



**UNESP - Universidade Estadual Paulista**

**“Júlio de Mesquita Filho”**

**Faculdade de Odontologia de Araraquara**



**Diogo de Vasconcelos Macêdo**

**Análise por meio de elementos finitos, de enxertos ósseos, associados à  
placas de reconstrução em defeitos mandibulares**

**Araraquara**

**2022**



**UNESP - Universidade Estadual Paulista**

**“Júlio de Mesquita Filho”**

**Faculdade de Odontologia de Araraquara**



**Diogo de Vasconcelos Macêdo**

**Análise por meio de elementos finitos de enxertos ósseos associados a placas de reconstrução em defeitos mandibulares**

Tese apresentada à Universidade Estadual Paulista (UNESP), Faculdade de Odontologia, Araraquara para obtenção do título de Doutor em Ciências Odontológicas, na Área de Diagnóstico e Cirurgia.

**Orientador: Prof. Dr. Marcelo Silva Monnazzi**

**Araraquara**

**2022**

|       |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                    |
|-------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| M141a | <p>Macedo, Diogo de Vasconcelos</p> <p>Análise por meio de elementos finitos, de enxertos ósseos, associados à placas de reconstrução em defeitos mandibulares / Diogo de Vasconcelos Macedo. -- Araraquara, 2022</p> <p>74 p.</p> <p>Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia, Araraquara</p> <p>Orientador: Marcelo Silva Monnazzi</p> <p>1. Mandíbula. 2. Análise de Elementos Finitos. 3. Fixação de Fratura. 4. Fixadores internos. I. Título.</p> |
|-------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|

Sistema de geração automática de fichas catalográficas da Unesp. Biblioteca da Faculdade de Odontologia, Araraquara. Dados fornecidos pelo autor(a).

Essa ficha não pode ser modificada.

**Diogo de Vasconcelos Macêdo**

**Análise por meio de elementos finitos de enxertos ósseos associados a placas de  
reconstrução em defeitos mandibulares**

**Comissão Julgadora**

**Tese para obtenção do grau de Doutor em Ciências Odontológicas na área de  
Diagnóstico e Cirurgia**

Presidente e orientador: Professor Dr. Marcelo Silva Monnazzi

2 Examinador: Professor Dr. Eduardo Hochuli Vieira

3 Examinador: Professor Dr. Roberto Henrique Barbeiro

4o Examinador: Professor Dr. Nicolau Conte Neto

5o Examinador: Professor Dr. Waldner Ricardo Souza de Carvalho

Araraquara, 12 de setembro de 2022

## **DADOS CURRICULARES**

### **Diogo de Vasconcelos Macêdo**

Nascimento: 31 de março de 1990, Belém do Pará, Pará, Brasil

Filiação: Ubiraelson da Silva Macêdo e Aymêe de Vasconcelos Macêdo

2007/2022: Graduado em Odontologia pela Universidade Federal do Pará no ano de 2012, Aperfeiçoamento em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial pela Irmandade da Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, Residência em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial pela Universidade Estadual de Maringá, Mestrado em Ciências Odontológicas pela Universidade Estadual Paulista.

*Dedico este trabalho primeiramente a Deus, por ser essencial em minha vida, autor de tudo que sou, pedra angular em tudo que busco alcançar.*

*À minha Mãe, AYMÊE DE VASCONCELOS MACÊDO, pelo apoio e suporte ao longo de toda minha vida, jamais medindo esforços pelos seus filhos.*

*Ao meu Pai, UBIRAEELSON DA SILVA MACÊDO, meu maior Herói, por sempre ter sido um exemplo de honra, coragem e inteligência, além da prova absoluta de que nada supera o estudo.*

*Ao meu irmão, DANNIEL DE VASCONCELOS MACÊDO, por ser o ombro amigo que nunca me deixou fraquejar.*

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço à Faculdade de Odontologia de Araraquara, FOAr UNESP e corpo docente pelo suporte na realização do curso de pós-graduação em ciências odontológicas.

Agradeço aos amigos da pós-graduação da Faculdade de Odontologia de Araraquara, FOAr UNESP. Citá-los nominalmente seria incorrer no pecado de esquecer de algum deles.

Agradeço aos amigos de pós-graduação e hoje colegas de trabalho LUIS FERNANDO DE OLIVEIRA GORLA e JOSÉ CLEVEILTON DOS SANTOS, por todo apoio e suporte.

Agradeço à TRAUMEC HEALTH TECHNOLOGY pelo suporte institucional de análises laboratoriais e disponibilização de modelos.

Agradeço aos amigos WALDNER RICARDO SOUZA DE CARVALHO, MARIO AUGUSTO RAMOS JÚNIOR e NICOLAU CONTE NETO, meus colegas de trabalho que se tornaram família.

Agradeço ao corpo de professores do Departamento de Cirurgia e Diagnóstico, PROF DR MARIO FRANCISCO REAL GABRIELLI, PROFA DRA MARISA APARECIDA CABRINI GABRIELLI, PROF DR VALFRIDO ANTONIO PEREIRA FILHO, PROF DR EDUARDO HOCHULI VIEIRA, PROF DR ROBERTO BARBEIRO, por todo apoio e suporte.

Agradeço ao amigo e Orientador Prof. Dr. MARCELO SILVA MONNAZZI pelo apoio, ajuda, paciência e orientação na condução deste trabalho.

Agradeço à toda banca avaliadora, presente na condução deste trabalho.

Macedo DV. Análise por meio de elementos finitos de enxertos ósseos associados a placas de reconstrução em defeitos mandibulares [tese de doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2022.

## **RESUMO**

Defeitos segmentares no osso mandibular podem ocorrer após traumatismo local, infecção ou ressecção cirúrgica. Não realizar reconstrução nesses pacientes, pode gerar prejuízo estético grave, dificuldades na mastigação, fala e consequente diminuição de qualidade de vida. Várias possibilidades reconstrutivas estão disponíveis atualmente, e a estabilização temporária dos segmentos ósseos com placas de reconstrução é comumente utilizada quando a reconstrução óssea imediata não é possível. No entanto, apesar das dificuldades por vezes encontradas, a reconstrução do defeito com osso autógeno se mantém como o padrão-ouro. A utilização da Análise de Elementos Finitos permite avaliar matematicamente estruturas em um ambiente controlado, e a aplicação de forças em qualquer ponto e/ou direção, aferindo a deformação dos materiais, bem como a tensão aplicada aos mesmos. Assim, o objetivo deste estudo foi avaliar o comportamento de três placas de reconstrução, utilizadas sobre defeitos segmentares, por meio de análise de elementos finitos, em conjunto com a utilização de um enxerto em bloco. Após simulação, foram encontrados menores valores de estresse nas placas de maior espessura, sugerindo maior resistência destas nos cenários simulados. Em contrapartida, valores aumentados de estresse sobre os parafusos estavam presentes nas placas mais espessas, o que poderia predispor à falha da fixação em uma situação clínica.

**Palavras-chave:** Mandíbula. Análise de elementos finitos. Fixação de fratura. Fixadores internos.

Macedo DV. Finite element analysis of bone grafts with reconstruction plates in mandibular defects [tese de doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2022.

## **ABSTRACT**

Segmental defects in the mandibular bone may occur following local trauma, infection, or surgical resection. Failure to perform reconstruction in these patients can lead to severe aesthetic impairment, chewing difficulties, speech and subsequent decrease in quality of life. Several reconstructive possibilities are currently available, and temporary stabilization of bone segments with reconstruction plates is commonly used when immediate bone reconstruction is not possible. However, despite the difficulties sometimes encountered, reconstruction of the defect with autogenous bone remains the gold standard. The use of Finite Element Analysis allows to mathematically evaluate structures in a controlled environment, and the application of forces at any point and / or direction, measuring the deformation of materials as well as the stress applied to them. Thus, the objective of this study was to evaluate the behavior of three reconstruction plates, used on segmental mandibular defects, through finite element analysis, as well as the influence of the use of a block graft on this environment. After simulation, lower stress values were found in the thicker plates, suggesting greater resistance in the simulated scenarios. In contrast, increased stress values on screws were present in thicker plates, which could predispose to fixation failure in a clinical situation.

**Keywords:** Mandible. Finite element analysis. Fracture fixation. Internal fixators.

## SUMÁRIO

|                                                                         |           |
|-------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>1 INTRODUÇÃO.....</b>                                                | <b>11</b> |
| <b>2 REVISÃO DE LITERATURA.....</b>                                     | <b>14</b> |
| 2.1 Análise de elementos finitos .....                                  | 14        |
| 2.2 Estabilização mandibular com placas de reconstrução.....            | 18        |
| 2.3 Enxertos não vascularizados em defeitos segmentares de mandíbula... | 21        |
| 2.4 Enxertos vascularizados em defeitos segmentares de mandíbula .....  | 25        |
| <b>3 OBJETIVO .....</b>                                                 | <b>29</b> |
| <b>4 MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>                                      | <b>30</b> |
| 4.1 Confeção de modelos tridimensionais .....                           | 30        |
| 4.2 Simulação cirúrgica e distribuição dos grupos .....                 | 31        |
| 4.3 Modelagem das placas e simulação da enxertia .....                  | 35        |
| 4.4 Análise de elementos finitos .....                                  | 39        |
| <b>5 RESULTADOS .....</b>                                               | <b>42</b> |
| 5.1 Defeito segmengar anterior (Grupo 1) .....                          | 42        |
| 5.2 Defeito segmentar em corpo mandibular (Grupo 2) .....               | 48        |
| 5.3 Defeito segmentar em ramo mandibular (Grupo 3) .....                | 54        |
| <b>6 DISCUSSÃO .....</b>                                                | <b>60</b> |
| <b>7 CONCLUSÕES .....</b>                                               | <b>65</b> |
| <b>REFERÊNCIAS.....</b>                                                 | <b>66</b> |
| <b>ANEXO A .....</b>                                                    | <b>72</b> |

## 1 INTRODUÇÃO

Defeitos segmentares da mandíbula estão presentes na rotina do Cirurgião Buco-Maxilo-Facial e podem ser resultantes de lesões ósseas (malignas ou benignas), trauma ou infecção. Dependendo da localização e extensão do defeito, sequelas funcionais e/ou estéticas são esperadas, podendo incluir dificuldade de fala, mastigação, deglutição e respiração. Além de prejuízos anatômicos e funcionais, o dano psicossocial pode afetar negativamente a qualidade de vida dos pacientes, de modo, que a abordagem cirúrgica deve considerar a reabilitação precoce do doente<sup>1</sup>.

O desafio nestes casos reside em definir a melhor forma de tratamento. Diversos métodos de reconstrução estão descritos, mas nenhum deles apresenta aceitação unânime. A utilização de enxerto microvascularizado e placas de reconstrução exhibe as melhores taxas de sucesso e representa atualmente o tratamento de escolha. No entanto, pacientes com comprometimento sistêmico podem não estar aptos a serem submetidos a uma cirurgia de grandes proporções, de maior duração e com necessidade de um segundo sítio cirúrgico (doador), o que acarreta em maior morbidade do procedimento<sup>2-4</sup>.

Ainda, altas taxas de recidiva podem advogar contra a reconstrução óssea em um primeiro momento, especialmente se a possibilidade de verificação das margens da peça não estiver disponível de forma imediata. Assim, alguns autores preferem acompanhar as margens da lesão durante algum tempo, antes de reestabelecer a continuidade óssea da mandíbula, uma vez que a presença de um enxerto poderia dificultar a visualização de uma lesão recorrente nos cotos ósseos<sup>5,6</sup>.

Nestes casos, os segmentos ósseos são estabilizados temporariamente com auxílio de placas e parafusos de titânio em um sistema de carga suportada, preservando o contorno mandibular até que o enxerto ósseo possa ser realizado, embora a utilização destes materiais não substitua o procedimento de enxertia futuro. Assim, vários sistemas foram desenvolvidos, passando por placas customizadas de corpo maciço de titânio a placas de estoque, sem personalização, e dependentes de modelagem manual pelo cirurgião, com ou sem travamento dos parafusos.

Um problema quando é realizada a estabilização do defeito ósseo apenas com placas e parafusos de titânio é a alta taxa de falha associada a esta abordagem, incluindo exposição do material de fixação, parafusos soltos e fratura da placa<sup>7-9</sup>.

Diversos fatores influenciam nestas taxas de complicação, incluindo a localização e extensão do defeito, distribuição dos parafusos e qualidade do tecido mole circunjacente, o que justifica mudanças no desenho das placas utilizadas<sup>6,8,10-12</sup>.

Desta forma, parece lógico que evitar forças de tensão e estresse ao redor de componentes específicos da placa e dos parafusos pode alterar a estabilidade e integridade do material de fixação a longo prazo. Ainda, a distribuição dos componentes deve ser avaliada e modificada a depender do tipo e tamanho de defeito a ser tratado, utilização ou não de enxertos ósseos e mantendo um desenho que atenda ao maior número possível de situações clínicas sem que haja necessidade de customização. No entanto, poucos trabalhos avaliaram a distribuição de forças em diferentes distribuições de parafusos e desenhos de placas de reconstrução, bem como a influência que a reconstrução óssea possui sobre estes componentes.

Estudos *in vitro* utilizando mandíbulas sintéticas ou peças anatômicas permitem que sejam avaliadas a estabilidade mecânica de diversas fixações, mas requerem amostras grandes e no caso de mandíbulas de cadáver, a obtenção dessas amostras é inviável. Também, estudos com biomodelos por vezes mostraram resultados conflitantes<sup>13,14</sup>. Ainda, estudos biomecânicos encontram dificuldades em replicar as forças musculares que atuam sobre o osso mandibular.

Alternativamente ao estudo com biomodelos, a Análise de Elementos Finitos (AEF) utiliza dados computacionais para gerar simulações. Assim, por meio de dados matemáticos, é possível avaliar a distribuição de carga, tensão e estresse sobre uma determinada superfície e/ou objeto com quantidade de detalhes satisfatória. Ainda, o programa permite diversos cenários de simulação, permitindo o controle da complexidade dos objetos estudados. A precisão da AEF em análise de modelos ósseos em associação ou não com fixação interna rígida de ligas de titânio já foi estabelecida na literatura por diversos autores<sup>15-19</sup> e permite uma análise mecânica aprofundada, que seria difícil de ser alcançada por outros meios.

Assim, embora técnicas que permitam a enxertia de áreas ressecadas sejam consideradas o tratamento de escolha, faltam estudos que identifiquem a influência destas técnicas sobre o estresse direcionado aos materiais de síntese. A utilização de placas de reconstrução isoladamente representa ainda uma alternativa quando existem condições locais ou sistêmicas que contraindiquem a reconstrução primária. Desta forma, se faz necessária a comparação de diferentes configurações de fixação

óssea em áreas com perda de continuidade, com e sem a presença de enxertia na região, no intuito de orientar a conduta do cirurgião em busca de melhores resultados.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

Foi realizada revisão de literatura por tópicos, sem limite de data, e abrangendo literatura considerada pertinente.

### 2.1 Análise de elementos finitos

Kimura et al.<sup>15</sup> avaliaram por meio da AEF a melhor disposição de parafusos para dispersar as forças na interface óssea. Utilizando modelos de 08 mandíbulas, foram realizados dois defeitos ósseos diferentes, um deles cruzando a linha média e outro envolvendo corpo e ângulo mandibular. Foram ainda realizados três diferentes tipos de fixação com parafusos bicorticais, variando a disposição dos parafusos entre si. Os autores encontraram cargas maiores sobre o parafuso mais próximo ao defeito do lado contralateral à força exercida.

Knoll et al.<sup>20</sup> avaliaram a influência do desenho da placa e da espessura dos parafusos utilizados em placas de reconstrução utilizadas sobre defeitos de ângulo mandibular, encontrando picos de força muito maiores que aqueles aceitos fisiologicamente. Os autores recomendaram mudanças no desenho da placa utilizada, aumentando o contato com a porção óssea. Ainda, constataram que o aumento no diâmetro dos parafusos diminuiu significativamente as forças dissipadas.

Markwardt et al.<sup>9</sup> acompanharam 60 pacientes submetidos a ressecção mandibular como parte do tratamento oncológico ao longo de um período de 10 anos. Os autores reportaram uma taxa de complicação de 48%, sendo a exposição do material de fixação a complicação mais comum, seguida pela soltura dos parafusos. Ainda, estabeleceram oclusão contralateral ao defeito, defeitos extensos e que cruzem a linha média como fatores de risco. Por meio de um modelo computacional por AEF foi observada a criação de um movimento de torção sobre os parafusos, o que poderia causar a perda dos mesmos em médio prazo, e propuseram mudanças no desenho das placas utilizadas para eliminar estas forças, retirando os parafusos mais próximos ao defeito do longo eixo da placa.

Nagasao et al.<sup>21</sup> avaliaram por meio de AEF as diferentes distribuições de forças em mandíbulas reconstruídas com enxertos fibulares em comparação com aquelas deixadas apenas com material de síntese. Os autores simularam ainda um implante em região de corpo mandibular contralateral aonde incidiram as forças

mastigatórias. Enquanto não houve diferença na dissipação de forças sobre o implante nos grupos estudados, percebeu-se um aumento significativo das forças na interface osso parafuso das mandíbulas que não possuíam a reconstrução óssea.

Wu et al.<sup>22</sup> avaliaram o comportamento de placas de titânio submetidas à forças mastigatórias em defeitos segmentares de mandíbula. Os valores se mantiveram em uma faixa de aceitabilidade com valores menores de força, quando os valores se aproximaram da força máxima de mordida de um ser humano (450N), os materiais simulados não atenderam às exigências mínimas, com áreas de tensão se concentrando sobre as angulações da placa simulada.

Vajgel et al.<sup>23</sup> utilizaram a AEF para simular o comportamento de placas do Sistema 2,0 de diferentes espessuras para o tratamento de fraturas em mandíbulas atroficas, encontrando melhores resultados em placas de maior espessura, com pelo menos três parafusos com sistema de travamento em cada coto fraturado. Ainda, os valores de deslocamento foram muito menores na placa mais espessa da simulação.

Li et al.<sup>24</sup> mostraram uma sequência de planejamento para reabilitação de um paciente com defeito segmentar de mandíbula. Os autores desenvolveram uma placa customizada de espessura variável e distribuição individualizada dos parafusos, estabelecendo por meio de AEF áreas de distribuição ideal de força sobre o material de síntese simulado.

Jedrusik-Pawlowska et al.<sup>25</sup> partindo de imagens de tomografias computadorizadas de pacientes reconstruídos com placas de reconstrução do sistema 2,4 e enxerto ósseo autógeno, avaliaram as diferentes curvas de distribuição do estresse em enxertos de origens diferentes. Os autores constataram que picos de força se dissipavam ao redor do parafuso mais próximo do defeito, e que para uma adequada cicatrização óssea, quantidades controladas de força devem incidir sobre o osso mandibular, de forma que a placa não deve ser extremamente rígida.

Li et al.<sup>26</sup> verificaram por meio da AEF áreas de concentração de estresse em uma placa customizada já fraturada. A partir de um modelo computacional, os autores alteraram o posicionamento dos parafusos e a espessura de áreas selecionadas baseando-se na distribuição de forças previamente estudadas, atingindo uma distribuição ótima das cargas mastigatórias.

Narra et al.<sup>27</sup> empregaram a AEF para avaliar 02 placas customizadas projetadas para pacientes submetidos a ressecção segmentar de mandíbula. Simulações revelaram tensões máximas de até 108 MPa nas placas e de até 190 Mpa nos parafusos, demonstrando a influência do desenho do material de síntese nas tensões induzidas nas estruturas metálicas. Ressaltaram ainda a importância de se atentar para as cargas aos quais os materiais serão expostos, podendo gerar valores de tensão excessivamente altos na interface osso-parafuso, e subsequente falha do material de fixação.

Bujtar et al.<sup>28</sup> desenvolveram um modelo tridimensional para avaliar o comportamento de placas de reconstrução sobre defeitos segmentares de mandíbula. Os autores delimitaram 04 defeitos mandibulares distintos, utilizaram uma placa de reconstrução com 03 mm de espessura e simularam sistemas com e sem travamento, com parafusos mono e bicorticais. Três parafusos foram colocados de cada lado do defeito simulado, com o mais próximo deles a 10mm do defeito. Placas com parafusos monocorticais e com travamento apresentaram a maior eficácia, embora os autores ressaltem que a simplificação realizada nos parafusos pode ter diminuído as forças incidentes na porção óssea, e que fatores clínicos, como adaptação imperfeita das placas e baixa qualidade óssea podem ser indicativos para utilização de parafusos bicorticais, bem como de um maior número de parafusos.

Al-Ahmari et al.<sup>29</sup> projetaram uma placa de reconstrução sinuosa para reconstruir um defeito segmentar de mandíbula e utilizaram AEF para comparar o novo desenho com uma placa reta, tradicionalmente usada. Os autores concluíram que a placa reta apresenta uma pior distribuição de forças que a placa customizada, o que poderia comprometer a longevidade da fixação, e sugerem que os desenhos das placas e distribuição dos parafusos devem ser individualizados para cada paciente.

Park et al.<sup>30</sup> avaliaram a influência do estresse residual em placas de reconstrução modeladas durante o ato cirúrgico por meio da AEF, comparativamente com placas customizadas. Quatro cenários foram simulados, com e sem a presença do estresse residual decorrente da modelagem das placas, e submetidos a cargas mastigatórias. As simulações revelaram que apesar de suportarem cargas semelhantes, placas mais grossas apresentaram picos de tensão muito maiores nas

áreas previamente modeladas, de forma que o cirurgião deve avaliar cuidadosamente a espessura da placa e a quantidade de dobras necessárias para adaptação da mesma.

Jahadakbar et al.<sup>31</sup> compararam as propriedades biomecânicas de placas de reconstrução de titânio com placas porosas de NiTi, por meio de AEF. Os autores geraram modelos segmentados a partir de uma tomografia computadorizada e geraram placas de reconstrução com módulos de elasticidade semelhantes ao do osso circunjacente. Os resultados indicaram valores de estresse mais altos sobre o osso enxertado quando placas mais maleáveis foram utilizadas, mas ainda dentro de valores aceitáveis. Segundo os autores, a utilização de placas porosas pode prevenir que o osso seja subcarregado e ocorra reabsorção óssea.

Sanal et al.<sup>32</sup> estudaram diferentes distribuições de parafusos em 02 desenhos de placas de reconstrução sobre defeitos segmentares por meio da AEF. Modelos tridimensionais de mandíbulas ressecadas na região de sínfise e corpo foram reconstruídos com placas retas ou anguladas, apresentando 05 parafusos em distribuição variável em cada lado do defeito. Os autores encontraram valores de estresse maiores sobre o parafuso mais próximo ao defeito, gradualmente diminuindo até o parafuso mais distante e ressaltam a importância de se colocar um parafuso próximo à ressecção realizada.

Gutwald et al.<sup>33</sup> avaliaram o comportamento de uma placa customizada, em comparação com uma placa reta sem qualquer tipo de individualização. Por meio do uso da AEF, os autores compararam mais de 100 diferentes desenhos de placas para um defeito em corpo mandibular direito, e conseguiram aumentar significativamente a resistência da placa por meio de incremento da espessura em regiões críticas.

## 2.2 Estabilização mandibular com placas de reconstrução

Kim et al.<sup>34</sup> analisou a evolução de pacientes submetidos a ressecções segmentares de mandíbula e instalação de placas de reconstrução. Trinta e sete pacientes foram avaliados, dos quais 9 foram submetidos a reconstrução com osso autógeno. Taxas de reoperação mais altas foram encontradas quando houve envolvimento da porção anterior da mandíbula (52,2%). Não houve diferença estatisticamente significativa entre a reconstrução imediata ou tardia, mas os pacientes com defeitos anteriores em programação de reconstrução em um segundo momento apresentaram a maior incidência de reabordagem. A complicação mais comum foi infecção pós-operatória, seguida de exposição do material de síntese.

Lindqvist et al.<sup>5</sup> acompanharam 34 pacientes com defeitos segmentares em mandíbula. Os autores classificaram 82% dos procedimentos como excelentes ou medianos, considerando resultados estéticos e funcionais. Doze pacientes tiveram de ter suas placas removidas por complicações diversas e 5 destes tiveram uma nova placa instalada no mesmo momento. As complicações mais comuns foram exposição da placa, infecção e soltura dos parafusos. Os autores consideram que dada as altas taxas de recidiva do câncer na região orofacial e da morbidade associada à realização de um enxerto microvascularizado, a estabilização do defeito mandibular somente com placas de reconstrução é uma opção viável e com resultados satisfatórios.

Disher et al.<sup>12</sup> avaliaram 16 pacientes oncológicos reconstruídos apenas com placas de reconstrução e retalhos de tecido mole, considerando este um método rápido e confiável para manter a função mandibular sem as desvantagens associadas à um sítio doador de tecido ósseo. Uma taxa de complicações de 38% com a exposição da placa sendo a mais comum. Os autores consideram a reabilitação com um enxerto microvascularizado a melhor opção para defeitos anteriores, mas consideram a utilização somente de placas de reconstrução uma opção viável em defeitos laterais sem necessidade de reabilitação protética, especialmente quando altas taxas de recidiva são esperadas.

Irish et al.<sup>6</sup> analisaram 51 pacientes submetidos à ressecção segmentar de mandíbula e tratados com placas de reconstrução. Foi constatada uma taxa de falha de 24%, consistindo em qualquer condição que exigisse uma nova abordagem

cirúrgica, sendo a exposição e a fratura da placa as mais comuns e mais comuns em defeitos de tamanho aumentado. Não foi encontrada relação com a realização de radioterapia na região operada. A utilização de placas de reconstrução é considerada segura, rápida, e confiável, permitindo um rápido retorno à função, sem prejudicar a eventual realização de radioterapia ou inviabilizar futuros procedimentos de enxertia.

Arden et al.<sup>11</sup> em um estudo retrospectivo relacionaram o tamanho da área ressecada com a incidência de complicações em pacientes com defeitos segmentares que receberam apenas placas de reconstrução. Trinta e um pacientes foram avaliados, complicações ocorreram em 45% destes, sendo a mais comum a exposição da placa, seguida de parafusos soltos, infecção pós operatória e fratura do material de síntese. Níveis significativamente mais altos de falha (81%) foram associados a espaços maiores que 5 cm, contra-indicando a utilização apenas de placas em defeitos ósseos sob estas condições.

Spencer et al.<sup>8</sup> relataram uma série de 21 pacientes, selecionados para estabilização mandibular com placas de titânio após a excisão de tumores malignos. Sucesso foi definido como uma placa que não precisou ser removida por fratura, exposição ou infecção. A taxa de sucesso reportada foi de 71%, com acompanhamento variando de 7-53 meses. A maioria das falhas ocorreu quando estavam presentes defeitos anteriores ou grandes defeitos laterais que incluíam o côndilo e quando os pacientes foram submetidos a radioterapia pré ou pós-operatória. Os autores consideram que o uso de placas de reconstrução para estabilizar defeitos mandibulares segmentares serve como um método paliativo em situações que a reconstrução mandibular não é possível, garantindo manutenção espacial das estruturas mandibulares remanescentes após cirurgia ablativa.

