro (CALVO-GUIRADO et al., 2018).

VAN STADEN et al. 2014, realizaram um estudo onde foi realizada uma avaliação através do MEF com implantes curtos em região posterior de maxila, com proporção de 2:1 em relação coroa/implante. A conclusão dos autores foi que os implantes do tipo “tissue level” produzem uma redução na tensão na região de osso cortical. Geralmente a tensão é concentrado na região crestal ao redor do pescoço do implante, devido a inclinação natural das forças mastigatórias.

Próteses unidas ou individualizadas sobre implantes curtos parecem ser um fator que pode interferir na distribuição de tensão e deformação sobre o osso adjacente. MEIMANDI et al. 2018, compararam a distribuição de deformação e tensão sobre o osso adjacente em implantes curtos de 6 mm com próteses unidas e individualizadas através do MEF. Foi observado que implantes curtos que utilizam próteses unidas podem promover uma melhor distribuição de tensão óssea especialmente sob a ação de forças laterais. Também foi constatado neste estudo que diâmetros maiores

podem efetivamente reduzir a tensão ao redor do osso, porém parece não ter relação na redução da tensão.

RAVIDÀ et al. 2019, através de uma revisão sistemática, constataram que implantes extra curtos (< 6,0 mm) são uma alternativa de tratamento viável em rebordos atroficos, demonstrando uma taxa de sobrevida satisfatória, além de uma baixa taxa de complicações protéticas e biológicas com acompanhamentos de 5 anos. Além do mais, implantes extra curtos unidos por próteses estão associados a menores taxas de complicação protética e falha implantar quando comparados a implantes extra curtos com próteses individualizadas.

Um outro estudo que analisou implantes extra curtos (6,0 mm x 5,0 mm) em região posterior de maxila, concluiu que implantes extra curtos instalados em rebordos residuais de 4, 5, 6 ou 7,0 mm distribuem melhor as forças de tensão do que implantes do tipo standard (4,5 mm x 11,0 mm) em rebordos residuais de 13,0 mm (KIM et al., 2014).

Historicamente implantes mais longos tem sido considerados padrão ouro na implantodontia, devido a sua maior área de osseointegração e uma menor proporção coroa/implante, porém, dados mais recentes revelaram que esta suposição do padrão ouro dos implantes mais longos estava incorreta (VAN STADEN et al., 2014).

MONJE et al. 2014, realizaram uma revisão sistemática e meta-análise sobre a perda de osso marginal ao redor de implantes curtos (< 10,0 mm), os quais foram utilizados para suportar próteses fixas. Foi realizada uma busca eletrônica no MEDLINE via Pubmed entre 2006 e 2012 e foram incluídos estudos do tipo RCT. Através de uma meta-regressão na variável comprimento do implante, foi constatado que o comprimento do implante é estatisticamente insignificante em relação a perda óssea marginal. Dentro das limitações do estudo foi

concluído que implantes dentais com menos 10,0 mm apresentaram um nível de perda óssea marginal semelhante aos implantes standard com mais de 10,0 mm em próteses implanto suportadas.

Com o desenvolvimento de novas tecnologias de superfície e o aumento da taxa de sobrevida, a eficácia dos implantes curtos é comparada com a dos implantes mais longos entre 10,0 a 15,0 mm. Alguns autores mostram que a evolução dessas tecnologias de superfície pode aumentar o coeficiente de estabilidade implantar e diminuir a perda óssea marginal (KARABUDA; ABDEL-HAQ; ARISAN, 2011; SUL et al., 2009). Um estudo de SLOTTE et al. (2012), mostrou que implantes de titânio de 4 mm de altura e 4.1 mm de diâmetro com superfície SLActive podem ser utilizados seguramente com sucesso para suportar próteses fixas dentais em região posterior de mandíbula severamente reabsorvida por ao menos 2 anos com condições periodontais saudáveis.

SONG et al. (2016), idealizaram um estudo com MEF em casos em que foram utilizados implantes curtos (7,0 mm) para suportar restaurações de dentes molares em maxila atrófica posterior. Dentes molares superiores podem ter até 3 raízes para estabilizar as forças mastigatórias. Desta forma, foi desenhada uma estrutura de dois implantes curtos para suporte de uma prótese de dente molar superior. A conclusão foi que 2 implantes curtos podem ser úteis para atingir uma distribuição da tensão estável no osso e no complexo abutment-implante em maxila atrófica posterior.

No estudo de VIDYA BHAT et al. (2014), foi realizado uma análise na distribuição de tensão ao redor de um único implante extra curto através do MEF. Eles utilizaram implantes de 6 mm, 8 mm, 10 mm e 13 mm, onde foram aplicadas cargas verticais de 250 N e horizontais de 100 N. Neste estudo a tensão nos implantes de 6 mm sob carga vertical de 250 N foi quase o mesmo que nos implantes de 8 mm e 10 mm e a tensão nos implantes de 6 mm sob carga horizontal de

100N foi menor quando comparados aos implantes de 8 mm, 10 mm e 13 mm.

### **2.3 Conexões do tipo cone Morse**

Diversos fatores mecânicos e biológicos podem ser considerados como possíveis causas para perda óssea precoce ao redor dos implantes, entre estes fatores podemos citar: trauma cirúrgico, trauma oclusal, peri-implantite, presença de micro-gap, propriedade dos materiais e desenho do implante-abutment. Cargas mecânicas associadas com o desenho do implante desempenham o papel mais importante em relação ao sucesso a longo prazo dos implantes (MACEDO et al., 2017).

MORAES et al. (2018), descrevem que implantes curtos com diâmetros mais largos possuem uma taxa de sobrevida maior em relação aos implantes curtos com diâmetros mais estreitos. Além do diâmetro, o tipo de conexão é um fator importante na biomecânica na instalação de implantes. Implantes com conexão cônica interna do tipo cone Morse exibem melhor distribuição de tensão no osso adjacente quando comparados à implantes de conexão externa.

TONIOLLO et al. (2013), realizaram uma análise por MEF da distribuição de tensão sobre implantes de conexão cone Morse. Neste estudo variaram o comprimento dos implantes e a dimensão das coroas. Dentro das limitações do estudo chegaram as seguintes conclusões:

- i. Forças oblíquas induzem maior tensão na face onde elas são direcionadas,
- ii. Quanto maior a altura do pilar maior a tensão,
- iii. Coroas maiores, instaladas em implantes de menor comprimento causam maior tensão nas superfícies dos implantes,
- iv. Quanto mais distais os implantes curtos são posicionados suportados por próteses com comprimento maior que o comprimento destes

implante geram uma maior tensão sobre a superfície externa implantar.

MANGANO et al. (2016), analisaram o efeito da proporção coroa-implante sobre a performance clínica dos implantes extra curtos com conexão do tipo cone Morse. Através de uma análise de regressão, o modelo falhou em encontrar correlação entre a proporção coroa-implante e a perda óssea marginal. Os autores chegaram à conclusão de que implantes extra curtos com conexão cone Morse podem ser utilizados com sucesso em áreas posteriores de mandíbula.

No estudo de LEMOS et al. (2018), foram avaliados comparativamente implantes de conexão do tipo cone Morse em região posterior de maxila com o MEF. Foi observado que próteses unidas somente tinham efeito positivo em relação a concentração de tensão quando eram aparafusadas e não possuíam influência quando eram cimentadas. Próteses cimentadas unitárias separadas sobre implantes de conexão do tipo cone Morse mostraram uma distribuição mais favorável no conjunto implante-abutment e tecido ósseo. Próteses unitárias unidas mostraram resultados mais favoráveis na distribuição de tensão somente sobre próteses aparafusadas sob ação de cargas oblíquas.

SANTIAGO et al. (2016); MACEDO et al. (2017); MORAES et al. (2018), constataram em seus respectivos estudos que implantes com conexão do tipo cone Morse se comportam melhor biomecanicamente em relação ao tecido ósseo adjacente.

TONIOLLO et al. (2012), através do MEF observaram que implantes curtos com conexão do tipo cone Morse possuem a capacidade de dissipar melhor as forças oclusais no osso adjacente, porém devemos observar que proporções aumentadas de coroa-implante podem sobrecarregar e comprometer todo o sistema.

Num estudo *in vitro* de AGUIRREBEITIA et al. (2017), foi descrito que inicialmente o conjunto abutment-implante do tipo cone Morse era retido ficcionalmente. A natureza cônica da união dos componentes permite a aplicação de pressão relativamente alta, conseqüentemente as tensões friccionais são também altas sem esforço excessivo. Tem sido descrito como uma desvantagem a natureza friccional desse tipo de retenção. Contudo, essa desvantagem pode ser considerada um benefício quando comparadas a conexões indexadas que podem sofrer afrouxamento do parafuso retentor do abutment.

VILLARINHO et al. (2015), realizaram uma comparação da estabilidade biomecânica entre abutments indexados e não indexados friccionais em implantes do tipo cone Morse. A presença do parafuso indexador mostrou afetar negativamente a estabilidade biomecânica dos abutments indexados. Portanto, foi concluído que abutments indexados por parafuso retentor em coroas unitárias representam um maior risco biomecânico ao conjunto implante-abutment sob função mastigatória.

CASTRO et al. (2015), avaliaram a influência do diâmetro em implantes do tipo cone Morse de 13 mm sob ação de forças compressivas. De acordo com os resultados obtidos neste estudo, foi concluído que o diâmetro influencia na tensão em torno das paredes internas e externas da região cervical dos implantes do tipo cone Morse. Porém, em todos os diâmetros avaliados (3 mm, 5 mm, 4 mm e 5 mm) foram demonstrados valores de tensão clinicamente aceitáveis.

#### **2.4 Conceito “All-on-four” e “All-on-six”**

O conceito “All-on-four” foi inicialmente desenvolvido por MALÓ; RANGERT; NOBRE, 2003 o qual tornou-se uma opção muito popular. Este conceito consiste na instalação de 4 implantes entre forames mentuais, sendo que os implantes posteriores de cada lado são

angulados em até 45 graus com a finalidade de redução do “cantilever”.

O conceito “All-on-four” foi modificado por JENSEN; ADAMS, 2009 para que houvesse a possibilidade da adaptação deste protocolo para casos de edentulismo superior, onde ambos implantes anteriores (para mesial) e posteriores (para distal) são inclinados, formando um desenho de uma letra M e denominado de M4. AYALI et al., 2020 optaram por outra configuração possível, chamada de V4 onde todos os implantes anteriores e posteriores são inclinados distalmente.

TALLARICO et al., 2016 em seu trabalho acompanharam pacientes reabilitados com protocolos “All-on-four” e observaram baixa morbidade, maior qualidade de vida, e o processo de reabilitação foi relativamente rápido e efetivo. AGLIARDI et al., 2014 realizaram um estudo onde avaliaram pacientes reabilitados com 6 implantes (“All-on-six”) como uma alternativa rápida ao tradicional “All-on-four” em maxilas edentulas. Esta se mostrou uma opção previsível e rápida para protocolos imediatos em maxilas, evitando procedimentos complexos de enxerto ósseo.

A aplicação do conceito “All-on-four” mostrou bons resultados a curto, médio e longo prazo. Contudo, pacientes tratados com esse protocolo clínico poderiam sofrer uma significativa redução de sobrevivência implantar devido a complicações de origem de desempenho técnico de execução (GRANDI; SIGNORINI, 2021).

ARSLAN et al., 2020, realizaram um estudo comparando protocolos clínicos de 4 implantes (“All-on-four” com 4 implantes do tipo standard) e 6 implantes (“All-on-six”). Os protocolos clínicos de 6 implantes eram compostos de 4 implantes do tipo standard e 2 implantes distais extra curtos e os autores concluíram que essa associação no protocolo de 6 implantes eram biomecanicamente melhor quando comparados aos protocolos de 4 implantes.

### **3. PROPOSIÇÃO**

O objetivo desse estudo foi analisar, por meio da análise de elementos finitos, a distribuição das tensões geradas nas diferentes estruturas (pilar, implante e osso peri-implantar) de dois protocolos clínicos realizados em maxilas atroficas com 4 ou 6 implantes extra curtos quando uma carga de 100 N é aplicada no sentido axial e oblíquo (protrusão, lateralidade direita e lateralidade esquerda).

#### 4. MATERIAIS E MÉTODOS

A análise por meio do MEF consiste basicamente em 3 etapas fundamentais para sua realização: pré-processamento, processamento e pós-processamento. No pré-processamento ou modelagem é realizado o desenho da estrutura digital tridimensional a ser estudada por *softwares* específicos de CAD (computer-aided-design). No presente estudo, os modelos digitais foram realizados através do programa Rhinoceros 5.4.1 (Robert Macneel & Associates). Nessa etapa realizamos o desenho digital da macrogeometria da base óssea, implante, pilar protético, barra metálica e acrílico.

