



UNESP - Universidade Estadual Paulista

“Júlio de Mesquita Filho”

Faculdade de Odontologia de Araraquara



Diogo de Vasconcelos Macêdo

**Análise por meio de elementos finitos de placas de reconstrução em
defeitos mandibulares**

Araraquara

2019



UNESP - Universidade Estadual Paulista

“Júlio de Mesquita Filho”

Faculdade de Odontologia de Araraquara



Diogo de Vasconcelos Macêdo

**Análise por meio de elementos finitos de placas de reconstrução em
defeitos mandibulares**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, Área de Diagnóstico e Cirurgia, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho para obtenção do título de mestre na área de Cirurgia e Diagnóstico.

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Silva Monnazzi

Araraquara

2019

Diogo de Vasconcelos

Análise por meio de elementos finitos de placas de reconstrução em defeitos mandibulares / Diogo de Vasconcelos.-- Araraquara: [s.n.], 2019 69 f.; 30 cm.

Dissertação (Mestrado em Ciências Odontológicas) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Monnazzi

1. Processamento de imagem assistida por computador
2. Mandíbula 3. Neoplasias maxilomandibulares I. Título

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marley C. Chiusoli Montagnoli, CRB-8/5646

Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia, Araraquara

Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação

Diogo de Vasconcelos Macêdo

**Análise por meio de elementos finitos de placas de reconstrução em
defeitos mandibulares**

Comissão Julgadora

Tese para obtenção do grau de Mestre em Cirurgia e Diagnóstico

Prof. Dr. Marcelo Silva Monnazzi

Prof. Dr. Valfrido Antônio Pereira Filho

Prof. Dr. Liogi Iwaki Filho

Araraquara, 11 de março de 2019

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

2007/2019: 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.

Macedo DV. Análise por meio de elementos finitos de placas de reconstrução em defeitos mandibulares. [dissertação de mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2019.

RESUMO

Defeitos segmentares no osso mandibular podem ocorrer após traumatismo local, infecção ou ressecção cirúrgica. Não realizar reconstrução nesses pacientes pode acarretar em prejuízo estético grave, dificuldades na mastigação, fala e consequente diminuição de qualidade de vida. Várias possibilidades reconstitutivas 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, pouca atenção tem sido dada aos aspectos biomecânicos envolvidos neste tipo de abordagem e estudos realizados com biomodelos esbarram na dificuldade de simular as forças musculares envolvidas. 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 placas de reconstrução utilizadas sobre defeitos segmentares, por meio de análise matemática por meio de elementos finitos. Após simulação, foram encontrados menores valores de estresse nas placas de maior espessura, sugerindo maior resistência destas à fratura. Em contrapartida, valores significativamente aumentados de estresse sobre os parafusos estavam presentes nas placas mais espessas.

PALAVRAS-CHAVE: Processamento de imagem assistida por computador. Mandíbula. Neoplasias maxilomandibulares.

Macedo DV. Finite element analysis of reconstruction plates in mandibular defects. [dissertação de mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2019.

ABSTRACT

Segmental defects in the mandibular bone may occur after local trauma, infection or surgical resection. Failure to perform reconstruction in these patients can lead to severe aesthetic impairment, difficulties in chewing, speech, and subsequent decrease in quality of life. Numerous reconstructive possibilities are currently available, and the temporary stabilization of bone segments with reconstruction plates is commonly used when immediate bone reconstruction is not possible. However, little attention has been given to the biomechanical aspects involved in this kind of approach and studies carried out with plastic models can not properly reproduce the muscular forces involved. 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, assessing the deformation of the materials, as well as the stress applied to them. Thus, the objective of this study is to evaluate reconstruction plates used on segmental defects through mathematical analysis using finite elements. After simulation, lower stress values were found in the thicker plates, suggesting greater resistance to fracture. In contrast, significantly increased stress values on the screws were present on the thicker plates.

KEYWORDS: Image Processing Computer-Assisted. Mandible. Jaw Neoplasms.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	8
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	11
2.1 Análise de Elementos Finitos.....	11
2.2 Estabilização Mandibular com Placas de Reconstrução.....	15
3 OBJETIVO.....	20
4 MATERIAIS E MÉTODOS.....	21
4.1 Confeção de Modelos Tridimensionais.....	21
4.2 Simulação Cirúrgica e Distribuição dos Grupos	22
4.3 Modelagem das Placas	25
4.4 Análise de Elementos Finitos.....	31
5 RESULTADOS	36
5.1 Defeito Segmentar Anterior (Grupo 1)	36
5.2 Defeito Segmentar em Corpo Mandibular (Grupo 2)	43
5.3 Defeito Segmentar em Ângulo Mandibular (Grupo 3)	50
6 DISCUSSÃO	57
7 CONCLUSÃO	61
REFERÊNCIAS	62
ANEXO A	67

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 doente¹.

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 procedimento²⁻⁴.

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^{5,6}.

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 placa⁷⁻⁹. 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^{6,8,10-12}.

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, 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.

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^{13,14}. 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 autores¹⁵⁻¹⁹ 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, existem complicações e limitações inerentes à técnica e morbidade pós-operatória quando associado um enxerto autógeno. A utilização de placas de reconstrução isoladamente representa ainda uma alternativa quando existem condições locais ou sistêmicas que contraindiquem a reconstrução primária.

Entretanto, esta abordagem está associada a um número relativamente alto de complicações. A manipulação do material pode ser difícil, aumentando o tempo clínico da intervenção cirúrgica e dificultando a adaptação adequada. Procurando lidar com estas complicações, diversas placas têm sido disponibilizadas no mercado, com espessuras variadas; mas poucos trabalhos relataram a influência destas alterações sobre o estresse exercido na interface placa-parafuso-osso. Desta forma, se faz necessária a comparação de diferentes configurações de fixação óssea em áreas com perda de continuidade, no intuito de orientar a conduta do cirurgião em busca de melhores resultados.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Análise de Elementos Finitos

Kimura et al.¹⁵ avaliaram por meio da AEF a melhor disposição de parafusos para dispersas 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.²⁰ 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.⁹ 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.²¹ 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.²² 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.²³ 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.²⁴ 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.²⁵ 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.²⁶ 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.²⁷ empregaram a AEF para avaliar duas 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.²⁸ 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.²⁹ 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.³⁰ 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.³¹ 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.³² estudaram diferentes distribuições de parafusos em dois 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 cinco 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.³³ 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

Urken et al.¹ conduziram um estudo retrospectivo, comparando pacientes submetidos à ressecção segmentar como tratamento para câncer de boca. Vinte pacientes foram avaliados, consistindo em 10 pacientes reconstruídos em um único tempo cirúrgico com enxerto autógeno e 10 pacientes aonde apenas placas de reconstrução foram utilizadas. Os autores avaliaram a estética facial dos pacientes, capacidade de deglutição, fala, tempo de hospitalização necessário e possibilidade de reabilitação protética. Os pacientes submetidos à reconstrução autógena apresentaram números significativamente melhores, com capacidade mastigatória próxima ao de pacientes não operados.

Kim et al.³⁴ analisaram 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.⁵ acompanharam 34 pacientes com defeitos segmentares em mandíbula, com apenas três destes recebendo enxertia óssea. 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 com resultados satisfatórios.

Disher et al.¹² 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.⁶ analisaram 51 pacientes submetidos à ressecção segmentar de mandíbula e tratados com placas de reconstrução. Apenas dois pacientes receberam enxertos ósseos. 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.¹¹ 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, contraindicando a utilização apenas de placas em defeitos ósseos sob estas condições.

Spencer et al.⁸ 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.³⁵ 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.¹³, 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.³⁶ 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.³⁷, em estudo conduzido em animais, avaliaram os motivos associados às 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.

Goh et al.³ 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.

Onoda et al.⁷ 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.

3 OBJETIVO

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

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Confeção de Modelos Tridimensionais

Após aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Araraquara, sob o parecer 2.539.428, 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. O exame selecionado foi obtido por meio de um tomógrafo multislice, com cortes apresentando intervalos constantes de 1 mm.

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 então 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^{38,39} e seguindo os parâmetros estabelecidos pelo Módulo de Young (E) e Proporção de Poisson (ν), conforme tabela 1 a seguir:

Tabela 1 – Propriedades mecânicas dos materiais utilizados. E- Módulo de Elasticidade. ν - Proporção de Poisson

Materiais	E (GPa)	ν
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.³⁹

4.2 Simulação Cirúrgica e Distribuição dos Grupos

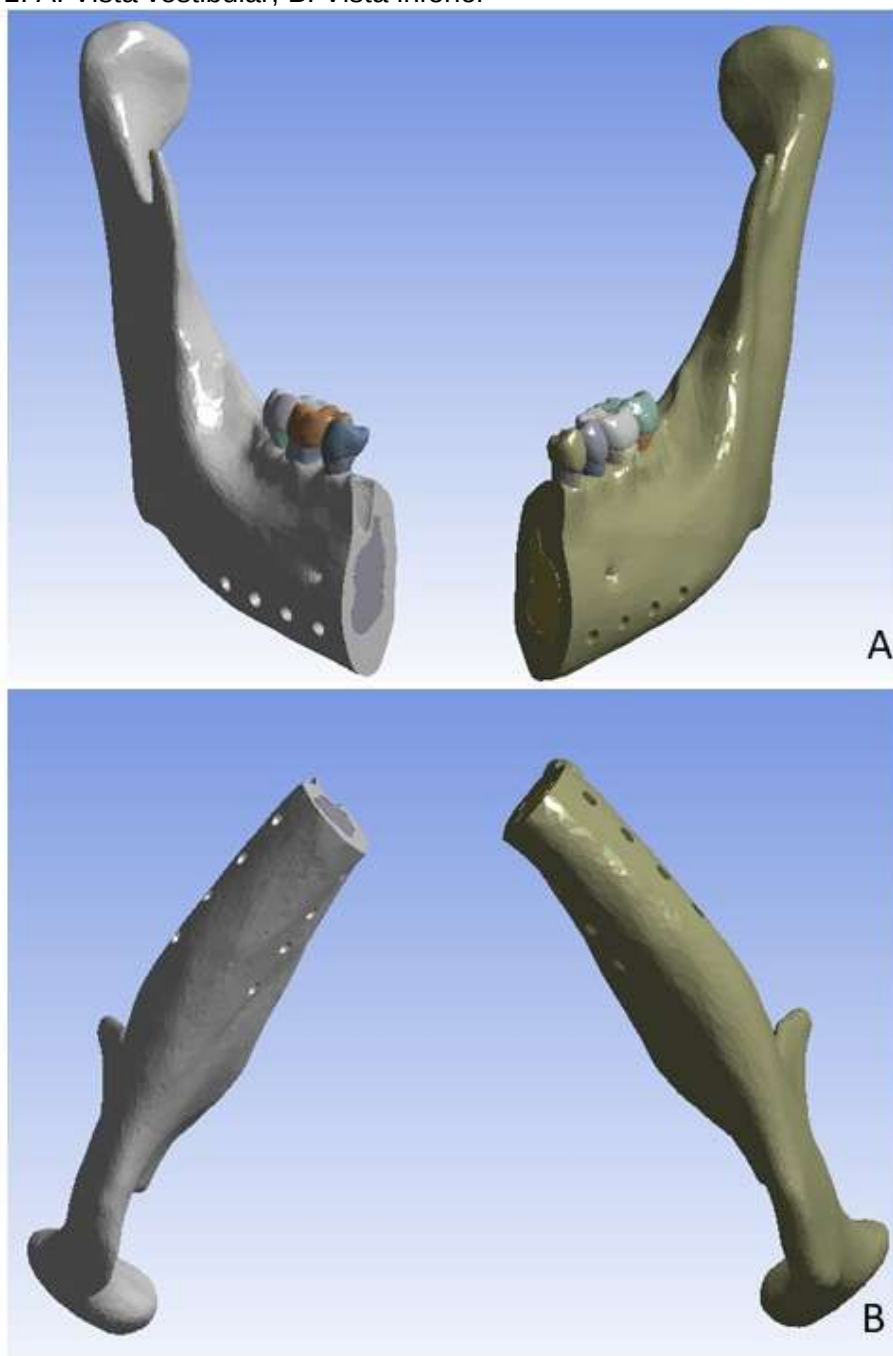
Três diferentes desenhos de defeitos segmentares foram realizados para avaliar a dissipação de forças:

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, apresentando 5,3 cm de extensão (Figura 1).

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, apresentando 3,3 cm de extensão (Figura 2).

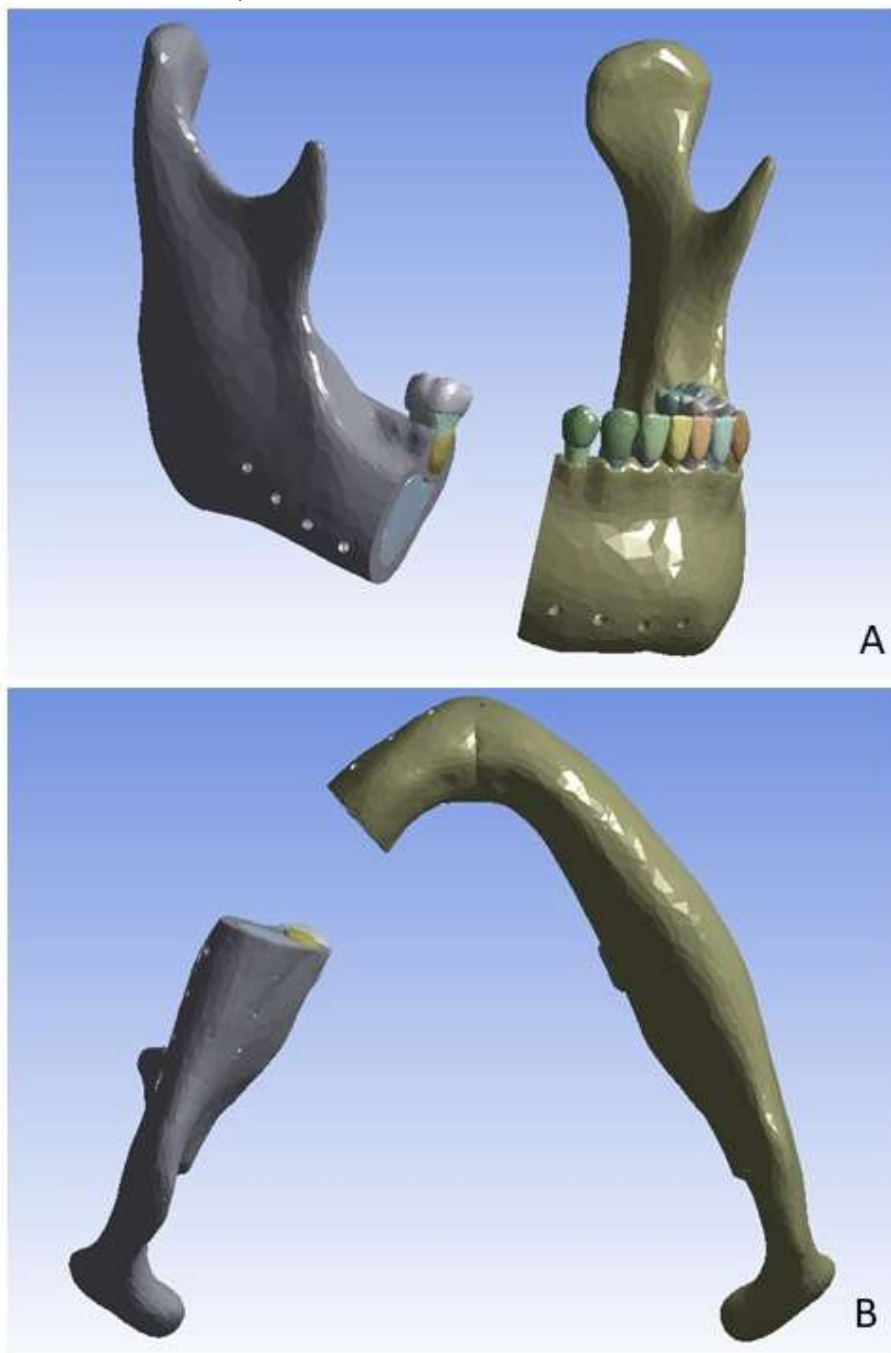
Grupo 3 – Defeito segmentar em ângulo mandibular direito, se estendendo da mesial do segundo molar direito (osteotomia vertical, perpendicular ao plano oclusal), até uma osteotomia horizontal paralela e ao nível do plano oclusal, apresentando 6,4 cm de extensão (Figura 3).