Yi et al.<sup>35</sup> realizaram um estudo retrospectivo de 68 pacientes para avaliar as complicações decorrentes do uso de placas de reconstrução na manutenção do espaço e contorno ósseo após ressecção segmentar mandibular. Perfurações da pele ou mucosa, fratura da placa e perda de retenção dos parafusos foram as principais complicações. Os locais mais suscetíveis à perda dos parafusos estavam situados mais próximos e mais distantes da margem de ressecção nos segmentos residuais proximais. Alguns dos possíveis mecanismos biomecânicos causadores da falha das placas foram estudados usando modelos fotoelásticos que simulavam os tipos de

defeito mandibular e fixação da placa. Verificou-se que, durante a carga funcional, forças de cisalhamento produziram altas concentrações de estresse no osso circunjacente, causando reabsorção óssea com consequente perda dos parafusos.

Haug et al.<sup>13</sup>, em um estudo experimental utilizando mandíbulas de poliuretano, avaliaram o comportamento de diferentes fixações em fraturas de ângulo mandibular. Cento e cinquenta mandíbulas sintéticas foram utilizadas, com testes envolvendo 14 diferentes técnicas de fixação, incluindo placas de reconstrução, submetidas a cargas verticais na região incisal e na região molar contra-lateral. Todos os sistemas de fixação atenderam às exigências mínimas sob as condições de carga oclusal. No entanto, todos os sistemas falharam quando forças foram direcionadas sobre a região molar contra-lateral, sendo esta considerada a carga mastigatória mais deletéria aos sistemas de fixação.

Shibahara et al.<sup>36</sup> avaliaram de forma retrospectiva 110 pacientes submetidos a ressecção segmentar e utilização de placas de reconstrução. Os autores avaliaram extensão do tumor, localização anatômica da reconstrução, tipo de placa, uso de radioterapia ou retalho cirúrgica (ou ambas), e a incidência de placas fraturadas. Oito pacientes apresentaram fratura do material de fixação, sendo 7 destes em defeitos envolvendo o ângulo mandibular. Os autores relacionaram este achado com as dobras realizadas nas placas para garantir perfeita adaptação destas ao contorno facial e sugerem que alterações nos materiais e formatos dos sistemas de fixação devem ser alterados para garantir maior resistência a estes, bem como o desenvolvimento de métodos de dobra que diminuam a transferência de estresse residual.

Martola et al.<sup>37</sup>, em estudo conduzido em animais, avaliaram os motivos associados à fraturas de placas de reconstrução. Dezesesseis ovelhas foram submetidas à ressecção segmentar do ângulo mandibular esquerdo e tiveram os cotos mandibulares estabilizados com uma placa de reconstrução. Antes da ressecção, cada placa foi adaptada para se ajustar ao osso com a maior precisão possível e com o menor número de dobras possível. A placa foi fixada com três parafusos no ramo ascendente e quatro na parte do corpo. Dois ou três orifícios foram deixados sem uso, no local da ressecção. Dois meses após o procedimento cirúrgico, os animais foram sacrificados e as placas avaliadas por meio de exames de coloração penetrante, metalografia, microscopia óptica, microscopia de varredura e espectrômetro de raios X. Ainda, testes de fadiga foram realizados em dois ambientes

distintos: no ar e em solução salina fisiológica. O local de início da fratura foi a curvatura interna da placa de reconstrução, e rachaduras iniciais surgiram como resultado da concentração de estresse na borda da placa, possivelmente por efeito da modelagem. Sob condições de estresse cíclico, estas fissuras aumentaram até que houve falha do material. Assim, os autores recomendam que as dobras realizadas em placas de reconstrução devem ser minimizadas tanto quanto possível, sem que haja prejuízo da adaptação, no intuito de aumentar a vida útil do material.

Onoda et al.<sup>7</sup> avaliaram pacientes submetidos à estabilização de defeitos segmentares de mandíbula apenas com placas de reconstrução. Apesar de as taxas de complicações serem significativamente mais altas quando não é realizada enxertia no mesmo momento, os autores consideram a utilização apenas do material de síntese uma opção válida quando as condições sistêmicas do paciente não permitem a reconstrução simultânea. Ainda, indicam a realização de um retalho miocutâneo que envolva a placa, minimizando assim as chances de exposição de material no período pós-operatório, e alertam para a necessidade de eliminar a presença de espaço morto na área ressecada.

### **2.3 Enxertos não vascularizados em defeitos segmentares de mandíbula**

Kruger e Krumholz<sup>38</sup> avaliaram pacientes submetido a reconstrução mandibular com enxertos livres associados à fixação rígida. Setenta e dois pacientes foram avaliados, utilizando enxertos de crista ilíaca e costela. De acordo com os autores, apenas 4 enxertos foram perdidos, mas pseudoartrose estava presente em 15% dos casos.

Tidstrom e Keller<sup>39</sup> reuniram dados a respeito de 34 pacientes submetidos a reconstruções mandibulares em defeitos segmentares, em decorrência de ressecções tumorais e infecções ósseas. Todos os pacientes foram reconstruídos em um segundo tempo cirúrgico com enxertos de crista ilíaca. Os autores reportam uma taxa de sucesso de 100%, com baixo índice de complicações, incluindo deiscência de suturas e infecções.

El-sheikh et al.<sup>40</sup> descreveram uma técnica para utilização de enxertos livres de costela para reconstrução de defeitos segmentares de mandíbula. Os autores realizaram reconstruções em 38 pacientes com defeitos diversos, no mesmo momento

em que foi realizada a ressecção óssea. A maior complicação encontrada foi a ocorrência de algum grau de prejuízo estético, mas as taxas de sucesso foram de 94.7%, com adequado ganho ósseo tridimensional.

Hotz<sup>41</sup> apresentou um estudo retrospectivo avaliando pacientes submetidos a reconstrução mandibular de defeitos segmentares com enxertos de crista ilíaca. O autor refere uma taxa de sucesso de 100% dos enxertos realizados, com todos os pacientes tendo sido submetidos a posterior reabilitação com implantes. Em apenas um destes pacientes houve falha na osseointegração dos implantes, mas sem prejuízo na reabilitação protética.

Pogrel et al.<sup>42</sup> realizaram um estudo comparando enxertos livres e enxertos microvascularizados para reconstrução de defeitos segmentares de mandíbula, considerando taxa de sucesso, perda sanguínea, dias de internação, número de procedimentos necessários, e tempo cirúrgico. Os autores avaliaram 39 enxertos microvascularizados e 29 enxertos livres, apresentando fracasso em dois do primeiro grupo e em sete do segundo. No estudo, os autores encontraram correlação com as falhas em enxertos não vascularizados e o tamanho dos defeitos enxertados, e definiram que os enxertos livres criaram um melhor contorno e volume ósseo, sendo uma excelente opção para defeitos menores que 9 cm de comprimento.

Schliephake et al.<sup>43</sup> avaliaram o contorno mandibular e taxas de sucesso em implantes osseointegrados em pacientes submetido a reconstrução mandibular. Quarenta e quatro pacientes foram avaliados, sendo 23 com enxertos não vascularizados. Os autores encontraram melhor reestabelecimento do contorno mandibular com o uso de enxertos não microvascularizados, quando comparado com o lado contralateral, não reconstruído. Segundo estes, ambas as opções permitem reestabelecimento adequado do contorno mandibular, fornecendo estrutura adequada para a instalação de implantes ósseos.

Foster et al.<sup>44</sup> avaliaram 75 pacientes com defeitos segmentares de mandíbula reconstruídos, dos quais 26 não eram microvascularizados. Os autores avaliaram a etiologia do defeito, histórico de irradiação na área de interesse, tamanho do defeito ósseo, taxas de sucesso do enxerto e dos implantes posteriormente instalados. Neste estudo, as taxas de sucesso foram significativamente maiores em enxertos

microvascularizados, de forma que os autores recomendam que enxertos livres sejam utilizados em defeitos ósseos menores, áreas não irradiadas e em pacientes que não apresentem condições clínicas que permitam a realização de enxertos compostos.

Jin et al.<sup>45</sup> avaliaram a cicatrização e remodelação em pacientes submetidos a reconstrução mandibular com enxertos livres. Quinze pacientes foram avaliados através de radiografias laterais e a densidade óssea foi avaliada longitudinalmente. Os autores perceberam uma diminuição inicial da densidade óssea nos primeiros seis meses, mais acentuada nas porções mais distantes dos cotos ósseos remanescentes, seguida de um aumento na densidade do enxerto. Segundo o estudo, a densidade encontra seu pico mais baixo seis meses após a realização do enxerto, de forma que a realização de implantes ósseos deve ser postergada até que haja ganho de densidade, em torno de 12 meses.

Chiapasco et al.<sup>46</sup> realizaram um estudo retrospectivo para avaliar o resultado de enxertos ósseos livres em pacientes submetidos a ressecção tumoral. Vinte e nove pacientes foram avaliados, tendo estes sido submetido a reconstrução com calvária ou crista ilíaca após ressecção tumoral. Os autores não observaram nenhuma perda total dos enxertos, com apenas um paciente apresentando perda parcial em decorrência de infecção pós-operatória. De acordo com o estudo, pacientes submetidos a ressecção segmentar de mandíbula podem ser reconstruídos de maneira previsível com enxertos de crista ilíaca ou calvária com altas taxas de sucesso, e alta longevidade dos implantes ósseos instalados.

Gemert et al.<sup>47</sup> analisaram as taxas de sucesso e complicações após realização de enxertos ósseos não vascularizados de crista ilíaca em defeitos segmentares de mandíbula. Os autores selecionaram 74 pacientes, avaliando tipo de lesão inicial, momento da reconstrução, tabagismo, radioterapia, local do defeito e forma de fixação. Defeitos sinfisários e abordagens intra-orais, apresentaram índices aumentados de complicações. De acordo com os autores, a enxertia em bloco é o método de escolha quando os defeitos não envolvem a porção anterior da mandíbula e quando não existe comunicação da cavidade oral.

Mooren et al.<sup>48</sup> utilizaram enxertos livres fixados com placas de reconstrução e associaram plasma rico em plaquetas em 23 pacientes com defeitos segmentares

de mandíbula. Reestabelecimento do contorno mandibular foi alcançado em todos os casos, com uma taxa de sucesso de 85%, apresentando 6 casos de complicações (3 infecções, 3 deiscências). Os autores consideraram a fixação em carga suportada essencial para a boa condução dos casos.

Rana et al.<sup>49</sup> avaliaram 178 pacientes submetidos a reconstruções mandibulares com enxertos oriundos de diferentes sítios doadores, no intuito de avaliar os resultados funcionais e estéticos. Os enxertos utilizados foram coletados de crista ilíaca em sua maior parte, mas também de costela, fíbula e esterno. A taxa de sucesso relatada pelos autores foi de 90%, com apenas 7.6% dos pacientes apresentando resultados pobres referentes ao desfecho estético e abertura de boca.

Handschele et al.<sup>50</sup>, em um estudo retrospectivo, analisaram os prontuários de 84 pacientes submetidos a reconstrução mandibular com enxertos oriundos de crista ilíaca, em um período de 10 anos. Dentre os analisados, 63 pacientes apresentaram resultados satisfatórios, com 20 apresentando falha do tratamento, possivelmente devido à irradiação no sítio receptor. Os autores não encontraram correlação entre as taxas de sucesso e o tamanho dos defeitos ou a localização destes. Ainda, consideraram a crista ilíaca como uma opção confiável para a reconstrução mandibular mas avaliam que a utilização de enxertos microvascularizados permanece como o tratamento padrão, especialmente em regiões irradiadas.

Gadre et al.<sup>51</sup> avaliaram os resultados e complicações de longo prazo associados a reconstruções mandibulares com enxertos não vascularizados. Cento e sessenta e seis pacientes foram submetidos a ressecção mandibular e reconstrução primária, em sua maioria com enxertos não vascularizados. Os autores avaliaram sítio doador, técnica cirúrgica empregada, tipo de fixação utilizado, presença de infecção e resultado estético e funcional, encontrando uma taxa de sucesso de 88.5%. Os autores consideram que enxertos não vascularizados podem ser utilizados com segurança quando não há exposição para o meio bucal ou quando um adequado fechamento em duas camadas entre o enxerto e a cavidade oral pode ser alcançado.

Okoje et al.<sup>52</sup> estudaram 47 pacientes submetidos a reconstrução com enxertos livres em mandíbula coletados da crista ilíaca. Neste estudo, os enxertos foram fixados com fios de aço ou placas de titânio, e avaliaram a presença de infecções no sítio receptor e evolução do tratamento. Os autores se depararam com taxas significativamente aumentadas de infecção nos pacientes que tiveram a fixação com fios de aço, mas consideraram a enxertia em bloco uma alternativa a enxertos microvascularizados.

Guerrier et al.<sup>53</sup> coletaram dados sobre resultados de longo prazo em pacientes reconstruídos com enxertos não vascularizados, majoritariamente por ferimentos com armas de fogo. Trinta e cinco pacientes foram avaliados, sendo que 27 destes receberam placas de reconstrução com sistemas de travamento. Dentre os avaliados, 28 pacientes apresentaram união óssea do enxerto, representando uma taxa de sucesso de 80%. Os autores consideram que enxertos não vascularizados são uma alternativa em pacientes vítimas de guerra, desde que não haja comprometimento excessivo do envelope de tecido mole, e preferencialmente em múltiplos estágios e com fixação adequada.

## **2.4 Enxertos vascularizados em defeitos segmentares de mandíbula**

Yang et al.<sup>54</sup> realizaram 60 transplantes microvascularizados em 56 pacientes, utilizando como sítio doador o antebraço, considerando o enxerto uma boa opção para reconstruções faciais. Os autores reportaram apenas uma falha, e ressaltaram a facilidade técnica, uma vez que a área doadora possui vasos de largo calibre. Como desvantagem, ressaltam a área doadora relativamente exposta e a necessidade de um retalho cutâneo para o fechamento da mesma.

Swartz et al.<sup>55</sup> executaram enxertos microvasculares originados da escápula em 26 pacientes e demonstraram um suprimento sanguíneo confiável baseado nos ramos da artéria circunflexa escapular. Os autores referem como vantagens deste enxerto a possibilidade de múltiplas porções cutâneas, independentes da parte óssea, permitindo uma melhora nas relações espaciais tridimensionais para reconstruções maxilares e mandibulares complexas. A margem lateral da escápula fornece até 14 cm de osso cortical, que pode ser osteotomizado quando desejado, e a lâmina fina da

escápula fornece tecidos ótimos para reconstrução do palato e do assoalho orbital. Não houve falhas nos retalhos e as complicações foram mínimas no local doador.

Granick et al.<sup>56</sup> descreveram a utilização de retalhos escapulares para correção de defeitos de terço médio com grandes perdas de substância. Segundo os autores, o retalho osteocutâneo da escápula fornece excelente tecido para a reconstrução de defeitos faciais inferiores e embasam esta afirmação com cinco casos de defeitos de bochecha e lábio de espessura total, associados à perda mandibular. A técnica empregada envolve enxertos associados a retalhos cutâneos e miocutâneos.

Taylor et al.<sup>57</sup> executaram 16 casos de enxertos microvascularizados da região ilíaca, 11 usando os vasos ilíacos circunflexos profundos como um tronco e 5 usando os vasos ilíacos circunflexos superficiais como haste. Os autores relatam superioridade na utilização de vasos profundos especialmente a maior facilidade nas anastomoses e fluxo sanguíneo mais confiável.

Urken et al.<sup>58</sup> estabelecem que para uma adequada reabilitação do complexo maxilo mandibular, mobilidade lingual e reabilitação protética devem ser alcançadas. Os autores utilizaram retalho microvascular da crista ilíaca interna em 20 pacientes para reconstrução mandibular associada a um retalho miocutâneo envolvendo o músculo oblíquo interno. O músculo oblíquo interno, baseado nos ramos ascendentes da artéria e veia circunflexa profunda, foi usado para reconstruir os defeitos da mucosa da cavidade oral e faringe. O osso ilíaco, devido ao seu comprimento, largura e contorno natural, apresenta-se como uma opção interessante para a reconstrução mandibular. O componente de tecido mole melhorado deste retalho composto melhorou significativamente os resultados funcionais. No trabalho destes autores, o procedimento reconstrutivo falhou em apenas um paciente. Onze pacientes foram submetidos a reabilitação dentária e o acompanhamento de um ano mostrou morbidade mínima no sítio doador.

Riediger<sup>59</sup> executou 41 enxertos microvascularizados de ilíaco para reconstrução de mandíbula (n = 36) e maxila (n = 5) após ressecção tumoral, osteomielite ou trauma. Dezenove enxertos foram transplantados para uma área previamente irradiada. Não houve perda total dos enxertos ou ocorrência de

pseudoartrose, tendo o enxerto sido estabilizado com placas de fixação. Quatro pacientes apresentaram perda parcial da parte da pele do retalho miocutâneo. Segundo o autor, uma melhor condição para reabilitação protética foi alcançada nos pacientes, tendo sido realizada instalação de implantes ósseos nas regiões enxertadas. Todos os pacientes submetidos à reabilitação com implantes apresentaram osseointegração bem-sucedida, com tempo de seguimento máximo de 30 meses.

Hidalgo<sup>60</sup> adaptou o enxerto microvascular inicialmente reportado por Taylor para reconstrução mandibular, apresentando diversas vantagens frente às demais alternativas, entre elas: comprimento ósseo adequado, localização distante para permitir uma abordagem de duas equipes e baixa morbidade no local doador. Ainda, pode ser coletado com uma ilha de pele para reconstrução de tecido mole. Doze defeitos mandibulares segmentares (média de 13,5 cm) foram reconstruídos após ressecção tumoral. Cinco destes eram restritos ao tecido ósseo, e outros 4 tinham apenas uma pequena quantidade de perda de tecido mole intraoral. Onze pacientes foram submetidos a reconstruções primárias e pelo menos duas osteotomias foram realizadas em cada enxerto, fixados com miniplacas. O autor relatou alcançar um resultado estético excelente na maioria dos pacientes, particularmente em pacientes aonde não houve necessidade de reconstrução de partes moles.

Brown et al.<sup>61</sup> realizaram um estudo retrospectivo abrangendo um período de 10 anos, durante o qual 977 pacientes com doença maligna foram operados e 620 defeitos foram reconstruídos com retalhos microvascularizados. De acordo com os autores, duas considerações importantes foram o uso de retalhos com maior volume tecido mole para reconstruções envolvendo porções da língua e a preferência a retalhos de crista ilíaca ao invés de enxertos de fíbula. Segundo estes, a massa óssea presente na crista ilíaca favorece a posterior reabilitação protética dos pacientes, e preferindo os enxertos de fíbula em pacientes edêntulos ou quando grandes reconstruções são programadas. Ainda, os mesmos estabelecem como objetivos aumentar a confiabilidade da transferência de tecidos e a importância de métodos objetivos e confiáveis para monitorar os enxertos.

Hidalgo e Pusic<sup>4</sup> avaliaram os resultados funcionais e estéticos em pacientes uma década após a reconstrução mandibular com enxertos microvascularizados.

Vinte pacientes operados por um único cirurgião foram avaliados usando perguntas validadas e perguntas desenvolvidas especificamente para o estudo. O resultado estético foi julgado por dois observadores independentes e radiografias panorâmicas foram obtidas para avaliar a reabsorção óssea. Dezenove dos 20 pacientes avaliados tinham doença maligna, um dos quais teve uma recorrência local durante o período de acompanhamento. Todos os enxertos apresentaram sucesso, com osseointegração adequada. O resultado estético foi considerado excelente em 55% dos pacientes, bom em 20%, regular em 15% e ruim em 10%, com estabilidade adequada. Os autores notaram uma discreta piora da assimetria pós-operatória à medida que o envelhecimento facial progredia. Em vários pacientes, houve maior perda óssea relacionada à idade da mandíbula nativa residual em comparação com o local reconstruído. Não houve casos de osteorradioneecrose, fratura óssea ou fratura de miniplaca. Segundo os autores, a reconstrução mandibular com retalho livre fornece excelentes resultados funcionais e estéticos que permanecem estáveis ao longo do tempo, com reabsorção óssea notadamente diminuída. A maioria dos pacientes conseguiu ser reabilitada de forma satisfatória, mantendo fala, aparência e um nível de satisfação relativamente alto por parte dos pacientes.

Goh et al.<sup>3</sup> realizaram uma revisão de literatura adereçando as principais técnicas de reconstrução mandibular quando existe perda de continuidade. Os autores consideram que a reconstrução com osso autógeno, preferencialmente na forma de um retalho microvascularizado, permanece como o tratamento de escolha para esses pacientes, apresentando as maiores taxas de sucesso na literatura. No entanto, consideram que a estabilização do defeito apenas com placas de reconstrução pode ser uma alternativa viável em casos específicos, especialmente quando o paciente não apresenta condições de ser submetido a um procedimento longo e que envolva um segundo sítio cirúrgico como doador. Ainda, alguns cirurgiões preferem realizar a reconstrução em um segundo momento.

### **3 OBJETIVO**

O objetivo deste estudo foi comparar, por meio da análise de elementos finitos, a distribuição do estresse / tensão sobre o sistema placa-parafuso-osso, em placas de reconstrução com travamento do sistema 2,4 com espessuras de 2, 2,4 e 3mm em defeitos segmentares de sínfise, corpo e ângulo mandibular, em associação com a utilização de enxertos em bloco.

## **4 MATERIAIS E MÉTODOS**

A metodologia proposta seguiu os principais modelos de boas práticas na literatura, respeitando parâmetros de simulação amplamente utilizados e descritos a seguir.

### **4.1 Confeção de modelos tridimensionais**

A mandíbula de um paciente de sexo masculino, sem anormalidades craniofaciais foi selecionada de um banco de dados de tomografias do departamento de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial da Universidade Estadual Júlio de Mesquita Filho (UNESP), Faculdade de Odontologia, Araraquara, São Paulo. A utilização do exame em questão está aprovada pelo CEP sob o parecer 2.539.428.

Na fase de pré-processamento, um modelo tridimensional de mandíbula dentada foi construído utilizando o programa Rhinoceros 4.0 (McNeel North America, USA), gerando uma malha tetraédrica com distinção das estruturas anatômicas em: esmalte dentário, dentina, ligamento periodontal, osso cortical e osso medular. Durante a confecção dos modelos, a câmara pulpar foi preservada e seu interior considerado vazio, uma vez que os valores mecânicos da polpa dentária são diminutos.

Estes dados foram exportados para o programa ANSYS 7.0 (Swanson Analysis Systems, Houston, PA, USA) no qual a malha previamente confeccionada foi replicada e submetida às simulações propostas. Os materiais simulados foram considerados elásticos, isotrópicos, lineares e homogêneos, respeitando as características mecânicas descritas na literatura<sup>62,63</sup> e seguindo os parâmetros estabelecidos pelo Módulo de Young (E) e Proporção de Poisson ( $\nu$ ), conforme tabela 1 a seguir:

**Tabela 1** – Propriedades mecânicas dos materiais utilizados. E- Módulo de Elasticidade.  $\nu$ - Proporção de Poisson

| Materiais             | E (GPa) | $\nu$ |
|-----------------------|---------|-------|
| Esmalte               | 41      | 0.3   |
| Dentina               | 18.6    | 0.31  |
| Ligamento Periodontal | 0.175   | 0.45  |
| Osso Cortical         | 13.7    | 0.3   |
| Osso Medular          | 1.37    | 0.3   |
| Titânio               | 103.4   | 0.28  |

Fonte: Archangelo et al <sup>63</sup>.

#### 4.2 Simulação cirúrgica e distribuição dos grupos

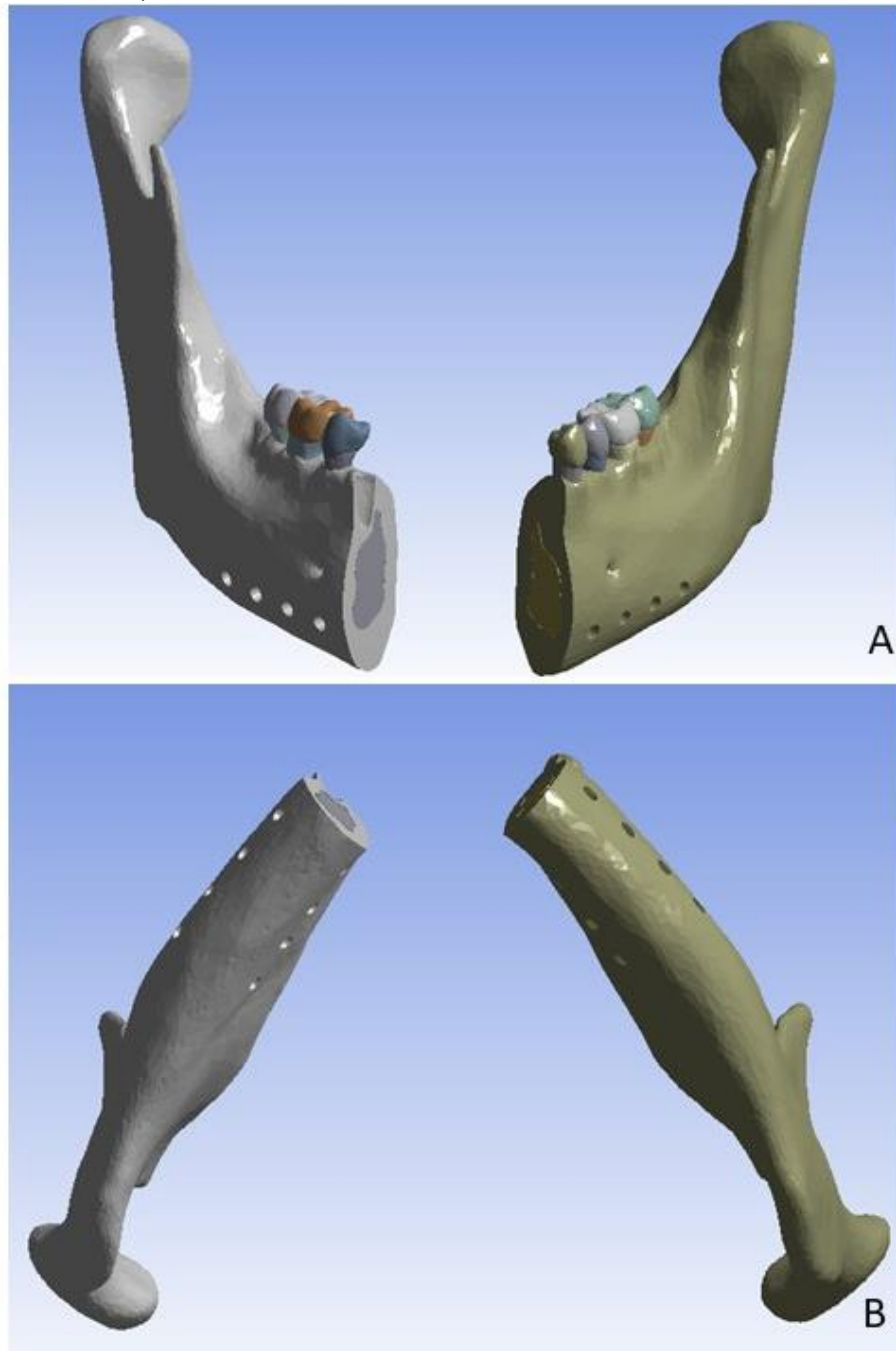
Três diferentes desenhos de defeitos segmentares foram realizados para avaliar a dissipação de forças:

**Grupo 1** – Defeito Segmentar na porção sinfisária da mandíbula, se estendendo da distal do canino direito à distal do canino esquerdo, com osteotomias perpendiculares ao plano oclusal.