A segunda etapa é chamada de processamento, na qual é realizada a edição do modelo geométrico tridimensional obtido na etapa anterior, através de outro *software* específico de cálculo por elementos finitos chamado Ansys Workbench 19.0 (Ansys Inc., Canonsburg, PA, EUA). Inicialmente nesta etapa foi transformado a estrutura geométrica tridimensional complexa em uma malha composta por elementos geométricos menores mais simples (elementos finitos), cujo objetivo é propiciar a obtenção de informações qualitativas (análise gráfica da distribuição de tensão e deformação) e quantitativas (representação numérica dos picos de tensão e deformação) por meio de cálculos matemáticos realizados através desse programa.

A terceira e última etapa consiste no pós-processamento, que é a análise dos resultados qualitativos e quantitativos através da discussão das informações numéricas e gráficas referentes aos valores de tensão de cada componente do modelo tridimensional.

## **4.1 Pré-processamento ou modelagem**

### **4.1.1 Base óssea**

O modelo geométrico tridimensional computadorizado da base óssea foi realizado manualmente através do software Rhinoceros 5.4.1 (Robert Macneel & Associates). Através do método de desenho manual foi realizado uma simplificação do desenho anatômico real da base alveolar superior, porém apesar dessa simplificação inicial, na segunda etapa de processamento foi inserido informações das propriedades físicas de cada tipo ósseo envolvido no complexo implantar real.

No presente estudo foram realizados dois desenhos de base óssea alveolar superior, uma com 4 implantes extra curtos (protocolo clínico 1) (Figura 1) e outra com 6 implantes extra curtos (protocolo clínico 2) (Figura 2).

A espessura da cortical utilizada foi de 1,0 mm em todas paredes da base alveolar (SONG et al., 2016).

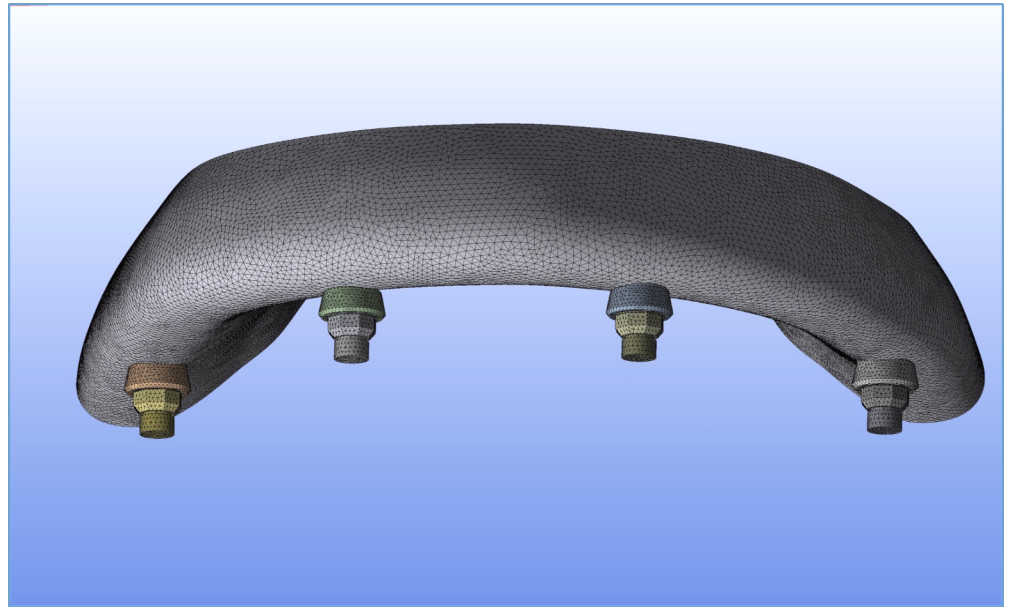


Figura 1- base óssea (4 implantes)

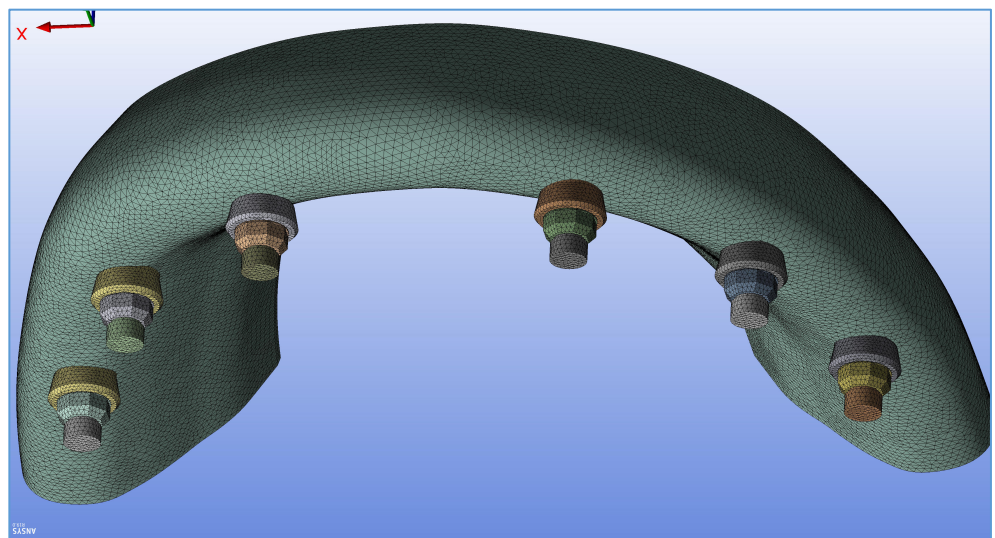


Figura 2- base óssea (6 implantes)

#### 4.1.2 Implantes e pilares

Foram utilizados implantes extra curtos (Standard Plus SLActive Roxolid® 4.8 x 4.0mm, Straumann, Basel, Switzerland). Os pilares selecionados para este estudo foram os pilares Synocta de 1.5 RN (Straumann, Basel, Switzerland). O implante utilizado no estudo foi do

tipo “Tissue level”, com design Standard Plus, ou seja, apresentam um pescoço com altura de 1,8 mm, o qual não deve ser inserido no osso de acordo com a recomendação do fabricante. Esses implantes apresentam macrogeometria cilíndrica e passo de rosca de 0,8 mm.

Na figura 3 são representados os modelos geométricos tridimensionais e as representações técnicas dos implantes e pilares selecionados.

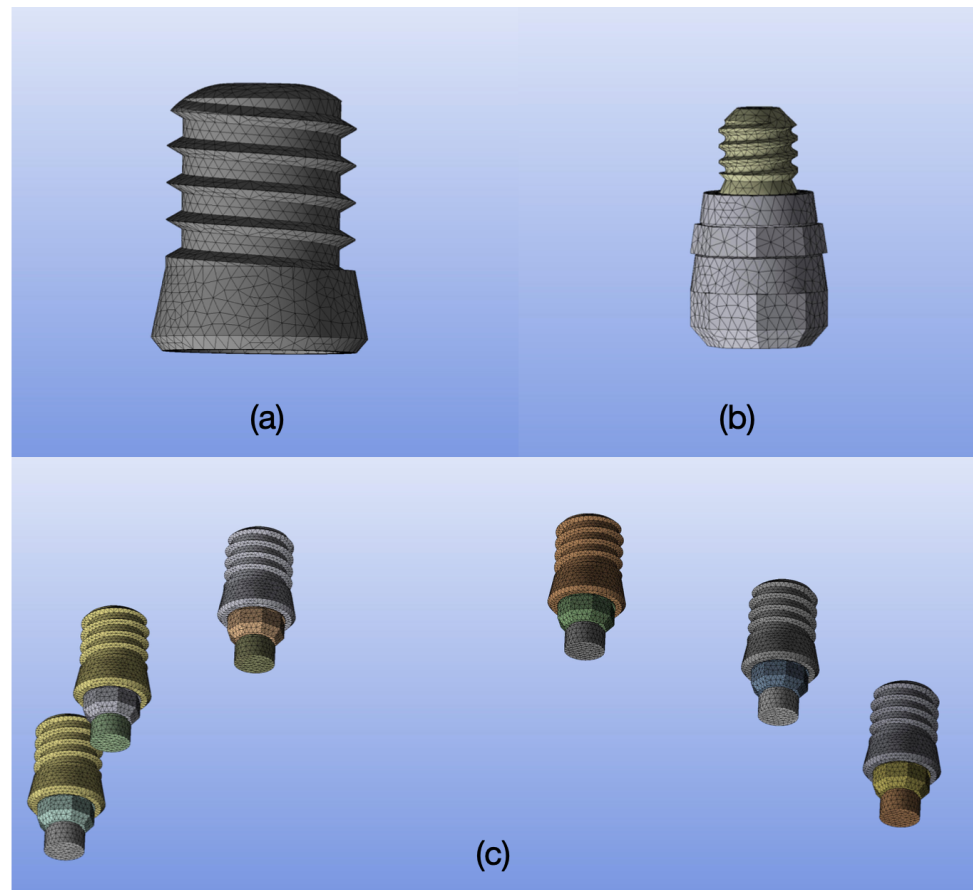


Figura 3 - Representação dos modelos geométricos e especificações técnicas dos implantes e pilares. (a) implante, (b) pilar, (c) implante+pilar.

#### 4.1.3 Montagem dos modelos de situações clínicas

A montagem dos modelos das situações clínicas (implante+ pilar + barra de titânio + resina acrílica + base óssea) também foi realizada

através do programa de CAD Rhinoceros 5.4.1 (Robert Macneel & Associates), cujo procedimento originou modelos de 2 protocolos clínicos (Tabela 1).

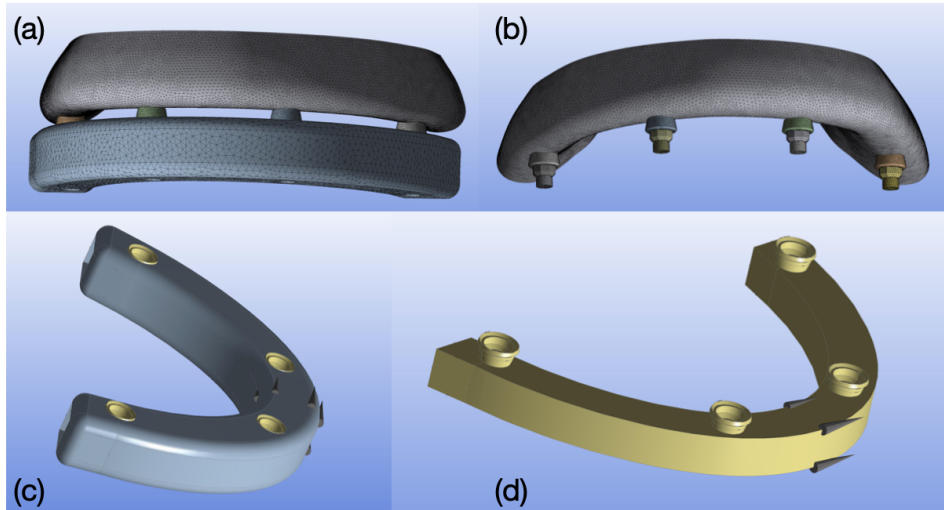
Tabela 1 - Protocolos de situações clínicas.

<b>Protocolo Clínico 1</b>	4 implantes extra curtos (“All-on-four”) e composição protética (resina acrílica + barra de titânio)
<b>Protocolo Clínico 2</b>	6 implantes extra curtos (“All-on-six”) e composição protética (resina acrílica + barra de titânio)

#### 4.1.4 Modelagem da prótese implanto suportadas

Os desenhos da estrutura protética implanto suportada foi modelada no programa Rhinoceros 5.4.1 (Robert Macneel & Associates). O modelo foi padronizado no *software* Rhinoceros 5.4.1 (Robert Macneel & Associates) através da confecção de uma estrutura geométrica representativa da barra de titânio que interliga todos os implantes com dimensões aproximadas de 6.0 x 5.0 mm, os quais foram recobertos por uma estrutura de resina acrílica de 2 mm de espessura para trazer o modelo para próximo à uma situação clínica real (SANTANA et al., 2021).