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



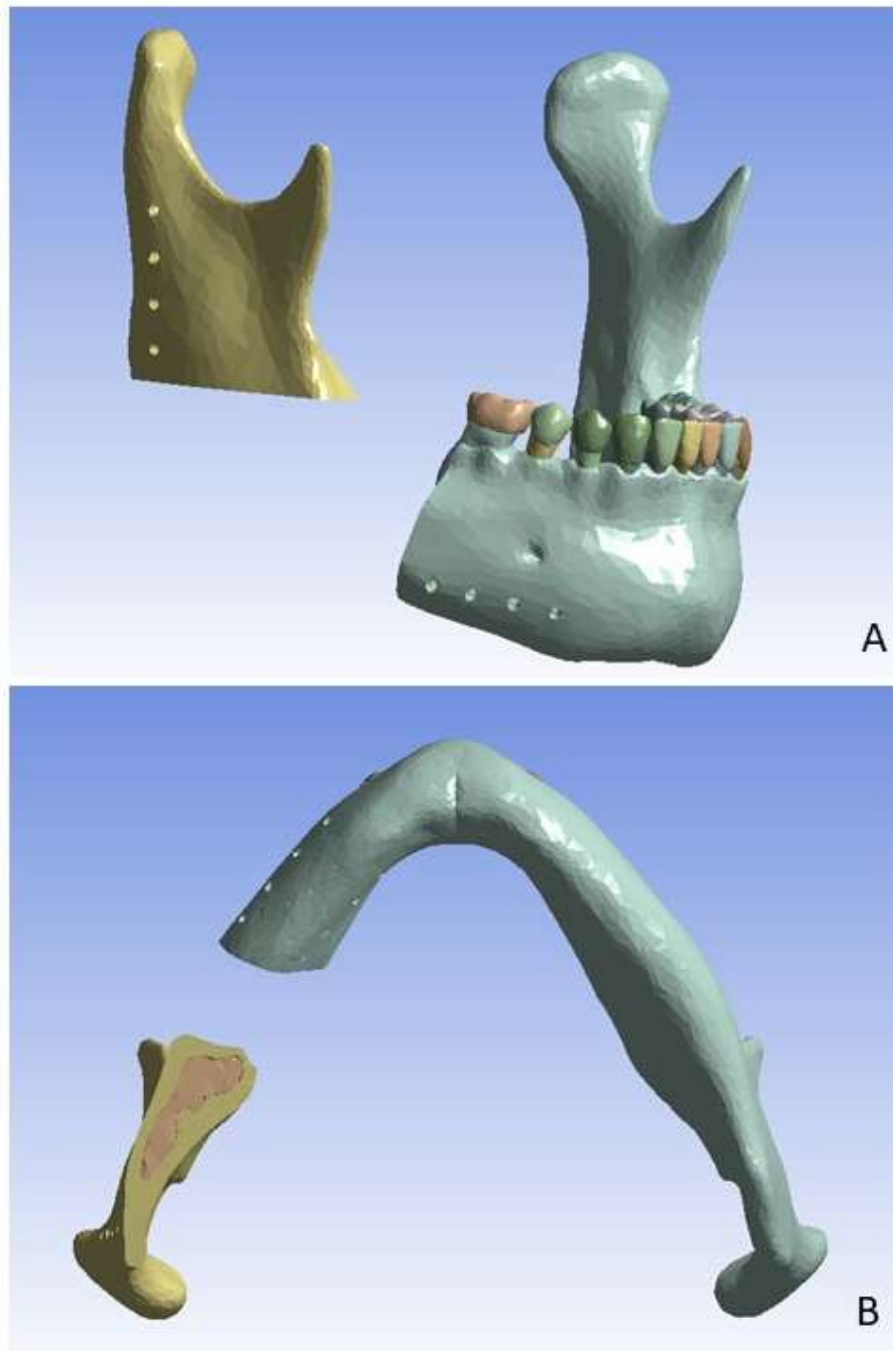
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

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



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

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



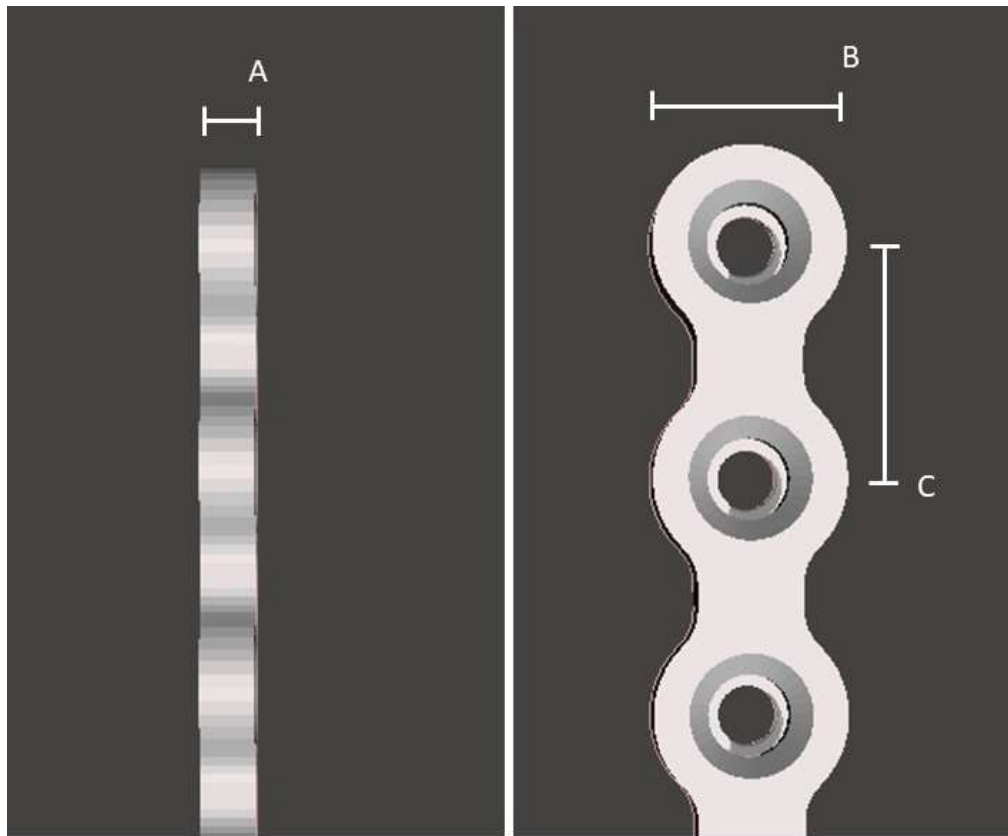
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

4.3 Modelagem das Placas

Arquivos digitais em formato .STL (Standard Triangle Language) de três placas de espessura variada e desenhos distintos foram analisados. As

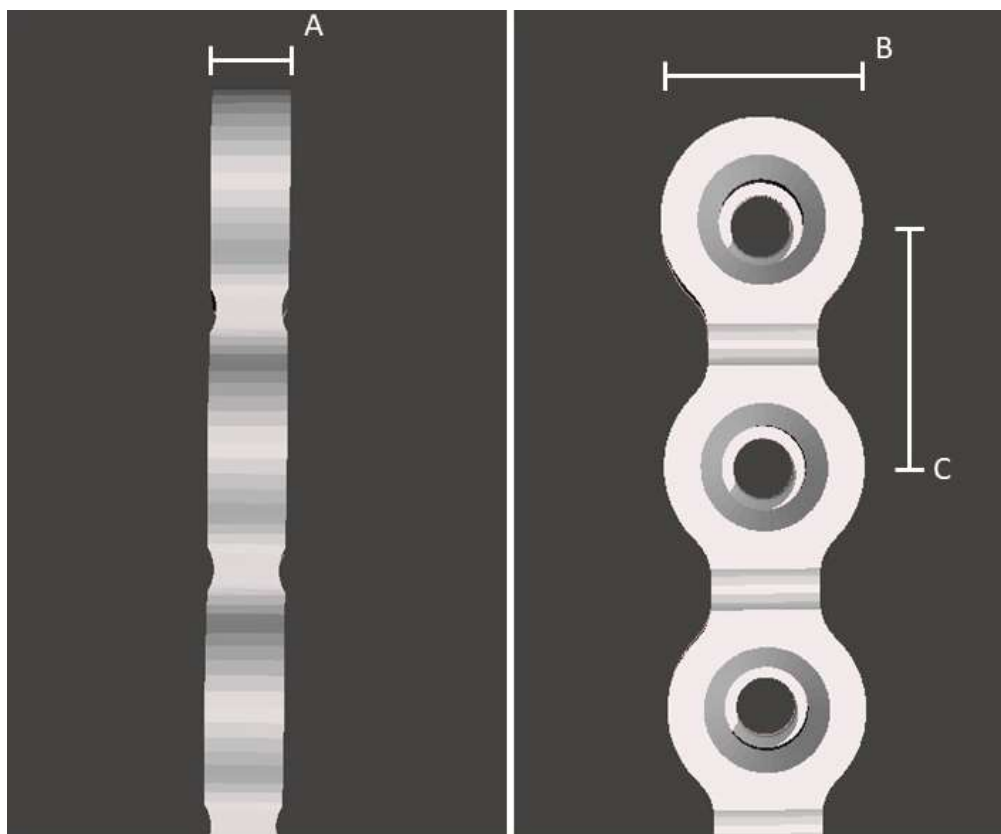
placas apresentavam largura e espaçamento entre furos idênticos, com espessuras de 2, 2,4 e 3mm, cada uma (figura 4, 5 e 6, respectivamente).

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



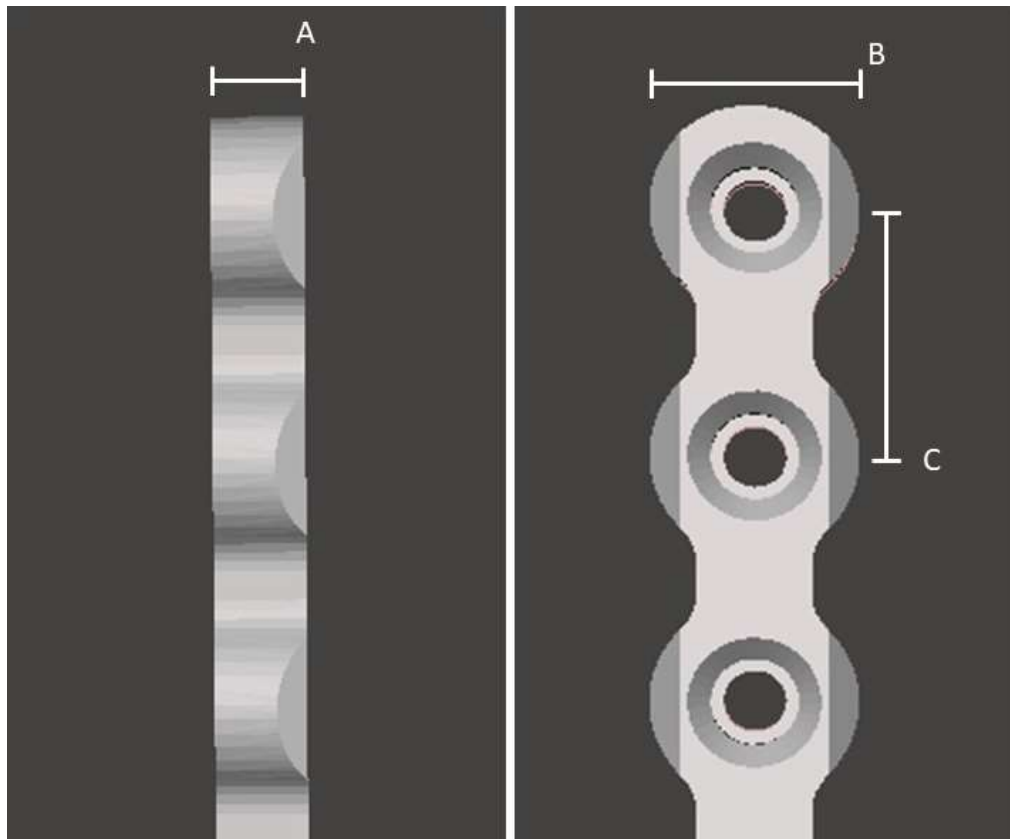
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

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.

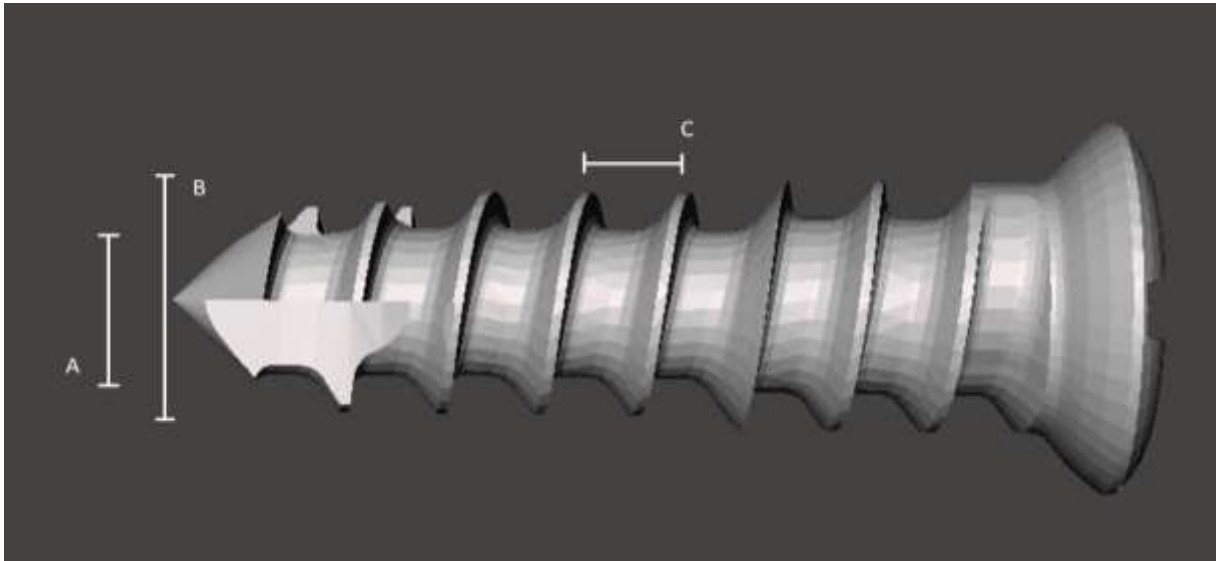
Figura 6 – Modelo de placa utilizada na simulação, com espessura de 3mm. A: 3mm, B: 6,6mm, C: 8mm



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Os três modelos utilizados são compatíveis com parafusos do sistema 2,4 de fixação óssea. Os parafusos utilizados apresentaram “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.