**Grupo 2** – Defeito segmentar em corpo mandibular direito, se estendendo da distal do canino direito até a distal do primeiro molar do mesmo lado, com osteotomias perpendiculares ao plano oclusal.

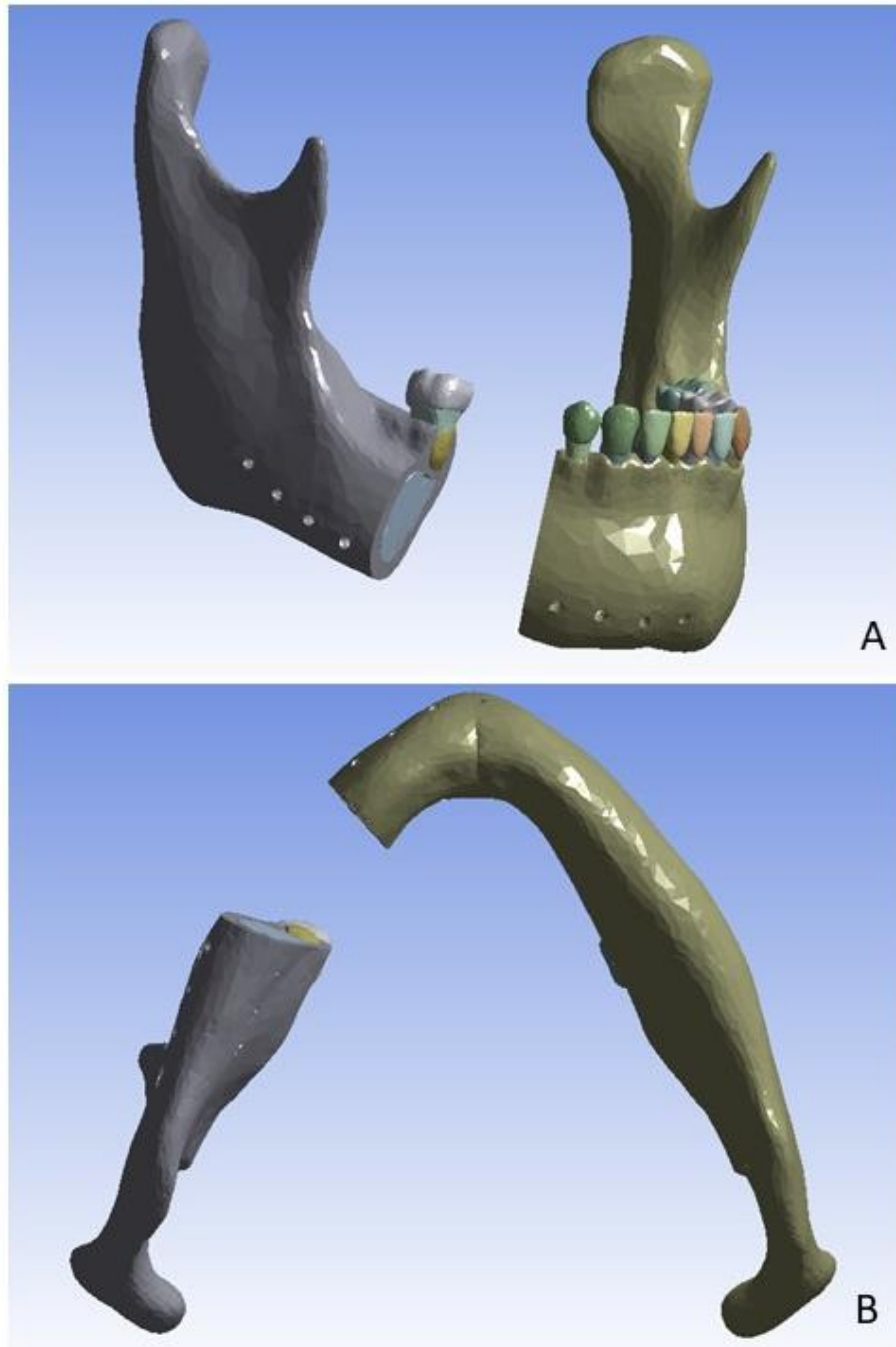
**Grupo 3** – Defeito segmentar em ângulo mandibular direito, se estendendo da mesial do segundo molar direito (osteotomia vertical, perpendicular ao plano oclusal), até uma osteotomia horizontal paralela e ao nível do plano oclusal.

**Figura 1** – Defeito segmentar realizado no arquivo digital referente ao Grupo 1. A: Vista anterior, B: Vista inferior



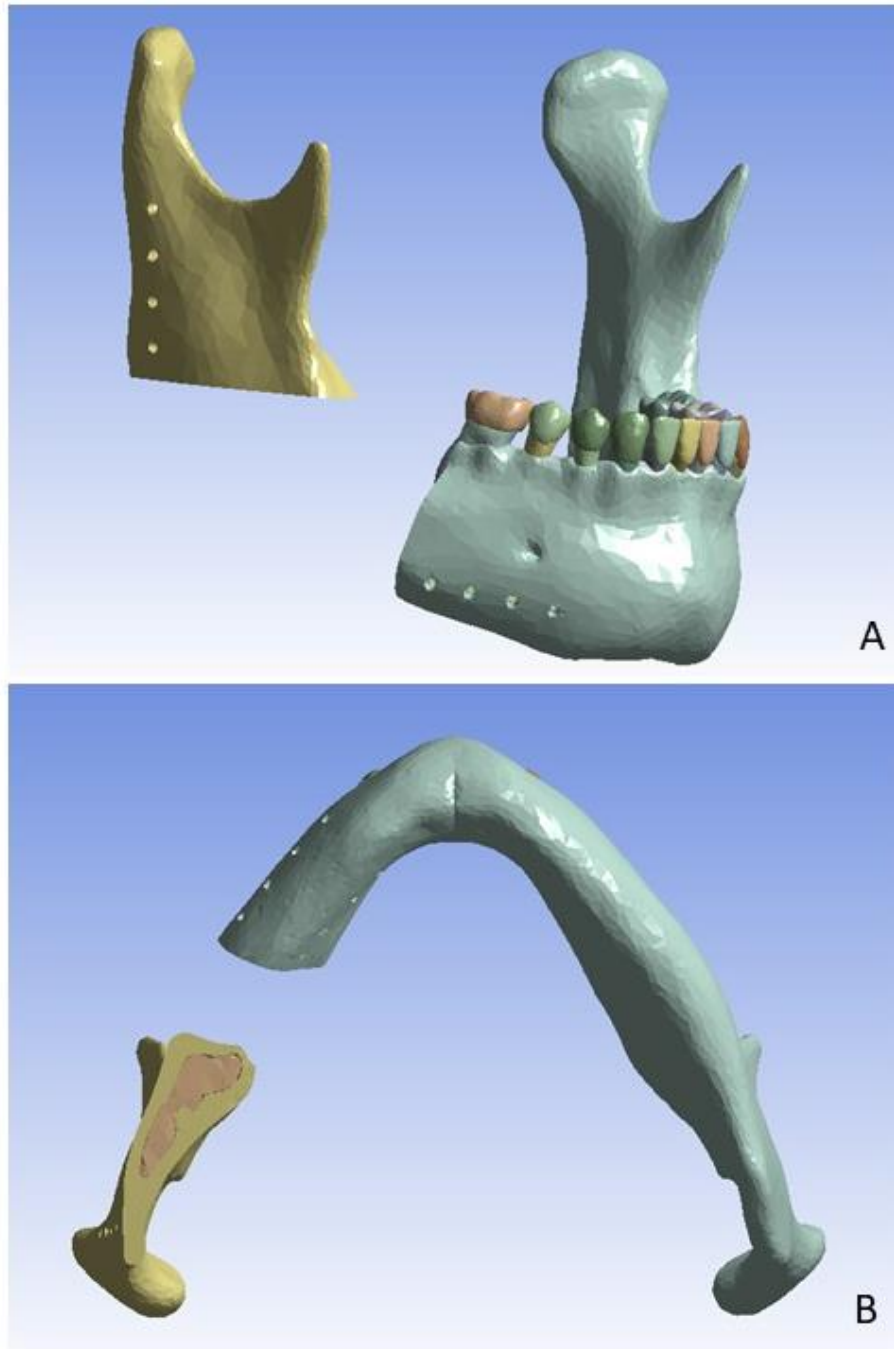
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

**Figura 2-** Defeito segmentar realizado no arquivo digital referente ao Grupo 2. A: Vista lateral, B: Vista inferior



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

**Figura 3** - Defeito segmentar realizado no arquivo digital referente ao Grupo 3. A: Vista lateral, B: Vista inferior

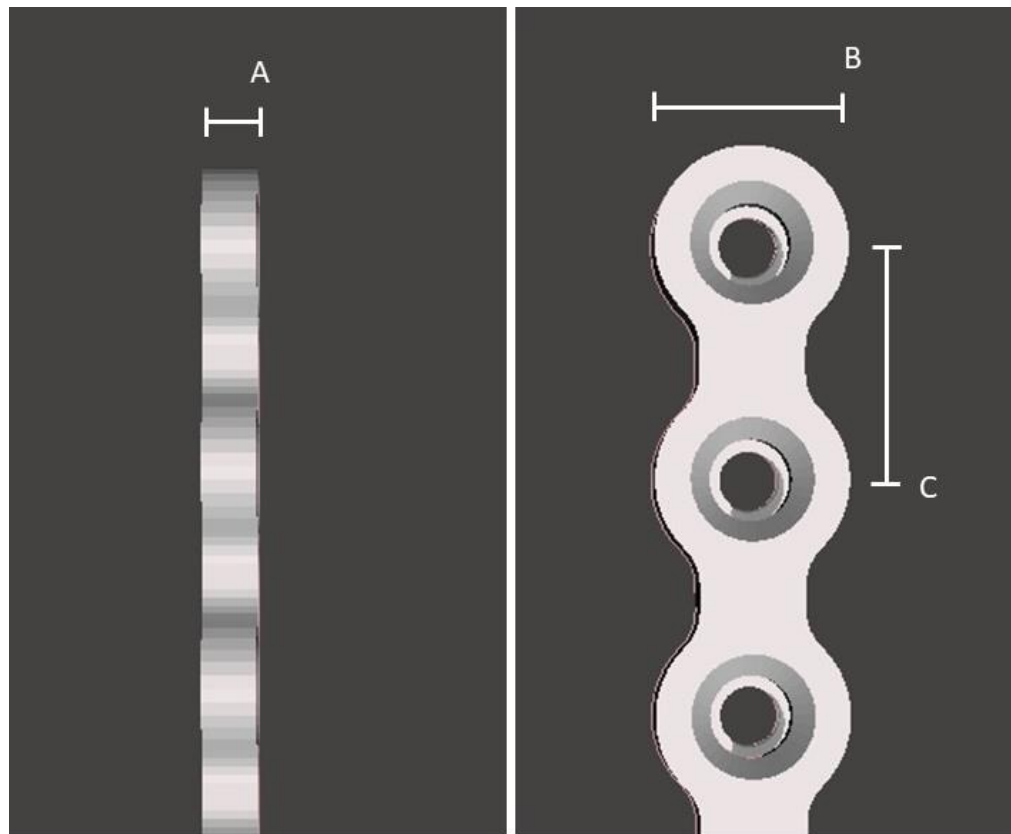


Fonte: Arquivo pessoal do autor.

### 4.3 Modelagem das placas e simulação da enxertia

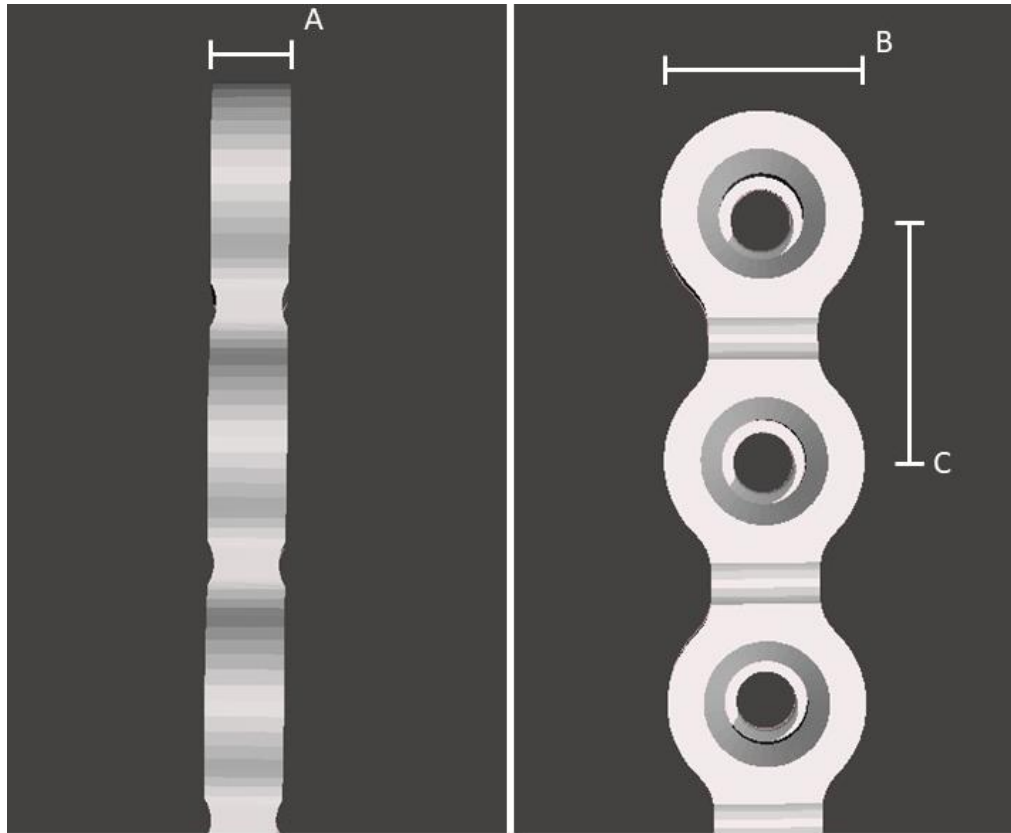
Arquivos digitais em formato .STL (Standard Triangle Language) de três placas de espessura variada e desenhos distintos foram analisados. As placas apresentaram largura e espaçamento entre furos idênticos, com espessuras de 2, 2,4 e 3mm, cada uma.

**Figura 4** – Modelo de placa utilizada na simulação, com espessura de 2mm. A: 2mm, B: 6,6mm, C: 8mm



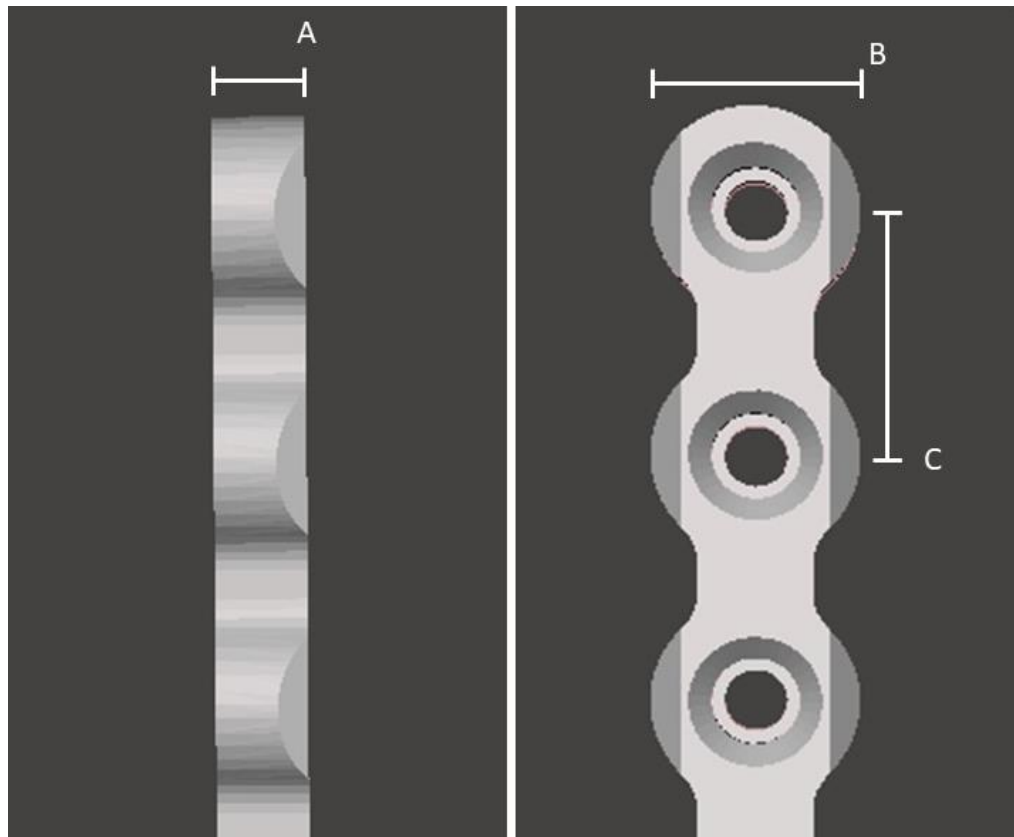
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

**Figura 5** – Modelo de placa utilizada na simulação, com espessura de 2,4mm. A: 2,4mm, B: 6,6mm, C: 8mm



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

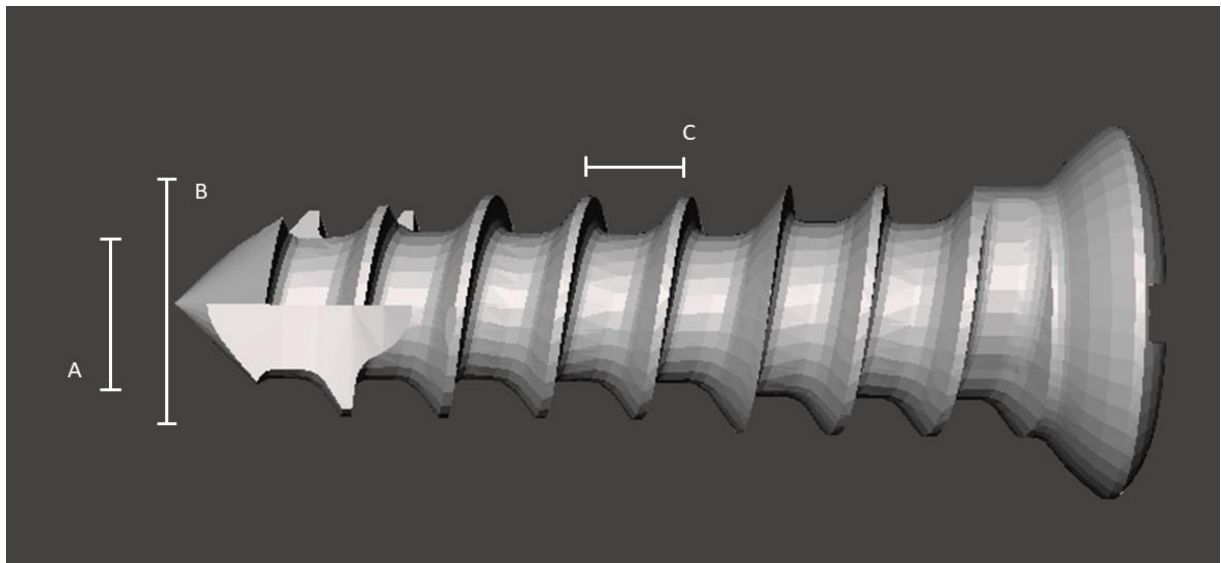
**Figura 6** – Modelo de placa utilizada na simulação, com espessura de 3mm. A: 3mm, B: 6,6mm, C: 8mm



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Os três modelos utilizados eram compatíveis com parafusos do sistema 2,4 de fixação óssea. Os parafusos utilizados apresentam “alma” com 1,6mm de diâmetro, diâmetro de rosca de 2,4mm e espaçamento entre as roscas de 1mm (Figura 7). Os modelos e arquivos das placas e parafusos utilizados foram fornecidos pela Traumecc Health Technology, Rio Claro, São Paulo, Brasil.

**Figura 7-** Parafuso com travamento do sistema 2,4 utilizado na simulação. A: Diâmetro do cerne do parafuso, B: Diâmetro da rosca externa, C: Distância entre as roscas. A: 1.6mm, B: 2,4mm, C: 1mm



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Os arquivos digitais das placas supracitadas foram modelados para se adaptar perfeitamente ao contorno externo da mandíbula projetada, na região basal vestibular. As placas se estenderam sobre o defeito segmentar realizado, com seu comprimento garantindo a fixação de quatro parafusos bicorticais em cada segmento ósseo mandibular.

A porção mandibular ressecada foi manipulada de forma a remover a porção que continha o osso alveolar e dentes, e o remanescente basal, composto por osso cortical e medular foi recolocado em posição, simulando um enxerto ósseo em bloco na região do defeito. Os blocos foram fixados nos elos sobrejacentes a estes, utilizando aqueles que permitiam a colocação de parafusos totalmente dentro do osso, evitando as linhas de osteotomia.

Nos defeitos em região de ângulo mandibular, o bloco simulado foi dividido em duas partes por um plano oblíquo no ângulo mandibular, visando simular osteotomias comumente necessárias clinicamente para adaptação de um enxerto ósseo nesta região. Nos defeitos em região de sínfise, o bloco simulado foi dividido em duas partes por um plano sagital, com o mesmo intuito. Um espaçamento de 01mm foi mantido entre os blocos de enxerto e os remanescentes mandibulares, visando uma simulação mais realista.

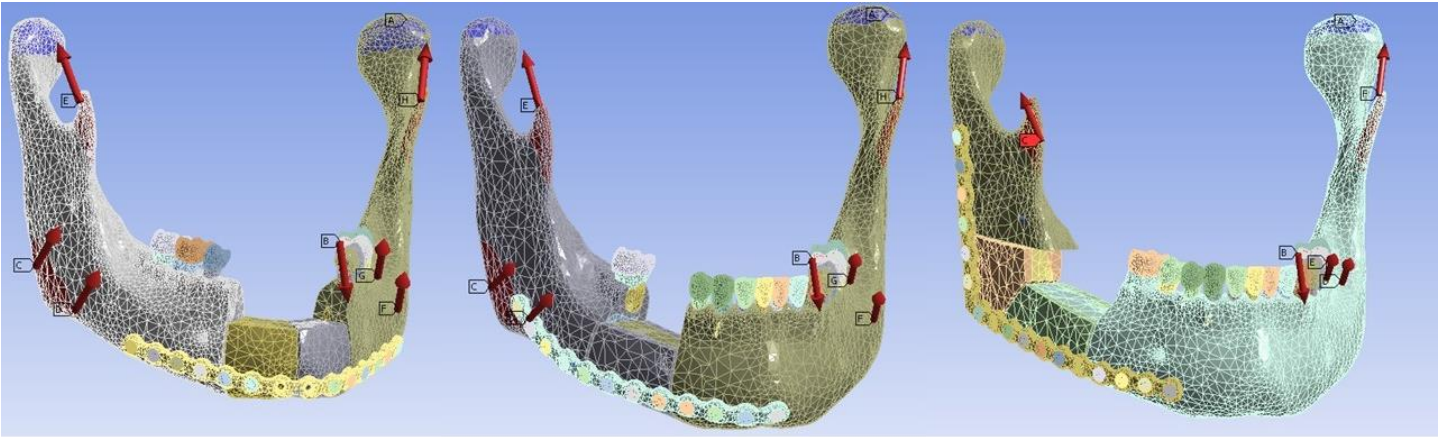
A distribuição dos grupos foi realizada de forma que cada um dos defeitos simulados recebesse cada uma das placas, e em cada um dos cenários, foi avaliada a influência do enxerto sobre a distribuição de forças sobre o material de fixação, bem com as áreas mais suscetíveis a movimentações.

As características do material de fixação simulado foram consideradas elásticas, isotrópicas, lineares e homogêneas, respeitando as características mecânicas descritas na literatura para o titânio e seguindo os parâmetros estabelecidos pelo Módulo de Young (E) e Proporção de Poisson ( $\nu$ )<sup>63</sup> (Tabela 1).

#### **4.4 Análise de elementos finitos**

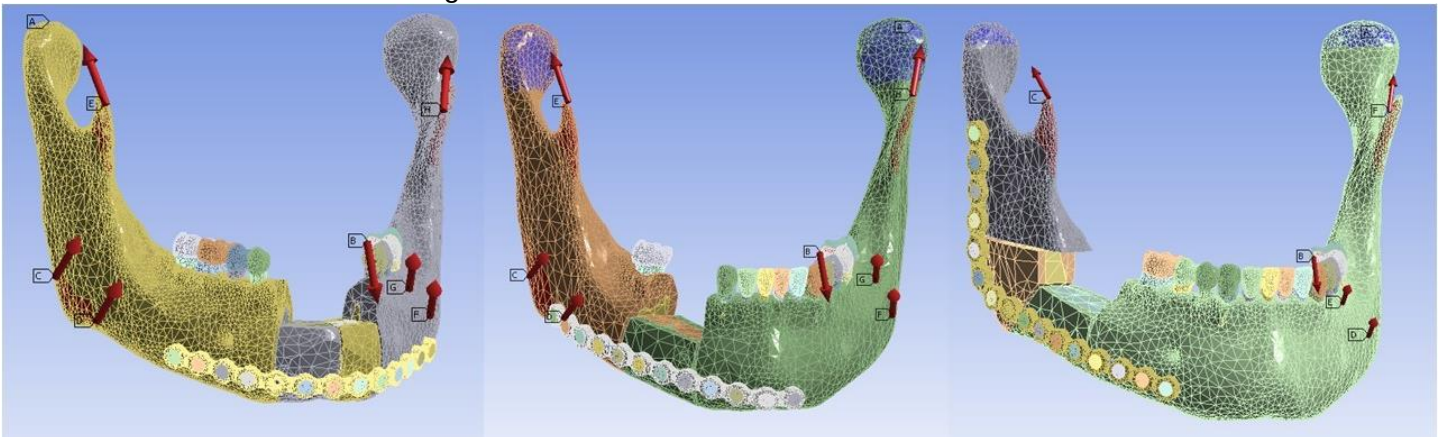
Para simulação da força mastigatória máxima em um paciente submetido a reconstrução mandibular, uma carga de 300 Newtons (N) foi utilizada. A força foi direcionada perpendicular ao plano oclusal, sobre o primeiro molar esquerdo. Pares de vetores paralelos simularam os músculos envolvidos na mastigação (masseter, temporal e pterigoideo medial), respeitando as origens de cada músculo, bem como a magnitude das forças e vetores das mesmas, de acordo com a literatura vigente<sup>64–66</sup>, sendo: 235 N na região de inserção dos músculos temporal (margem lateral do processo coronóide da mandíbula); 145 N na região de inserção do músculo pterigoideo medial (tuberosidade pterigoidea); e 151 N na região de inserção do músculo masseter (face lateral do ramo da mandíbula). Quando a região de inserção muscular se encontra dentro da área ressecada, estas forças foram consideradas nulas (Figuras 8, 9 e 10).