## Protocolo Clínico 1



## Protocolo Clínico 2

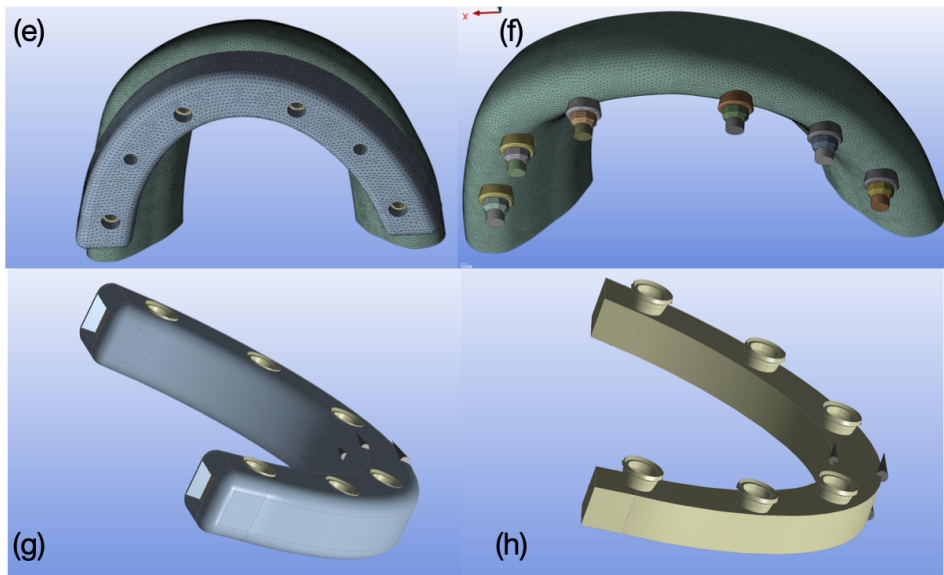


Figura 4 - Desenho das estruturas protéticas: protocolo clínico 1 (a) composição completa das estruturas protéticas em posição; (b) osso alveolar, implantes e pilares sem as estruturas protéticas em posição; (c) estrutura externa de resina acrílica; (d) estrutura interna de titânio. Protocolo clínico 2 (e) composição completa das estruturas protéticas em posição; (f) osso alveolar, implantes e pilares sem as estruturas protéticas em posição; (g) estrutura externa de resina acrílica; (h) estrutura interna de titânio.

## 4.2 Processamento

Os modelos criados na etapa de modelagem foram importados para o software Ansys Workbench 19.0 (Ansys Inc., Canonsburg, PA, EUA). Para cada material das estruturas modeladas (implante, pilar, barra de titânio implante suportada, acrílico, osso cortical e osso medular) foram inseridos valores correspondentes as propriedades mecânicas de cada elemento individualmente (módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson).

As propriedades mecânicas de cada elemento foram extraídas da literatura (Tabela 2), todos materiais foram considerados como isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos.

Tabela 2 - Propriedades mecânicas dos materiais, estruturas e referências.

	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coeficiente de Poisson	Referências
Cortical	13	0.30	(DE SOUZA RENDOHL; BRANDT, 2020).
Medular	1.3	0.30	(DE SOUZA RENDOHL; BRANDT, 2020).
Titânio	110	0.35	(DE SOUZA RENDOHL; BRANDT, 2020).
Resina Acrílica	3.52	0.40	(AYALI; BILGINAYLAR, 2017).

Após a fase de incorporação dos dados das propriedades pelo software foi gerada a malha para cada estrutura geométrica. Foi realizado um procedimento chamado de refinamento da malha, o que corresponde ao aumento do número de elementos nas áreas críticas para diminuir as distorções nos resultados e trazer fidedignidade ao modelo estudado. O número total de elementos nos modelos analisados variou de 1.215.876 a 1.507.245 e de nós de 1.508.939 a 1.848.086. Na figura 5 e 6 está representado exemplos das malhas criadas.

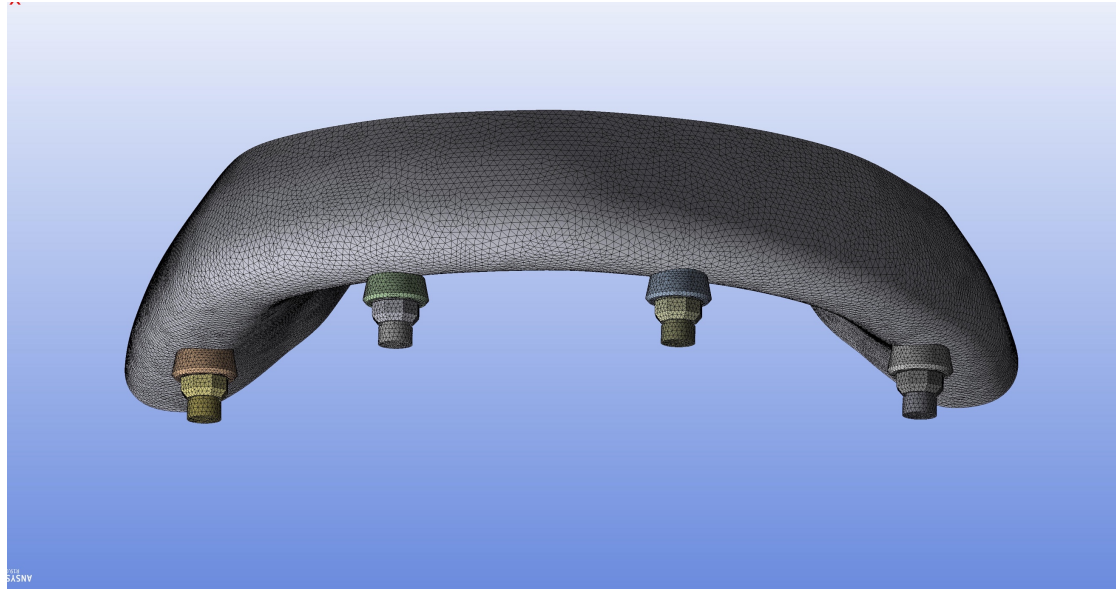


Figura 5 – Criação das malhas no Protocolo Clínico 1.

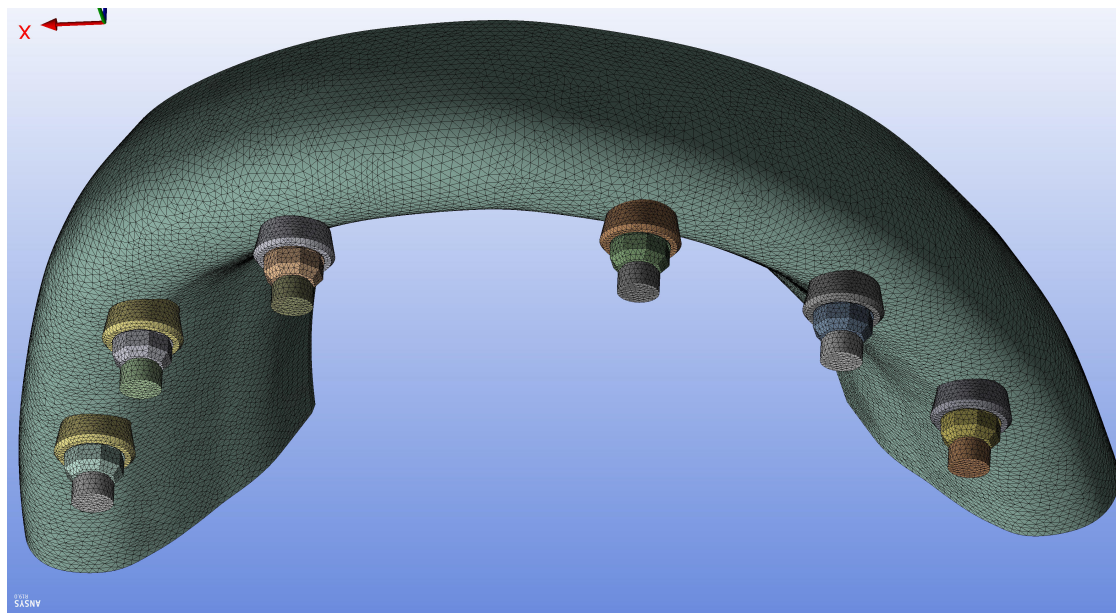


Figura 6 - Criação das malhas no Protocolo Clínico 2.

Em relação aos contatos entre as estruturas constituintes do modelo geométrico, foi considerado como contato do tipo unido (bonded) entre acrílico-barra de titânio implante suportada, implante-osso medular, implante-osso cortical e osso medular-osso cortical. Entre a superfície interna do implante e a superfície externa do pilar

foi adotado o contato do tipo friccional, utilizando um coeficiente de fricção de 0,19 (BORDIN et al., 2015).

Antes de prosseguir com a solução do problema matemático de todas as situações clínicas propostas, foi designado que as faces do osso cortical e medular funcionariam como suporte fixo. Aplicamos também uma força no sentido axial de 100N sobre a superfície da estrutura acrílica que recobre toda barra de titânio implanto suportada. Também aplicamos forças no sentido oblíquo de 100N representando movimentos de protrusão, lateralidade direita e lateralidade esquerda. Na figura 7 está representado as forças nos sentidos axial e oblíquo (protrusão, lateralidade direita e esquerda).

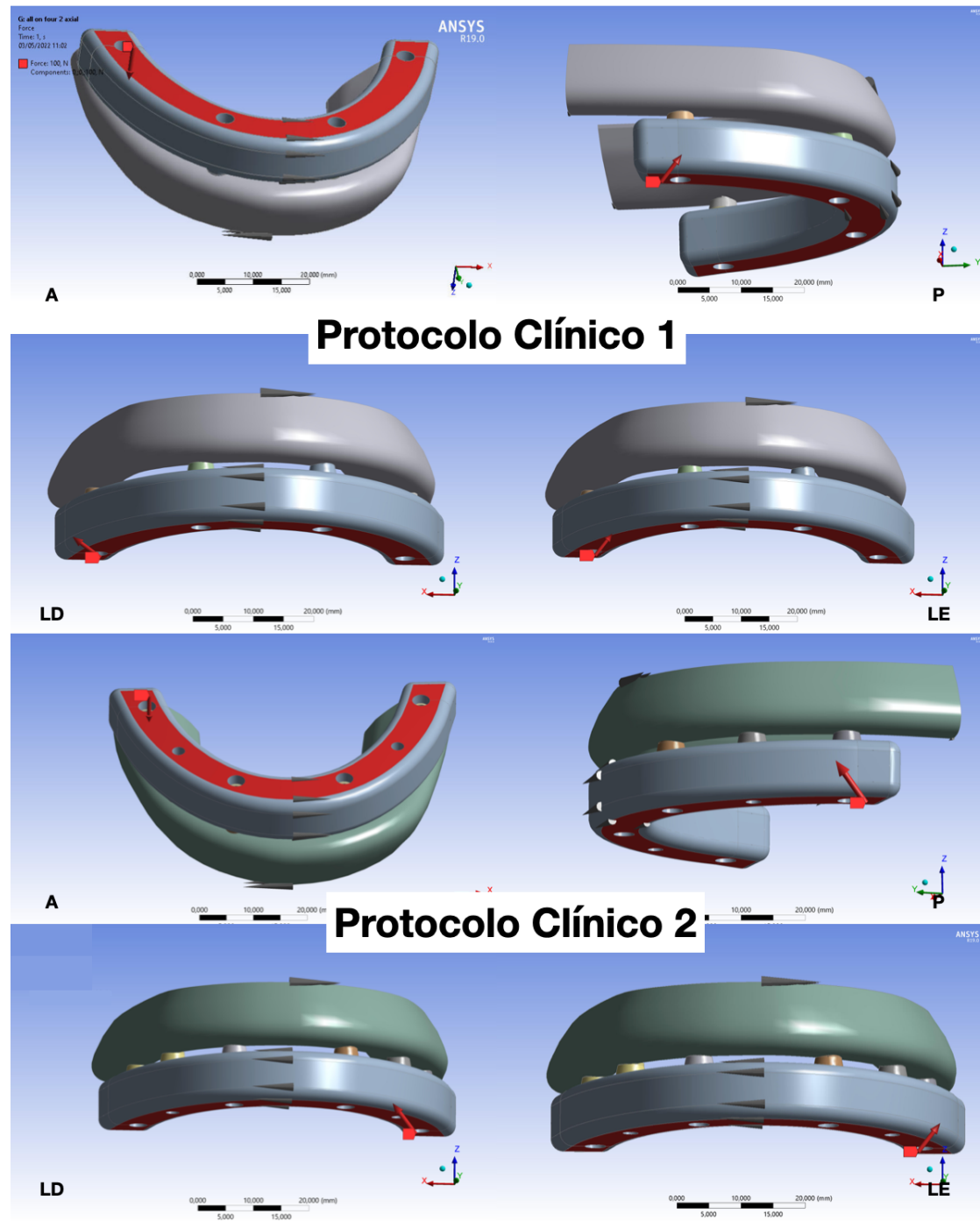


Figura 7 – Representação da aplicação das forças no sentido axial e oblíquo. A- axial; P- protrusão; LD- lateralidade direita e LE- lateralidade esquerda.

Todas as simulações deste estudo foram analisadas quantitativamente e qualitativamente. Os resultados foram individualizados de acordo com as estruturas de interesse principal do

estudo: implante, pilar e osso peri-implantar (osso cortical e osso medular).

A barra de titânio implanto suportada e resina acrílica foram modeladas e inseridas nas simulações apenas para trazerem fidedignidade aos resultados mensurados nas estruturas focais deste estudo (implante, pilar e osso peri-implantar), portanto não serão analisados resultados quantitativos nem qualitativos destas estruturas.