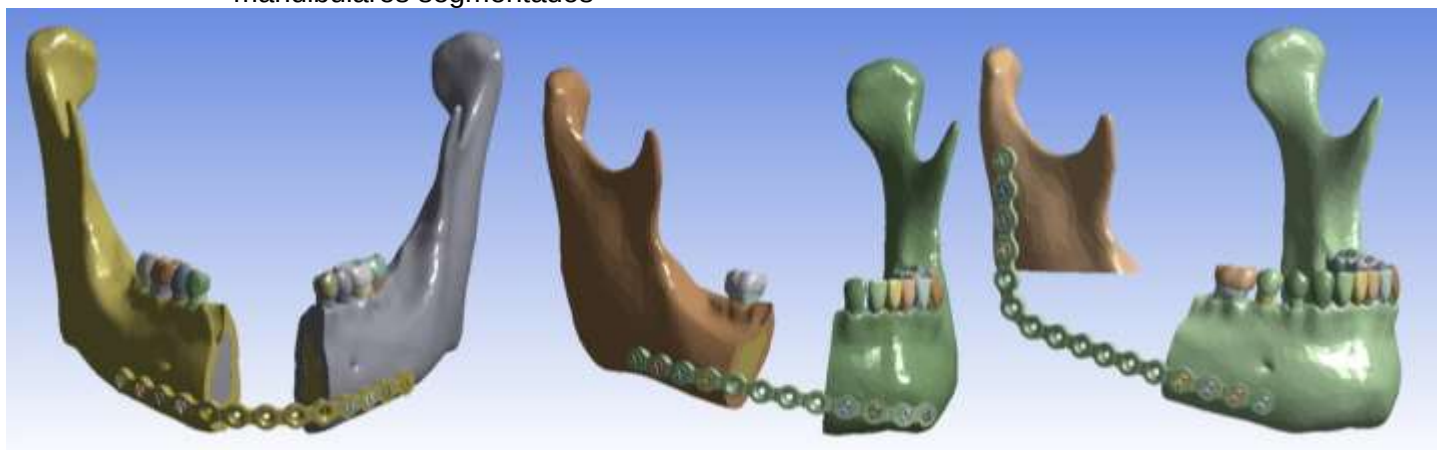
Os arquivos digitais das placas supracitadas foram modelados para se adaptar perfeitamente ao contorno externo da mandíbula projetada, na região basal vestibular. As placas se estenderam sobre o defeito segmentar realizado, com seu comprimento garantindo a fixação de quatro parafusos bicorticais em cada segmento ósseo, com o parafuso mais próximo do defeito localizado 5mm distante da margem da ressecção. A distribuição foi realizada de forma que cada placa fosse utilizada em cada um dos defeitos simulados, gerando assim nove cenários distintos (Figuras 8, 9 e 10). Ainda, no intuito de replicar um sistema de placas com travamento, foi estabelecida uma interface placa-parafuso sem interferência do atrito.

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



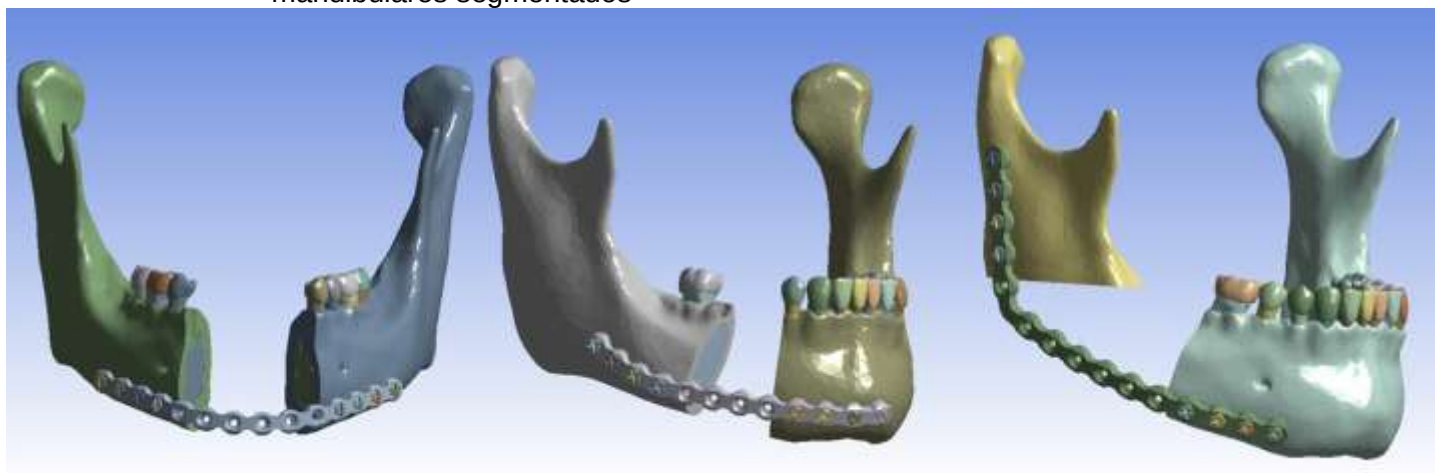
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

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



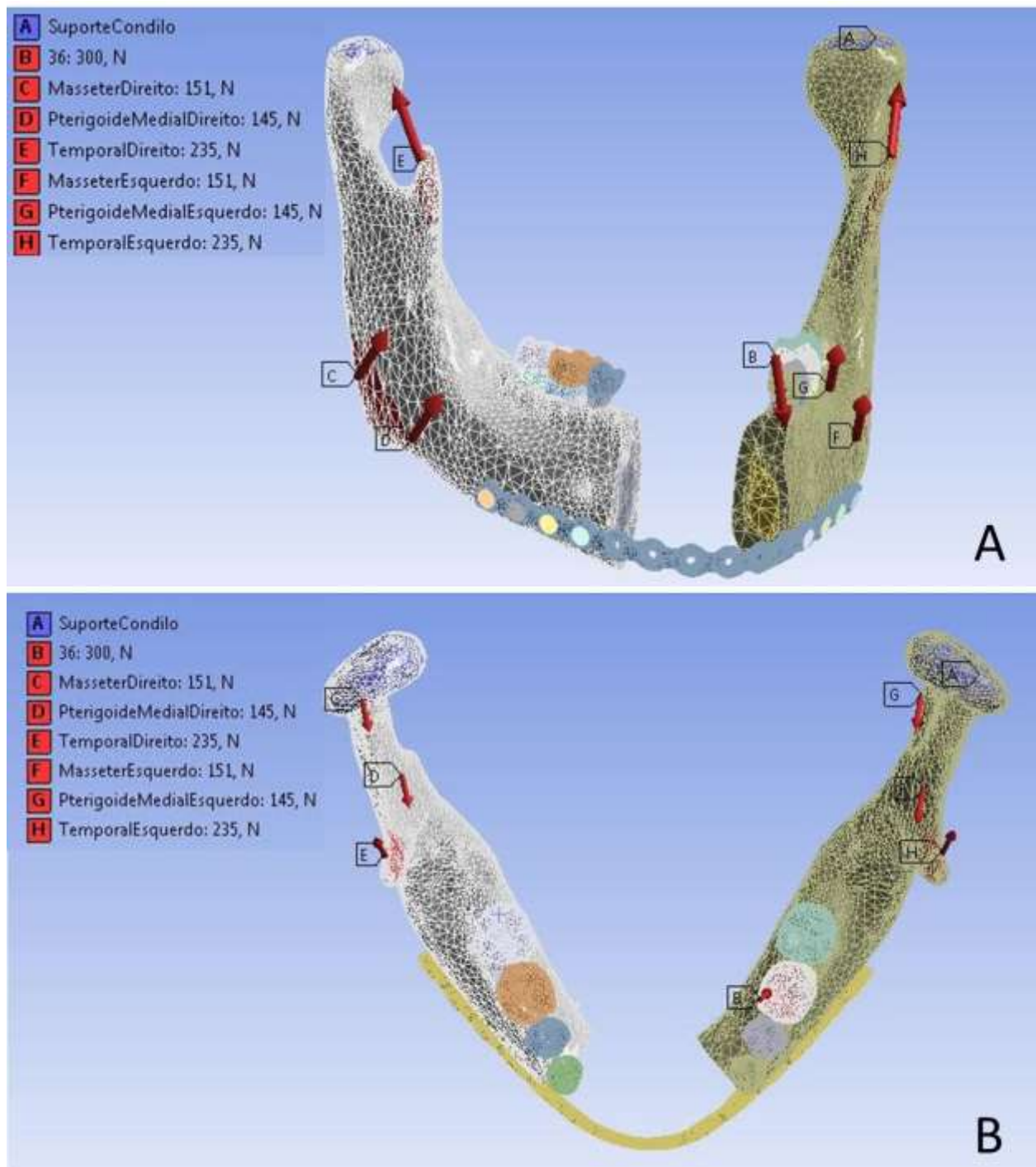
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

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 (ν)³⁹ (Tabela 1).

4.4 Análise de Elementos Finitos

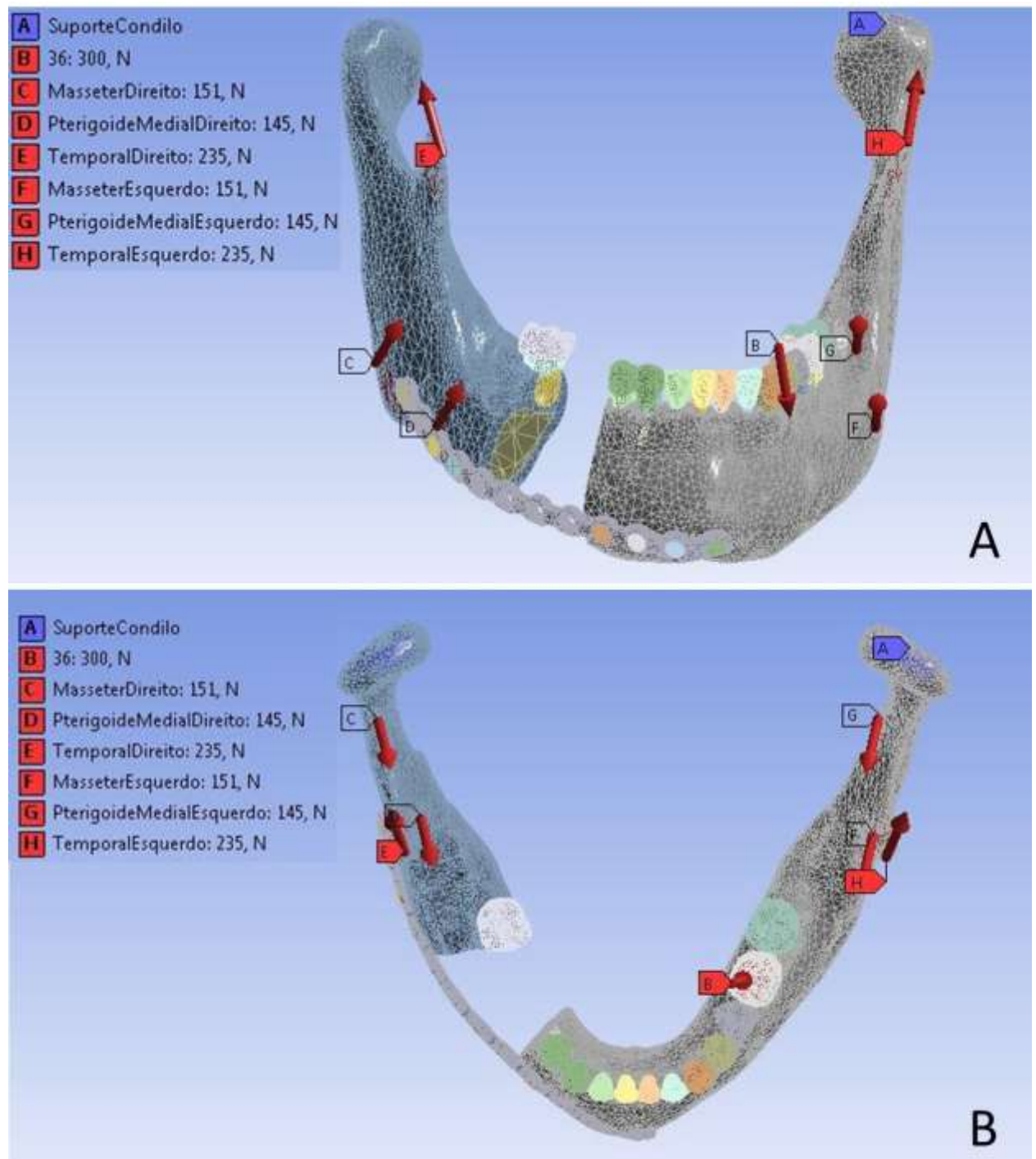
Para simulação da força mastigatória máxima em um paciente submetido a reconstrução mandibular, uma carga de 300 Newtons (N) foi utilizada. A força foi direcionada perpendicular ao plano oclusal, sobre o primeiro molar esquerdo. Pares de vetores paralelos simularam os músculos envolvidos na mastigação (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^{41–43}, 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 encontrou dentro da área ressecada, estas forças foram consideradas nulas (Figuras 11, 12 e 13).