**Figura 8** – Adaptação da placa de 2mm de espessura sobre os modelos mandibulares segmentados



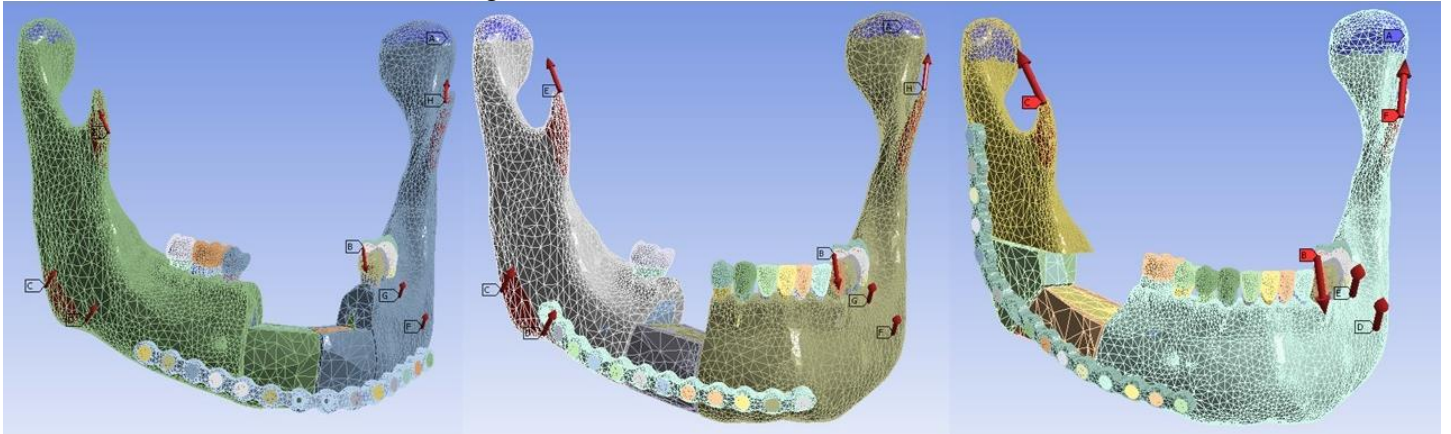
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

**Figura 9** – Adaptação da placa de 2,4mm de espessura sobre os modelos mandibulares segmentados



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

**Figura 10** – Adaptação da placa de 3mm de espessura sobre os modelos mandibulares segmentados



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

A geometria dos parafusos, suas roscas, diâmetros e desenho das cabeças, não foram alterados, com intuito de garantir maior fidelidade ao modelo simulado e avaliar a dissipação de forças e comportamento sob estresse.

Para impedir a translação do modelo mandibular enquanto eram simuladas as forças sobre os modelos tridimensionais construídos, os modelos foram fixados nos três planos espaciais (X, Y e Z), admitindo apenas movimentos condilares rotacionais bilaterais e independentes no eixo Y, limitados a 6 graus, permitindo gerar discrepância vertical entre os cotos ósseos em decorrência da força oclusal estudada, bem como o estresse sobre o material de fixação simulado<sup>15,18</sup>.

Após o estabelecimento destes parâmetros, por meio do programa Ansys 7.0 (Swanson Analysis Systems, Houston, PA, USA), foi realizada a análise dos elementos finitos, verificando a distribuição de estresse por meio de Escala de Von Mises sobre as placas, parafusos e blocos enxertados. Os valores obtidos foram mensurados em milipascals (mPa).

5 RESULTADOS

Após a definição dos parâmetros mecânicos simulados, o comportamento dos objetos sob simulação se apresentou conforme o exposto.

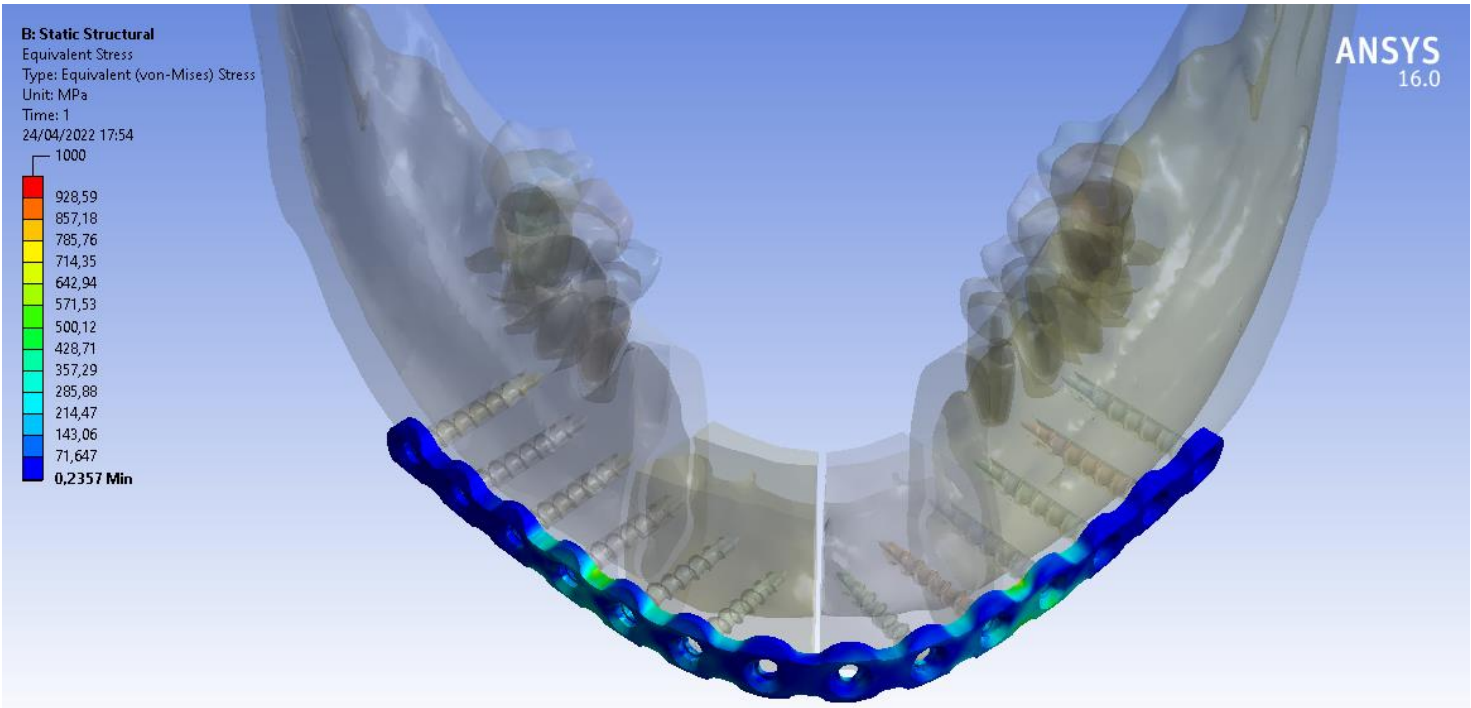
5.1 Defeito segmentar anterior (Grupo 1)

**Tabela 2:** Valores obtidos com placa de 2mm de espessura reconstruindo defeito na região anterior (Grupo 1). Araraquara, 2022

|           | Von Mises – Máximo (mPa) |
|-----------|--------------------------|
| Placa 2mm | 1059                     |
| Parafusos | 1565,9                   |
| Bloco     | 2,4173                   |

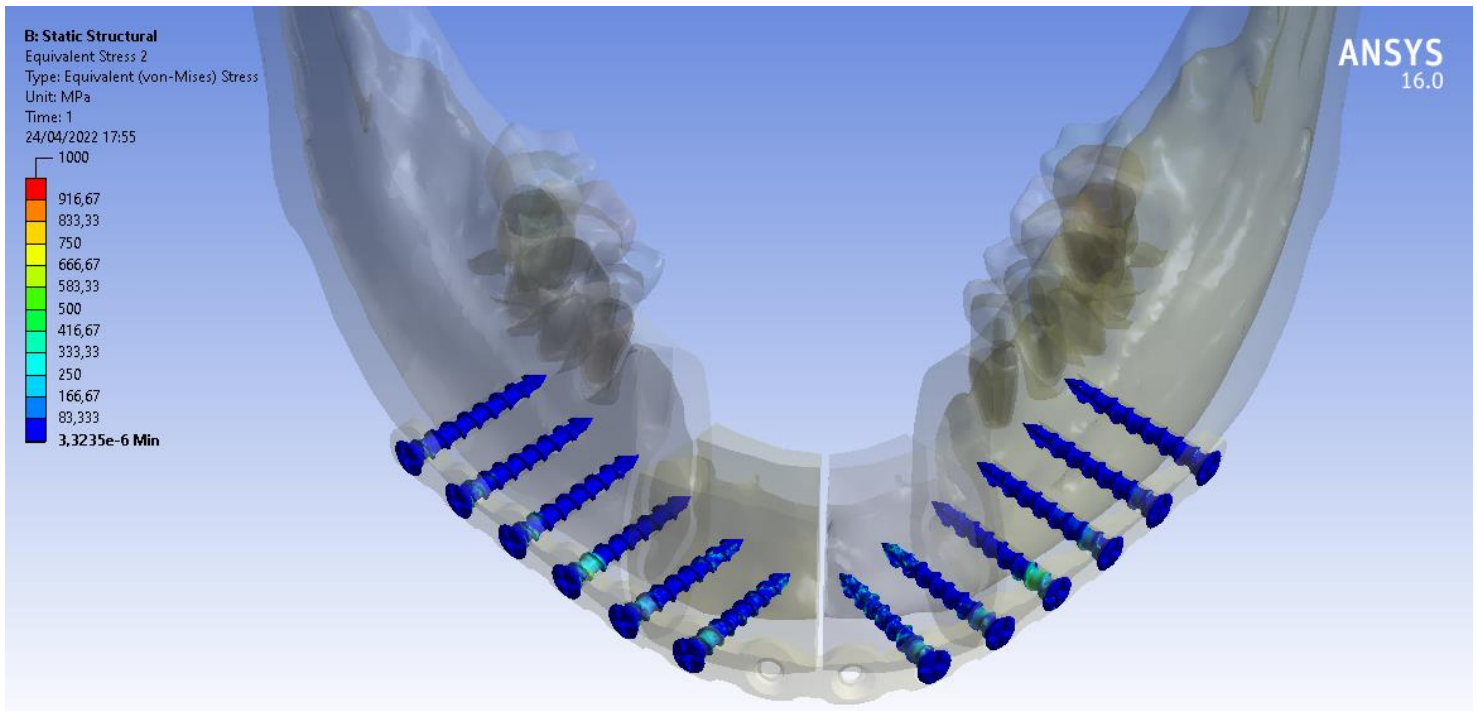
Fonte: Elaboração própria.

**Figura 11 -** Distribuição da tensão sobre placa de 2mm de espessura reconstruindo defeito na região anterior (Grupo 1)



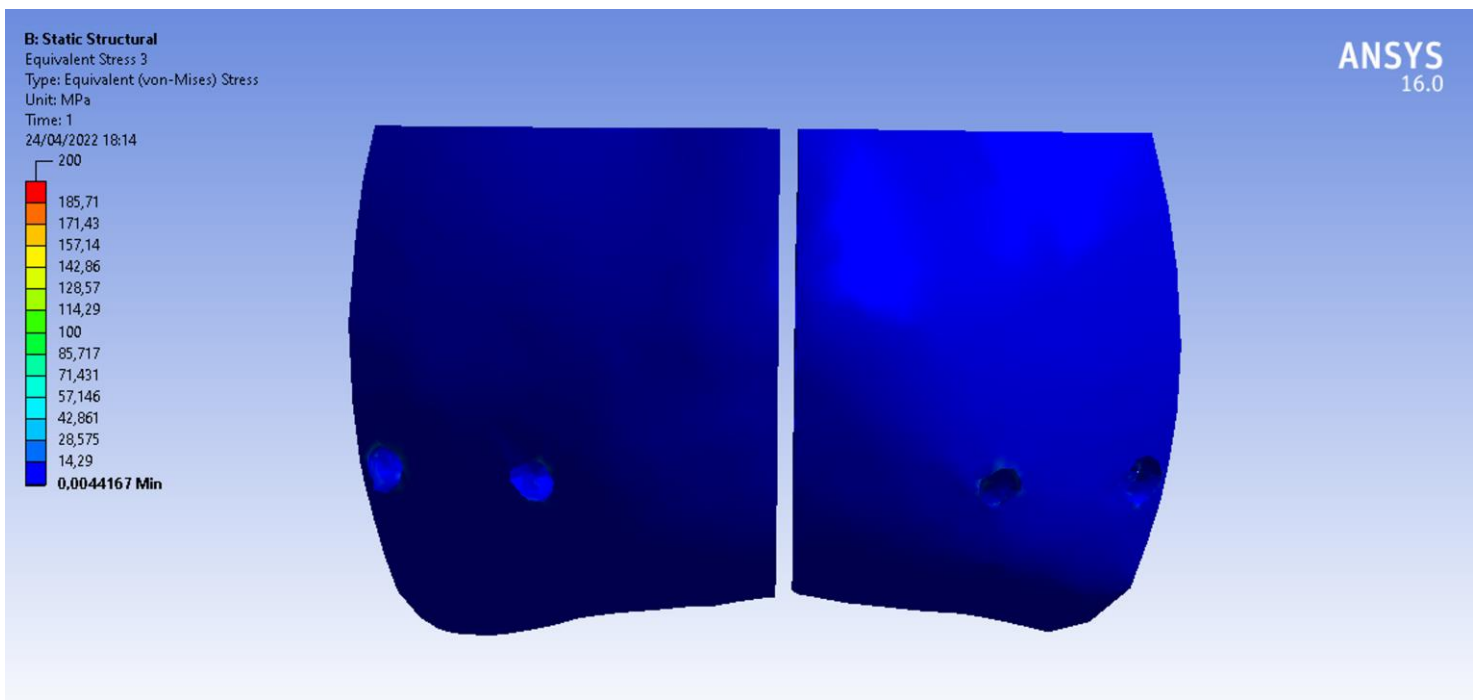
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

**Figura 12** - Distribuição da tensão sobre parafusos utilizados em placa de 2mm de espessura reconstruindo defeito na região anterior (Grupo 1)



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

**Figura 13** - Distribuição da tensão sobre blocos ósseos utilizados com placa de 2mm de espessura reconstruindo defeito na região anterior (Grupo 1)



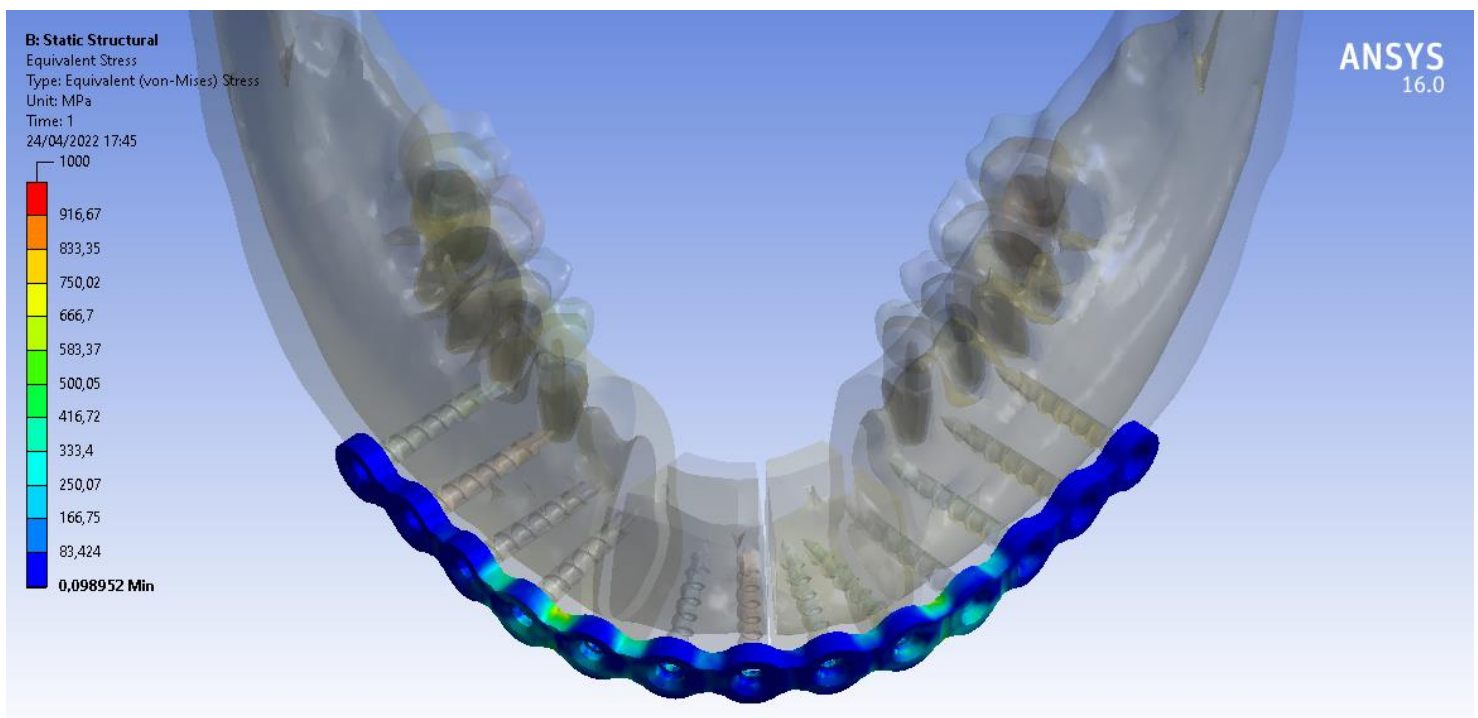
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

**Tabela 3** - Valores obtidos com placa de 2,4mm de espessura reconstruindo defeito na região anterior (Grupo 1). Araraquara, 2022

|             | Von Mises – Máximo (mPa) |
|-------------|--------------------------|
| Placa 2,4mm | 1078,8                   |
| Parafusos   | 3149,3                   |
| Bloco       | 120,63                   |

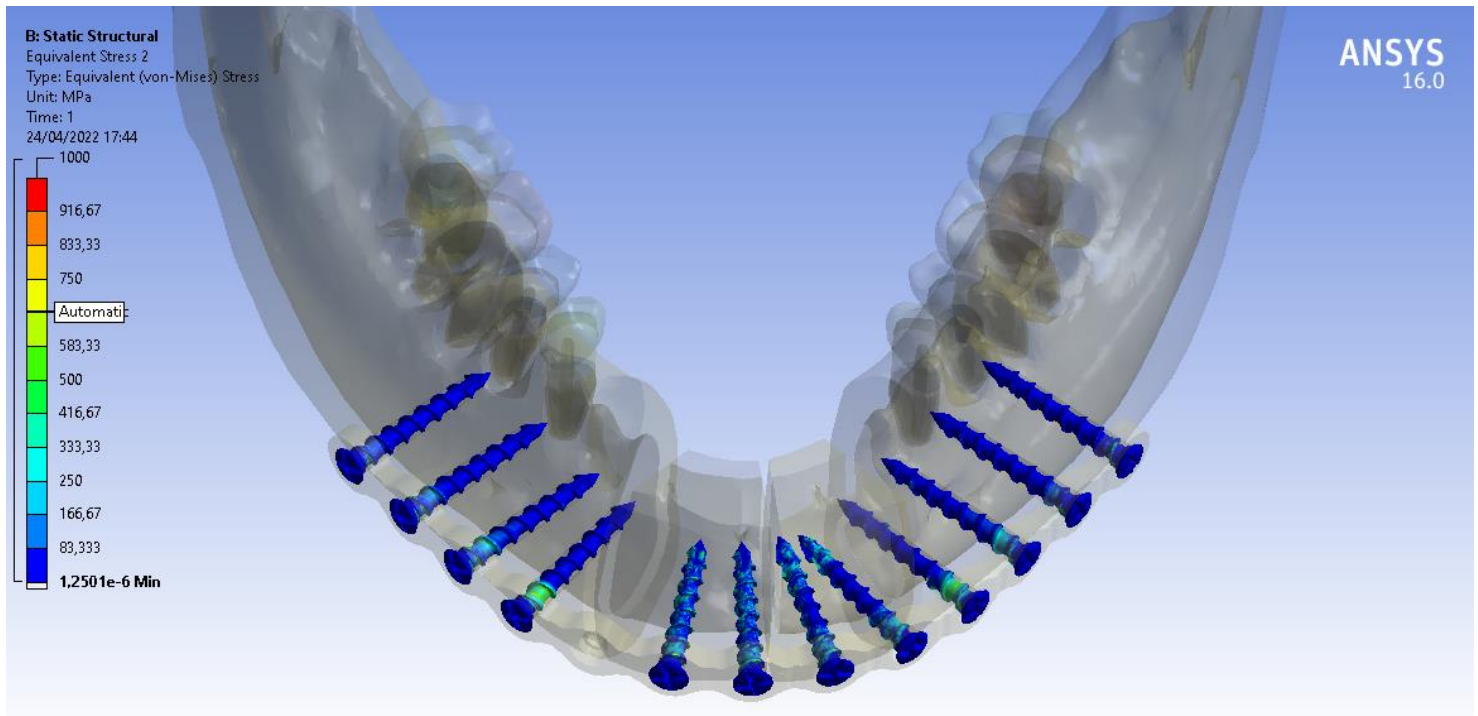
Fonte: Elaboração própria.

**Figura 14** - Distribuição da tensão sobre placa de 2,4mm de espessura reconstruindo defeito na região anterior (Grupo 1)



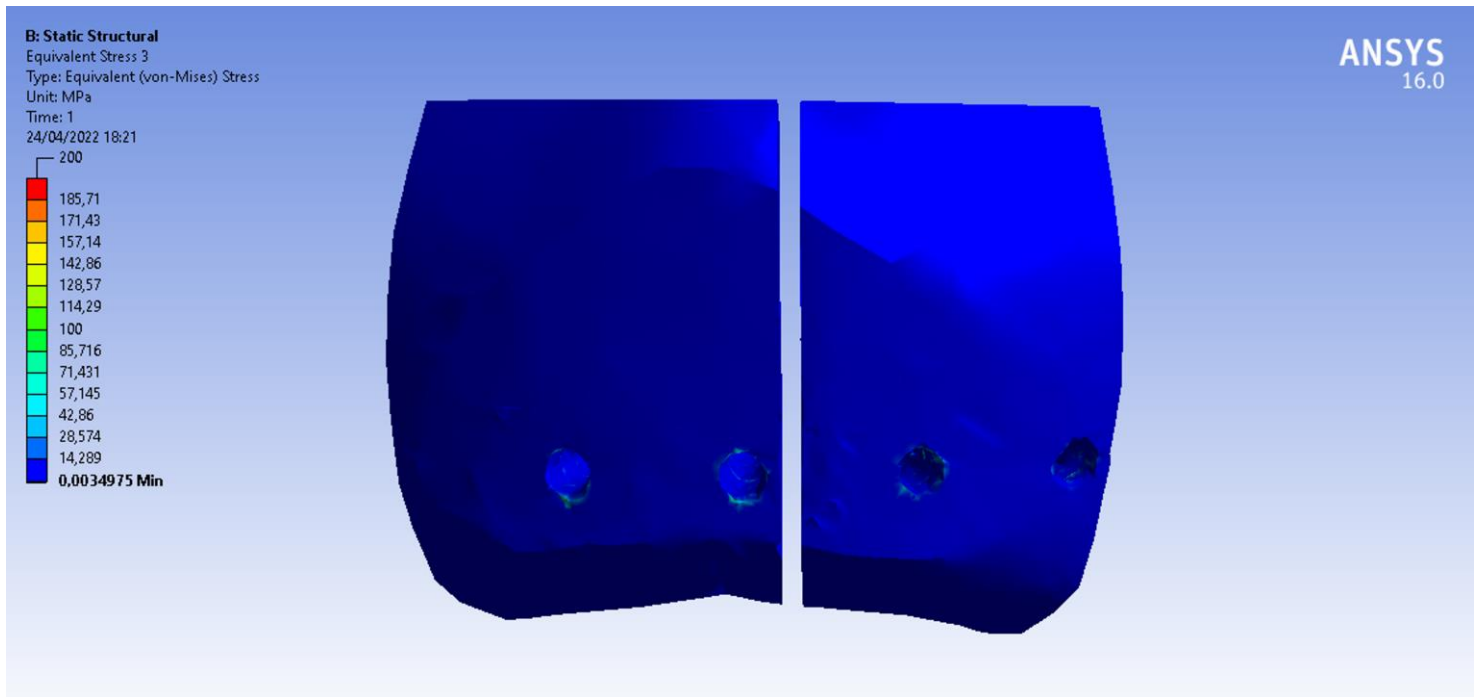
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

**Figura 15** - Distribuição da tensão sobre parafusos utilizados em placa de 2,4mm de espessura reconstruindo defeito na região anterior (Grupo 1)



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

**Figura 16** - Distribuição da tensão sobre blocos ósseos utilizados com placa de 2,4mm de espessura reconstruindo defeito na região anterior (Grupo 1)