Os implantes, pilares e osso peri-implantar foram analisados através do critério de von Mises. Este critério é comumente utilizado para análises de distribuição de tensão através de estruturas dúcteis (CICCI et al., 2014; MOON et al., 2017), além de fornecer resultados sempre positivos o que facilita os estudos comparativos (MORGAN et al., 2004). O osso peri-implantar também foi submetido ao método de Mohr-Coulomb, este método propicia a diferenciação do impacto das tensões de tração e compressão de maneira distinta. O critério de Mohr Coulomb é um método interessante para avaliação comparativa do risco à danos ósseos, exatamente por considerar a natureza friável do tecido ósseo, o osso sofre danos sobre ação de tensões tanto na compressão e tração (EDWARDS; TROY, 2012).

## 5. RESULTADOS

Os implantes foram analisados através do critério de von Mises. Os resultados foram relacionados proporcionalmente ao limite de escoamento (tensão máxima antes de ocorrer a deformação plástica) do titânio, sendo que 1130 MPa corresponde a 100% ([www.matweb.com](http://www.matweb.com)) (Tabela 3).

Tabela 3 – Resultados do Implante: pico máximo de tensão (MPa) / relação entre os resultados obtidos e o limite de escoamento do titânio (%).

	Protocolo Clínico 1	Protocolo Clínico 2
	Tensão Max. (MPa)/ Prop.Lim.Esc.	Tensão Max. (MPa)/ Prop.Lim.Esc.
Axial	44.81 / 3.96%	13.92 / 1.23%
Protrusão	145.82 / 12.90%	69.57 / 6.16%
Lateralidade direita	139.11 / 12.31%	36.04 / 3.19%
Lateralidade esquerda	107.28 / 9.49%	38.13 / 3.37%

De acordo com os valores máximos de tensão sobre os implantes foi realizado um gráfico de barras demonstrando os picos de tensão para cada especificação (Figura 8). Também foi realizado um gráfico correlacionando a proporção do pico de tensão máxima e a proporcionalidade do limite de escoamento máximo do titânio (Figura 9).

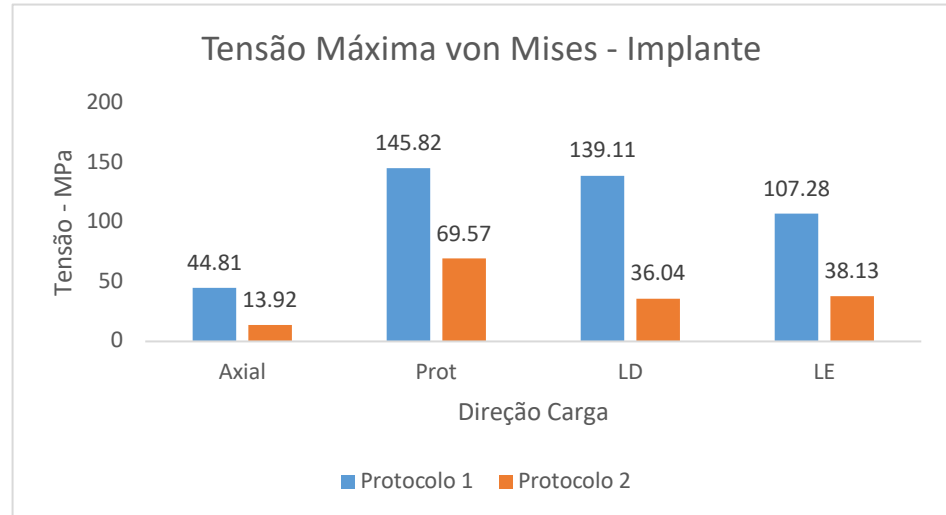


Figura 8 - Gráfico em barras representativo dos picos máximos de tensão nos implantes para cada grupo sob ação de carga axial e oblíqua (MPa). Prot- protusão; LD- lateralidade direita e LE- lateralidade esquerda.

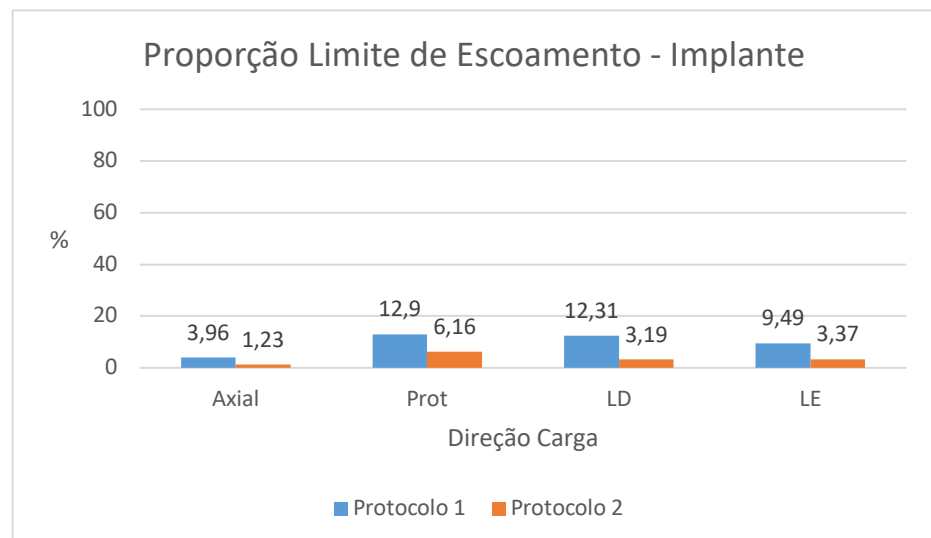


Figura 9 – Gráfico de barras representativo correlacionando a proporção do pico de tensão máxima e a proporcionalidade do limite de escoamento do titânio do implante. Prot- protusão; LD- lateralidade direita e LE- lateralidade esquerda.

Os pilares também foram analisados através do critério de von Mises. Os resultados foram relacionados proporcionalmente ao limite de

escoamento (tensão máxima antes de ocorrer a deformação plástica) do titânio ([www.matweb.com](http://www.matweb.com)), sendo que 1.130 MPa corresponde a 100% (Tabela 4).

Tabela 4 – Resultados do pilar: pico máximo de tensão (MPa) / relação entre os resultados obtidos e o limite de escoamento do titânio (%).

	Protocolo Clínico 1	Protocolo Clínico 2
	Tensão Max. (MPa)/ Prop.Lim.Esc.	Tensão Max. (MPa)/ Prop.Lim.Esc.
Axial	12.63 / 1.12%	5.02 / 0.44%
Protrusão	47.21 / 4.17%	16.09 / 1.42%
Lateralidade direita	38.26 / 3.38%	19.94 / 1.76 %
Lateralidade esquerda	40.27 / 3.56%	20.38 / 1.80 %

De acordo com os valores máximos de tensão sobre os pilares foi realizado um gráfico de barras demonstrando os picos de tensão para cada situação (Figura 10). Também foi realizado um gráfico correlacionando a proporção do pico de tensão máxima e a proporcionalidade do limite de escoamento máximo do titânio (Figura 11).

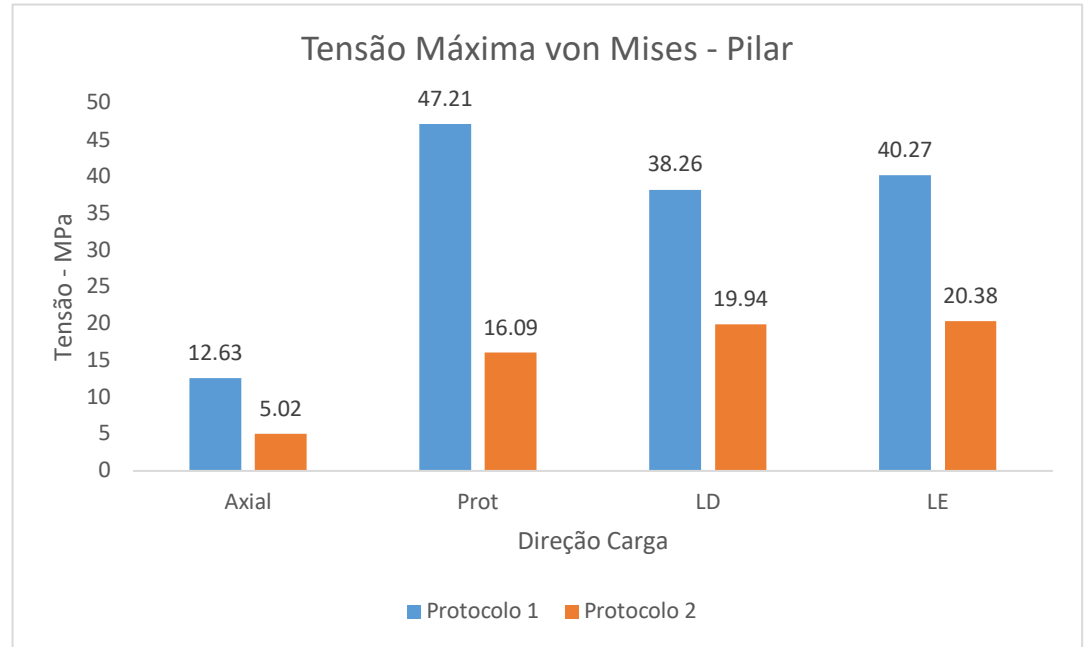


Figura 10 - Gráfico em barras representativo dos picos máximos de tensão nos pilares para cada grupo sob ação de carga axial e oblíqua (MPa). Prot- protusão; LD- lateralidade direita e LE- lateralidade esquerda.

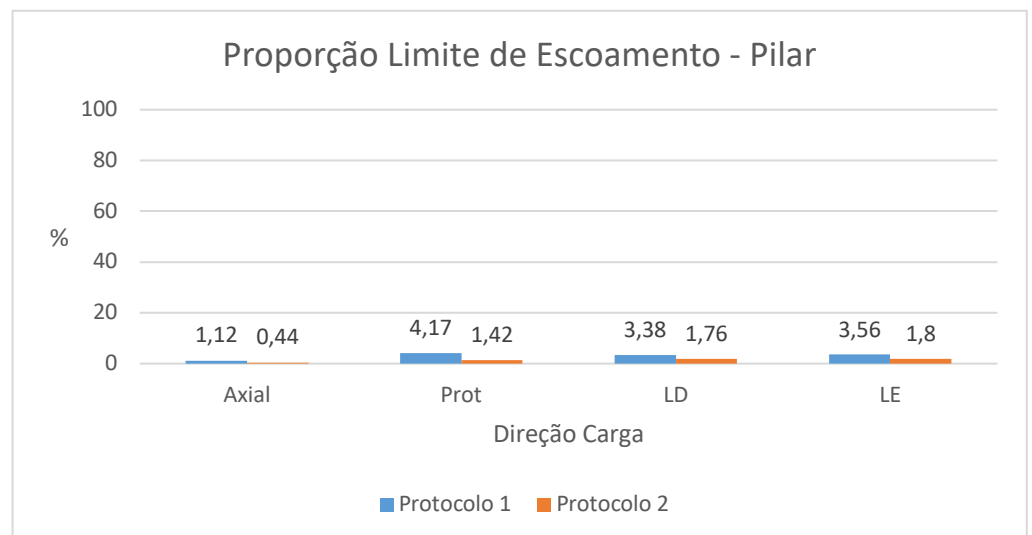


Figura 11 - Gráfico de barras representativo correlacionando a proporção do pico de tensão máxima e a proporcionalidade do limite de escoamento do titânio do pilar. Prot- protusão; LD- lateralidade direita e LE- lateralidade esquerda.

O osso peri-implantar foi primeiramente analisado através do critério de von Mises. Os resultados foram relacionados proporcionalmente ao limite de escoamento (tensão máxima antes de ocorrer a deformação plástica) do tecido ósseo (BARBOSA et al., 2021), sendo que 114 MPa corresponde a 100% em situações de aplicação de cargas axiais e 50 MPa a 100% em aplicação de cargas oblíquas (Tabela 5 ). Devido as áreas de maior concentração de tensão estarem presentes no osso cortical, foi analisado apenas as imagens do osso peri-implantar desta região (tecido ósseo cortical).

Tabela 5 – Resultados do osso peri-implantar: pico máximo de tensão (MPa) / relação entre os resultados obtidos e o limite de escoamento do osso peri-implantar (%).

	Protocolo Clínico 1	Protocolo Clínico 2
	Tensão Max. (MPa)/ Prop.Lim.Esc.	Tensão Max. (MPa)/ Prop.Lim.Esc.
Axial	4.68 / 4.10%	4.91 / 4.30%
Protrusão	12.91 / 25.82%	8.11 / 16.22%
Lateralidade direita	16.66 / 33.32%	10.71/ 21.42%
Lateralidade esquerda	12.50 / 25.00%	7.14 / 14.28%

De acordo com os valores máximos de tensão sobre o osso peri-implantar, foi realizado um gráfico de barras demonstrando os picos de tensão para cada situação (Figura 12). Também foi realizado um gráfico correlacionando a proporção do pico de tensão máxima e a proporcionalidade do limite de escoamento máximo do osso peri-implantar (Figura 13).