Figura 11- Distribuição e valores das forças musculares utilizadas em defeito anterior (Grupo 1). A: Vista anterior, B: Vista Superior



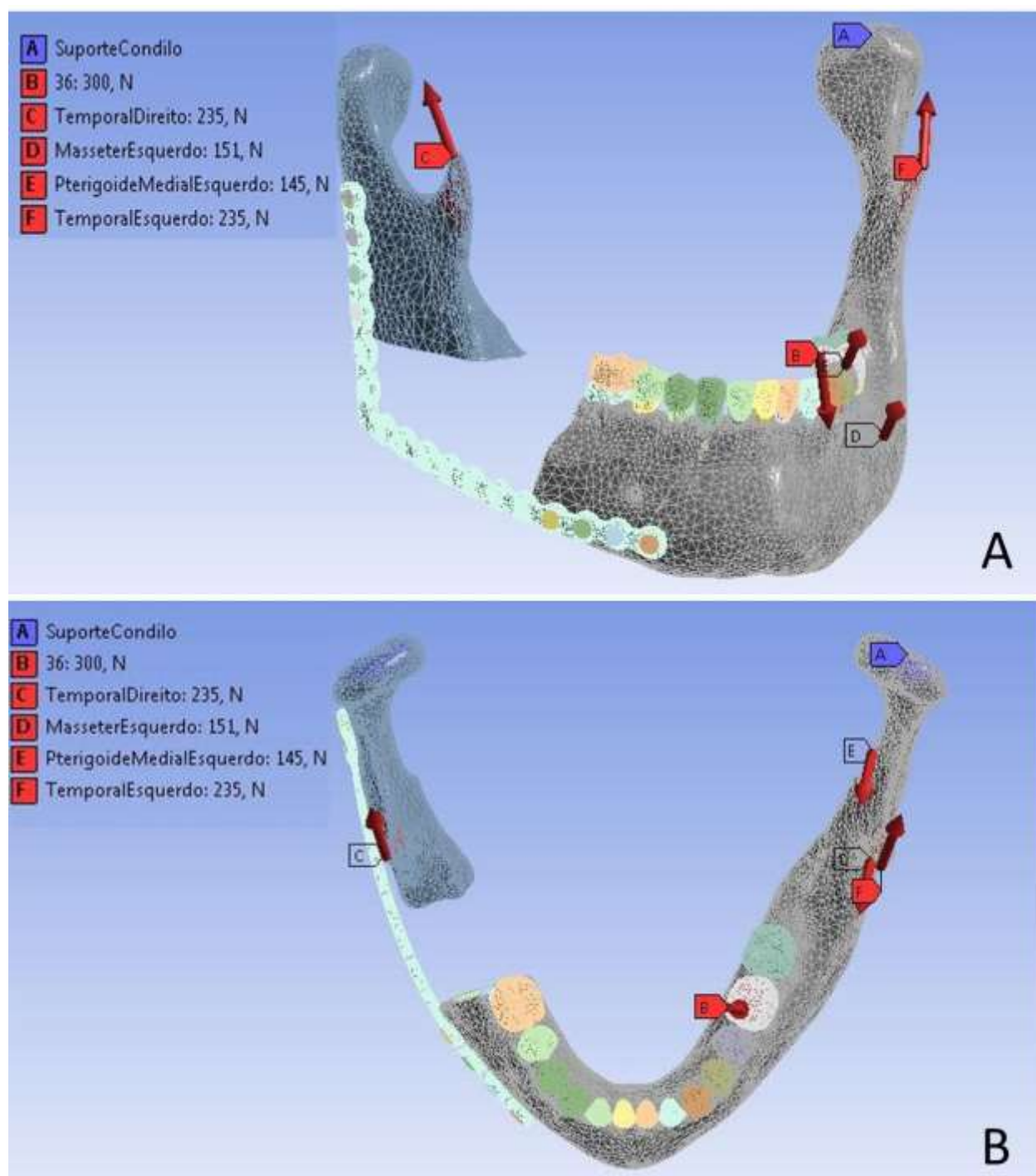
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 12- Distribuição e valores das forças utilizadas em defeito no corpo mandibular (Grupo 2). A: Vista anterior, B: Vista superior



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 13 – Distribuição e valores das forças utilizadas em defeito no ramo mandibular (Grupo 3). A: Vista anterior, B: Superior



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 sobre 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^{15,18}.

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 e parafusos. Os valores obtidos foram mensurados em milipascas (mPa).

5 RESULTADOS

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

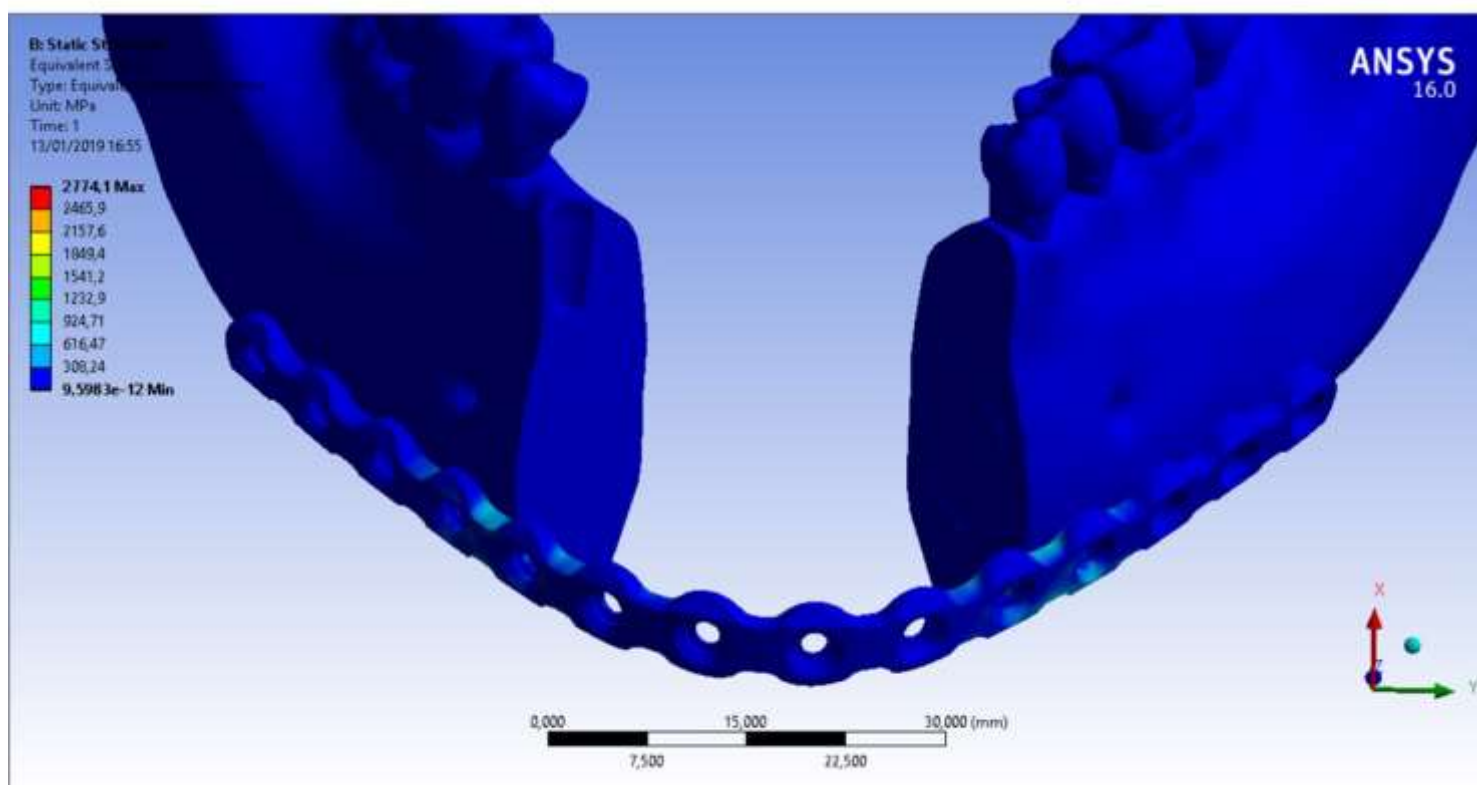
5.1 Defeito Segmentar Anterior (Grupo 1)

Tabela 2: Valores obtidos com placa de 2mm de espessura estabilizando defeito na região anterior (Grupo 1). Araraquara, 2018

	Von Mises – Máximo (mPa)
Placa 2mm	2774,1
Parafusos	1233,7

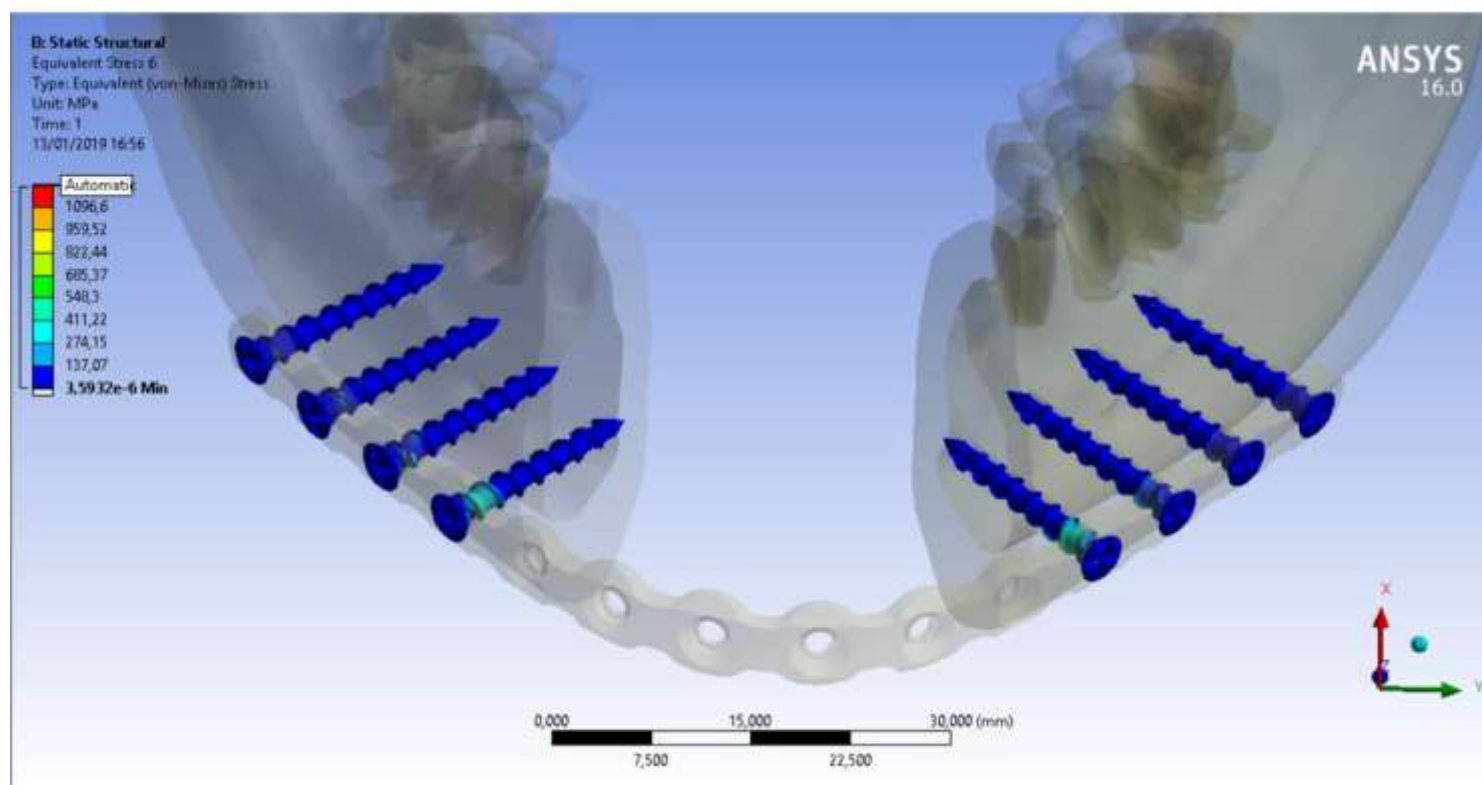
Fonte: Elaboração própria.

Figura 14 - Distribuição da tensão sobre placa de 2mm de espessura estabilizando defeito na região anterior (Grupo 1).



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

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



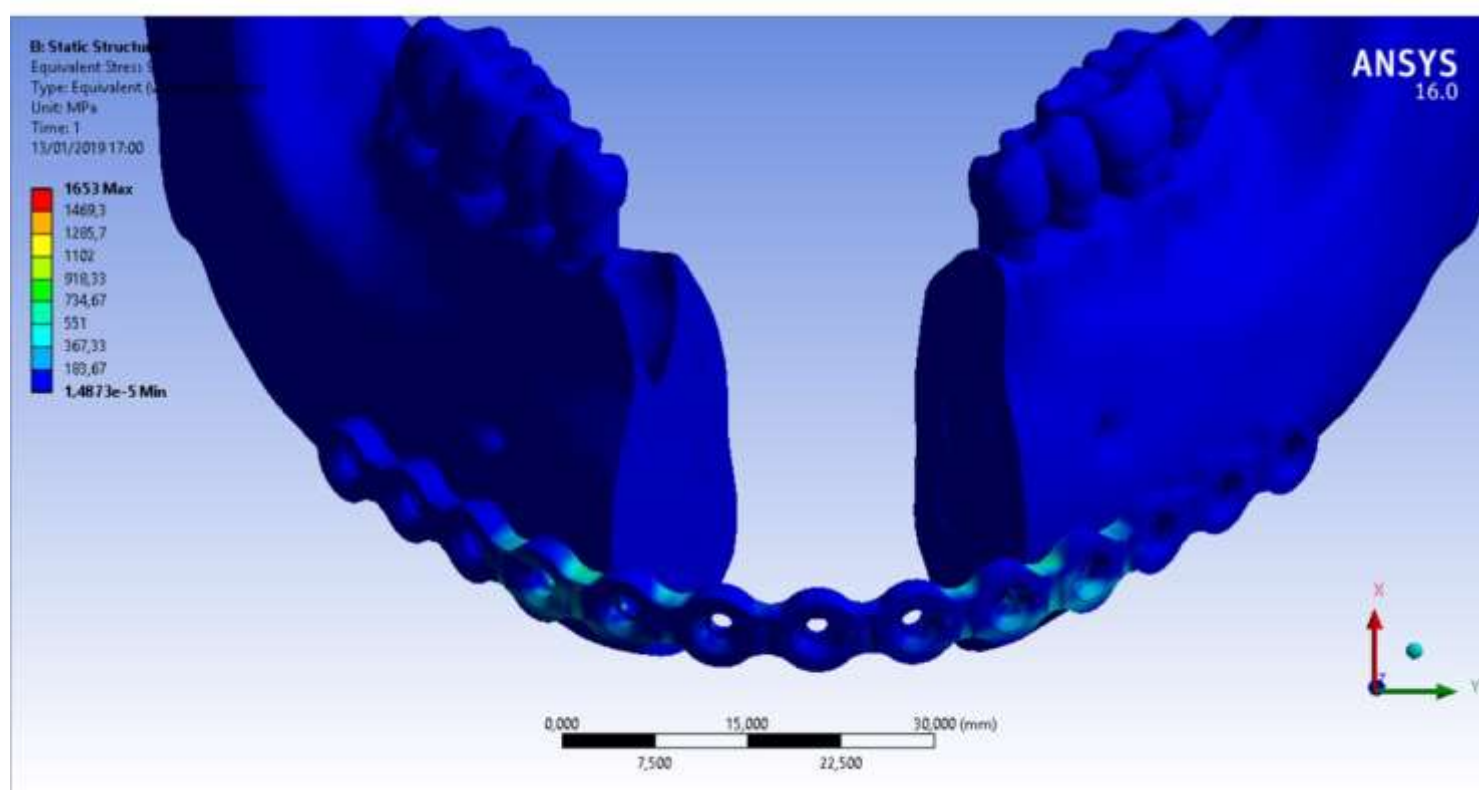
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Tabela 3 - Valores obtidos com placa de 2,4mm de espessura estabilizando defeito na região anterior (Grupo 1). Araraquara, 2018