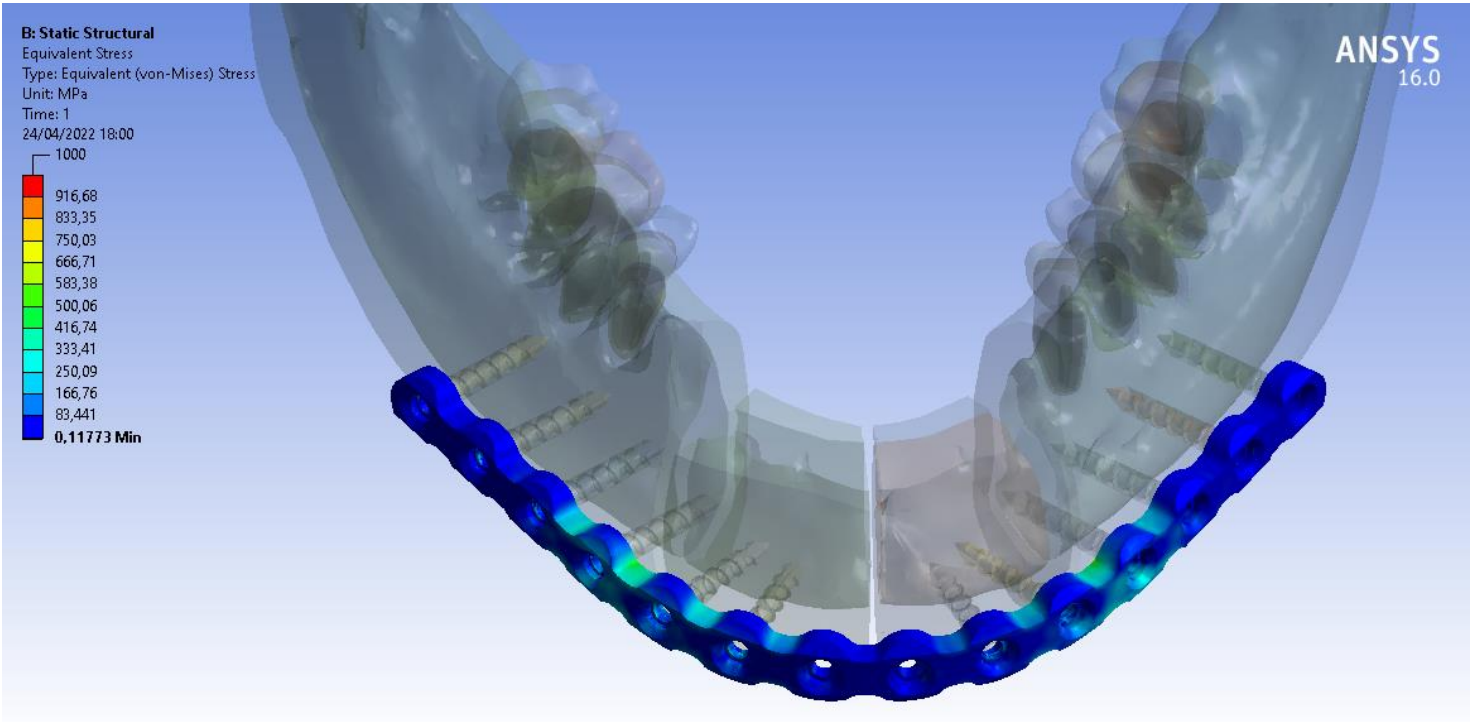
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

**Tabela 4** - Valores obtidos com placa de 3mm de espessura reconstruindo defeito na região anterior (Grupo 1). Araraquara, 2022

| Von Mises – Máximo (mPa) |        |
|--------------------------|--------|
| Placa 3mm                | 1138   |
| Parafusos                | 5669   |
| Bloco                    | 215,09 |

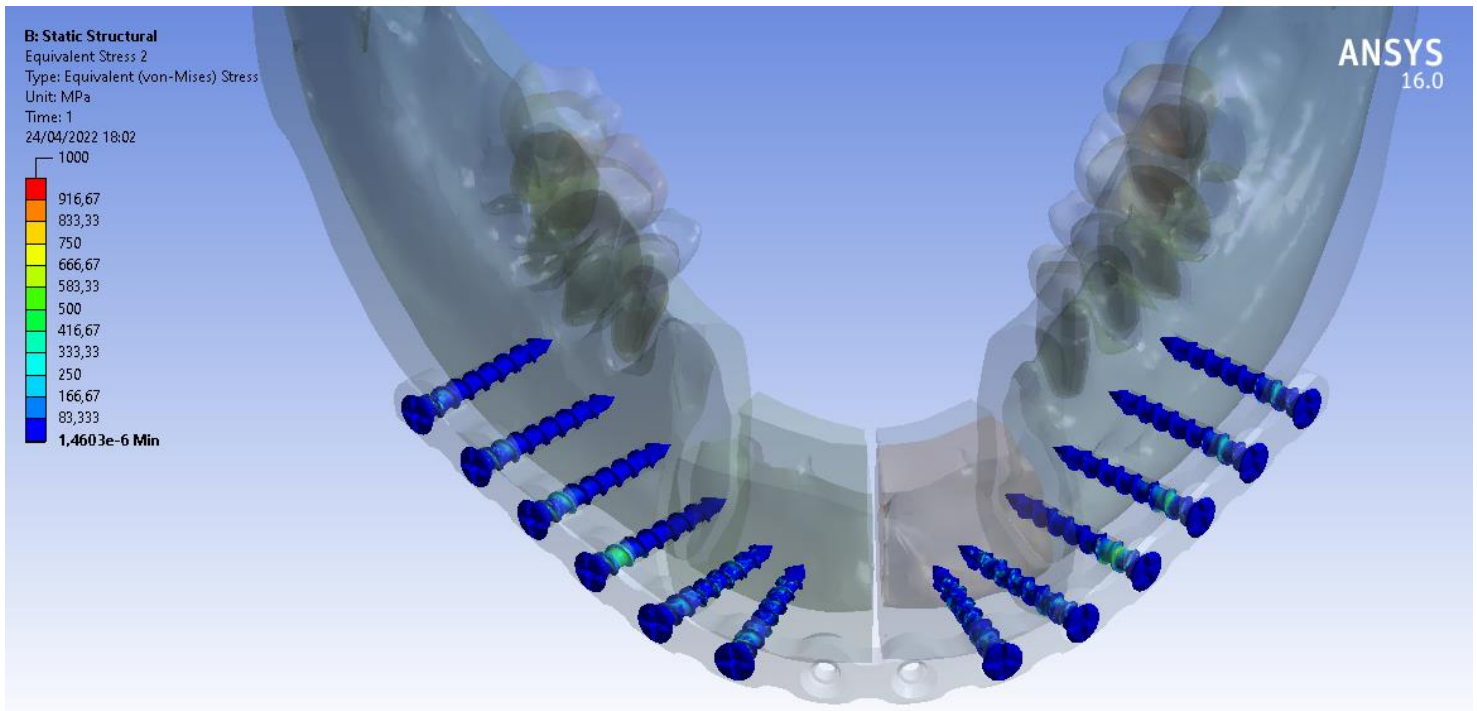
Fonte: Elaboração própria.

**Figura 17** - Distribuição da tensão sobre placa de 3mm de espessura reconstruindo defeito na região anterior (Grupo 1)



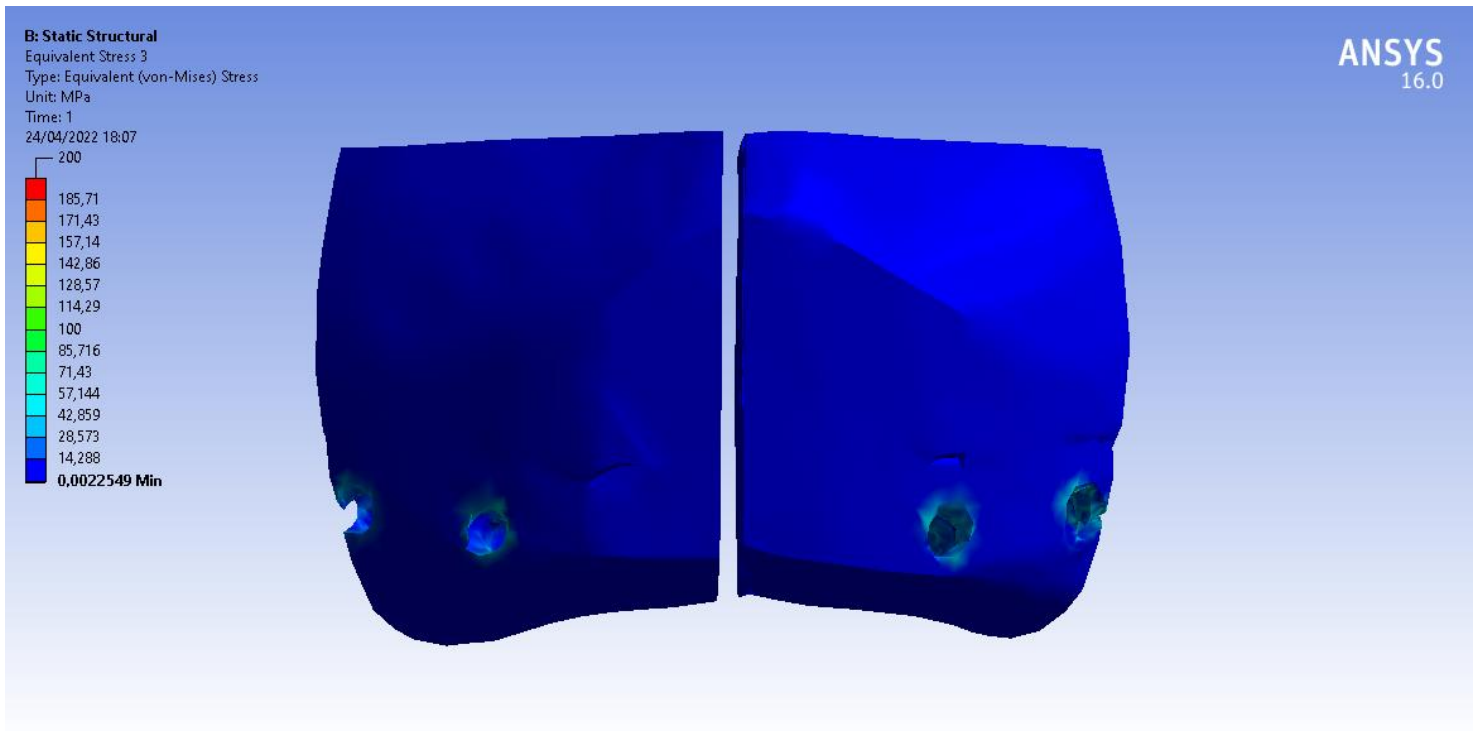
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

**Figura 18** - Distribuição da tensão sobre parafusos utilizados em placa de 3mm de espessura reconstruindo defeito na região anterior (Grupo 1)



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

**Figura 19** - Distribuição da tensão sobre blocos ósseos utilizados com placa de 3mm de espessura reconstruindo defeito na região anterior (Grupo 1)



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

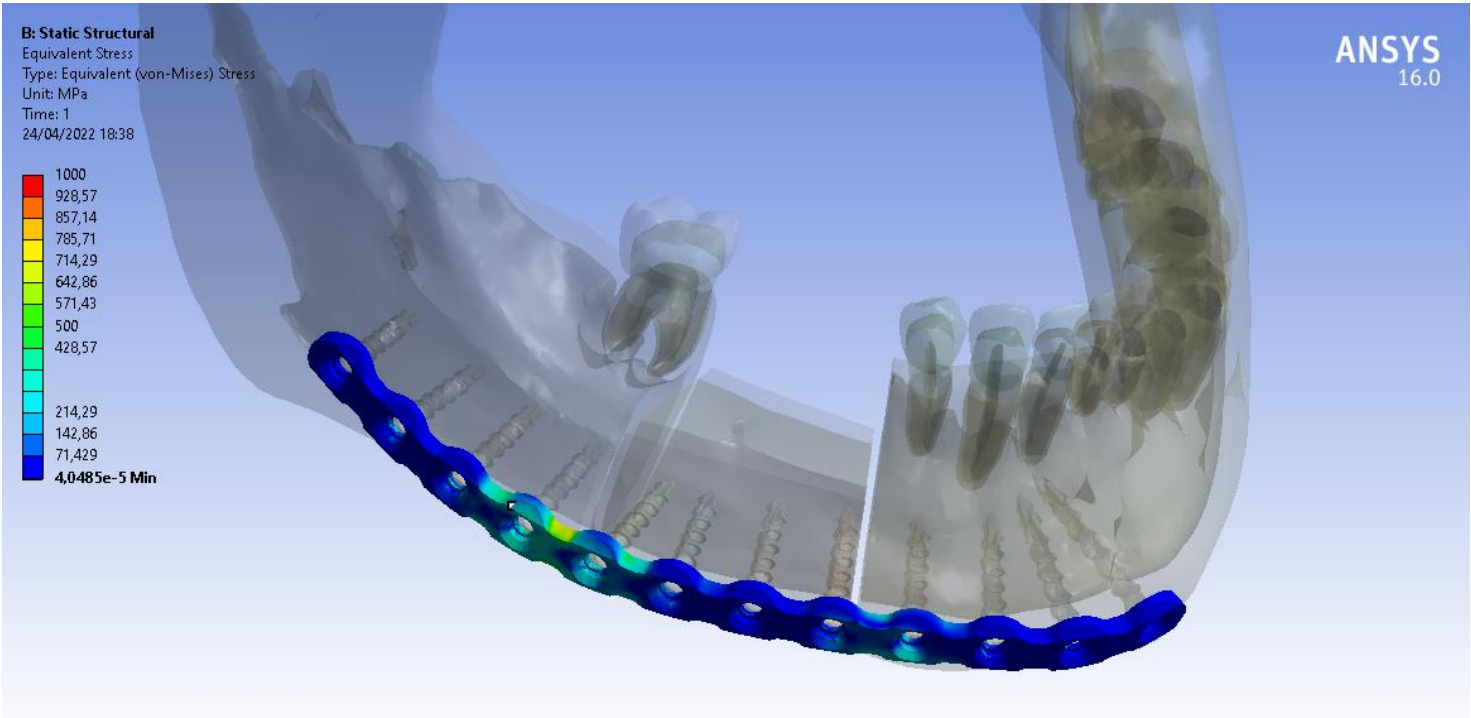
5.2 Defeito segmentar em corpo mandibular (Grupo 2)

**Tabela 5** - Valores obtidos com placa de 2mm de espessura reconstruindo defeito na região de corpo mandibular (Grupo 2). Araraquara, 2022

|           | Von Mises – Máximo (mPa) |
|-----------|--------------------------|
| Placa 2mm | 956,59                   |
| Parafusos | 1842                     |
| Bloco     | 186,16                   |

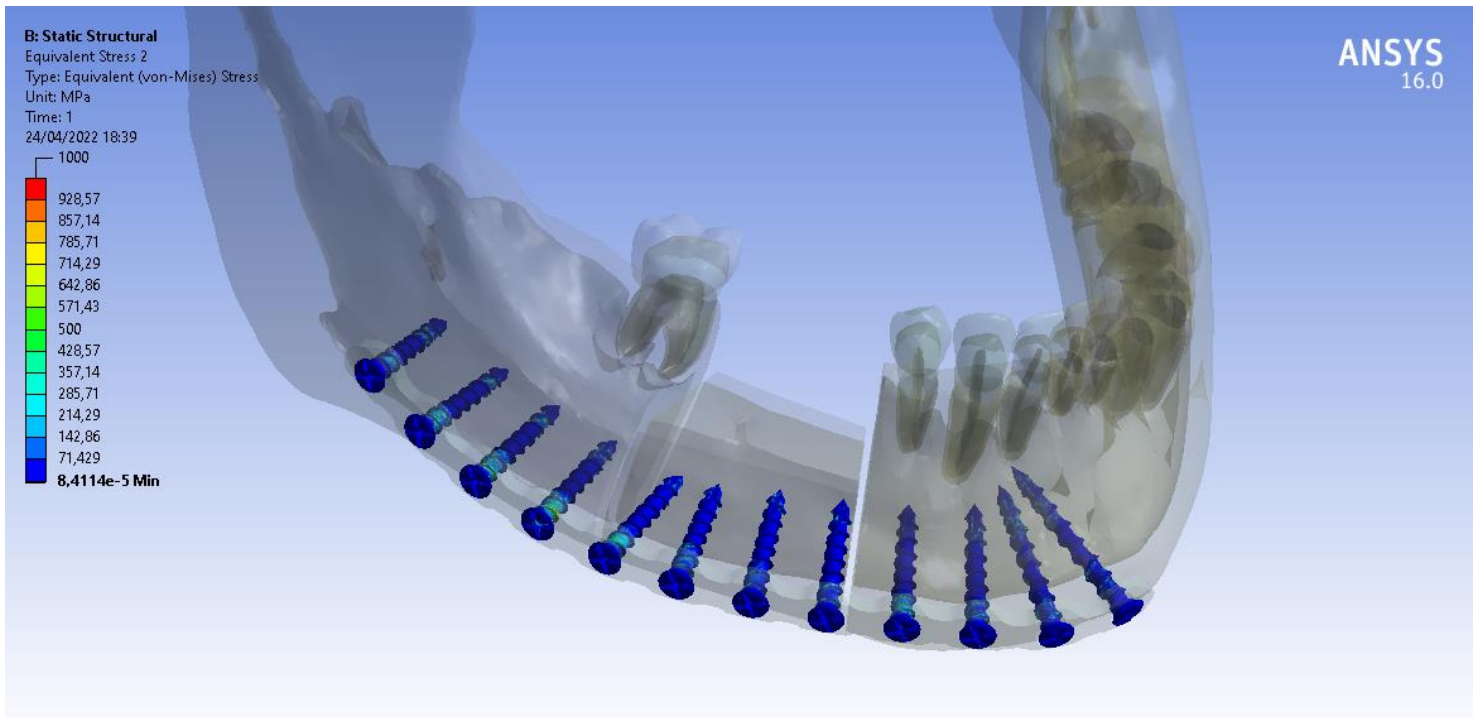
Fonte: Elaboração própria.

**Figura 20** - Distribuição da tensão sobre placa de 2mm de espessura reconstruindo defeito na região de corpo mandibular (Grupo 2)



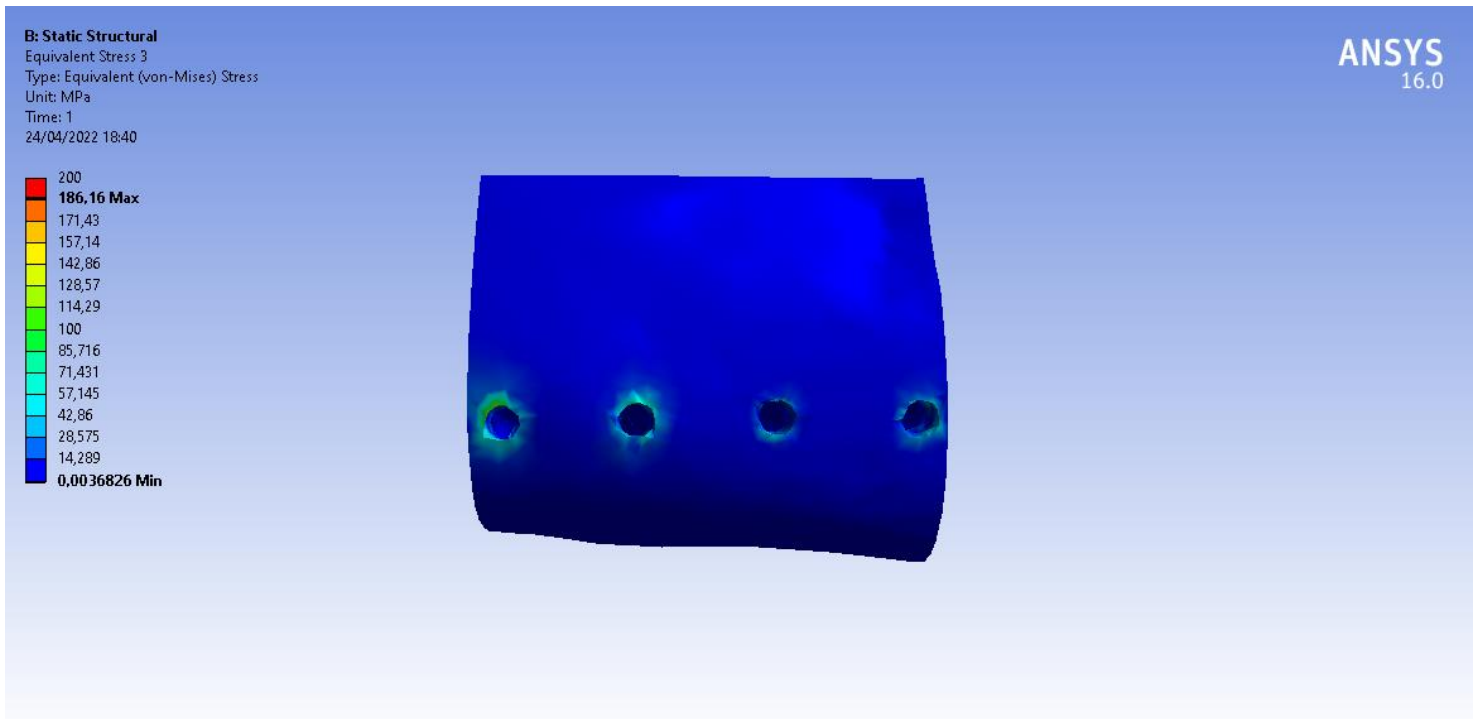
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

**Figura 21** - Distribuição da tensão sobre parafusos utilizados em placa de 2mm de espessura reconstruindo defeito na região de corpo mandibular (Grupo 2)



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

**Figura 22** - Distribuição da tensão sobre blocos ósseos utilizados com placa de 2mm de espessura reconstruindo defeito na região de corpo mandibular (Grupo 2)



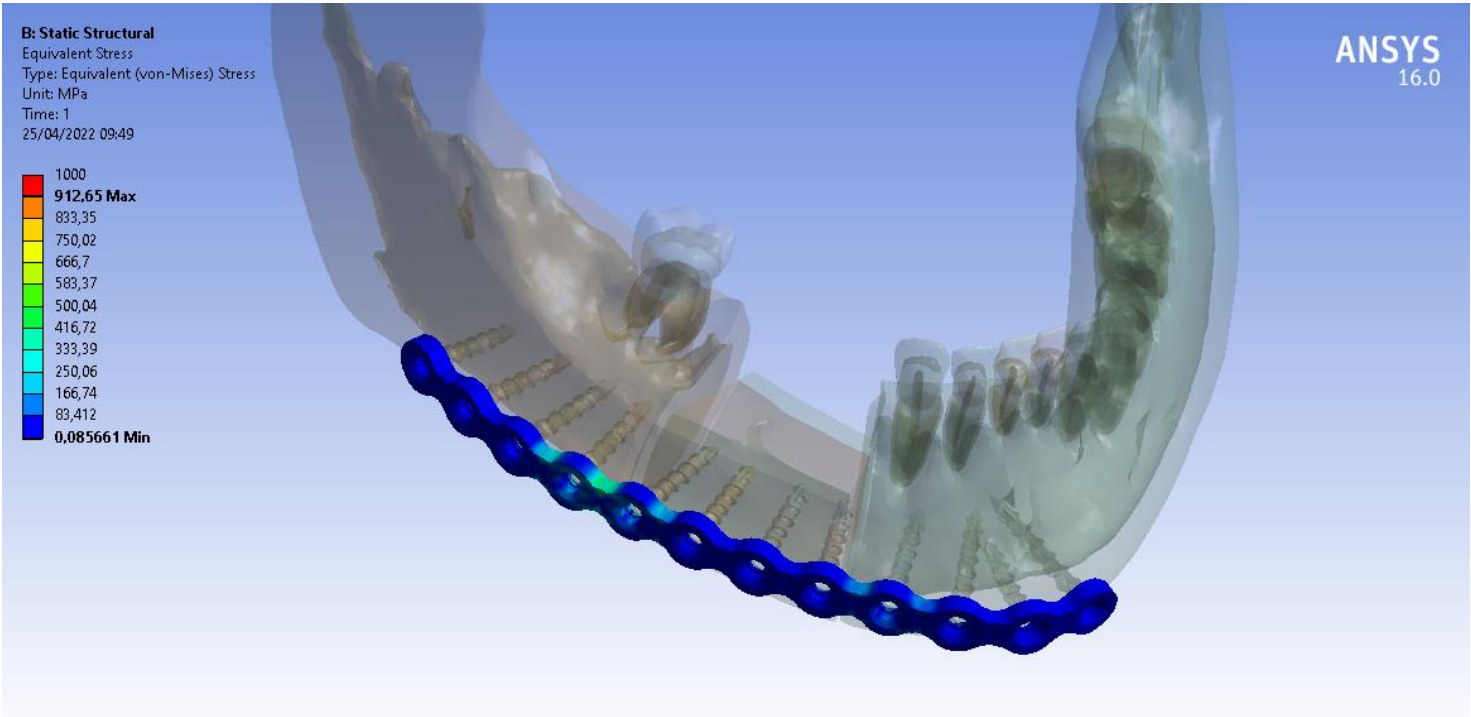
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

**Tabela 6** - Valores obtidos com placa de 2,4mm de espessura reconstruindo defeito na região de corpo mandibular (Grupo 2). Araraquara, 2022

| Von Mises – Máximo (mPa) |        |
|--------------------------|--------|
| Placa 2,4mm              | 912,65 |
| Parafusos                | 1170,6 |
| Bloco                    | 96,215 |

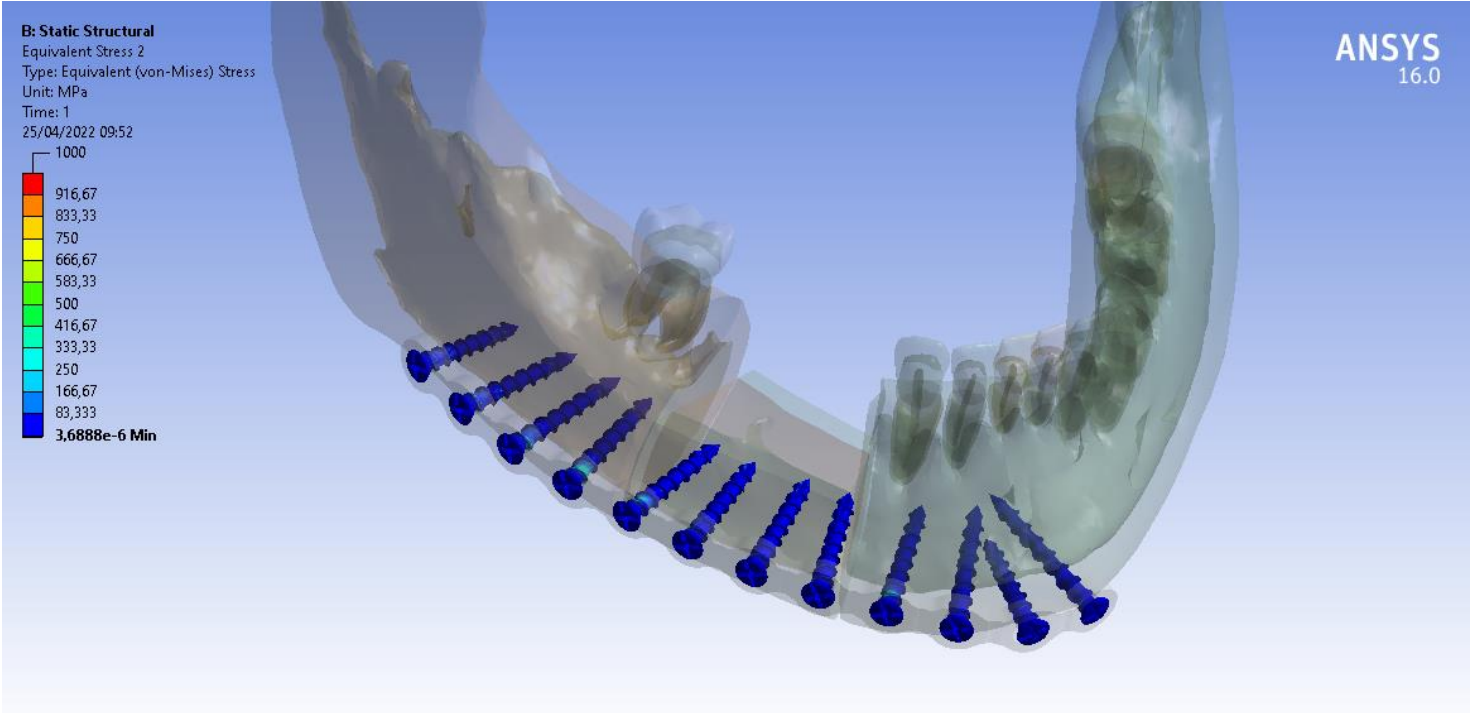
Fonte: Elaboração própria.