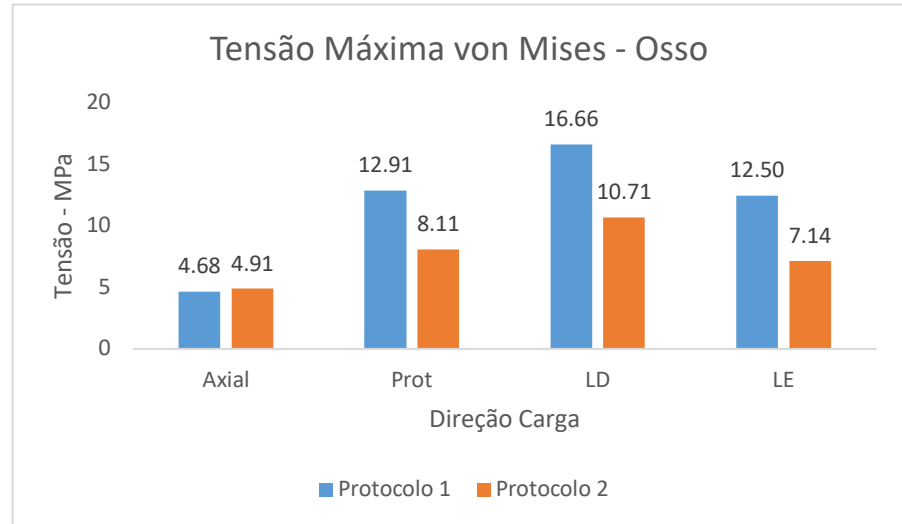


Figura 12 - Gráfico em barras representativo dos picos máximos de tensão no osso peri-implantar para cada grupo sob ação de carga axial e oblíqua (MPa). Prot- protusão; LD- lateralidade direita e LE- lateralidade esquerda.

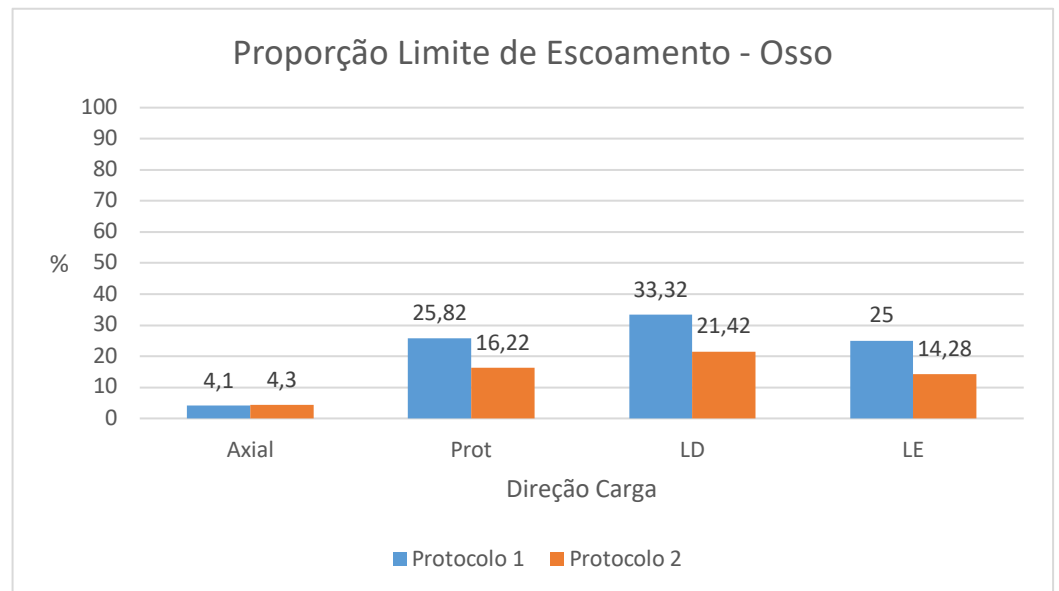


Figura 13 - Gráfico de barras representativo correlacionando a proporção do pico de tensão máxima e a proporcionalidade do limite de escoamento do osso alveolar. Prot- protusão; LD- lateralidade direita e LE- lateralidade esquerda.

As imagens dos implantes, dos pilares e do osso peri-implantar nas situações clínicas em cenários de maiores picos de tensão segundo critério de von Mises no protocolo clínico 1 e 2 são representados nas figuras 14, 15 e 16.

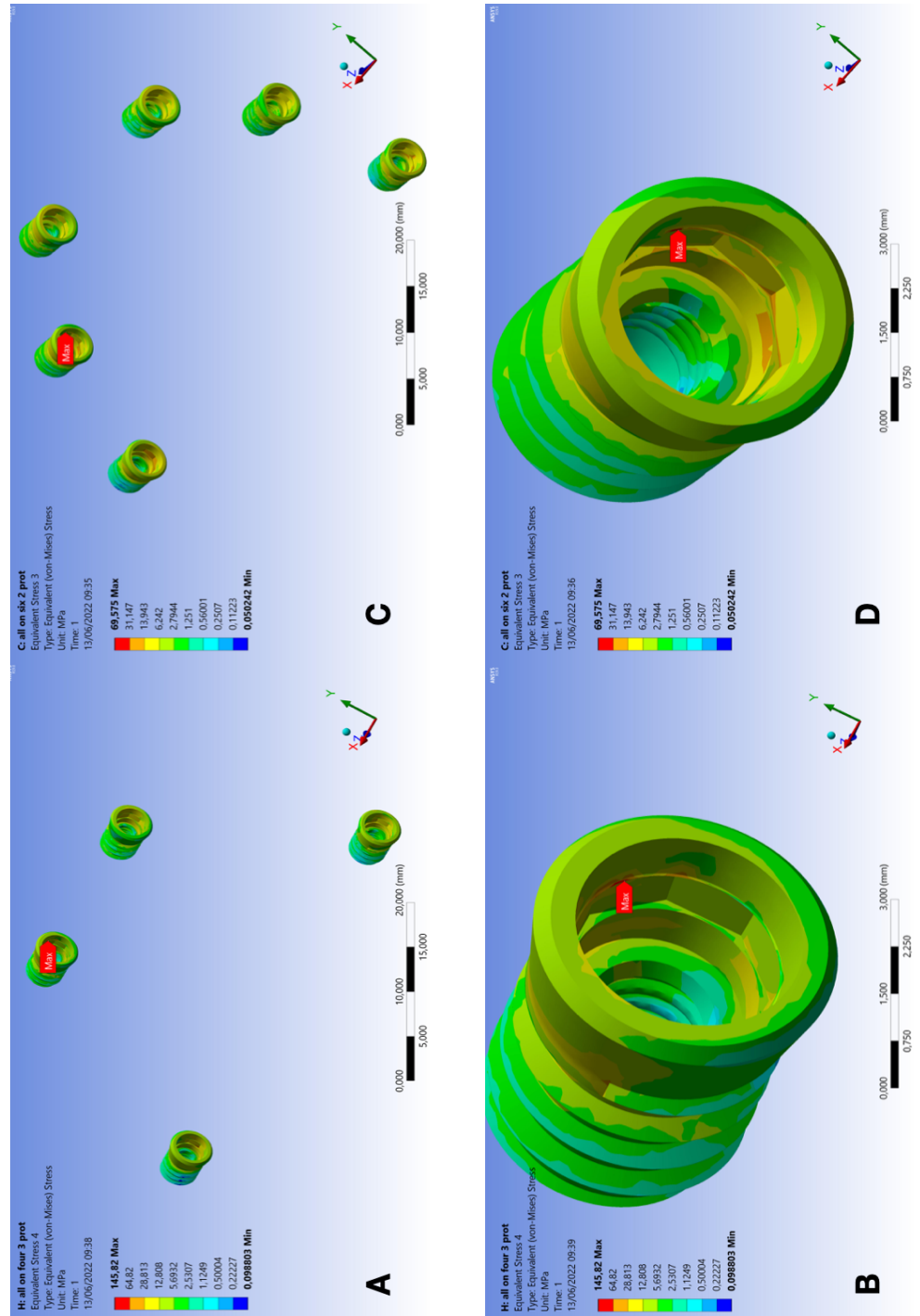


Figura 14 – A-imagem panorâmica em protrusão do ponto de maior tensão implante (von Mises). Protocolo clínico 1; B- imagem localizada em protrusão do ponto de maior tensão implante (von Mises), protocolo clínico 1; C-imagem panorâmica em protrusão do ponto de maior tensão implante (von Mises). Protocolo clínico 2; D- imagem localizada em protrusão do ponto de maior tensão implante (von Mises), protocolo clínico 2.

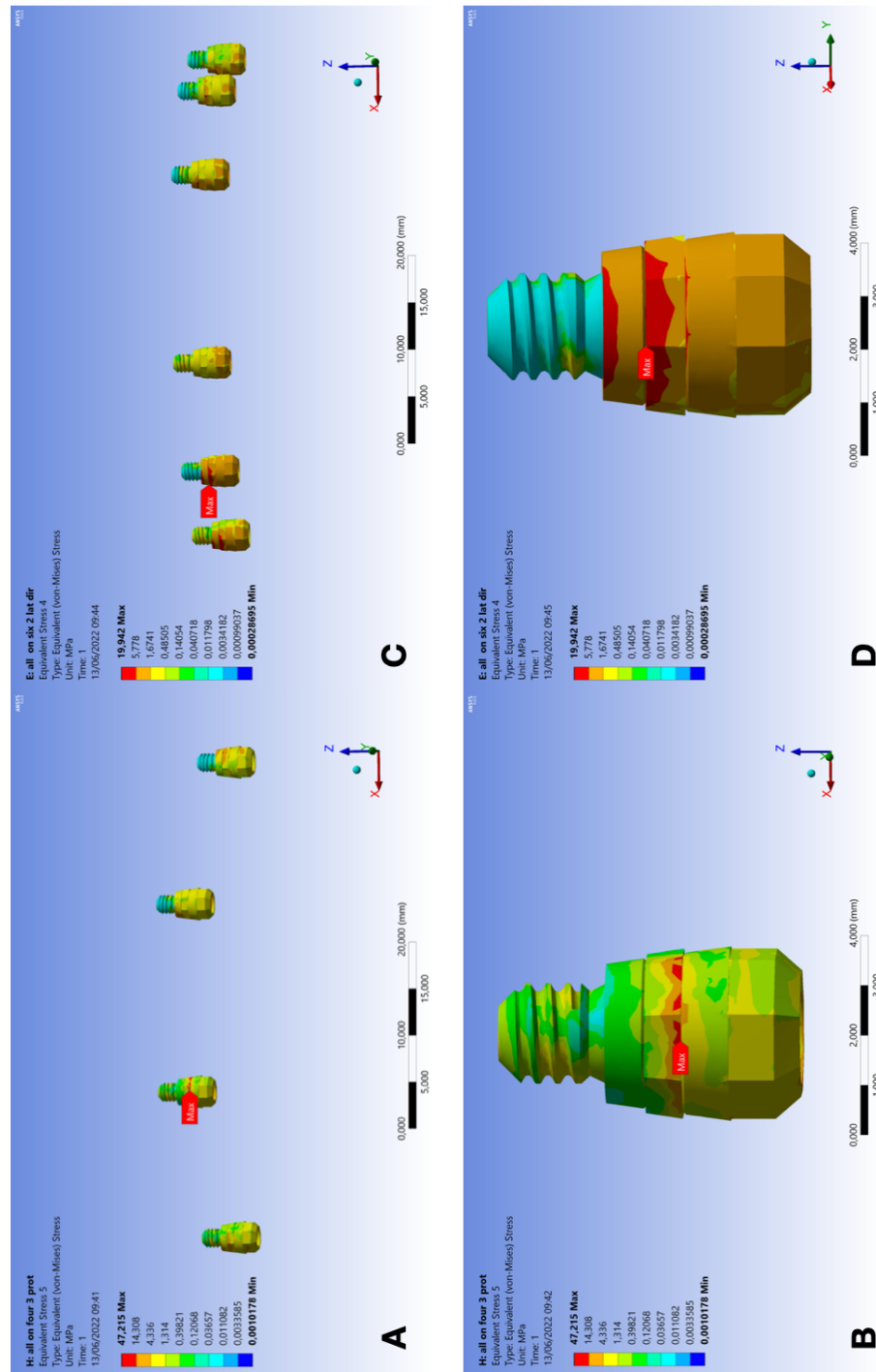


Figura 15 – A-imagem panorâmica em protrusão do ponto de maior tensão pilar (von Mises). Protocolo clínico 1; B- imagem localizada em protrusão do ponto de maior tensão pilar (von Mises), protocolo clínico 1; C-imagem panorâmica em lateralidade direita do ponto de maior tensão pilar (von Mises). Protocolo clínico 2; D- imagem localizada em lateralidade direita do ponto de maior tensão pilar (von Mises), protocolo clínico 2.