Von Mises – Máximo (mPa)	
Placa 2,4mm	1653
Parafusos	1944,5

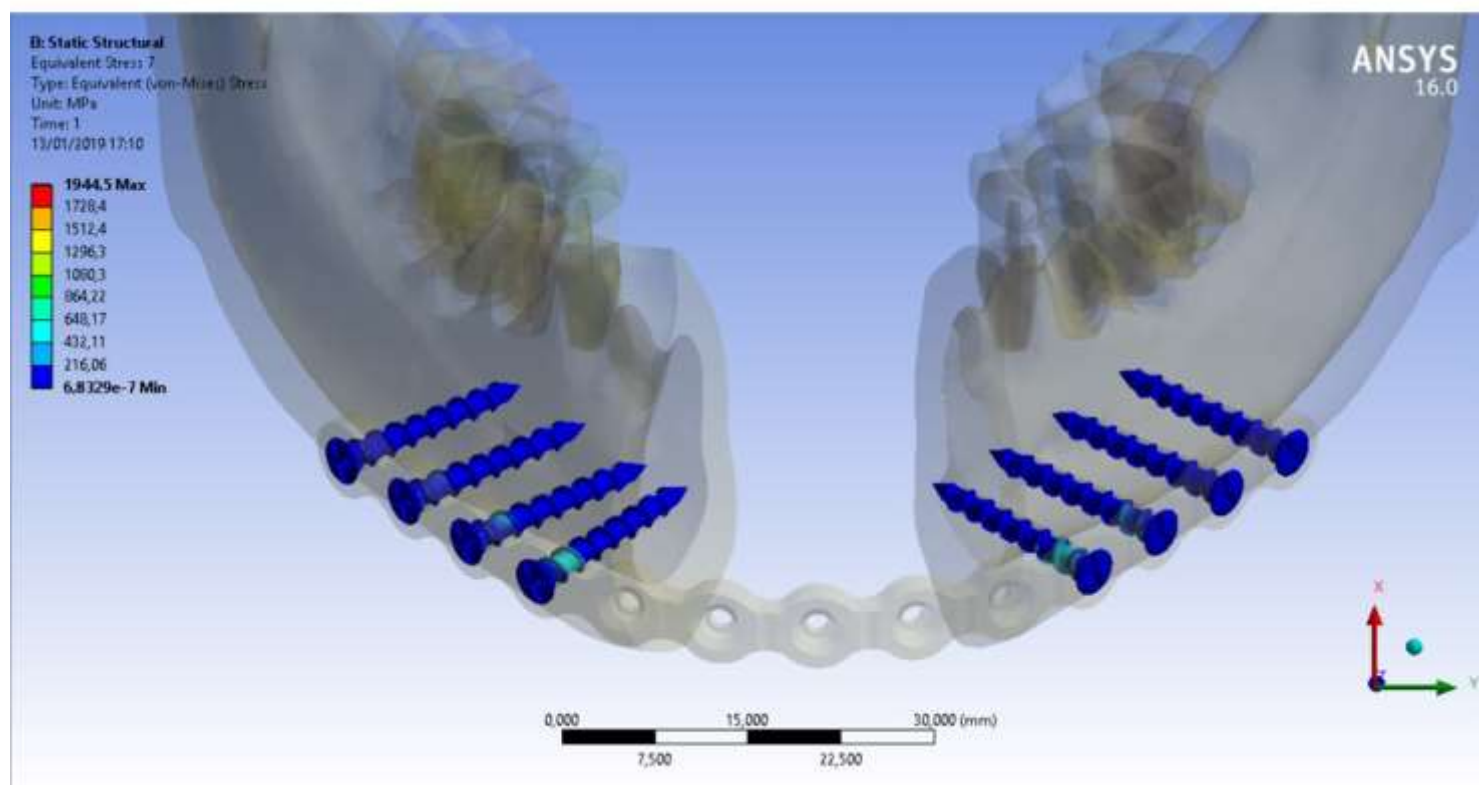
Fonte: Elaboração própria.

Figura 16 - Distribuição da tensão sobre placa de 2,4mm de espessura estabilizando defeito na região anterior (Grupo 1)



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 17 - Distribuição da tensão sobre parafusos utilizados em placa de 2,4mm de espessura estabilizando defeito na região anterior (Grupo 1)



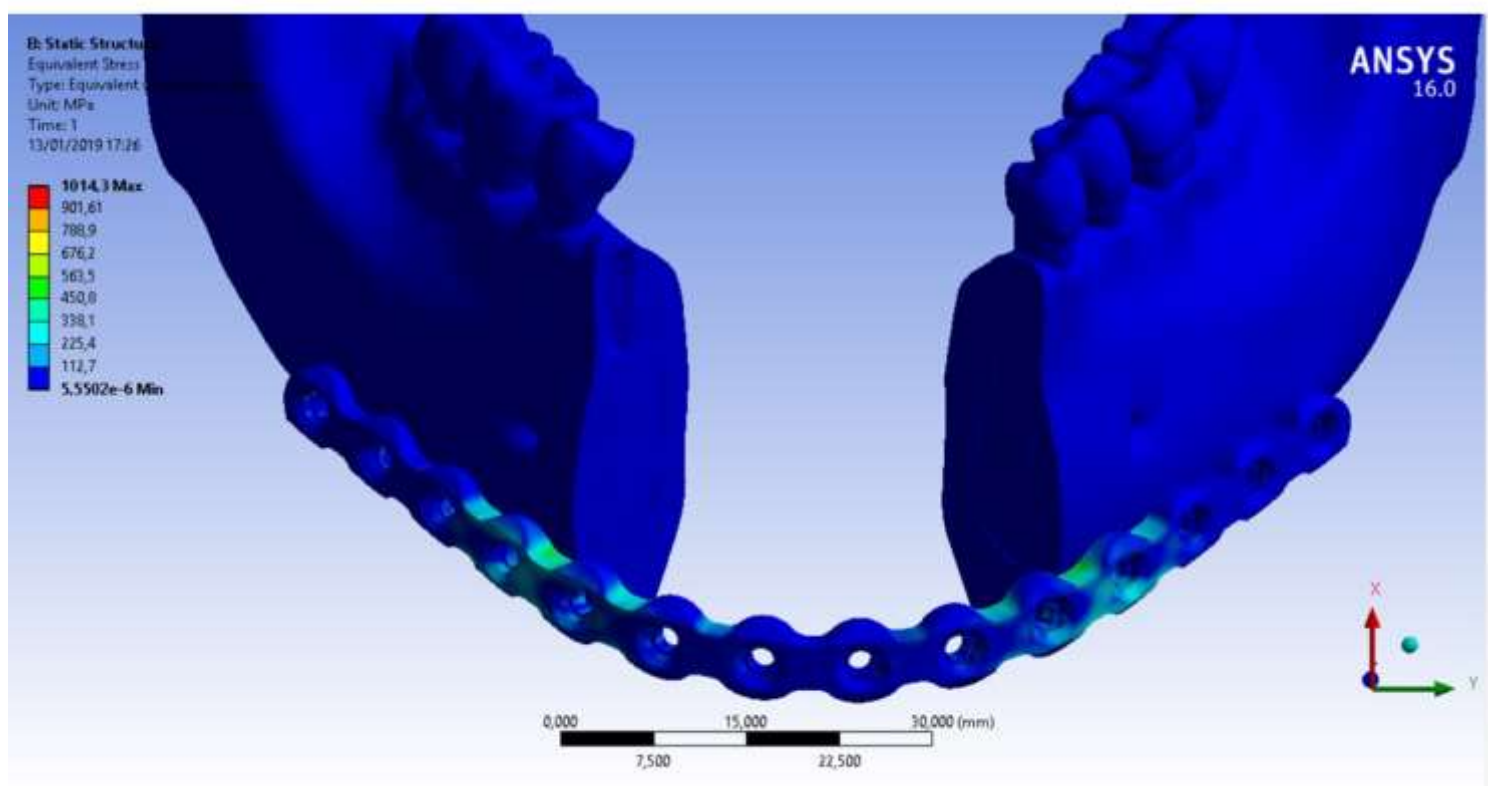
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Tabela 4 - Valores obtidos com placa de 3mm de espessura estabilizando defeito na região anterior (Grupo 1). Araraquara, 2018

Von Mises – Máximo (mPa)	
Placa 3mm	1014,3
Parafusos	5893,9

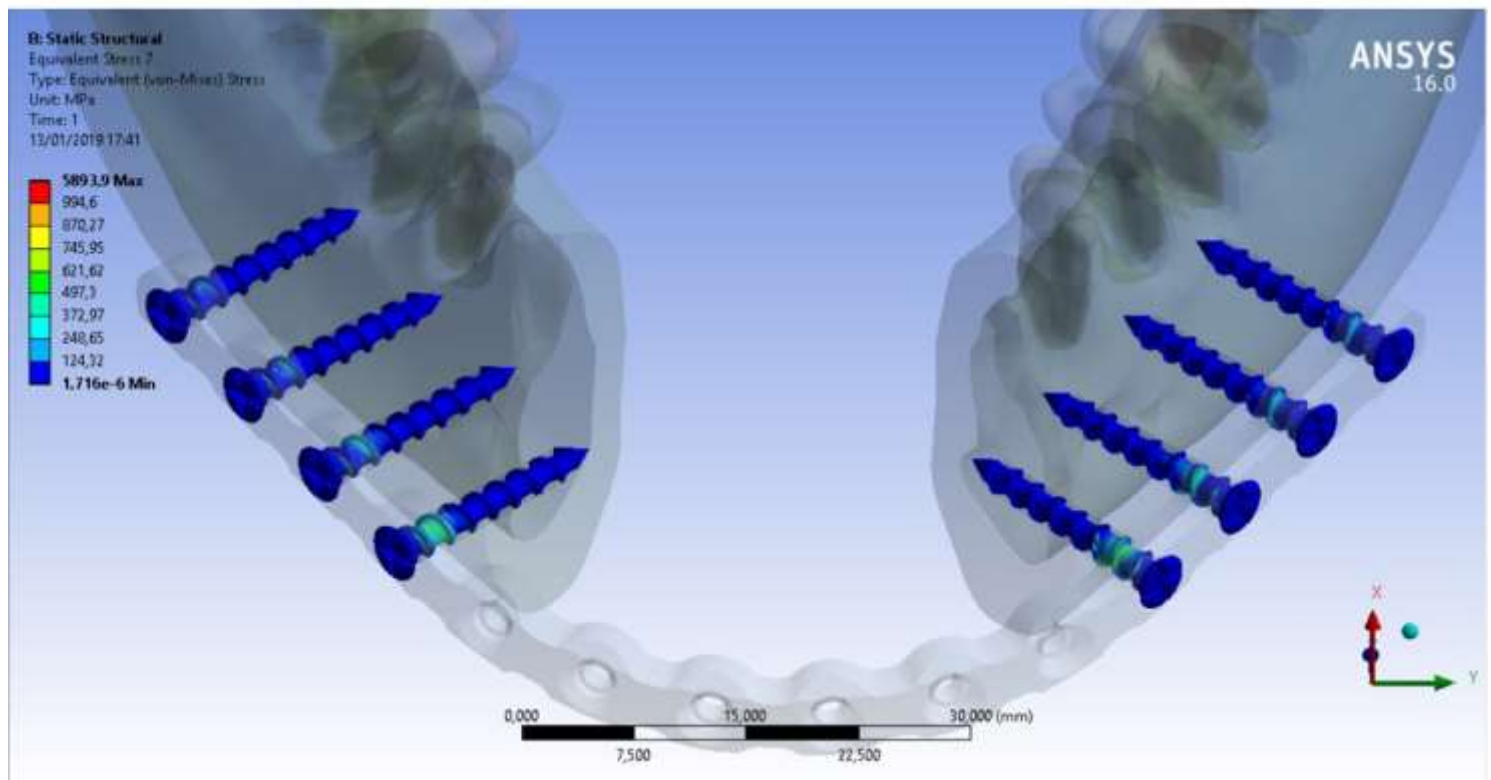
Fonte: Elaboração própria.

Figura 18 - Distribuição da tensão sobre placa de 3mm de espessura estabilizando defeito na região anterior (Grupo 1)



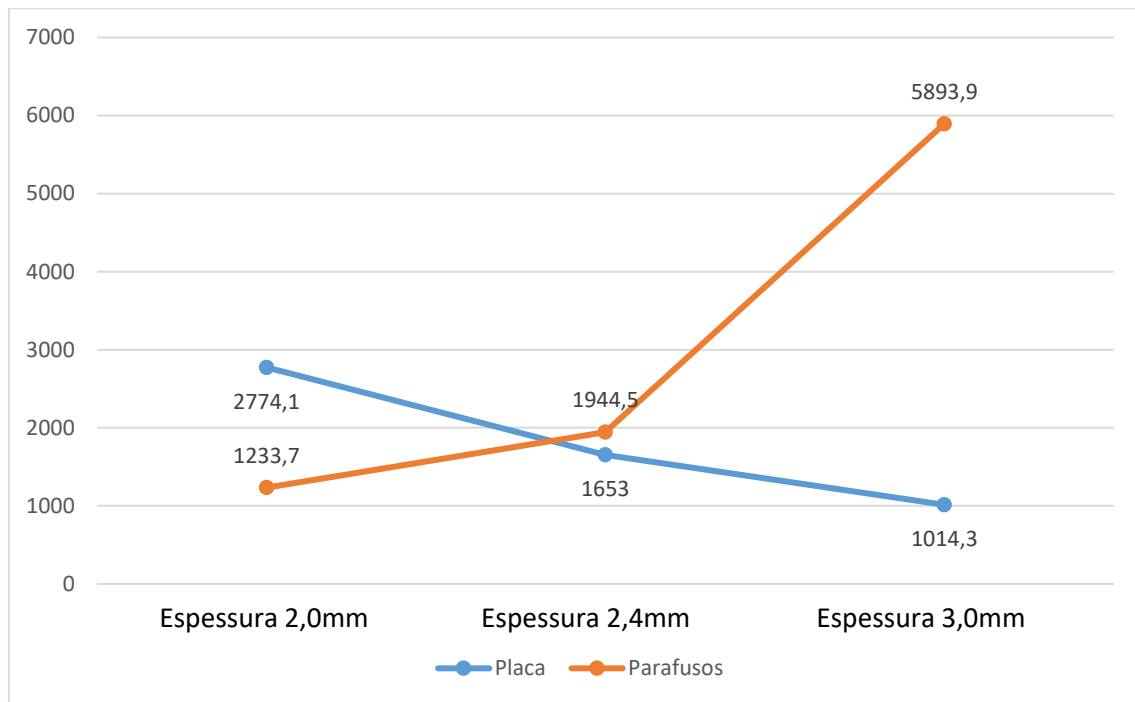
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 19 - Distribuição da tensão sobre parafusos utilizados em placa de 3mm de espessura estabilizando defeito na região anterior (Grupo 1)



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Gráfico 1- Comportamento das placas e parafusos estabilizando defeito anterior, em mPa (G1)



Fonte: Elaboração própria.