**Figura 23** - Distribuição da tensão sobre placa de 2,4mm de espessura reconstruindo defeito na região de corpo mandibular (Grupo 2)



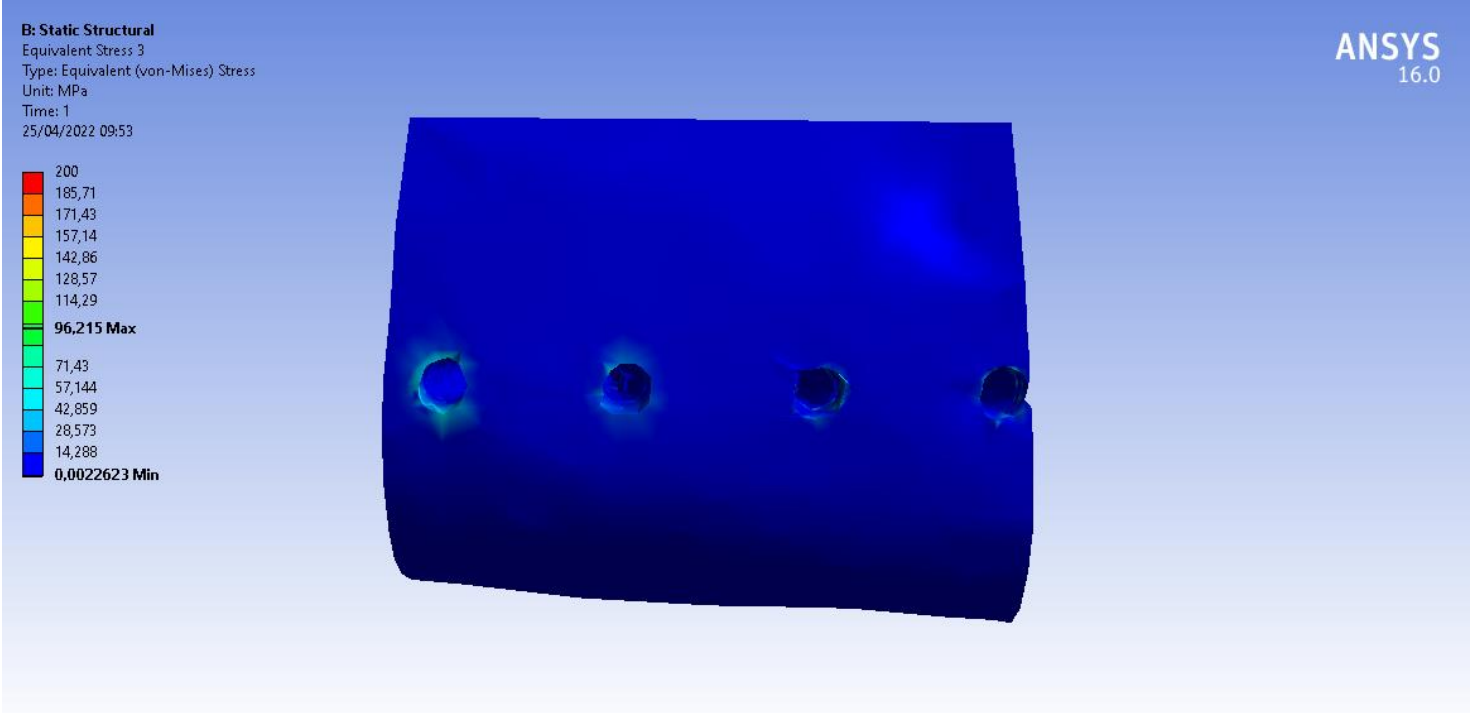
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

**Figura 24** - Distribuição da tensão sobre parafusos utilizados em placa de 2,4mm de espessura reconstruindo defeito na região de corpo mandibular (Grupo 2)



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

**Figura 25** - Distribuição da tensão sobre blocos ósseos utilizados com placa de 2,4mm de espessura reconstruindo defeito na região de corpo mandibular (Grupo 2)



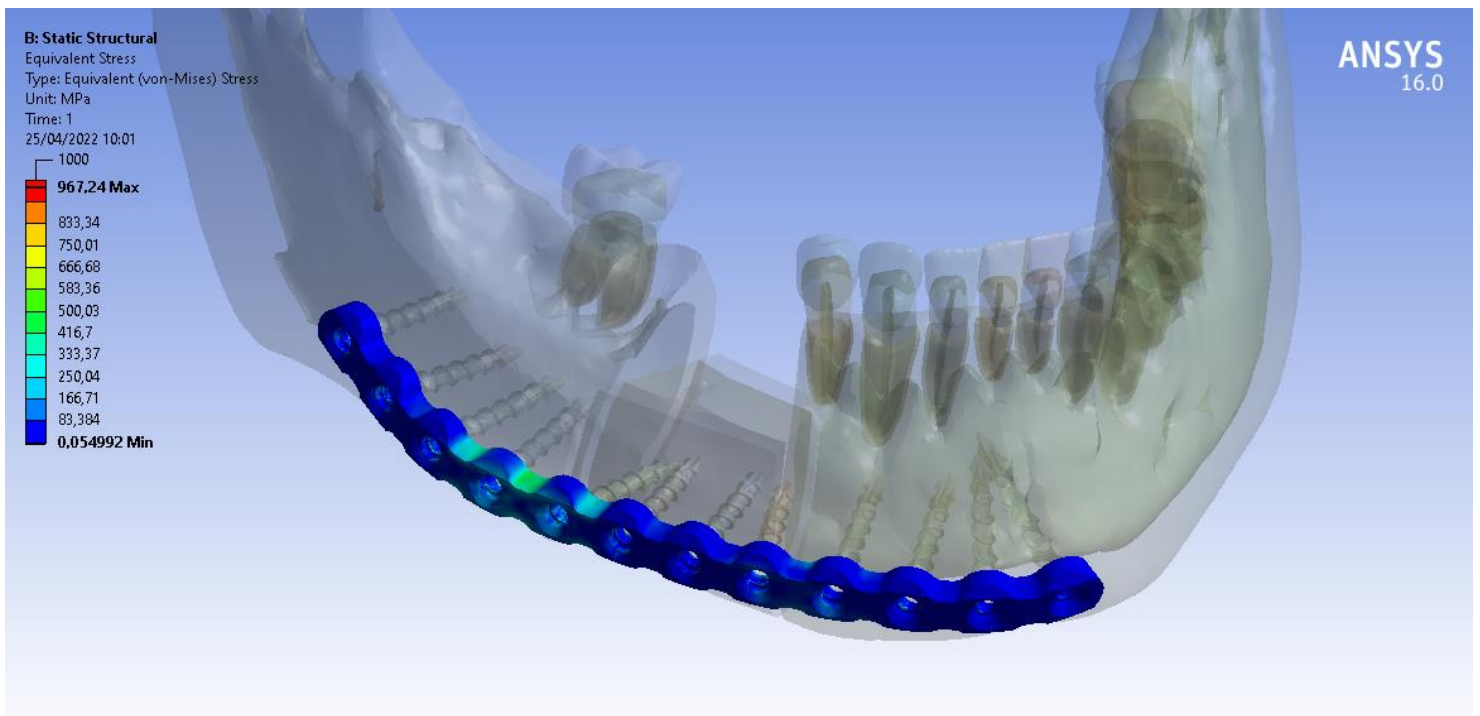
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

**Tabela 7** - Valores obtidos com placa de 3mm de espessura reconstruindo defeito na região de corpo mandibular (Grupo 2). Araraquara, 2022

|           | Von Mises – Máximo (mPa) |
|-----------|--------------------------|
| Placa 3mm | 967,24                   |
| Parafusos | 1915,5                   |
| Bloco     | 157,62                   |

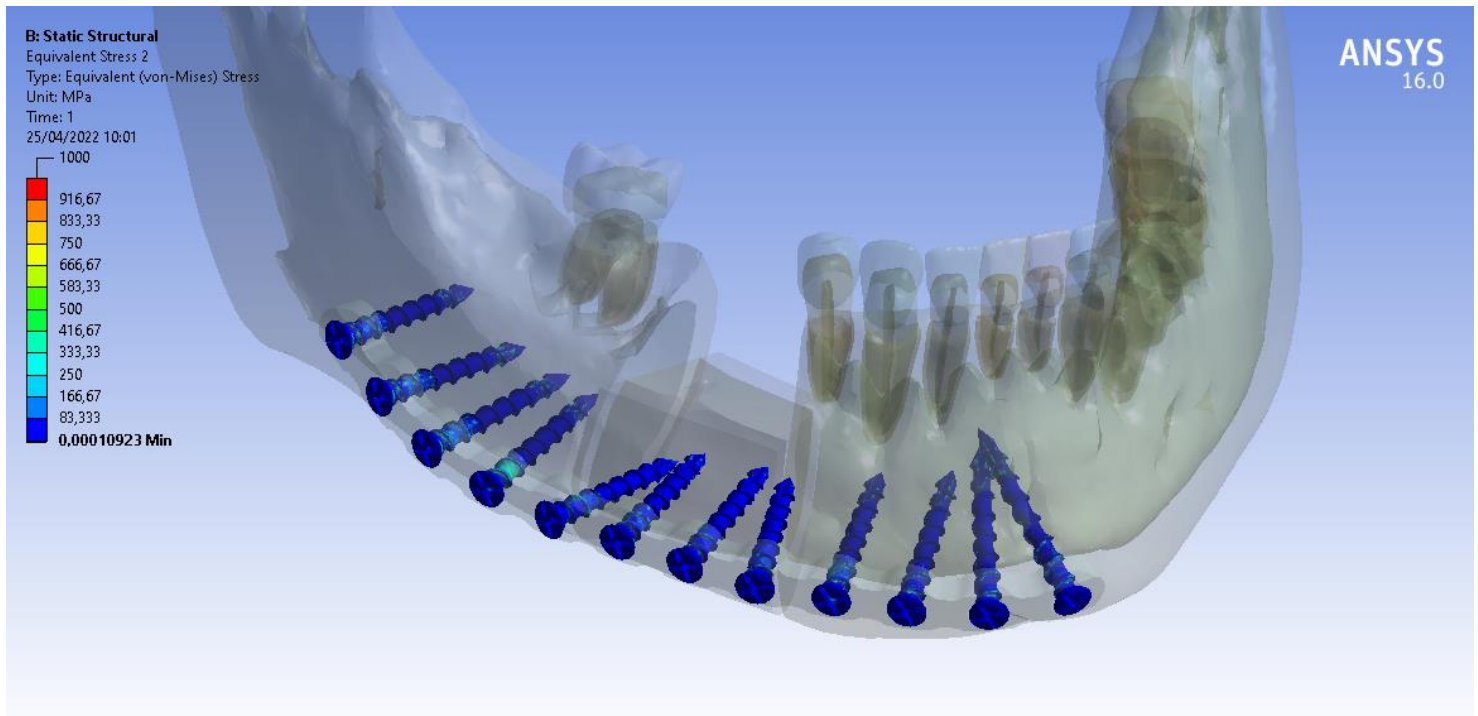
Fonte: Elaboração própria.

**Figura 26** - Distribuição da tensão sobre placa de 3mm de espessura reconstruindo defeito na região de corpo mandibular (Grupo 2)



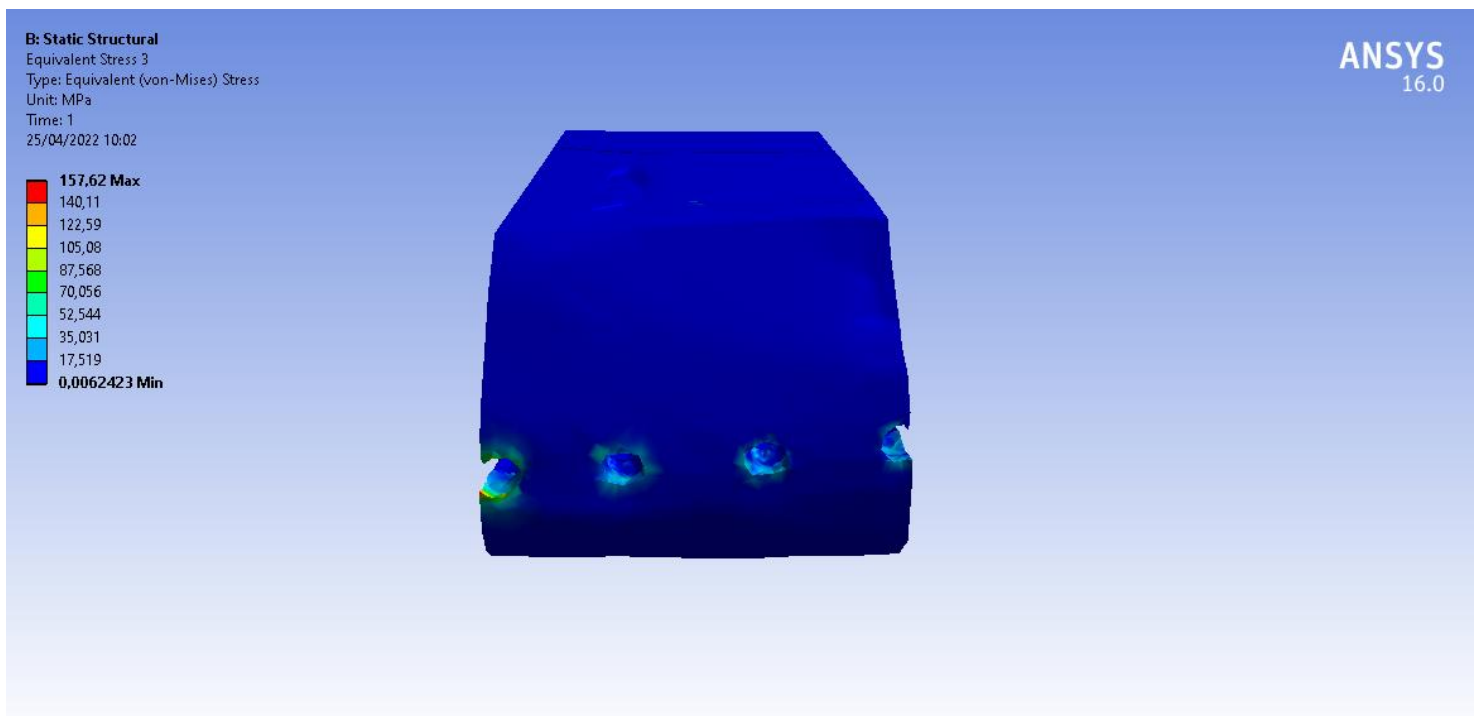
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

**Figura 27** - Distribuição da tensão sobre parafusos utilizados em placa de 3mm de espessura reconstruindo defeito na região de corpo mandibular (Grupo 2)



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

**Figura 28** - Distribuição da tensão sobre blocos ósseos utilizados com placa de 3mm de espessura reconstruindo defeito na região de corpo mandibular (Grupo 2)



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

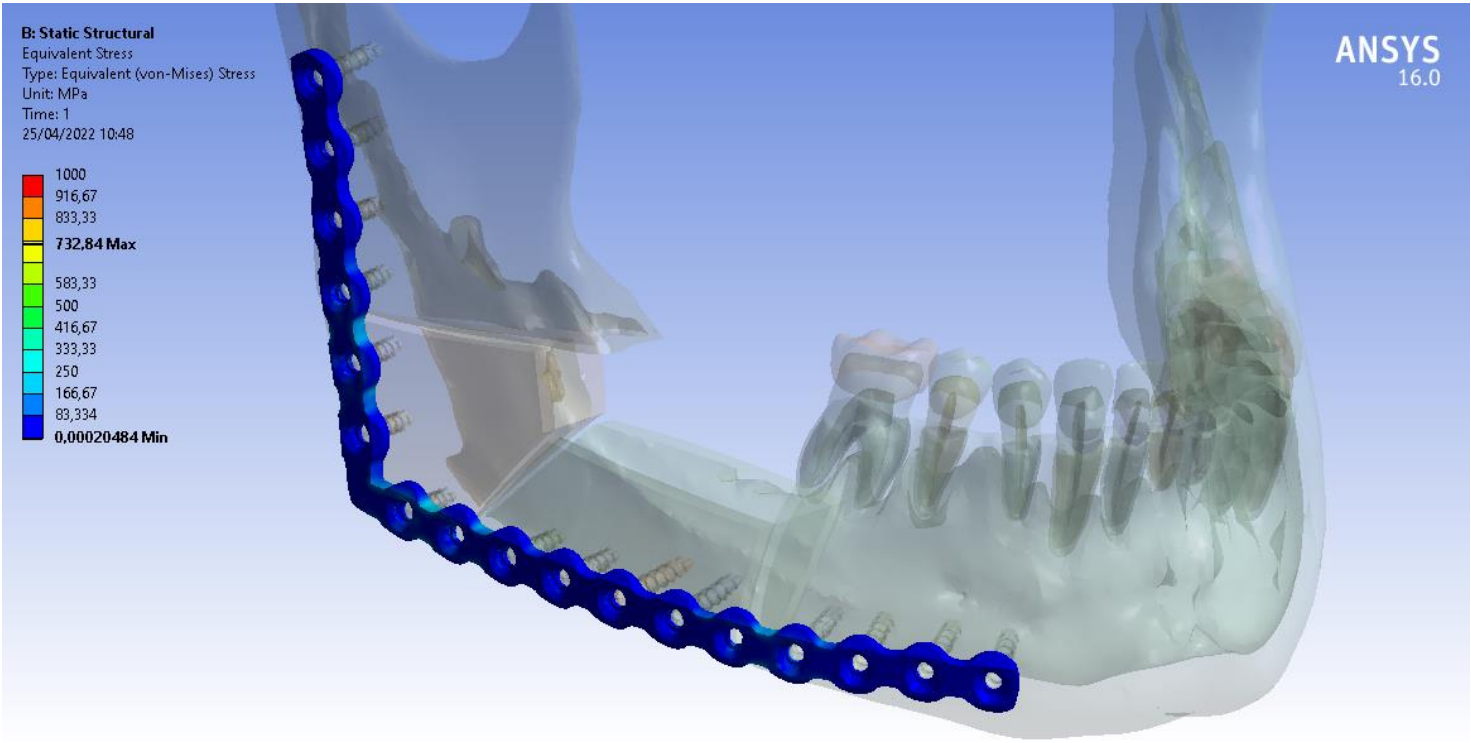
5.3 Defeito segmentar em ramo mandibular (Grupo 3)

**Tabela 8** - Valores obtidos com placa de 2mm de espessura reconstruindo defeito na região de ramo mandibular (Grupo 3). Araraquara, 2022

|           | Von Mises – Máximo (mPa) |
|-----------|--------------------------|
| Placa 2mm | 732,84                   |
| Parafusos | 728,91                   |
| Bloco     | 253,79                   |

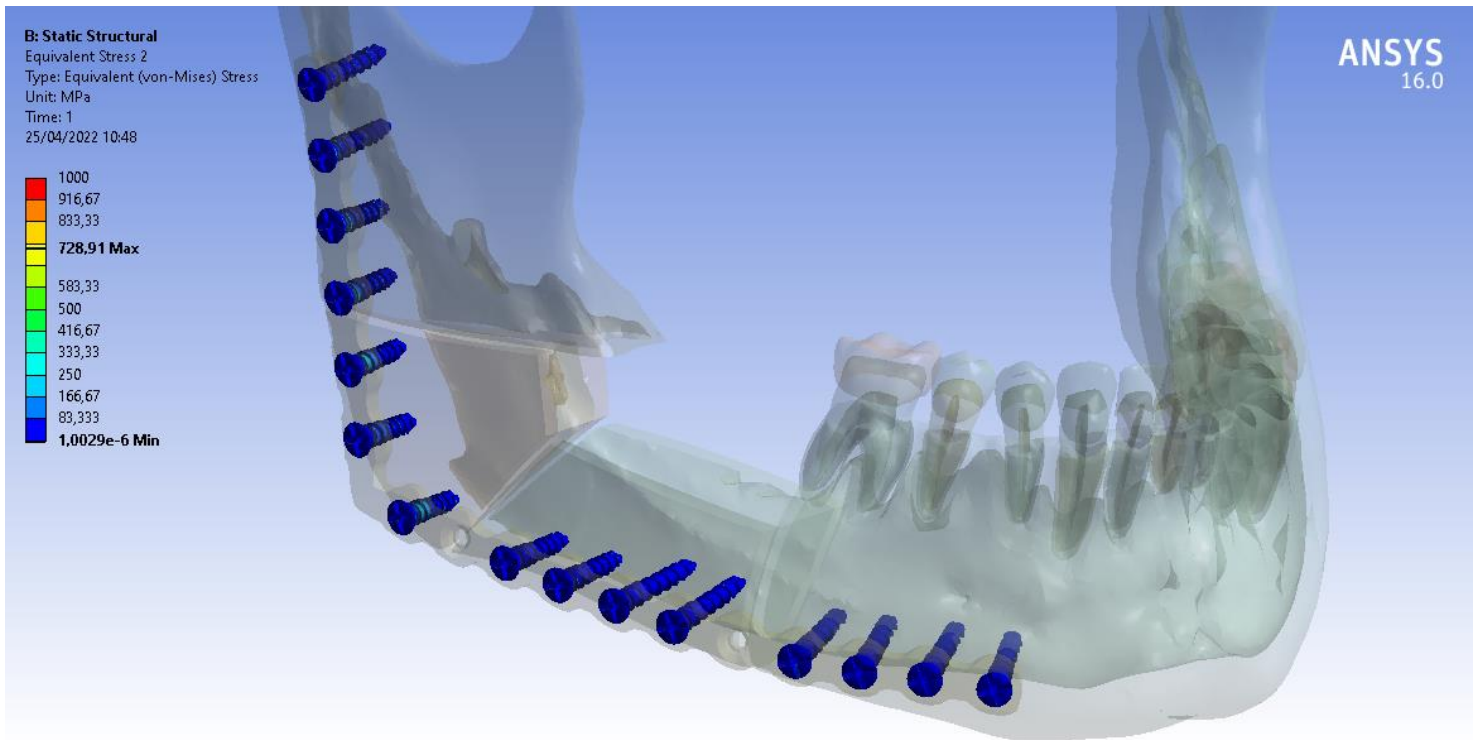
Fonte: Elaboração própria.

**Figura 29** - Distribuição da tensão sobre placa de 2mm de espessura reconstruindo defeito na região de ramo mandibular (Grupo 3)



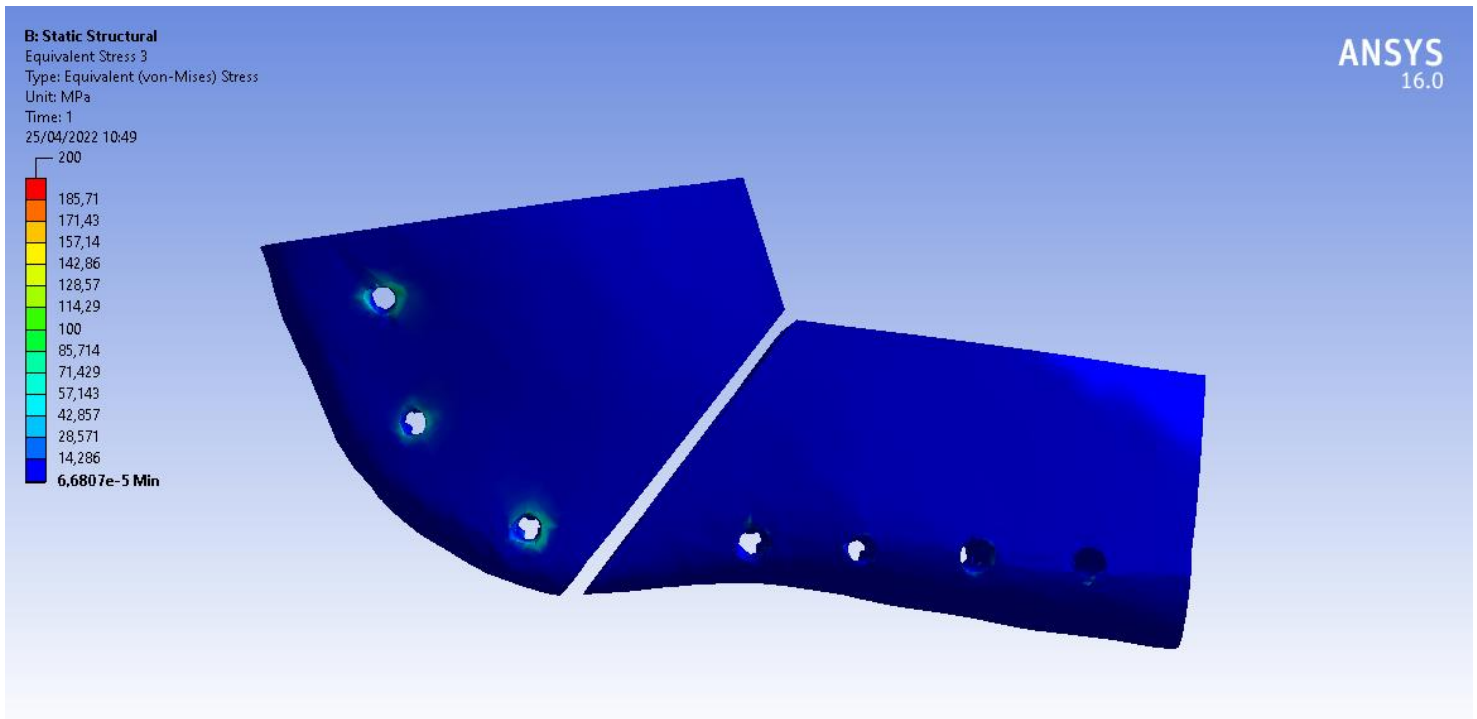
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

**Figura 30** - Distribuição da tensão sobre parafusos utilizados em placa de 2mm de espessura reconstruindo defeito na região de ramo mandibular (Grupo 3)



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

**Figura 31** - Distribuição da tensão sobre blocos ósseos utilizados com placa de 2mm de espessura reconstruindo defeito na região de ramo mandibular (Grupo 3)