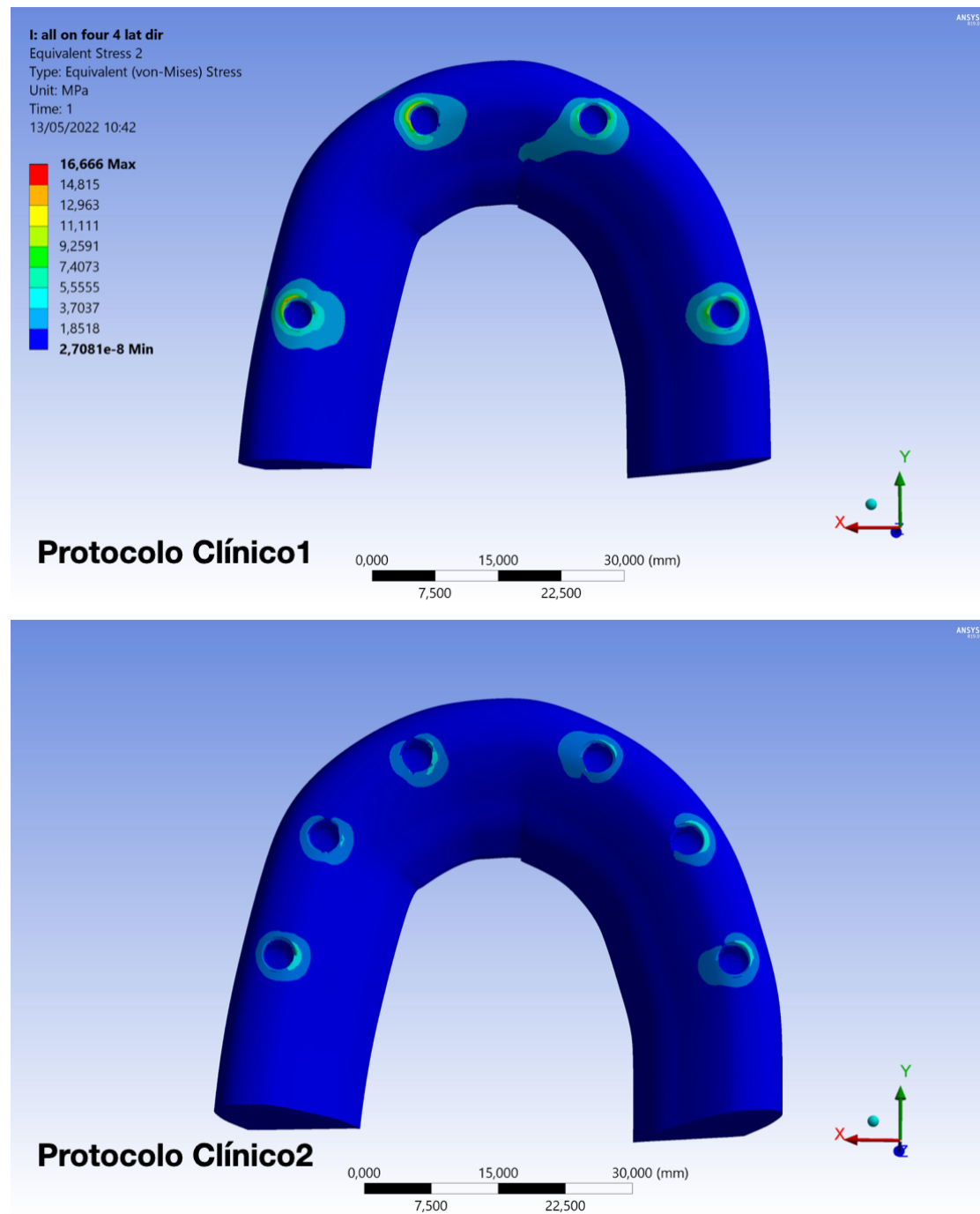
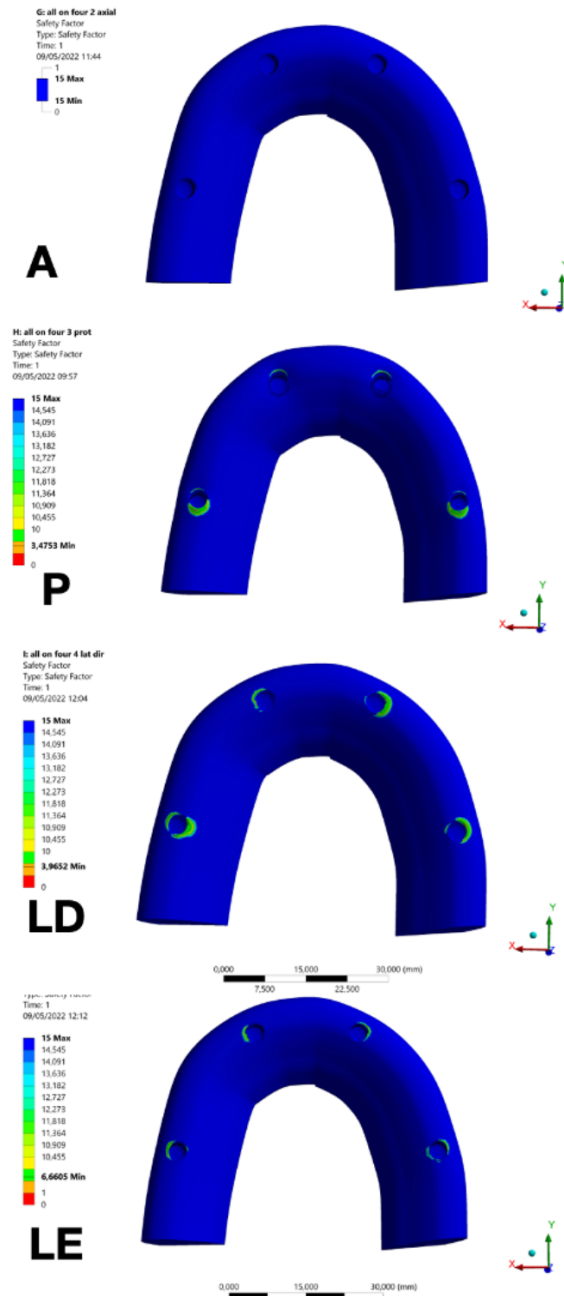


Figura 16 – Osso alveolar no Protocolo Clínico 1 sob ação de carga oblíqua em lateralidade direita e Protocolo Clínico 2 sob ação de carga oblíqua em lateralidade esquerda.

As áreas de maior concentração de tensão sob o critério de von Mises foram: implantes no Protocolo Clínico 1 sob protrusão 145.82 MPa (12.90% - prop. do lim. escoamento); pilares no Protocolo Clínico 1 sob protrusão 47.21 MPa (4.17% - prop. do lim. escoamento) e osso peri-implantar no Protocolo Clínico 1 sob lateralidade direita 16.66 MPa (33.32% - prop. do lim. escoamento).

Foi feito também mais uma análise para o osso peri-implantar. A análise através do critério de Mohr-Coulomb é a mais adequada para o tecido ósseo, pois ela leva em consideração os critérios de tensão de tração e compressão de um material. A análise através desse método foi feita de maneira qualitativa, onde as áreas em vermelho correspondem a áreas de maior susceptibilidade a danos ósseos, e as áreas em azul significativas de segurança em relação a danos ósseos (Figura 17).

## Protocolo Clínico 1



## Protocolo Clínico 2

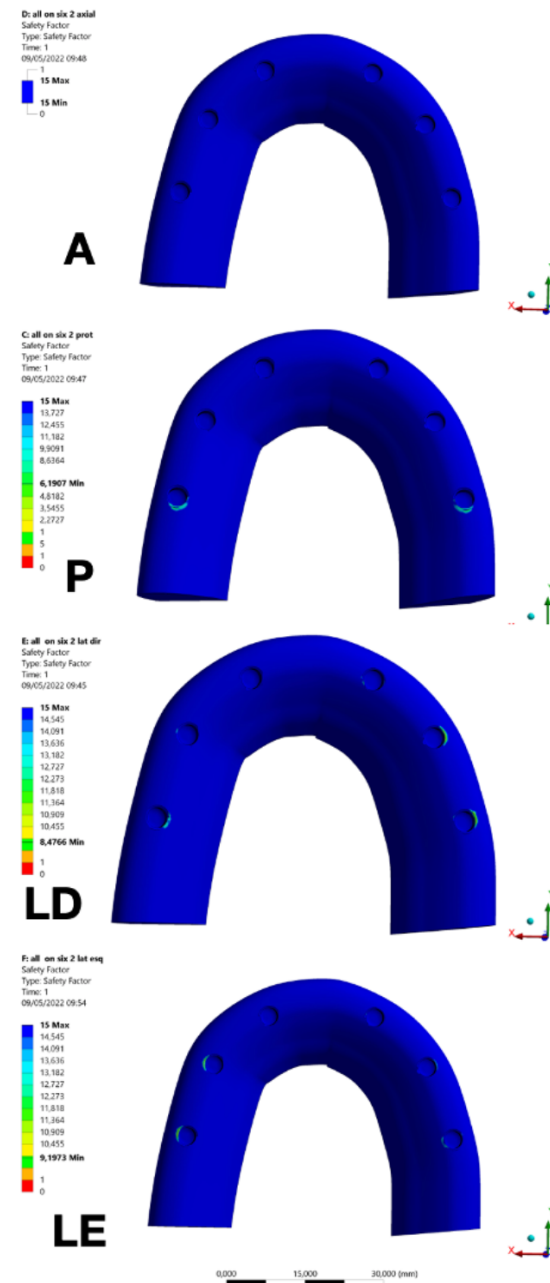


Figura 17 - Análise qualitativa através dos princípios de Mohr-Coulomb do osso peri-implantar. A- axial; P- protrusão; LD- lateralidade direita e LE- lateralidade esquerda.

## 6. DISCUSSÃO

A análise de elementos finitos é um método matemático acurado, contudo tem suas limitações. As condições clínicas orais não são totalmente reproduzidas neste modelo computadorizado e simplificado, sendo que mais estudos são necessários para sua validação. Alguns fatores não foram considerados no presente estudo tais como, níveis de osseointegração, altura da estrutura protética, qualidade óssea, entre outros. Portanto os resultados devem ser interpretados com cautela.

A utilização de implantes extra curtos em regiões posteriores de mandíbula e maxila tem apresentado índice de sobrevivência similar aos implantes do tipo standard, sendo uma opção segura e previsível (AL-JOHANY, 2019; ANITUA; ALKHRAISAT, 2019). Porém, a literatura é escassa em relação à utilização dos implantes extra curtos em situações clínicas do tipo “All-on-four” e “All-on-six” em maxilas atroficas.

De acordo com os resultados deste estudo foi observado que as forças oblíquas (protrusivas e de lateralidade) produzem uma maior concentração de tensão nos protocolos clínicos propostos. Estes resultados também foram relatados em vários estudos onde os valores de tensão mostraram ser maiores sob ação de cargas oblíquas quando comparados com as cargas axiais (AYALI et al., 2020; DE FARIA ALMEIDA et al., 2014; DIMILILER; KÜCÜKKURT; CETINER, 2018; DOGANAY; KILIC, 2020; MACEDO et al., 2017; OHYAMA et al., 2017; SANTIAGO et al., 2016; TONIOLLO et al., 2012).

Foi observado diferença entre os dois protocolos clínicos propostos quando analisamos separadamente a tensão que incidiu sobre os implantes, sobre os pilares e sobre o osso peri-implantar. Os dois protocolos clínicos apresentaram uma concentração maior de tensão sob ação de cargas oblíquas (protrusão, lateralidade direita e

lateralidade esquerda), os quais em algumas situações chegaram ser 5 vezes maiores quando comparado às forças axiais. Não obstante, esta concentração de tensão nos modelos de 4 implantes extra curtos não foi observado em nenhuma situação de aplicação de carga que trespassasse do limite de escoamento das estruturas (implantes, pilares e osso peri-implantar). JAYME et al. (2015), observaram que forças oblíquas são de 4 a 15 vezes maiores em relação a concentração de tensão e são as mais importantes para avaliar o risco de perda óssea.

SHERIDAN et al. (2016), realizaram uma revisão de literatura onde constataram que o controle da oclusão é um fator primordial para a conservação e sobrevida de implantes curtos, principalmente pelo aumento da concentração de tensão sobre o conjunto implante e osso peri-implantar sob ação de cargas oblíquas. Alguns autores afirmam que em casos de redução de altura óssea alveolar, implantes curtos (< 10,0 mm) podem ser empregados, porém o autor afirma que a utilização desses implantes é ineficaz na tolerância de cargas oclusais e podem ocorrer falhas na osseointegração, além do mais, picos de tensão podem estar relacionados com a diminuição da taxa de osseointegração (VIDYA BHAT; PREMKUMAR; KAMALAKANTH SHENOY, 2014). Esses resultados diferem dos resultados deste estudo, onde implantes extra curtos de 4mm foram eficazes na distribuição de tensão em todos componentes estudados (pilar, implante e osso peri-implantar), além de não mostrar risco de perda óssea em nenhum protocolo clínico proposto.