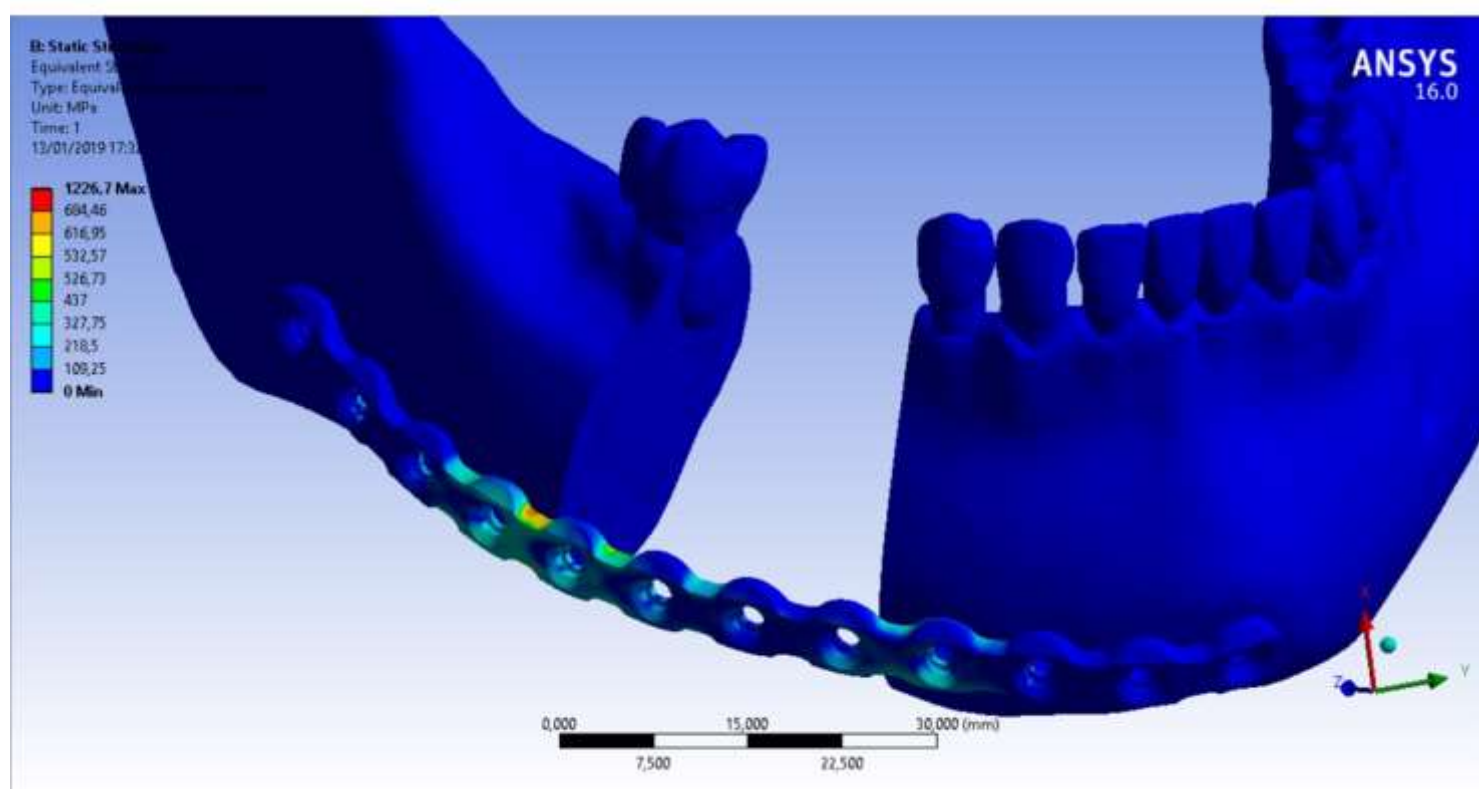
5.2 Defeito Segmentar em Corpo Mandibular (Grupo 2)

Tabela 5 - Valores obtidos com placa de 2mm de espessura estabilizando defeito na região de corpo mandibular (Grupo 2). Araraquara, 2018

Von Mises – Máximo (mPa)	
Placa 2mm	1226,7
Parafusos	1570

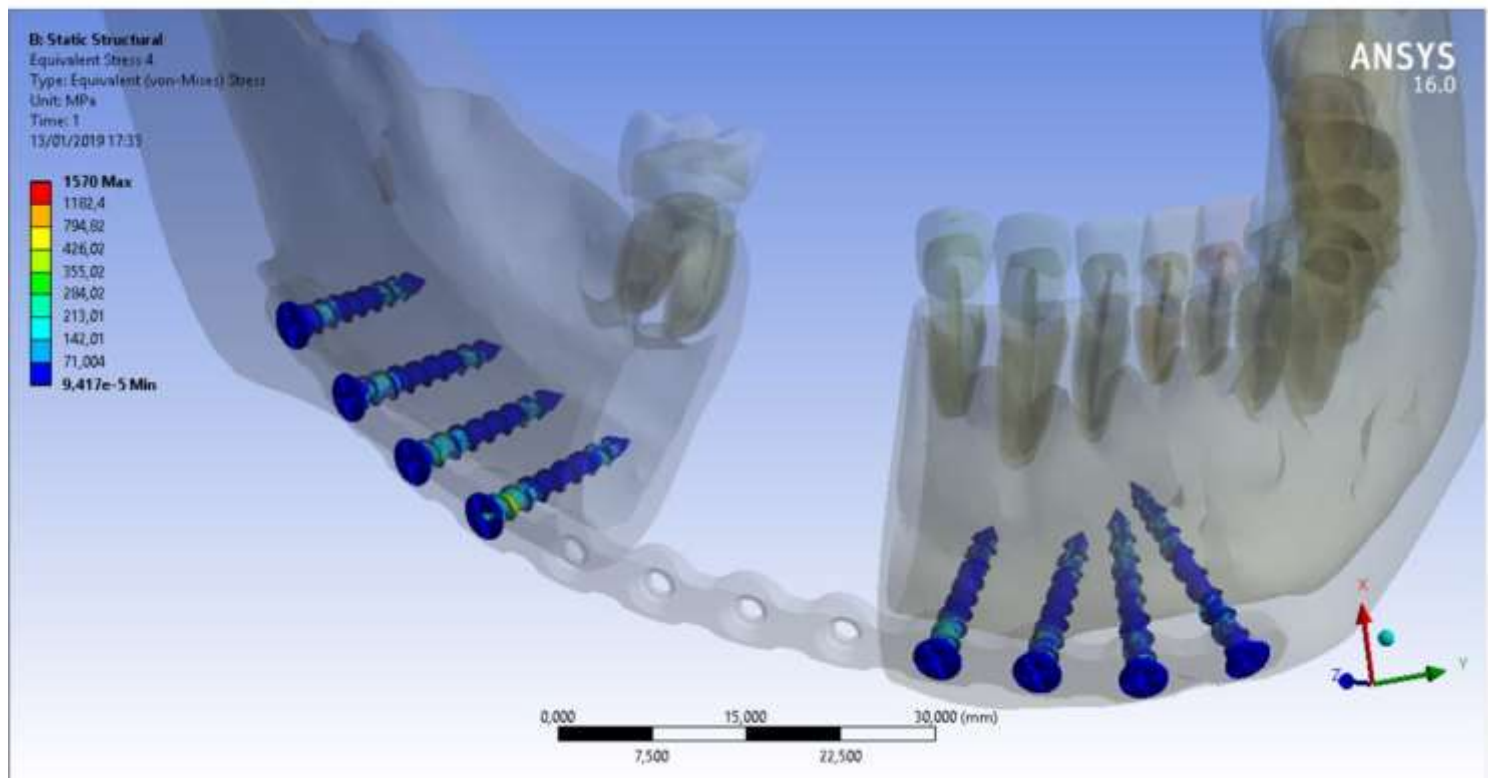
Fonte: Elaboração própria.

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



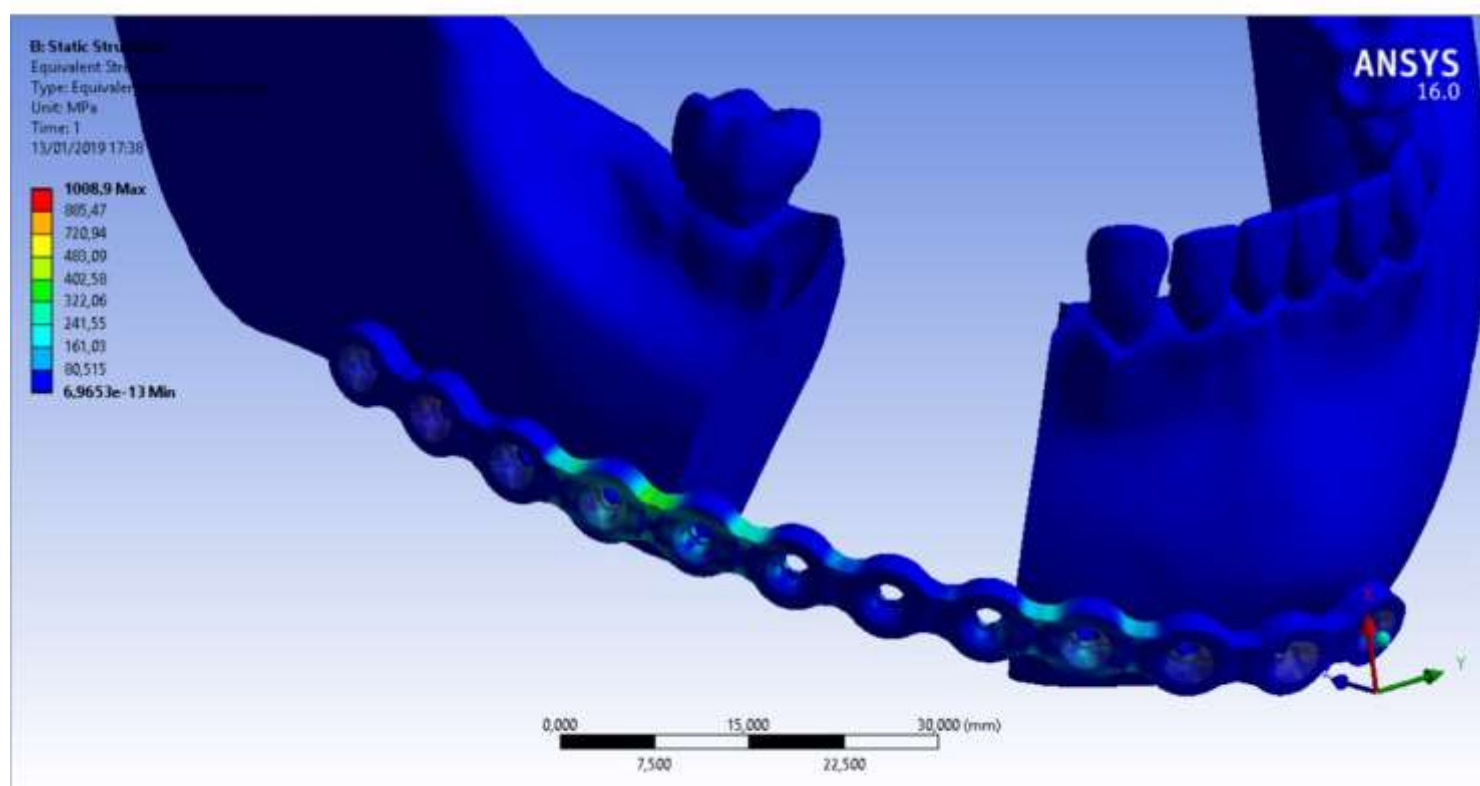
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Tabela 6 - Valores obtidos com placa de 2,4mm de espessura estabilizando defeito na região de corpo mandibular (Grupo 2). Araraquara, 2018

	Von Mises – Máximo (mPa)
Placa 2,4mm	1008,9
Parafusos	1665,5

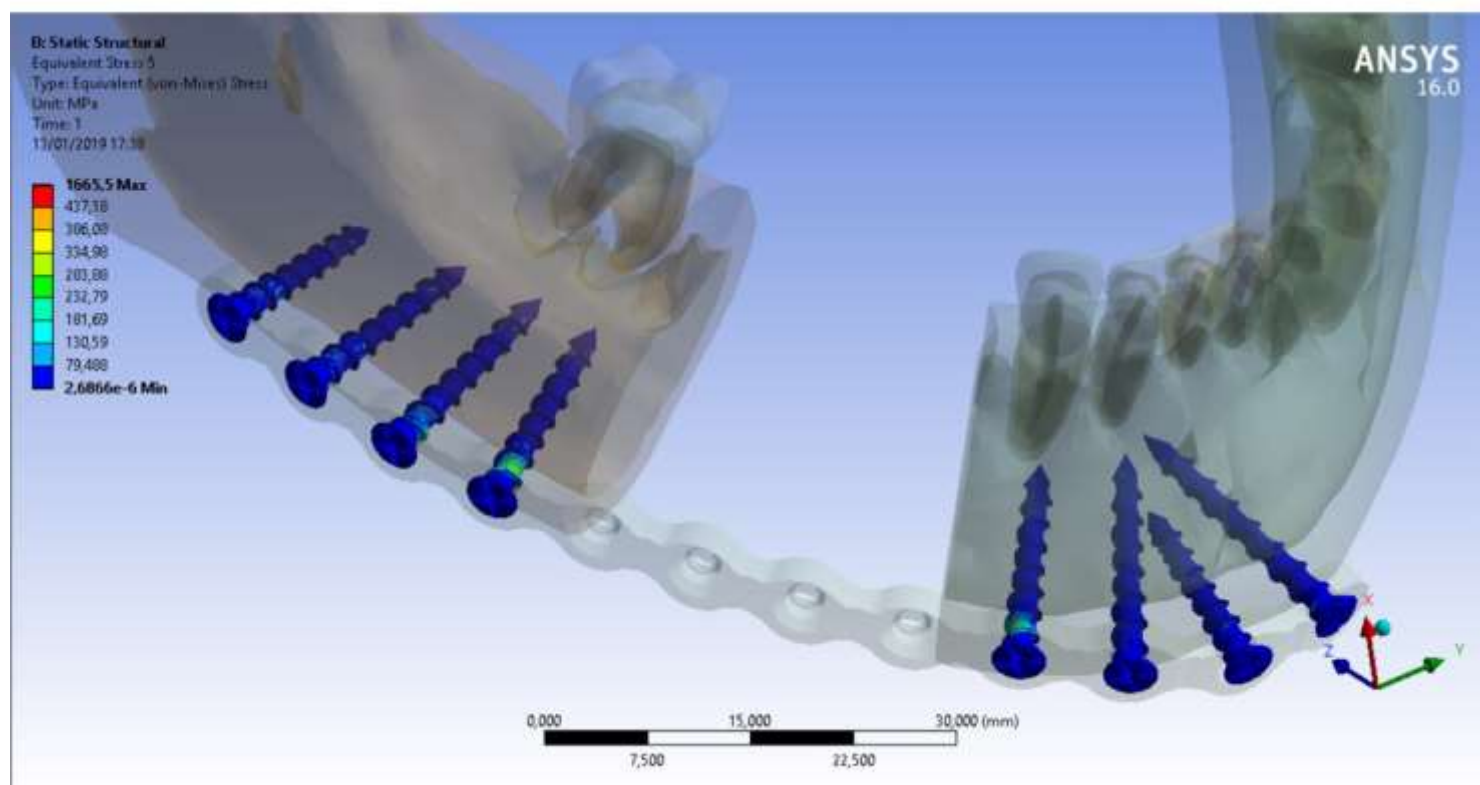
Fonte: Elaboração própria.