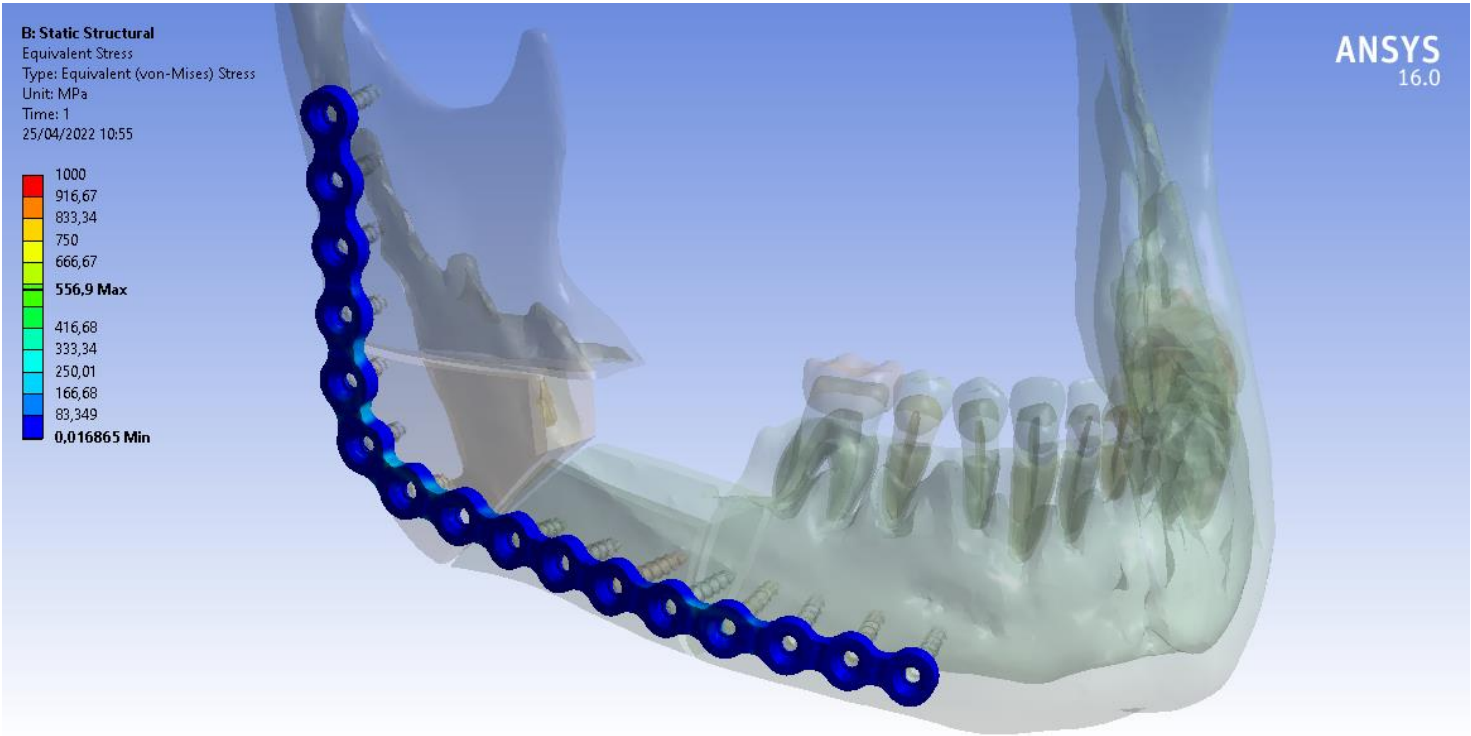
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

**Tabela 9** - Valores obtidos com placa de 2,4mm de espessura reconstruindo defeito na região de ramo mandibular (Grupo 3). Araraquara, 2022

| Von Mises – Máximo (mPa) |        |
|--------------------------|--------|
| Placa 2,4mm              | 556,9  |
| Parafusos                | 834,64 |
| Bloco                    | 83,629 |

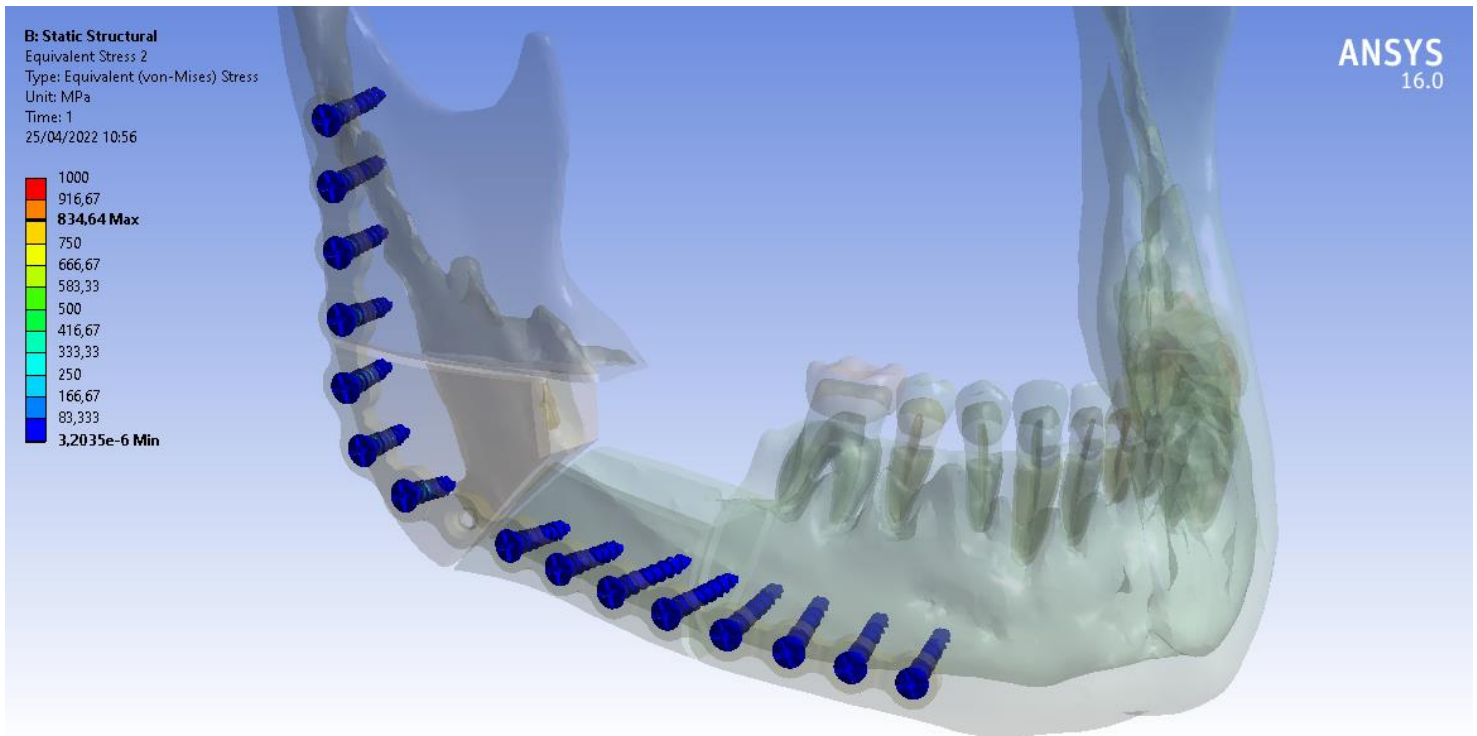
Fonte: Elaboração própria.

**Figura 32** - Distribuição da tensão sobre placa de 2,4mm de espessura reconstruindo defeito na região de ramo mandibular (Grupo 3)



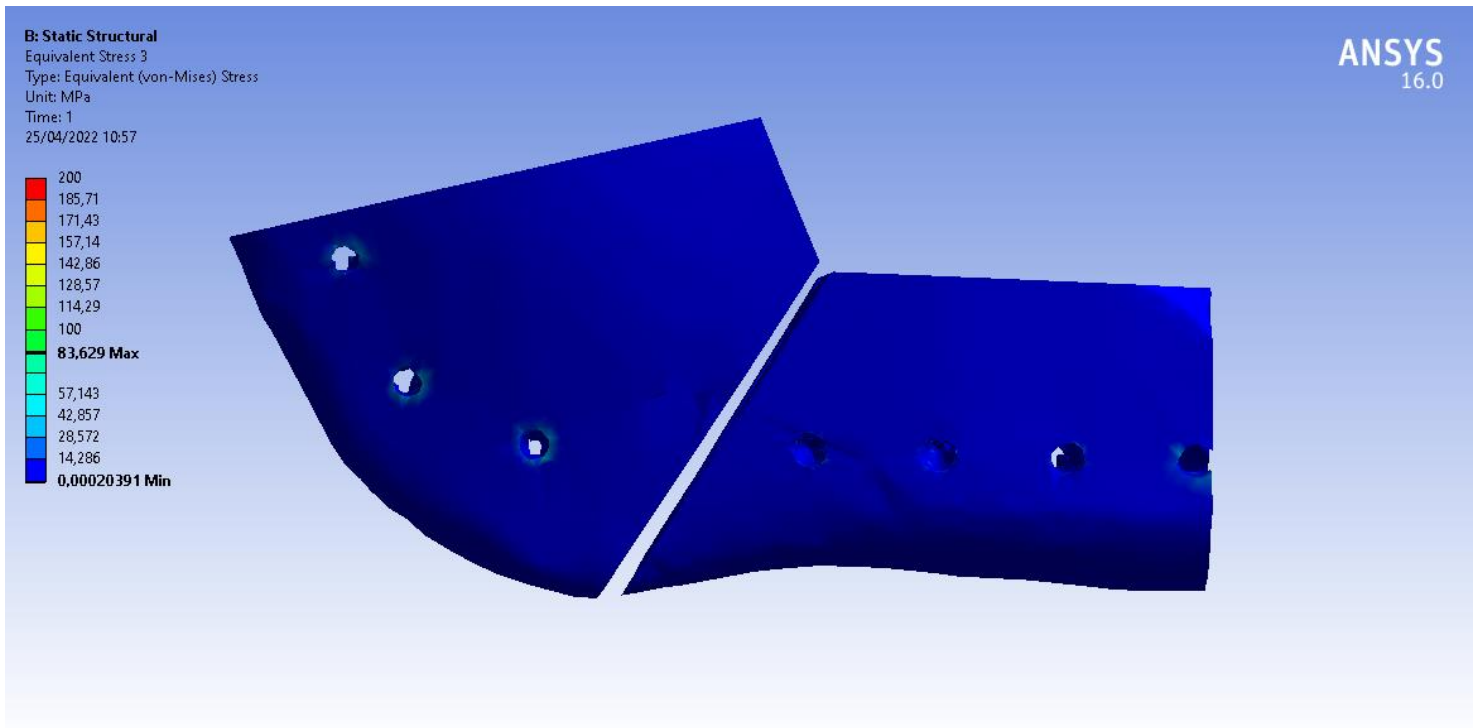
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

**Figura 33** - Distribuição da tensão sobre parafusos utilizados em placa de 2,4mm de espessura reconstruindo defeito na região de ramo mandibular (Grupo 3)



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

**Figura 34** - Distribuição da tensão sobre blocos ósseos utilizados com placa de 2,4mm de espessura reconstruindo defeito na região de ramo mandibular (Grupo 3)



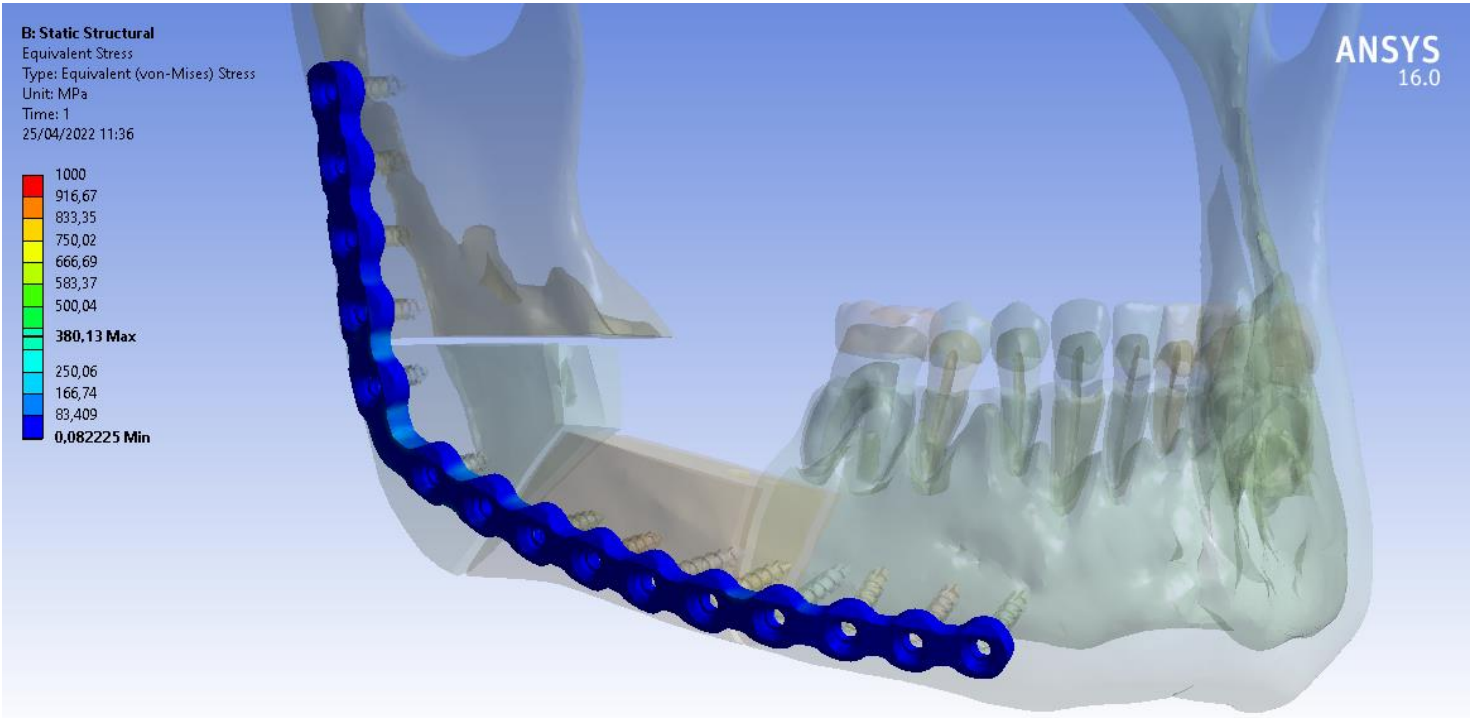
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

**Tabela 10** - Valores obtidos com placa de 3mm de espessura reconstruindo defeito na região de ramo mandibular (Grupo 3). Araraquara, 2022

|           | Von Mises – Máximo (mPa) |
|-----------|--------------------------|
| Placa 3mm | 380,13                   |
| Parafusos | 1041,4                   |
| Bloco     | 108,18                   |

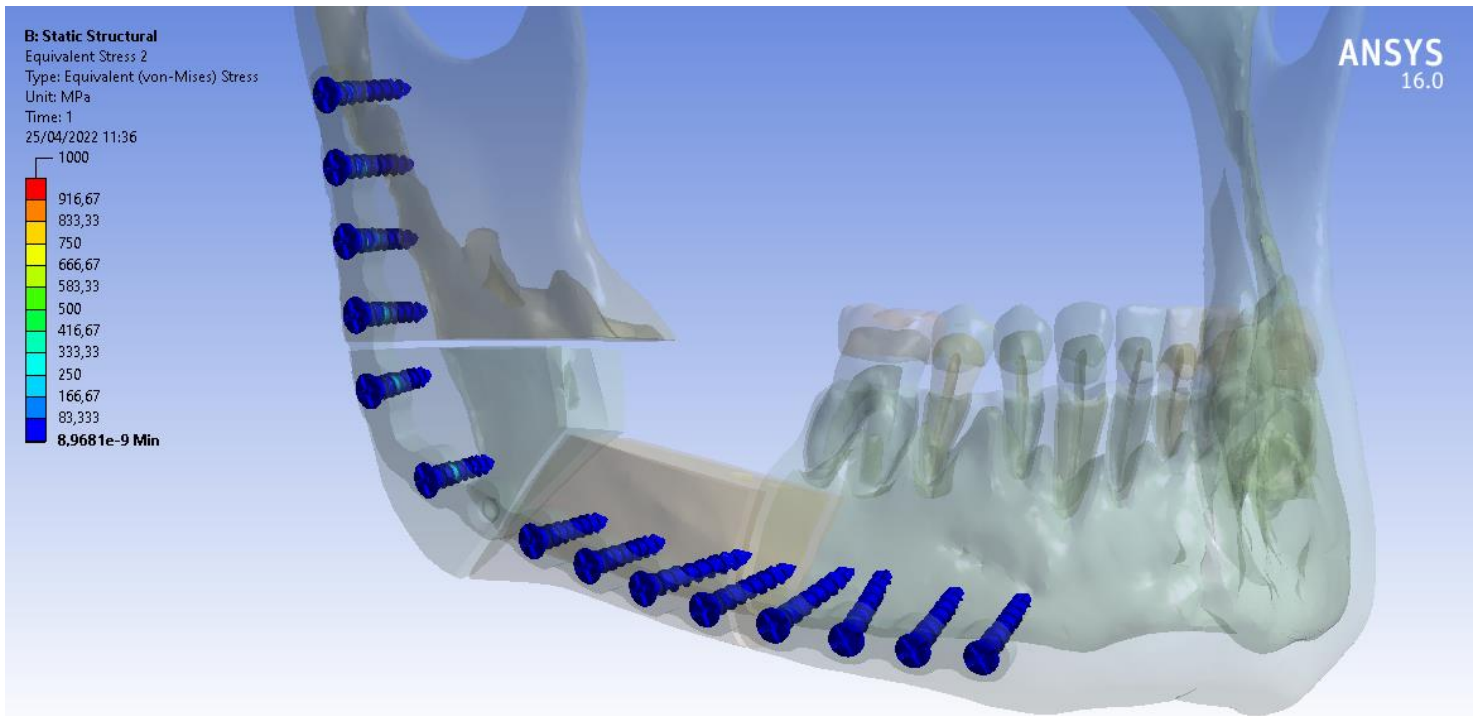
Fonte: Elaboração própria.

**Figura 35** - Distribuição da tensão sobre placa de 3mm de espessura reconstruindo defeito na região de ramo mandibular (Grupo 3)



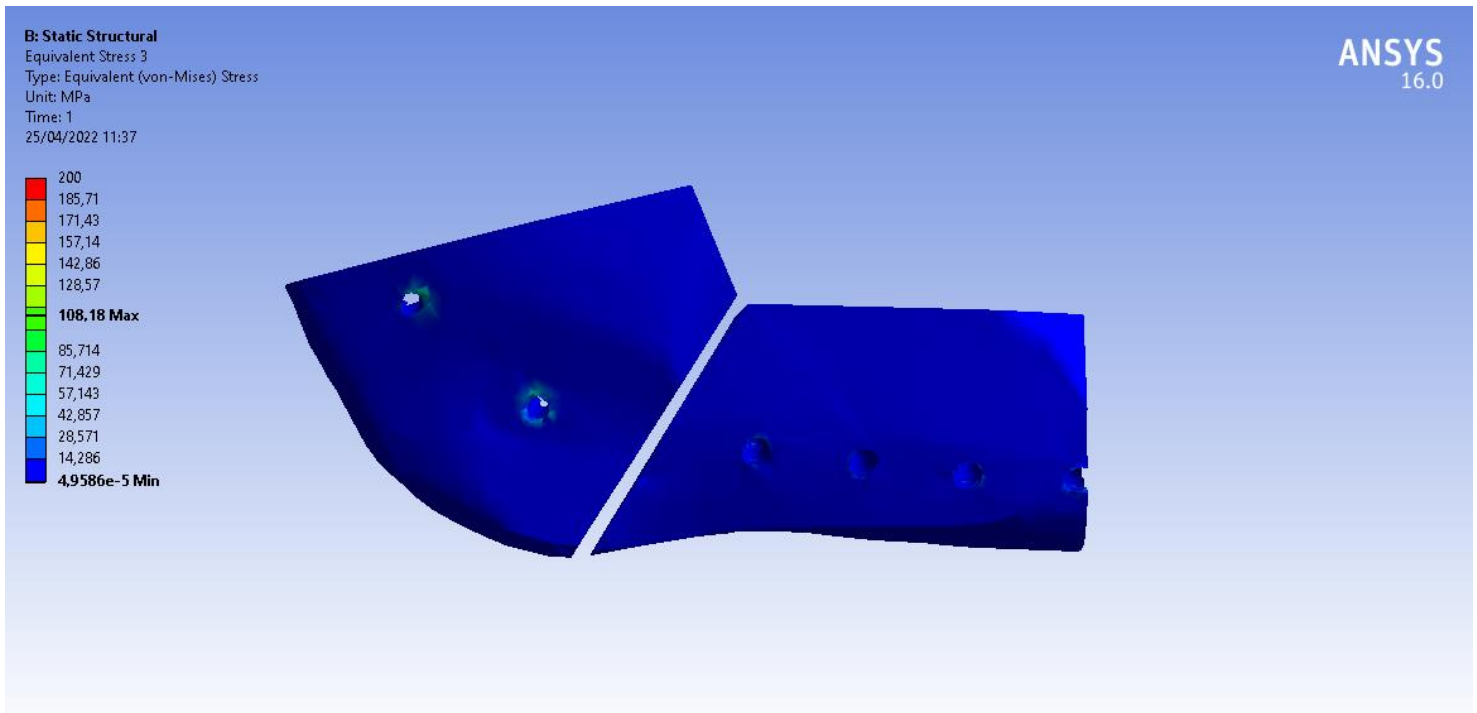
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

**Figura 36** - Distribuição da tensão sobre parafusos utilizados em placa de 3mm de espessura reconstruindo defeito na região de ramo mandibular (Grupo 3)



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

**Figura 37** - Distribuição da tensão sobre blocos ósseos utilizados com placa de 3mm de espessura reconstruindo defeito na região de ramo mandibular (Grupo 3)



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

## 6 DISCUSSÃO

O uso da Análise de Elementos Finitos (AEF) tem ganhado popularidade como ferramenta de avaliação dentro da pesquisa em cirurgia bucomaxilofacial, permitindo a coleta de dados que de outra maneira não seria viável. Com a evolução dos softwares e dos meios de obtenção de imagem, a confecção de uma malha tridimensional se tornou possível, permitindo que se avalie o comportamento de materiais reconstitutivos submetidos a cargas fisiológicas simuladas, bem como um número cada vez maior de variáveis estudadas.

No presente estudo, os modelos foram gerados a partir de uma tomografia computadorizada de um paciente sem alterações no exame de imagem, mantendo o maior número de estruturas anatômicas possível. Visando uma simulação mais realista, a geometria dos materiais de síntese não foi simplificada, mantendo as características geométricas disponíveis e encontradas atualmente no mercado.

Vale ressaltar que estudos baseados em AEF apresentam algumas limitações inerentes ao método. O fato de ser um estudo computacional *in vitro* pode não simular uma situação real por completo, e para que ocorra uma adequada avaliação de resultados, se faz necessário que uma análise qualitativa da distribuição de forças seja realizada em conjunto com o estudo dos dados numéricos obtidos.

Ainda, os dados fornecidos ao software no momento da análise nem sempre serão encontrados clinicamente. A exemplo, os materiais utilizados são considerados linearmente elásticos e isotrópicos, ao passo que tecidos biológicos apresentam elasticidade e densidade variáveis ao longo de sua extensão. Estas variações, no entanto, não diminuem a validade qualitativa do estudo sobre a dissipação de forças em cenários distintos(70–76). Estas características reforçam a necessidade de tabulação adequada das imagens, para que uma análise qualitativa da distribuição de forças possa ser feita de maneira acurada.

Defeitos segmentares na mandíbula são uma ocorrência relativamente comum dentro da cirurgia maxilofacial, tendo como causa especialmente lesões traumáticas de alta energia e necessidade de ressecção de lesões ósseas. Neste mérito, diversos tratamentos foram propostos, e as possibilidades reconstitutivas são diversas, incluindo enxertos livres em bloco ou particulados, retalhos pediculados,

distração osteogênica, enxertos microvascularizados e apenas a estabilização do contorno mandibular com auxílio de materiais de síntese. Cada uma destas abordagens apresenta vantagens e desvantagens associadas<sup>3,4,35,37,45,77</sup>.

A utilização de placas de reconstrução para estabilização de defeitos segmentares em mandíbula foi primeiramente descrita por Spiessl em 1976<sup>3</sup>. O intuito da utilização destes dispositivos é a de preservar o contorno mandibular e a oclusão do paciente. Diversos estudos têm demonstrado desvantagens na utilização de placas de reconstrução apenas, incluindo exposição de material, soltura dos parafusos, fratura das placas e infecção. Algumas variantes, incluindo a utilização ou não de enxertos simultaneamente, radioterapia, localização e extensão do defeito podem predispor a estas complicações<sup>5,8,11,37,38</sup>.

Estudos tem demonstrado que a incidência de fratura das placas de reconstrução pode ultrapassar 10% dos casos<sup>37</sup>. A adaptação adequada do material de síntese exige que as placas sejam modeladas com auxílio de dobradores para contornar o osso mandibular e alcançar um contorno facial satisfatório. Esse processo acaba adicionando estresse residual nestas placas, originando regiões de fragilidade mais propensas à fratura. Este processo é especialmente importante nas regiões de sínfise e ângulo mandibular, onde as placas precisam ser dobradas significativamente para se alcançar adaptação adequada<sup>31,38</sup>.

A realização de radioterapia na região de cabeça e pescoço prejudica a vascularização e qualidade dos tecidos moles irradiados, predispondo à deiscência da ferida cirúrgica e exposição do material de síntese. Além disso, quando não é realizada reconstrução óssea simultânea, as placas apresentam menor secção transversa que a mandíbula hígida, o que se traduz como maior pressão sobre os tecidos moles circunjacentes, o que pode causar exposição da placa a longo prazo<sup>3</sup>.

Assim, a reconstrução óssea apresenta benefícios ao paciente, permitindo reabilitação protética do mesmo e diminuindo a incidência de complicações em médio e longo prazo. Os enxertos livres não vascularizados permitem um adequado contorno mandibular, sendo mais facilmente executados, já que a exigência de treinamento especializado e logística adequada é menor, quando comparados aos enxertos microvascularizados.

Embora as taxas de sucesso para este tipo de procedimento sejam relativamente altas<sup>39,41</sup>, o uso na região anterior da mandíbula, zonas com exposição intra-oral, áreas previamente irradiadas e defeitos maiores que 8cm representam fatores de risco para o procedimento, uma vez que a nutrição do enxerto depende diretamente do leito receptor, e apresentando potencial aumentado de infecção<sup>39,43,45, 48</sup>. Comumente estas condições se fazem presentes em pacientes que foram ou serão submetidos à ressecção mandibular, o que enseja uma abordagem alternativa.

Atualmente, a reconstrução com enxertos microvascularizados representa o padrão ouro, apresentando as maiores taxas de sucesso na literatura<sup>3</sup>. O transporte de um segmento de tecido mole e manutenção do aporte sanguíneo do osso transportado permitem a reconstrução de defeitos maiores, e está associada a taxas de complicação menores, em comparação com enxertos livres, além de permitir a reconstrução concomitante do tecido mole e reabilitação protética com implantes, quando necessário<sup>61</sup>.