Apesar de nenhuma situação clínica o osso alveolar atingir o limite de escoamento, a concentração de tensão sobre o critério de von Mises sob ação de cargas oblíquas no tecido ósseo sempre foi maior no protocolo clínico 1 com 4 implantes. A maior diferença proporcional (lateralidade esquerda) chegou a ser 43% maior do que no protocolo clínico 2 com 6 implantes. Não houve diferença relevante na concentração de tensão entre os dois protocolos clínicos sobre o osso alveolar sob ação de carga axial. Estes resultados mostraram

que protocolos clínicos de 6 implantes são biomecanicamente melhores do que protocolos clínicos de 4 implantes em relação ao osso alveolar.

Porém, o limite de escoamento não foi excedido em nenhum protocolo clínico. Assim, pode-se sugerir que em casos extremos de maxilas atróficas, em que não há possibilidade da instalação de 6 implantes extra curtos, a opção de 4 implantes extra curtos pode ser uma alternativa viável para reabilitação. Estes resultados devem ser analisados cautelosamente, pois este trabalho foi realizado com a metodologia de elementos finitos, e desta forma, necessita de mais estudos para ser validado. Desta forma, este trabalho corrobora com o trabalho de CALVO-GUIRADO et al. (2016), que analisaram clinicamente casos de próteses fixas com implantes extra curtos de 4mm com acompanhamento de 12 meses e concluíram que a utilização desses implantes eram uma opção viável de tratamento com taxas de sucesso clínico e radiográfico comparável à situações clínicas em que foi utilizado implantes mais longos.

ARSLAN et al. (2020) concluíram em seu estudo que protocolos de 6 implantes, onde um implante extra curto era instalado distalmente de cada lado eram biomecanicamente melhores que protocolos com 4 implantes do tipo “standard” em casos de atrofia óssea, porém quando não era possível a instalação de 6 implantes, os protocolos “All on four” apresentavam uma distribuição das tensões satisfatória. Porém, é relevante a observação que as medições do pico de tensão máximo nas simulações com cargas oblíquas obtiveram valores até 15 vezes maiores do que em simulações com cargas axiais.

A utilização de implantes curtos (< 10mm) em casos de atrofia alveolar pode ser aplicada de maneira segura e viável (VIDYA BHAT; PREMKUMAR; KAMALAKANTH SHENOY, 2014). Os resultados do presente estudo não demonstraram risco de perda óssea em ambos protocolos clínicos submetidos tanto sob ação de forças axiais e

oblíquas. Foi verificado que as áreas de maior concentração de tensão nos implantes no protocolo clínicos 1 e 2 foi na região de interface pilar-implante. Os protocolos clínicos 1 e 2 mostraram eficiência em não exceder o limite de escoamento em nenhuma condição clínica e em nenhuma estrutura, mesmo sob a ação das cargas oblíquas onde as tensões foram maiores.

Através da análise de tensão von Mises no osso alveolar foi constatado que as maiores concentrações de tensão ocorreram no protocolo 1, sendo que o maior valor absoluto obtido ocorreu sob ação de carga oblíqua durante simulação de lateralidade direita (16.66 MPa) na região de osso cortical e em nenhuma situação o limite de escoamento foi excedido. No protocolo clínico 2 foi observado tanto nos resultados quantitativos quanto nos qualitativos uma melhor distribuição das tensões sobre todas as estruturas analisadas (implantes, pilares e osso alveolar), DOGANAY; KILIC, (2020), obtiveram resultados similares aos achados deste trabalho, os quais concluíram que a instalação de 6 implantes sendo dois extra curtos distais e 4 implantes standard centrais, contribuíram na redução dos valores de tensão sobre o osso alveolar. Esse tipo de distribuição dos implantes reduziu o cantiléver e conseqüentemente houve uma melhor distribuição das tensões.

Na análise de Mohr-Coulomb foi considerado os critérios de tensão sobre a tração e compressão, os quais são relevantes para a fisiologia óssea. Nesta análise as áreas em vermelho (próximo a 0) correspondem as áreas de maior susceptibilidade a danos ósseos e as azuis (próximo a 15) significativas de segurança em relação a estes danos.

Quando foi analisado o osso alveolar através do critério de Mohr-Coulomb, em nenhum protocolo clínico e em nenhuma situação de carga, foram observadas áreas em vermelho. A situação clínica com o valor mínimo mais próximo a 0 foi o protocolo 1 sob ação de carga oblíqua durante protrusão (3.47). É necessário enfatizar que

apesar de não ocorrer áreas em vermelho em nenhum protocolo clínico, fica evidente que as concentrações de tensão são maiores e mais concentradas no protocolo clínico 1, mostrando a melhor distribuição biomecânica das tensões no protocolo clínico 2. Apesar de AYALI et al, (2020) notarem que diferentes protocolos de “All on four” podem ser utilizados com segurança devido a baixos níveis concentração de tensões sobre o osso alveolar e ideais para serem utilizados em maxila atrófica, o mesmo estudo não foi realizado com implantes extra curtos.

Nesta simulação foi utilizado todos implantes extra curtos em uma inserção reta, modificando os protocolos “All on four” tradicionais que utilizam os implantes distais angulados (MALÓ; RANGERT; NOBRE, 2003). Os implantes foram utilizados de forma reta devido apresentarem comprimento de 4mm, o que especialmente seria complicado sua inserção inclinada, porém isso não pareceu representar um problema quando eles são distribuídos de maneira uniforme sobre o osso alveolar, pois nem no protocolo clínico 1 ou 2 sob ação de carga oblíqua ou axial houve o trespasse do limite de escoamento de todas as estruturas estudadas (ossoperi-implantar, implante e pilar). Esses resultados vão de encontro com um estudo prospectivo conduzido por AGLIARDI et al, (2014) os quais observaram que implantes instalados retos ou inclinados apresentavam um comportamento similar e não diferiam significativamente em relação ao sucesso do tratamento durante uma acompanhamento que variou entre 12 e 36 meses.

KANG et al., (2018) demonstraram em um estudo com 1892 implantes do tipo “Tissue level” com um acompanhamento de 10 anos sua ótima estabilidade em relação ao nível ósseo marginal, em que 96,6 % dos implantes ao longo de 10 anos tiveram uma perda óssea mínima menor de 1mm. A associação realizada no presente estudo de implantes extra curtos do tipo “Tissue level” foi totalmente benéfica para os níveis de preservação da crista óssea marginal. O controle

dos níveis de perda óssea marginal é um requisito fundamental para o sucesso a longo prazo deste tipo de tratamento, principalmente quando há a instalação de implantes extra curtos em maxilas atroficas.

Ao correlacionarmos implante e osso alveolar em relação aos protocolos clínicos estudados, aplicação de carga e concentração de tensão foi constatado que no protocolo clínico 1 e no 2 as concentrações de tensão sob carga oblíqua eram maiores e localizadas próxima a interface pilar-implante num posicionamento mais superior (na cinta do implante "Tissue Level"), na margem cortical do tecido ósseo. Este achado pode sugerir o motivo pelo qual o tecido ósseo não apresentou nenhuma área de risco de perda óssea segundo o critério de Mohr Coulomb em nenhuma situação. CALVO-GUIRADO et al, (2016) concluíram que implantes de 4mm são uma opção de tratamento possível com taxas de sucesso radiográfico e clínico similares a implantes mais longos. Em concordância RAVIDÀ et al, (2019) que também observaram que os implantes extra curtos são uma alternativa para casos de atrofia severa, demonstrando taxa de sobrevida satisfatória, como baixo nível de complicações protéticas e biológicas durante acompanhamento de 5 anos.

Por outro lado, os implantes curtos são indicados para regiões onde ocorreram grandes reabsorções ósseas e devido a essa particularidade, a proporção coroa/implante nesses casos geralmente é elevada. Desta forma, forças oblíquas são geradas, assim como movimentos de dobramento, o que por sua vez induzem a uma concentração maior de tensão na interface pilar-implante (TONIOLLO et al., 2013). O presente trabalho corrobora com essa evidência, onde foi constatado que as forças oblíquas induziram uma maior concentração de tensão em todos protocolos clínicos e em todas estruturas estudadas.

A literatura sobre implantes extra curtos é controversa. De acordo com SHERIDAN et al. (2016), que realizou uma revisão de

literatura sobre implantes curtos, constataram que o controle da oclusão é um fator primordial para a conservação e sobrevida de implantes curtos, principalmente pelo aumento da tensão no conjunto implante e osso peri-implantar sob ação das cargas oblíquas. SÁNCHEZ-GARCÉS et al. (2012), descreveram em seu trabalho que a taxa de sobrevida dos implantes curtos é influenciada por diversos fatores como qualidade óssea, desenho, tipo e diâmetro do implante. Apesar do tratamento com implantes extra curtos ser uma opção viável, os resultados demonstrados num estudo clínico com acompanhamento de 12 meses de CALVO-GUIRADO et al. (2016), mostram que a taxa de sobrevida de implantes curtos foi menor do que em implantes regulares (> 10,0 mm). Outro trabalho de SHAH, SARA et al. (2018) com resultados semelhantes, demonstrou em estudo clínico randomizado que implantes curtos de 6 mm possuem taxa de sobrevida menor que os implantes do tipo regulares (10,0 mm).

Os resultados demonstraram que as cargas oblíquas aumentaram a concentração de tensão nos dois protocolos clínicos, porém a distribuição das tensões no protocolo clínico 2 foi mais favorável que no protocolo 1, portanto a hipótese nula foi recusada. No entanto, em nenhum protocolo clínico foi excedido o limite de escoamento mesmo sob ação de forças oblíquas o que nos indica uma alternativa para a utilização do protocolo clínico 1 em situações limítrofes onde não há possibilidade da colocação de 6 implantes.

Apesar dos resultados mostrarem ser promissores para casos de edentulismo severos, onde anteriormente a única alternativa seriam procedimentos de enxertia complexos, devemos interpretar os dados com cautela por se tratar de um estudo *in vitro*, portanto mais estudos são necessários para a validação segura dos dados.

## **7. CONCLUSÃO**

De acordo com as limitações da análise de elementos finitos e segundo os resultados deste estudo foi concluído que cargas oblíquas geram maior concentração de tensão nas estruturas envolvidas (pilar, implante e osso peri-implantar) quando comparado às cargas axiais. O protocolo clínico 2 com seis implantes extra curtos mostrou melhor distribuição de tensões com valores menores em todas as estruturas.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AGLIARDI, E. L. et al. Immediate Fixed Rehabilitation of the Edentulous Maxilla: A Prospective Clinical and Radiological Study after 3 Years of Loading: Immediate Fixed Maxillary Implant Rehabilitations. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, v. 16, n. 2, p. 292–302, abr. 2014.
- AGUIRREBEITIA, J. et al. Influence of design and clinical factors on the removal force ratio in tapered implant-abutment interfaces. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 117, n. 4, p. 493–498, abr. 2017.
- AL-JOHANY, S. Survival Rates of Short Dental Implants ( $\leq 6.5$  mm) Placed in Posterior Edentulous Ridges and Factors Affecting Their Survival After a 12-Month Follow-up Period: Systematic Review. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 34, n. 3, p. 605–621, maio 2019.
- ANITUA, E.; ALKHRAISAT, M. H. 15-year follow-up of short dental implants placed in the partially edentulous patient: Mandible Vs maxilla. **Annals of Anatomy - Anatomischer Anzeiger**, v. 222, p. 88–93, mar. 2019.
- ANNIBALI, S. et al. Short Dental Implants: A Systematic Review. **Journal of Dental Research**, v. 91, n. 1, p. 25–32, jan. 2012.
- ARSLAN, Y. Z. et al. Biomechanical comparison of implantation approaches for the treatment of mandibular total edentulism. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine**, v. 234, n. 10, p. 1139–1150, out. 2020.
- 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, jul. 2009.
- AYALI, A. et al. Biomechanical comparison of the All-on-4, M-4, and V-4 techniques in an atrophic maxilla: A 3D finite element analysis. **Computers in Biology and Medicine**, v. 123, p. 103880, ago. 2020.
- AYALI, A.; BILGINAYLAR, K. Evaluating the biomechanical effects of implant diameter in case of facial trauma to an edentulous atrophic mandible: a 3D finite element analysis. **Head & Face Medicine**, v. 13, 2 maio 2017.
- BALAJI, V. R. et al. Pterygoid Implant for Atrophic Posterior Maxilla. **Journal of pharmacy & bioallied sciences**, v. 9, n. Suppl 1, p. S261–S263, nov. 2017.
- BARBOSA, F. T. et al. Comparative analysis of stress distribution in one-piece and two-piece implants with narrow and extra-narrow diameters: A finite element study. **PLOS ONE**, v. 16, n. 2, p. e0245800, 4 fev. 2021.
- BORDIN, D. et al. Biofilm and saliva affect the biomechanical behavior of dental implants. **Journal of Biomechanics**, v. 48, n. 6, p. 997–1002, abr. 2015.
- BRESSAN, E. et al. Experimental and computational investigation of Morse taper conometric system reliability for the definition of fixed connections between dental implants and prostheses. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine**, v. 228, n. 7, p. 674–681, jul. 2014.
- CALVO-GUIRADO, J. et al. Evaluation of the Surrounding Ring of Two Different Extra-Short Implant Designs in Crestal Bone Maintenance: A Histologic Study in Dogs. **Materials**, v. 11, n. 9, p. 1630, 6 set. 2018.
- CALVO-GUIRADO, J. L. et al. Evaluation of extrashort 4-mm implants in