Figura 22 - Distribuição da tensão sobre placa de 2,4mm de espessura estabilizando defeito na região de corpo mandibular (Grupo 2)



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 23 - Distribuição da tensão sobre parafusos utilizados em placa de 2,4mm de espessura estabilizando defeito na região de corpo mandibular (Grupo 2)



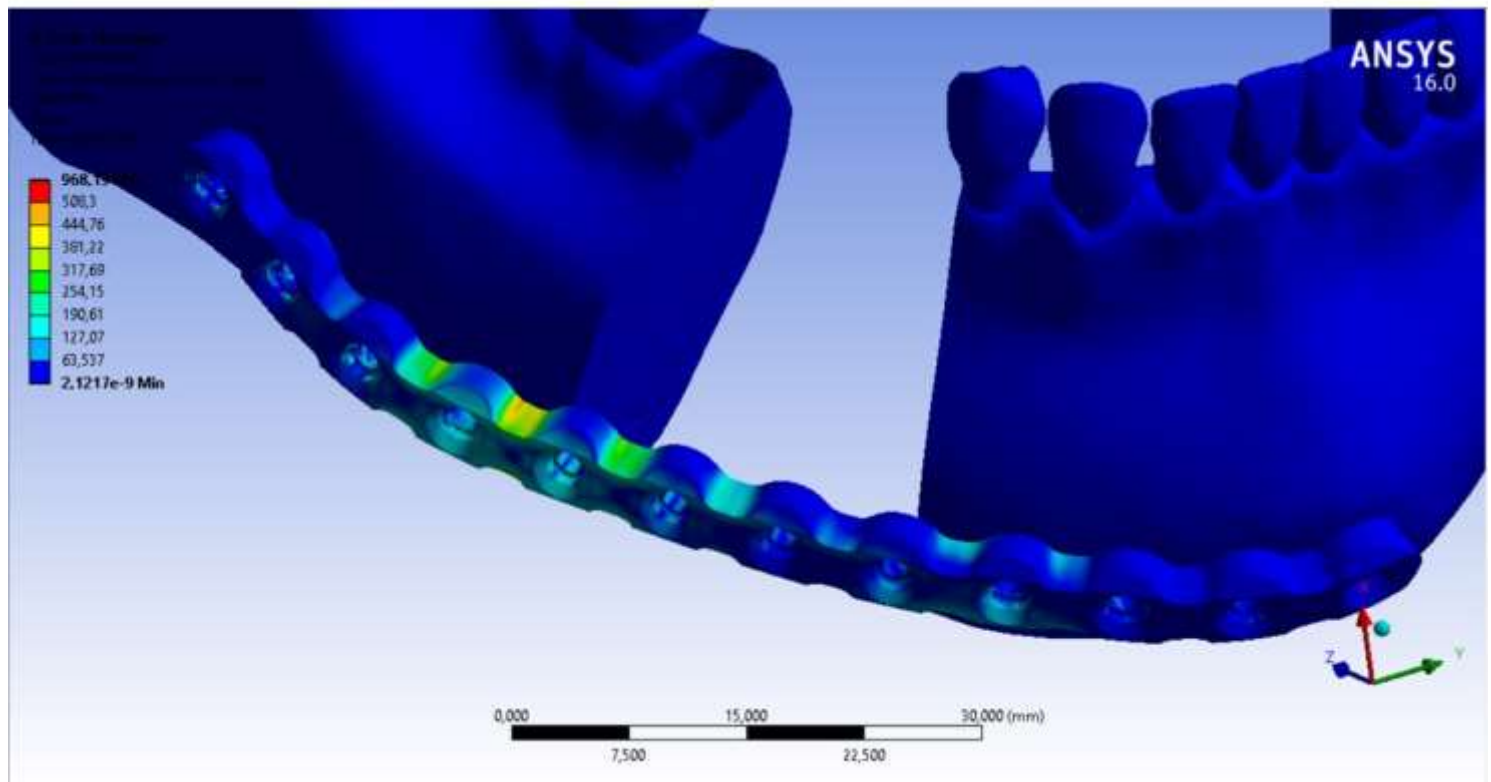
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Tabela 7 - Valores obtidos com placa de 3mm de espessura estabilizando defeito na região de corpo mandibular (Grupo 2). Araraquara, 2018

Von Mises – Máximo (mPa)	
Placa 3mm	968,19
Parafusos	2313,1

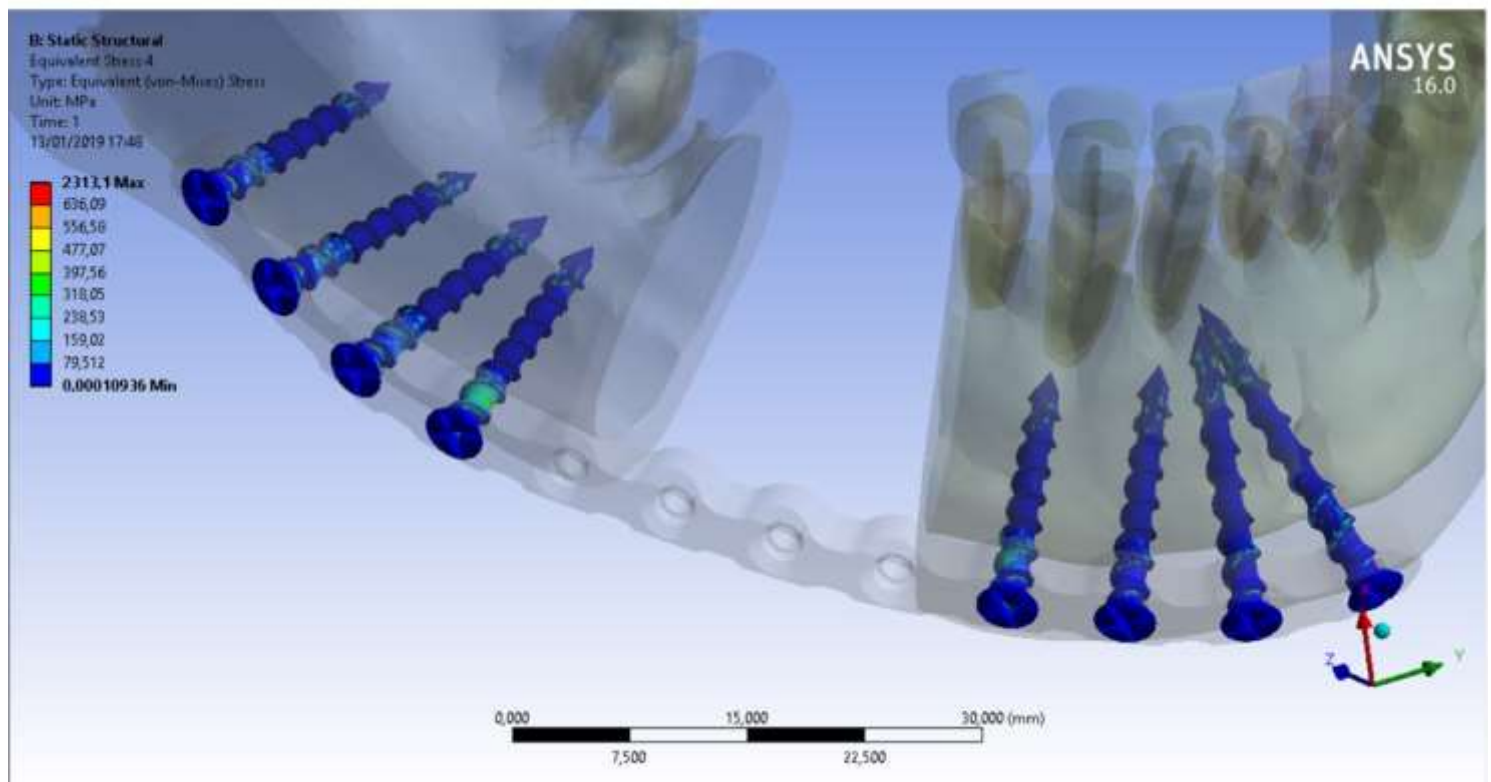
Fonte: Elaboração própria.

Figura 24 - Distribuição da tensão sobre placa de 3mm de espessura estabilizando defeito na região de corpo mandibular (Grupo 2)



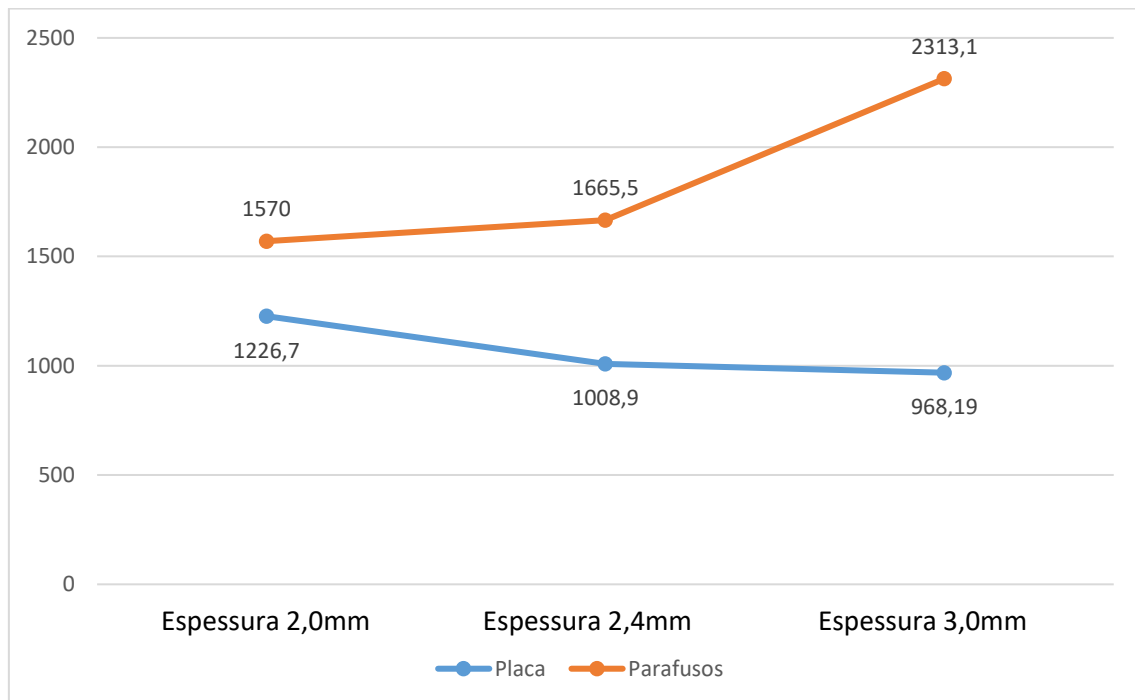
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 25 - Distribuição da tensão sobre parafusos utilizados em placa de 3mm de espessura estabilizando defeito na região de corpo mandibular (Grupo 2)



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Gráfico 2- Comportamento das placas e parafusos estabilizando defeito em corpo mandibular, em mPa (G2)



Fonte: Elaboração própria.

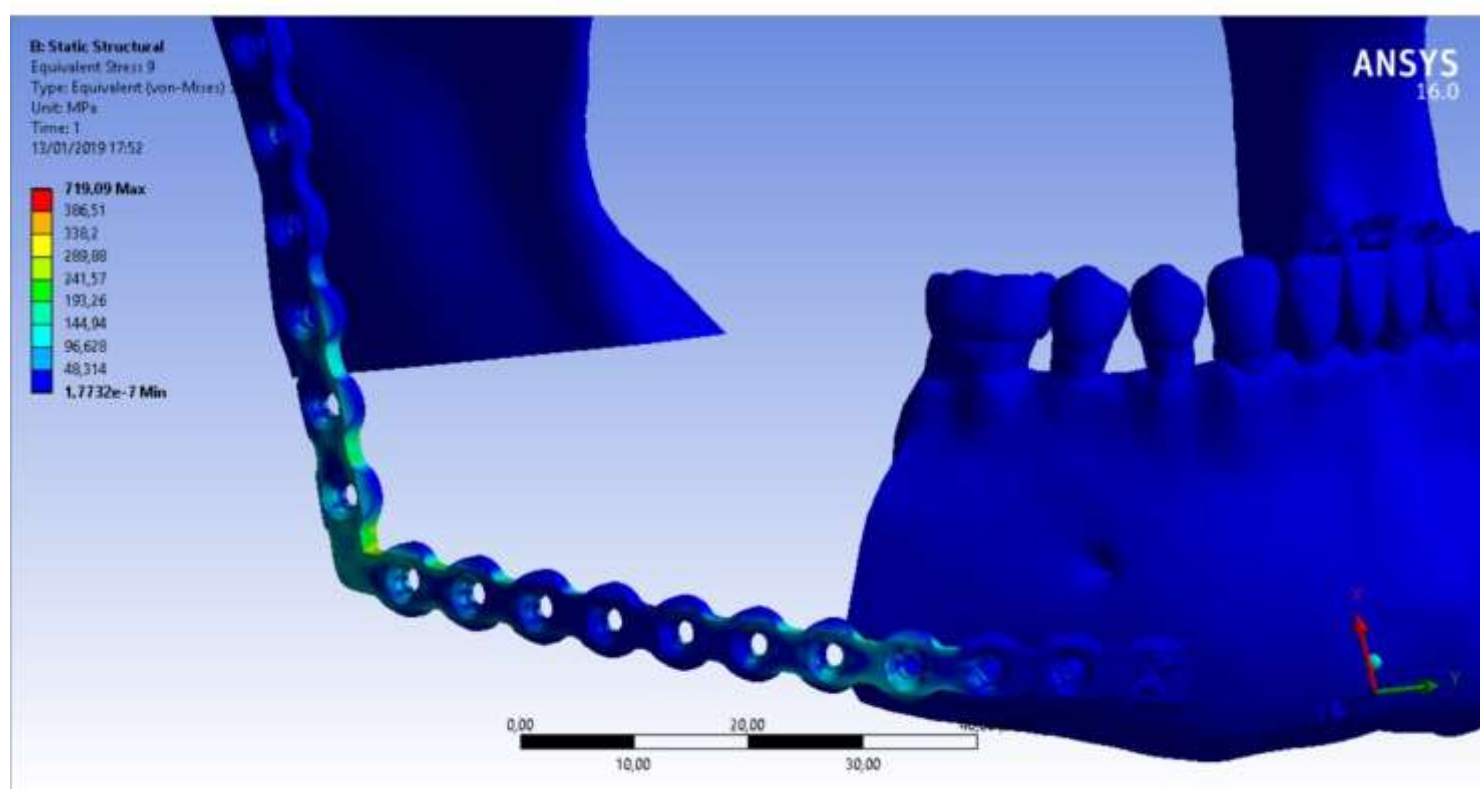
5.3 Defeito Segmentar em Ramo Mandibular (Grupo 3)

Tabela 8 - Valores obtidos com placa de 2mm de espessura estabilizando defeito na região de ramo mandibular (Grupo 3). Araraquara, 2018