Apesar das diversas vantagens de se realizar a reconstrução mandibular com enxertos microvascularizados, existem limitações associadas a este procedimento. Tempos operatórios maiores são esperados, associados a uma morbidade aumentada do sítio doador. Estas condições podem não ser toleráveis em pacientes já debilitados pela doença primária ou outras condições médicas. Ainda, a realização destes procedimentos requer treinamento específico e estrutura hospitalar adequada, e estes pré-requisitos podem não ser encontrados em todos os lugares. Nestes casos, a estabilização apenas com a placa de reconstrução ou a reconstrução com enxertos livres são uma possibilidade<sup>5,6,8,12,35</sup>.

Neste trabalho foram analisados três modelos de placas de diferentes espessuras, utilizados em 03 cenários distintos, associados à reconstrução. A utilização da AEF permitiu uma análise mais precisa da distribuição das forças e tensões. Sob uma análise qualitativa, o aumento da espessura das placas se traduziu em uma menor concentração de estresse sobre as mesmas, o que sugere que placas mais espessas tem menor probabilidade de sofrerem fraturas. Esses achados condizem com aqueles encontrados por Vajgel e colaboradores<sup>24</sup>, em que placas mais espessas foram mais resistentes e associadas a menores valores de deslocamento.

No entanto, o aumento na espessura das placas induziu um aumento significativo nos valores de estresse concentrados sobre os parafusos, especialmente naqueles mais próximos às osteotomias. Deve-se considerar que a osteólise ao redor de parafusos e consequente perda destes é uma das principais causas de falha de tratamento<sup>2,3,5,6,10,12,79</sup>. Esta distribuição aumentada de forças sobre os parafusos poderia predispor à soltura dos mesmos em situação clínica, o que sugere que a utilização de uma placa de menor espessura pode ser interessante para evitar osteólise reacional<sup>36,80</sup>. Ainda, estes resultados advogam a favor do uso de sistemas de travamento quando placas mais rígidas forem utilizadas, com o uso crítico desta abordagem nos parafusos mais próximos às osteotomias.

Defeitos localizados na porção anterior da mandíbula foram aqueles com maiores concentrações de força sobre os parafusos. Os resultados encontrados corroboram com diversos autores que classificam os defeitos anteriores, que cruzam a linha média, como os mais deletérios à fixação interna rígida<sup>8,9,12,35</sup>. Algumas características contribuem para este cenário, incluindo a curvatura das placas nesta região, movimentos de torção na sínfise mandibular e a relativa proximidade com a área de incidência das forças simuladas, o que minimiza a absorção das cargas pelo osso.

Em contrapartida, defeitos localizados nos ângulos mandibulares apresentaram valores reduzidos de dissipação de estresse sobre os parafusos. Estes resultados possivelmente decorrem por conta de um efeito protetor da dobra realizada na região de ângulo, com as forças tendendo a se dissipar por meio destas e minimizando o estresse sobre as demais estruturas. Apesar de, segundo este estudo, o cenário com um defeito no ângulo mandibular implicar em uma menor probabilidade de perda de ancoragem dos parafusos, uma maior incidência de fraturas pode ser esperada, especialmente sobre a dobra realizada para adaptar a placa sobre o ângulo mandibular. Estes achados são condizentes com aqueles reportados por outros autores, com maior incidência de fraturas no material de síntese em regiões de dobra<sup>31,38</sup>.

No que se refere a forças incidentes sobre as placas, os defeitos localizados em sínfise mandibular apresentaram novamente os maiores valores de estresse. Estes achados corroboram com aqueles encontrados por outros autores, e

estabelecem os defeitos anteriores como os mais prejudiciais ao material de síntese<sup>3,8,9,35,81</sup>. Este cenário aumenta a necessidade de um meio reconstrutivo que permita rápida osseointegração e permita a dissipação das forças incidentes sobre a estrutura óssea. Nestes casos, os resultados encontrados sugerem que seria interessante a utilização de um material de reconstrução com espessura de 3,0 mm, associado a um sistema de travamento, uma vez que se esperam forças aumentadas sobre os parafusos.

As forças dissipadas sobre os blocos de enxerto simulados apresentaram resultados variáveis. Em defeitos sinfisários, o aumento da espessura da placa implicou em maior distribuição das forças diretamente sobre o osso enxertado. No entanto, esta mesma relação não pôde ser evidenciada em defeitos de corpo e ângulo. Uma vez que o desenho de estudo aqui utilizado implicou na simulação de materiais disponíveis atualmente no mercado, pequenas variações no posicionamento dos parafusos nos blocos ósseos simulados poderiam ser responsáveis por estas variações.

Deve-se atentar para o fato de que a presente simulação não avaliou forças mastigatórias incidindo sobre a região incisal. Assim, apesar de os resultados sugerirem que a utilização de placas mais delgadas na região de ângulo mandibular é possível, atenção deve ser dada para fatores clínicos que não foram incluídos no presente modelo computacional por limitações inerentes ao método utilizado.

---

---

## 7 CONCLUSÕES

Este trabalho avaliou a distribuição de tensão nas placas e parafusos de sistemas 2,4mm (com travamento) de placas de reconstrução com espessura variável, quando utilizadas para estabilizar defeitos segmentares em mandíbula em conjunto com enxertos ósseos.

Sob as condições deste experimento, foi possível concluir:

- Valores diminuídos de tensão se dissiparam sobre as placas conforme o aumento da espessura das mesmas, o que sugere maior resistência destas.
- O aumento da espessura das placas se traduz em um aumento das forças distribuídas sobre os parafusos.
- Defeitos segmentares na porção sinfisária da mandíbula se apresentaram como aqueles mais deletérios no que tange à distribuição de forças sobre os materiais simulados.

Para trabalhos futuros, seria interessante analisar os resultados obtidos neste estudo com dados colhidos por meio de outras análises (ensaio mecânicos e fotoelásticos, por exemplo), avaliando a distribuição da tensão, bem como desenhos e distribuições alternativas de parafusos e placas. Ainda, seria interessante alterar o coeficiente de atrito entre placas e parafusos, buscando simular a dissipação de forças em materiais sem travamento.

---

---

---

## REFERÊNCIAS\*

1. Urken ML, Buchbinder D, Weinberg H, Vickery C, Sheiner A, Parker R, et al. Functional evaluation following microvascular oromandibular reconstruction of the oral cancer patient. *Laryngoscope*. 1991; 101(9): 935-50.
2. Bak M, Jacobson AS, Buchbinder D, Urken ML. Contemporary reconstruction of the mandible. *Oral Oncol*. 2010; 46(2): 71-6.
3. Goh BT, Lee S, Tideman H, Stoelinga PJW. Mandibular reconstruction in adults: a review. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2008; 37(7): 597-605.
4. Hidalgo D, Pusic AL. Free-flap mandibular reconstruction: a 10-year follow-up study. *Plast Reconstr Surg*. 2002; 110(2): 438-51.
5. Lindqvist C, Söderholm A-L, Laine P, Paatsama J. Rigid reconstruction plates for immediate reconstruction following mandibular resection for malignant tumors. *J Oral Maxillofac Surg*. 1992; 50(11): 1158-63.
6. Irish JC, Gullane PJ, Gilbert RW, Brown DH, Birt BD, Boyd JB. Primary mandibular reconstruction with the titanium hollow screw reconstruction plate: evaluation of 51 cases. *Plast Reconstr Surg*. 1995; 96(1): 93-9.
7. Onoda S, Kimata Y, Yamada K, Sugiyama N, Onoda T, Eguchi M et al. Prevention points for plate exposure in the mandibular reconstruction. *J Cranio-Maxillofacial Surg*. 2012; 40: 310-4.
8. Spencer KR, Sizeland A, Taylor GI, Wiesenfeld D. The use of titanium mandibular reconstruction plates in patients with oral cancer. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1999; 28(4): 288-90.
9. Markwardt J, Pfeifer G, Eckelt U, Reitemeier B. Analysis of complications after reconstruction of bone defects involving complete mandibular resection using finite element modelling. *Onkologie*. 2007; 30(3).
10. Wong RCW, Tideman H, Kin L, Merckx MAW. Biomechanics of mandibular reconstruction: a review. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2010; 39(4): 313-9.
11. Arden RL, Rachel JD, Marks SC, Dang K. Volume-length impact of lateral jaw resections on complication rates. *Arch Otolaryngol Neck Surg*. 1999; 125(1): 68.
12. Disher MJ, Esclamado RM, Sullivan MJ. Indications for the ao plate with a myocutaneous flap instead of revascularized tissue transfer for mandibular reconstruction. *Laryngoscope*. 1993; 103(11): 1264-68.

---

\* De acordo com o Guia de Trabalhos Acadêmicos da FOAr, adaptado das Normas Vancouver. Disponível no site da Biblioteca: <http://www.foar.unesp.br/Home/Biblioteca/guia-de-normalizacao-atualizado.pdf>.

13. Haug RH, Fattahi TT, Goltz M. A Biomechanical evaluation of mandibular angle fracture plating techniques. *J Oral Maxillofac Surg.* 2001; 59: 1199–210.
14. Alexander RE. A three-dimensional study of bending and torsion moments for different fracture sites in the mandible: An in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1997; 26: 383.
15. Kimura A, Nagasao T, Kaneko T, Tamaki T, Miyamoto J, Nakajima T. Adequate fixation of plates for stability during mandibular reconstruction. *J Cranio-Maxillofacial Surg.* 2006; 34(4): 193-200.
16. Gutwald R, Jaeger R, Lambers FM. Customized mandibular reconstruction plates improve mechanical performance in a mandibular reconstruction model. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2017; 20(4): 426-35.
17. Torreira MG, Ndez JF. A three-dimensional computer model of the human mandible in two simulated standard trauma situations. *J Cranio-Maxillofacial Surg Eur Assoc Cranio-Maxillofacial Surg.* 2004; 32: 303–7.
18. Nagasao T, Kobayashi M, Tsuchiya Y, Kaneko T, Nakajima T. Finite element analysis of the stresses around endosseous implants in various reconstructed mandibular models. *J Cranio-Maxillofacial Surg.* 2002; 30(3): 170-77.
19. Ji B, Wang C, Liu L, Long J, Tian W, Wang H. A biomechanical analysis of titanium miniplates used for treatment of mandibular symphyseal fractures with the finite element method. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* 2010; 109(3): 21–7.
20. Knoll W-D, Gaida A, Maurer P. Analysis of mechanical stress in reconstruction plates for bridging mandibular angle defects. *J Cranio-Maxillofacial Surg.* 2006; 34(4): 201-9.
21. Nagasao T, Miyamoto J, Tamaki T, Kawana H. A comparison of stresses in implantation for grafted and plate-and-screw mandible reconstruction. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* 2010; 109(3): 346-56.
22. Wu W, Zhang L, Zhao J, Qu X, Zhao D, Zhang Y, et al. The fatigue simulation analysis of customized implanted titanium plate for human mandible bone reconstruction. Vols. 300–301, *Applied Mechanics and Materials.* 2013; (1): 300-1.
23. Vajgel A, Camargo IB, Willmersdorf RB, De Melo TM, Filho JRL, De Holanda Vasconcellos RJ. Comparative finite element analysis of the biomechanical stability of 2.0 fixation plates in atrophic mandibular fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 2013; 71(2): 335-42.
24. Li P, Tang Y, Li J, Shen L, Tian W, Tang W. Establishment of sequential software processing for a biomechanical model of mandibular reconstruction with custom-made plate. *Comput Methods Programs Biomed.* 2013; 111(3): 642-9.

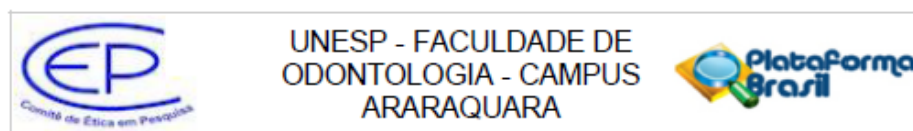
25. Jedrusik-Pawłowska M, Kromka-Szydek M, Katra M, Niedzielska I. Mandibular reconstruction - Biomechanical strength analysis (FEM) based on a retrospective clinical analysis of selected patients. *Acta Bioeng Biomech*. 2013; 15(2): 23-31.
26. Li P, Shen L, Li J, Liang R, Tian W, Tang W. Optimal design of an individual endoprosthesis for the reconstruction of extensive mandibular defects with finite element analysis. *J Cranio-Maxillofacial Surg*. 2014; 42(1): 73-8.
27. Narra N, Valášek J, Hannula M, Marcián P, Sándor GK, Hyttinen J, et al. Finite element analysis of customized reconstruction plates for mandibular continuity defect therapy. *J Biomech*. 2014; 47(1): 1-5.
28. Bujtár P, Simonovics J, Váradi K, Sándor GKB, Avery CME. The biomechanical aspects of reconstruction for segmental defects of the mandible: A finite element study to assess the optimisation of plate and screw factors. *J Cranio-Maxillofacial Surg*. 2014; 42(6): 855-62.
29. Al-Ahmari A, Nasr EA, Moiduddin K, Anwar S, Kindi MA, Kamrani A. A comparative study on the customized design of mandibular reconstruction plates using finite element method. *Adv Mech Eng*. 2015; 7(7): 1-11.
30. Park S-M, Lee D, Lee J-W, Kim Y, Kim L, Noh G. Stability of the permanently bent plates used in mandibular reconstructive surgery. In: *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*. 2016; (1): 2198-201.
31. Jahadakbar A, Shayesteh Moghaddam N, Amerinatanzi A, Dean D, Karaca H, Elahinia M. Finite element simulation and additive manufacturing of stiffness-matched niti fixation hardware for mandibular reconstruction surgery. *Bioengineering*. 2016; 3(4): 36.
32. Şanal KO, Özden B, Baş B, Sanal KO, Ozden B, Bas B, et al. Finite element evaluation of different osteosynthesis variations that used after segmental mandibular resection. *J Craniofac Surg*. 2017; 28(1): 61–5.
33. Gutwald R, Jaeger R, Lambers FM. Customized mandibular reconstruction plates improve mechanical performance in a mandibular reconstruction model. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2017; 20(4): 426–35.
34. Kim MR, Donoff RB. Critical analysis of mandibular reconstruction using AO reconstruction plates. *J Oral Maxillofac Surg*. 1992; 50(11): 1152–7.
35. Yi Z, Jian-Guo Z, Guang-Yan Y, Ling L, Fu-Yun Z, Guo-Cheng Z. Reconstruction plates to bridge mandibular defects: a clinical and experimental investigation in biomechanical aspects. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1999; 28(6): 445–50.
36. Shibahara T, Noma H, Furuya Y, Takaki R. Fracture of mandibular reconstruction plates used after tumor resection. *J Oral Maxillofac Surg*. 2002; 60(2): 182–5.

37. Martola M, Lindqvist C, Hänninen H, Al-Sukhun J. Fracture of titanium plates used for mandibular reconstruction following ablative tumor surgery. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater*. 2007; 80(2): 345–52.
38. Krüger E, Krumholz K. Results of bone grafting after rigid fixation. *J Oral Maxillofac Surg*. 1984; 42(8): 491–6.
39. Tidstrom KD, Keller EE. Reconstruction of mandibular discontinuity with autogenous iliac bone graft: Report of 34 consecutive patients. *J Oral Maxillofac Surg*. 1990; 48(4): 336–46.
40. El-Sheikh MM, Zeitoun IM, Medra AM. The split rib bundle graft in mandibular reconstruction. *J Cranio-Maxillofacial Surg*. 1992; 20(8): 326–32.
41. Hotz G. Reconstruction of mandibular discontinuity defects with delayed nonvascularized free iliac crest bone grafts and endosseous implants: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 1996; 76(4): 350–5.
42. Pogrel M., Podlesh S, Anthony JP, Alexander J. A comparison of vascularized and nonvascularized bone grafts for reconstruction of mandibular continuity defects. *J Oral Maxillofac Surg*. 1997; 55(11): 1200–6.
43. Schliephake H, Schmelzeisen R, Husstedt H, Schmidt-Wondera L-U. Comparison of the late results of mandibular reconstruction using nonvascularized or vascularized grafts and dental implants. *J Oral Maxillofac Surg*. 1999; 57(8): 944–50.
44. Foster RD, Anthony JP, Sharma A, Pogrel MA. Vascularized bone flaps versus nonvascularized bone grafts for mandibular reconstruction: an outcome analysis of primary bony union and endosseous implant success. *Head Neck*. 1999; 21(1): 66–71.
45. Jin P, Yi Z, Yan YG. Bone Density of Non-vascularised Iliac Bone Grafts in Mandibular Reconstruction: Long-term Evaluation. *Asian J Oral Maxillofac Surg*. 2003; 15(3): 162–70.
46. Chiapasco M, Colletti G, Romeo E, Zaniboni M, Brusati R. Long-term results of mandibular reconstruction with autogenous bone grafts and oral implants after tumor resection. *Clin Oral Implants Res*. 2008; 19(10): 1074–80.
47. Gemert JTM van, Es RJJ van, Cann EM Van, Koole R. Nonvascularized bone grafts for segmental reconstruction of the mandible—a reappraisal. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009; 67(7): 1446–52.
48. Mooren RECM, Merks MAW, Kessler PAWH, Jansen JA, Stoelinga PJW. Reconstruction of the mandible using preshaped 2.3-mm titanium plates, autogenous cortical bone plates, particulate cancellous bone, and platelet-rich plasma: a retrospective analysis of 20 patients. *J Oral Maxillofac Surg*. 2010; 68(10): 2459–67.

49. Rana M, Warraich R, Kokemüller H, Lemound J, Essig H, Tavassol F, et al. Reconstruction of mandibular defects - clinical retrospective research over a 10-year period -. *Head Neck Oncol*. 2011; 3(1): 23.
50. Handschel J, Hassanyar H, Depprich RA, Ommerborn MA, Sproll KC, Hofer M, et al. Nonvascularized iliac bone grafts for mandibular reconstruction--requirements and limitations. *In Vivo*. 2011; 25(5):795–9.
51. Gadre PK, Ramanojam S, Patankar A, Gadre KS. Nonvascularized bone grafting for mandibular reconstruction: myth or reality?. *J Craniofac Surg*. 2011; 22(5): 1727–35.
52. Obimakinde O, Fasola A, Obiechina A, Okoje V, Arotiba J, Ogunlade S. Mandibular defect reconstruction with nonvascularized iliac crest bone graft. *Niger J Clin Pract*. 2012; 15(2): 224.
53. Guerrier G, Alaqeeli A, Al Jawadi A, Foote N, Baron E, Albustanji A. Reconstruction of residual mandibular defects by iliac crest bone graft in war-wounded Iraqi civilians, 2006-2011. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2015; 53(6): 27-31.
54. Yang GF, Chen PJ, Gao YZ, Liu XY, Li J, Jiang SX, et al. Forearm free skin flap transplantation: A report of 56 cases. *Br J Plast Surg*. 1997; 50(3): 162–5.
55. Swartz WM, Banis JC, Newton ED, Ramasastry SS, Jones NF, Acland R. The osteocutaneous scapular flap for mandibular and maxillary reconstruction. *Plast Reconstr Surg*. 1986; 77(4): 530–45.
56. Granick MS, Newton ED, Hanna DC. Scapular free flap for repair of massive lower facial composite defects. *Head Neck Surg*. 1986; 8(6): 436–41.
57. Taylor GI, Townsend P, Corlett R. Superiority of the deep circumflex iliac vessels as the supply for free groin flaps clinical work. *Plast Reconstr Surg*. 1979; 64(6): 745–59.
58. Urken ML, Vickery C, Weinberg H, Buchbinder D, Lawson W, Biller HF. The internal oblique-iliac crest osseomyocutaneous free flap in oromandibular reconstruction. Report of 20 cases. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*. 1989; 115(3): 339–49.
59. Riediger D. Restoration of masticatory function by microsurgically revascularized iliac crest bone grafts using enosseous implants. *Plast Reconstr Surg*. 1988; 81(6): 861–76.
60. Hidalgo DA. Fibula free flap: a new method of mandible reconstruction. *Plast Reconstr Surg*. 1989; 84(1): 71–9.
61. Brown JS, Magennis P, Rogers SN, Cawood JI, Howell R, Vaughan ED. Trends in head and neck microvascular reconstructive surgery in Liverpool (1992–2001). *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2006; 44(5): 364–70.

62. Koriath TWP, Hannam AG. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. *J Dent Res.* 1994; 73(1): 56–66.
63. Archangelo CM, Rocha EP, Pereira JA, Junior MM, Anchieta RB, Chagas A, et al. Periodontal ligament influence on the stress distribution in a removable partial denture supported by implant : a finite element analysis. 2012; 20(3): 362–8.
64. Sommerfeld R. Análise por elementos finitos das forças mastigatórias em uma placa de reconstrução mandibular. 2016; (1): 13–7.
65. Stringhini DJ, Sommerfeld R, Uetanabaro LC, Leonardi DP, Araújo MR, Rebellato NLB, et al. Resistance and stress finite element analysis of different types of fixation for mandibular orthognathic surgery. *Braz Dent J.* 2016;27(3):284–91.
66. Choi AH, Conway RC. Three-dimensional modelling and finite element analysis of the human mandible during clenching. 2005;(1):42–8.

## ANEXO A – APROVAÇÃO NO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA



### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

#### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** Análise biomecânica por meio de elementos finitos de placas de reconstrução em defeitos segmentares da mandíbula.

**Pesquisador:** MARCELO SILVA MONNAZZI

**Área Temática:**

**Versão:** 3

**CAAE:** 73639317.6.0000.5416

**Instituição Proponente:** Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

#### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 2.539.428

#### Apresentação do Projeto:

Tomografia de paciente sem alterações mandibulares será selecionada de um banco de dados (N=1), permitindo a geração de um modelo tridimensional. Três defeitos segmentares, em sínfise, corpo e ângulo mandibular serão criados sobre este modelo e posteriormente reconstruídos com placas de reconstrução segundo os conceitos AO/ASIF. Ainda, três diferentes modelos de placas serão utilizados. Após a realização do recontorno adequado, estes modelos serão submetidos à Análise por Elementos Finitos (AEF) para avaliar as condições de estresse do material.

#### Objetivo da Pesquisa:

Comparar por meio da análise de elementos finitos a distribuição do estresse e tensão ocorridos sobre o sistema placa-parafuso-defeito em diferentes desenhos de placa do sistema de reconstrução 2.4mm e disposição no arranjo dos parafusos em defeitos segmentares isolados de sínfise, corpo e ângulo mandibular.

#### Avaliação dos Riscos e Benefícios:

**Riscos:** A Tomografia Computadorizada utilizada para gerar o biomodelo será selecionada de uma database de exames realizados previamente para outros fins (Trauma, Patologia, Deformidades Faciais), excluindo-se a possibilidade de submeter o paciente novamente à radiação. Ainda, o sigilo absoluto do mesmo é garantido.

**Benefícios:** A falha nos materiais de síntese está relacionada com aumento de gastos ao setor

**Endereço:** HUMAITA 1680

**Bairro:** CENTRO

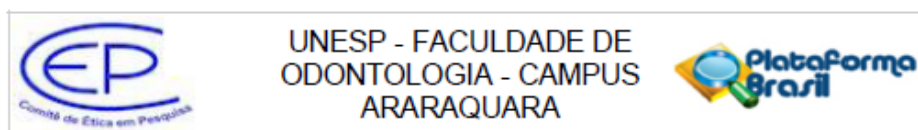
**UF:** SP

**Telefone:** (16)3301-6459

**Município:** ARARAQUARA

**CEP:** 14.801-903

**E-mail:** cep@foar.unesp.br



Continuação do Parecer: 2.539.428

público e necessidade de reintervenção cirúrgica para reestabelecimento do contorno mandibular, causando maior morbidade cirúrgica. Com a obtenção de dados que permitam entender o comportamento dos materiais de síntese utilizados, novas estratégias e abordagens podem ser sugeridas, com intuito de alcançar um melhor comportamento biodinâmico.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

O projeto envolve tecnologia que permite reconstruir tecido a partir de imagens tridimensionais. Os experimentos serão realizados em modelos tridimensionais sem contato direto com o paciente. Os dados da imagem tridimensional tomográfica foram obtidos previamente para outra finalidade e, portanto, não haverá nova exposição à radiação. O projeto é claro e conciso.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

Todos os termos de apresentação obrigatória foram apresentados adequadamente.

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Todas as solicitações foram devidamente atendidas.

**Considerações Finais a critério do CEP:**

Atendidas pendências de reunião, considero APROVADO o protocolo.

O pesquisador deverá encaminhar relatórios parciais a cada 01 (um) ano até o prazo final da pesquisa, quando deverá encaminhar o relatório final.

**Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:**

| Tipo Documento                                            | Arquivo                                      | Postagem               | Autor                       | Situação |
|-----------------------------------------------------------|----------------------------------------------|------------------------|-----------------------------|----------|
| Informações Básicas do Projeto                            | PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_973325.pdf | 21/02/2018<br>23:55:04 |                             | Aceito   |
| Projeto Detalhado / Brochura Investigador                 | Projeto_Analise_Finita.docx                  | 21/02/2018<br>23:53:42 | DIOGO DE VASCONCELOS MACEDO | Aceito   |
| TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência | TCLE_diogo.docx                              | 21/02/2018<br>23:51:21 | DIOGO DE VASCONCELOS MACEDO | Aceito   |
| Outros                                                    | Autorizacao_Arquivo.PDF                      | 17/08/2017<br>01:44:19 | DIOGO DE VASCONCELOS MACEDO | Aceito   |
| Orçamento                                                 | Termo_Orcamento.PDF                          | 17/08/2017<br>01:43:27 | DIOGO DE VASCONCELOS MACEDO | Aceito   |
| Declaração de                                             | Termo_de_Cumprimento.PDF                     | 17/08/2017             | DIOGO DE                    | Aceito   |

Endereço: HUMAITA 1680

Bairro: CENTRO

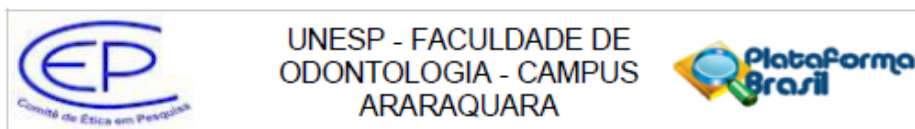
CEP: 14.801-903

UF: SP

Município: ARARAQUARA

Telefone: (16)3301-6459

E-mail: cep@foar.unesp.br



Continuação do Parecer: 2.539.428

|                |                              |                        |                                   |        |
|----------------|------------------------------|------------------------|-----------------------------------|--------|
| Pesquisadores  | Termo_de_Cumprimento.PDF     | 01:42:10               | VASCONCELOS<br>MACEDO             | Aceito |
| Folha de Rosto | Untitled_20170811_122948.PDF | 11/08/2017<br>11:38:27 | DIOGO DE<br>VASCONCELOS<br>MACEDO | Aceito |

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

ARARAQUARA, 12 de Março de 2018

---

Assinado por:  
Lígia Antunes Pereira Pinelli  
(Coordenador)

Endereço: HUMAITA 1680  
 Bairro: CENTRO CEP: 14.801-903  
 UF: SP Município: ARARAQUARA  
 Telefone: (16)3301-6459 E-mail: cep@foar.unesp.br

**Autorizo a reprodução deste trabalho.**

**(Direitos de publicação reservado ao autor)**

**Araraquara, 09 de setembro de 2022.**

**Diogo de Vasconcelos Macedo**