- mandibular edentulous patients with reduced bone height in comparison with standard implants: a 12-month results. **Clinical Oral Implants Research**, v. 27, n. 7, p. 867–874, jul. 2016.
- CASTRO, C. G. et al. Strain analysis of different diameter Morse taper implants under overloading compressive conditions. **Brazilian Oral Research**, v. 29, n. 1, p. 1–6, 23 jan. 2015.
- CICCI, M. FEM and VonMises analyses of different dental implant shapes for masticatory loading distribution. **Oral & Implantology**, 2014.
- DE FARIA ALMEIDA, D. A. et al. Influence of Tapered and External Hexagon Connections on Bone Stresses Around Tilted Dental Implants: Three-Dimensional Finite Element Method With Statistical Analysis. **Journal of Periodontology**, v. 85, n. 2, p. 261–269, fev. 2014.
- DE SOUZA RENDOHL, E.; BRANDT, W. C. Stress distribution with extra-short implants in an angled frictional system: A finite element analysis study. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, p. S0022391320303644, jul. 2020.
- DIMILILER, G.; KÜCÜKKURT, S.; CETINER, S. Biomechanical effects of implant number and diameter on stress distributions in maxillary implant-supported overdentures. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 119, p. 244–249.e6, fev. 2018.
- DOGANAY, O.; KILIC, E. Comparative Finite Element Analysis of Short Implants with Different Treatment Approaches in the Atrophic Mandible. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 35, n. 4, p. e69–e76, jul. 2020.
- EDWARDS, W. B.; TROY, K. L. Finite element prediction of surface strain and fracture strength at the distal radius. **Medical Engineering & Physics**, v. 34, n. 3, p. 290–298, abr. 2012.
- FELICE, P. et al. Short implants versus longer implants in vertically augmented posterior mandibles: a randomised controlled trial with 5-year after loading follow-up. **European journal of oral implantology**, v. 7, n. 4, p. 359–369, Winter 2014.
- FELICE, P. et al. Five-year results from a randomised controlled trial comparing prostheses supported by 5-mm long implants or by longer implants in augmented bone in posterior atrophic edentulous jaws. **International journal of oral implantology (Berlin, Germany)**, v. 12, n. 1, p. 25–37, 2019.
- GENG, J.-P.; TAN, K. B. C.; LIU, G.-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 85, n. 6, p. 585–598, jun. 2001.
- GRANDI, T.; SIGNORINI, L. Rehabilitation of the Completely Edentulous Mandible by All-on-Four Treatment Concept: A Retrospective Cohort Study with Up to 10 Years Follow-Up. **Medicina**, v. 58, n. 1, p. 10, 22 dez. 2021.
- JAYME, S. J. et al. Comparative Finite Element Analysis of Short Implants and Lateralization of the Inferior Alveolar Nerve With Different Prosthesis Heights: **Journal of Craniofacial Surgery**, v. 26, n. 8, p. 2342–2346, nov. 2015.
- JENSEN, O. T.; ADAMS, M. W. The Maxillary M-4: A Technical and Biomechanical Note for All-on-4 Management of Severe Maxillary Atrophy—Report of 3 Cases. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 67, n. 8, p. 1739–1744, ago. 2009.
- KANG, M.-H. et al. Retrospective radiographic observational study of 1692

- Straumann tissue-level dental implants over 10 years. II. Marginal bone stability. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, v. 20, n. 5, p. 875–881, out. 2018.
- KARABUDA, Z. C.; ABDEL-HAQ, J.; ARISAN, V. Stability, marginal bone loss and survival of standard and modified sand-blasted, acid-etched implants in bilateral edentulous spaces: a prospective 15-month evaluation: 15-month prospective evaluation of SLA and modSLA implants. **Clinical Oral Implants Research**, v. 22, n. 8, p. 840–849, ago. 2011.
- KIM, S. et al. A Three-Dimensional Finite Element Analysis of Short Dental Implants in the Posterior Maxilla. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 29, n. 2, p. e155–e164, 2014.
- LEMOS, C. A. A. et al. Retention System and Splinting on Morse Taper Implants in the Posterior Maxilla by 3D Finite Element Analysis. **Brazilian Dental Journal**, v. 29, n. 1, p. 30–35, fev. 2018.
- LOTTI, R. S. et al. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial**, v. 11, n. 2, p. 35–43, abr. 2006.
- MACEDO, J. P. et al. Finite element analysis of stress extent at peri-implant bone surrounding external hexagon or Morse taper implants. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 71, p. 441–447, jul. 2017.
- 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, mar. 2003.
- MANGANO, F. et al. The Effect of Crown-to-Implant Ratio on the Clinical Performance of Extra-Short Locking-Taper Implants: **Journal of Craniofacial Surgery**, v. 27, n. 3, p. 675–681, maio 2016.
- MEIMANDI, M. et al. Comparison of Stress and Strain Distribution Around Splinted and Nonsplinted 6-mm Short Implants in Posterior Mandible: A Finite Element Analysis Study. **Implant Dentistry**, p. 1, jan. 2018.
- MERTENS, C. et al. Use of 8-mm and 9-mm implants in atrophic alveolar ridges: 10-year results. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, v. 27, n. 6, p. 1501–1508, dez. 2012.
- MONJE, A. et al. A systematic review on marginal bone loss around short dental implants (<10 mm) for implant-supported fixed prostheses. **Clinical Oral Implants Research**, v. 25, n. 10, p. 1119–1124, out. 2014.
- MOON, S.-Y. et al. Three-dimensional finite element analysis of platform switched implant. **The Journal of Advanced Prosthodontics**, v. 9, n. 1, p. 31, 2017.
- MORAES, S. L. D. DE et al. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Varying Diameter and Connection Type in Implants with High Crown-Implant Ratio. **Brazilian Dental Journal**, v. 29, n. 1, p. 36–42, fev. 2018.
- MORGAN, E. F. et al. Contribution of inter-site variations in architecture to trabecular bone apparent yield strains. **Journal of Biomechanics**, v. 37, n. 9, p. 1413–1420, set. 2004.
- OHYAMA, T. et al. Three-dimensional finite element analysis of the effects of implant diameter and photofunctionalization on peri-implant stress. **Journal of Oral Science**, v. 59, p. 273–278, 2017.
- PISANI, M. X. et al. Biomechanical behavior of 2-implant–and single-

- implant-retained mandibular overdentures with conventional or mini implants. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, abr. 2018.
- PISTILLI, R. et al. Posterior atrophic jaws rehabilitated with prostheses supported by 5 x 5 mm implants with a novel nanostructured calcium-incorporated titanium surface or by longer implants in augmented bone. One-year results from a randomised controlled trial. **European journal of oral implantology**, v. 6, n. 4, p. 343–357, Winter 2013.
- POMMER, B. et al. Impact of dental implant length on early failure rates: a meta-analysis of observational studies: Meta-analysis on dental implant length. **Journal of Clinical Periodontology**, v. 38, n. 9, p. 856–863, set. 2011.
- RAVIDÀ, A. et al. Long-Term Effectiveness of Extra-Short ( $\leq 6$  mm) Dental Implants: A Systematic Review. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 34, n. 1, p. 68–84, jan. 2019.
- RENOUARD, F.; NISAND, D. Short Implants in the Severely Resorbed Maxilla: A 2-Year Retrospective Clinical Study. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, v. 7, n. s1, p. s104–s110, jun. 2005.
- ROY, S. et al. Design of patient specific dental implant using FE analysis and computational intelligence techniques. **Applied Soft Computing**, v. 65, p. 272–279, abr. 2018.
- SÁNCHEZ-GARCÉS, M. A.; COSTA-BERENGUER, X.; GAY-ESCODA, C. Short Implants: A Descriptive Study of 273 Implants: Short Implants. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, v. 14, n. 4, p. 508–516, ago. 2012.
- SANTANA, L. et al. Mechanical Stress Analysis of Different Configurations of the All-on-4 Concept in Atrophic Mandible: A 3D Finite Element Study. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 36, n. 1, p. 75–85, jan. 2021.
- SANTIAGO, J. F. et al. Finite element analysis on influence of implant surface treatments, connection and bone types. **Materials Science and Engineering: C**, v. 63, p. 292–300, jun. 2016.
- SHAH, SARA et al. Can extra-short dental implants serve as alternatives to bone augmentation? A preliminary longitudinal randomized controlled clinical trial. **Quintessence International**, v. 49, n. 8, p. 635–643, 9 jul. 2018.
- SHERIDAN, RACHEL A. et al. The Role of Occlusion in Implant Therapy: A Comprehensive Updated Review. **IMPLANT DENTISTRY**, v. 25, n. 6, p. 1–10, 2016.
- SLOTTE, C. et al. Four-Millimeter Implants Supporting Fixed Partial Dental Prostheses in the Severely Resorbed Posterior Mandible: Two-Year Results: Four-Millimeter Implants Supporting Fixed Partial Dental Prostheses in the Severely Resorbed Posterior Mandible: Two-Year Results. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, v. 14, p. e46–e58, maio 2012.
- SONG, H.-Y. et al. A two-short-implant-supported molar restoration in atrophic posterior maxilla: A finite element analysis. **The Journal of Advanced Prosthodontics**, v. 8, n. 4, p. 304–312, 1 ago. 2016.
- SUL, Y.-T. et al. Resonance frequency measurements *in vivo* and related surface properties of magnesium-incorporated, micropatterned and magnesium-incorporated TiUnite<sup>®</sup>, Osseotite<sup>®</sup>, SLA<sup>®</sup> and TiOblast<sup>®</sup> implants. **Clinical Oral Implants Research**, v. 20, n. 10, p. 1146–1155, out. 2009.

- TALLARICO, M. et al. Five-Year Results of a Randomized Controlled Trial Comparing Patients Rehabilitated with Immediately Loaded Maxillary Cross-Arch Fixed Dental Prosthesis Supported by Four or Six Implants Placed Using Guided Surgery: Fixed Prosthesis on Four versus Six Implants: A 5-Year RCT. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, v. 18, n. 5, p. 965–972, out. 2016.
- TAYLOR, M.; PRENDERGAST, P. J. Four decades of finite element analysis of orthopaedic devices: Where are we now and what are the opportunities? **Journal of Biomechanics**, v. 48, n. 5, p. 767–778, mar. 2015.
- TONIOLLO, M. B. et al. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Stress Distribution on Different Bony Ridges With Different Lengths of Morse Taper Implants and Prosthesis Dimensions: **Journal of Craniofacial Surgery**, v. 23, n. 6, p. 1888–1892, nov. 2012.
- TONIOLLO, M. B. et al. A three-dimensional finite element analysis of the stress distribution on morse taper implants surface. **Journal of Prosthodontic Research**, v. 57, n. 3, p. 206–212, jul. 2013.
- VAN STADEN, R. C. et al. A Finite Element Study of Short Dental Implants in the Posterior Maxilla. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 29, n. 2, p. e147–e154, 2014.
- VASCO, M. A. A.; HECKE, M. B.; BEZZON, O. L. Analysis of Short Implants and Lateralization of the Inferior Alveolar Nerve With 2-Stage Dental Implants by Finite Element Method: **Journal of Craniofacial Surgery**, v. 22, n. 6, p. 2064–2071, nov. 2011.
- VIDYA BHAT, S.; PREMKUMAR, P.; KAMALAKANTH SHENOY, K. Stress Distribution Around Single Short Dental Implants: A Finite Element Study. **The Journal of Indian Prosthodontic Society**, v. 14, n. S1, p. 161–167, dez. 2014.
- VILLARINHO, E. A. et al. The Effect of a Positioning Index on the Biomechanical Stability of Tapered Implant-Abutment Connections. **Journal of Oral Implantology**, v. 41, n. 2, p. 139–143, abr. 2015.
- WAKABAYASHI, N. et al. Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. **Journal of Dentistry**, v. 36, n. 7, p. 463–471, jul. 2008.