	Von Mises – Máximo (mPa)
Placa 2mm	719,09
Parafusos	742,25

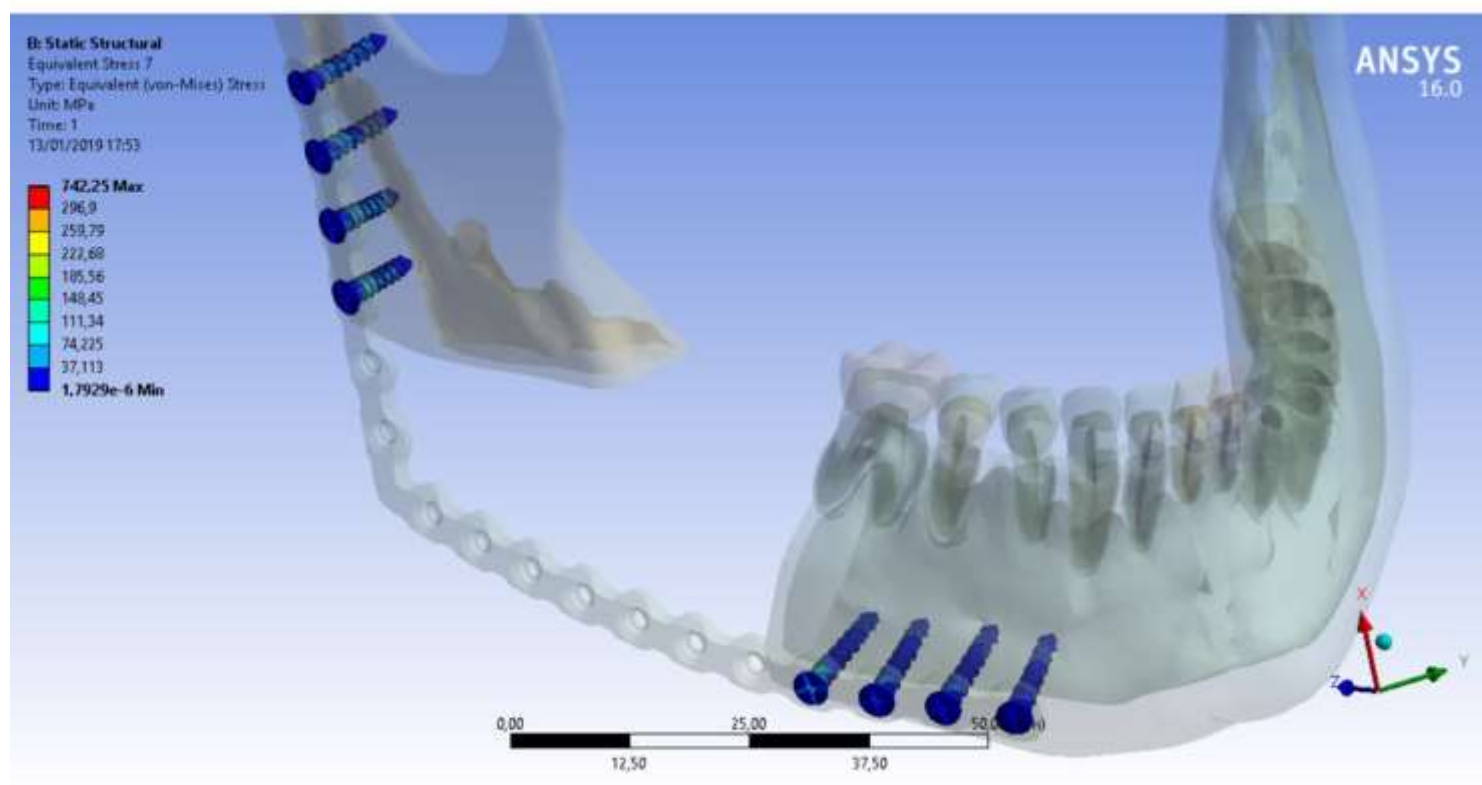
Fonte: Elaboração própria.

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



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

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



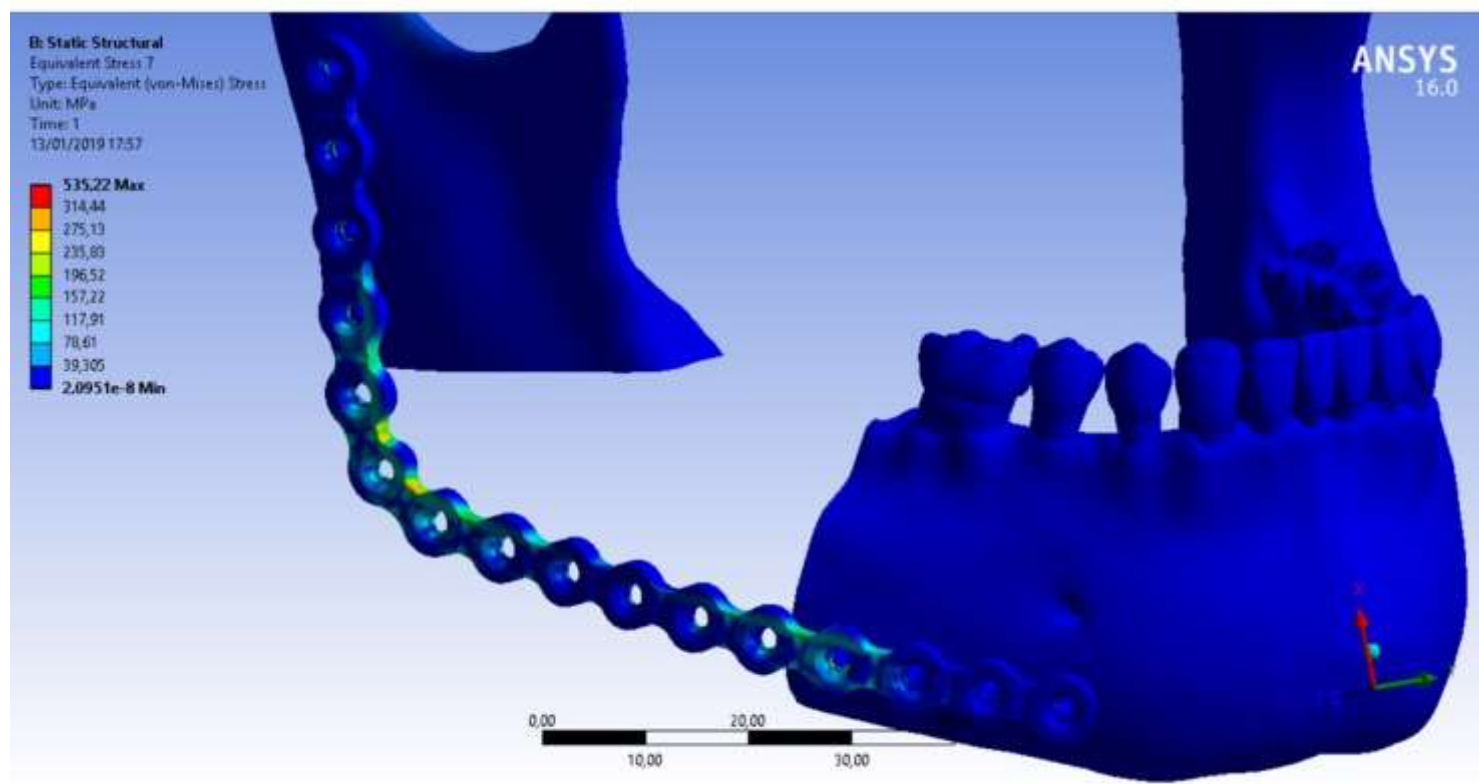
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Tabela 9 - Valores obtidos com placa de 2,4mm de espessura estabilizando defeito na região de ramo mandibular (Grupo 3). Araraquara, 2018

Von Mises – Máximo (mPa)	
Placa 2,4mm	535,22
Parafusos	813,57

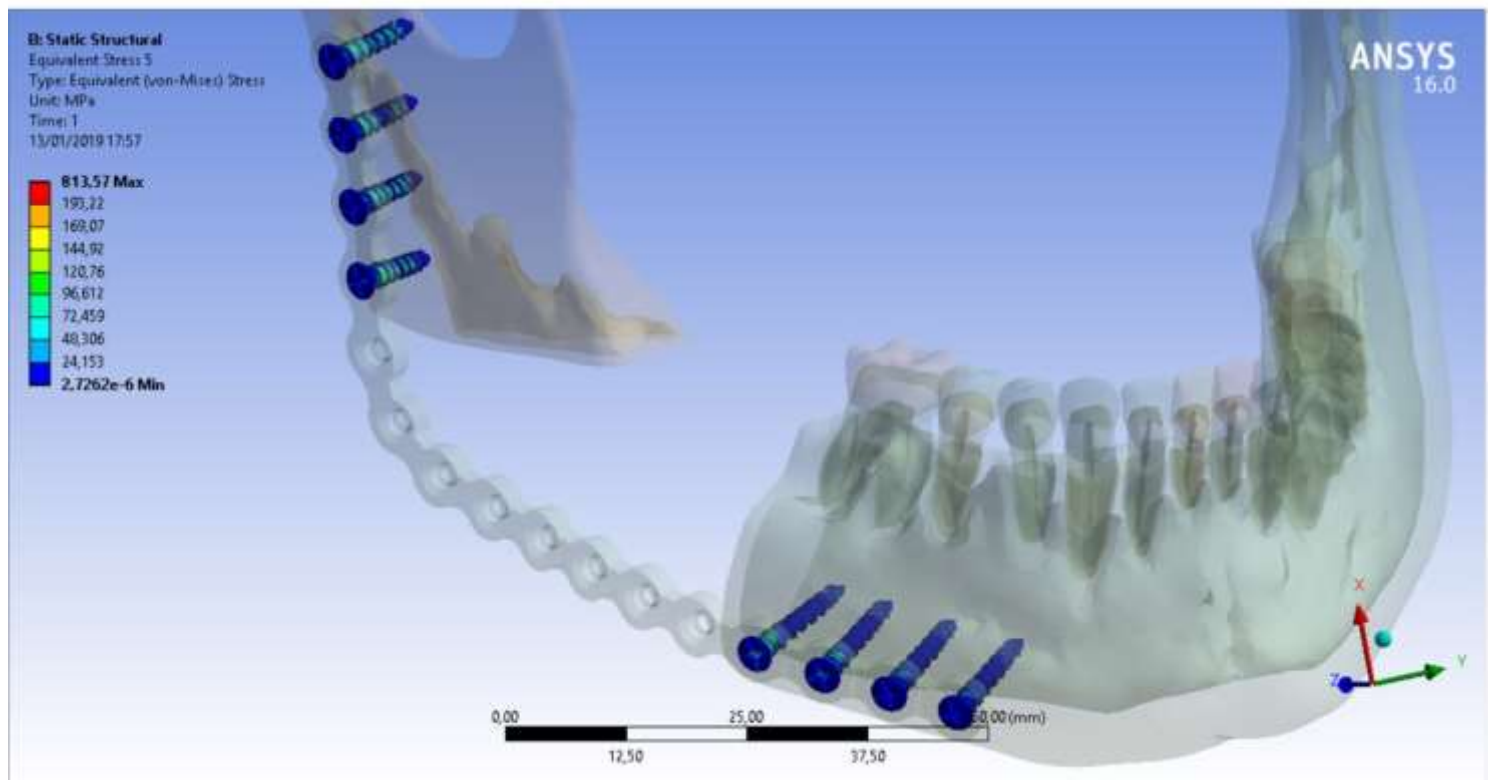
Fonte: Elaboração própria.

Figura 28 - Distribuição da tensão sobre placa de 2,4mm de espessura estabilizando defeito na região de ramo mandibular (Grupo 3)



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 29 - Distribuição da tensão sobre parafusos utilizados em placa de 2,4mm de espessura estabilizando defeito na região de ramo mandibular (Grupo 3)



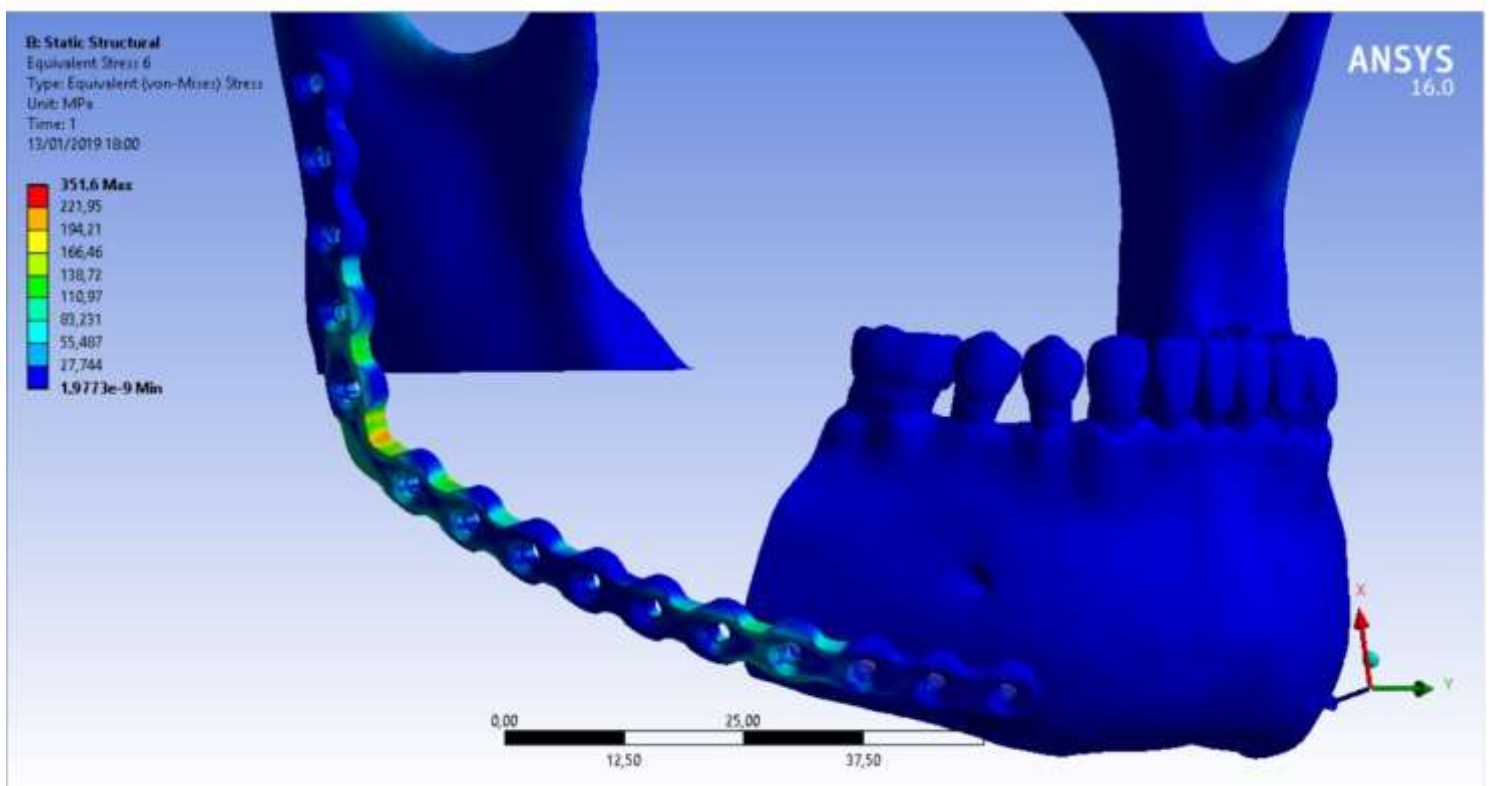
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Tabela 10 - Valores obtidos com placa de 3mm de espessura estabilizando defeito na região de ramo mandibular (Grupo 3). Araraquara, 2018

Von Mises – Máximo (mPa)	
Placa 3mm	351,6
Parafusos	869,2

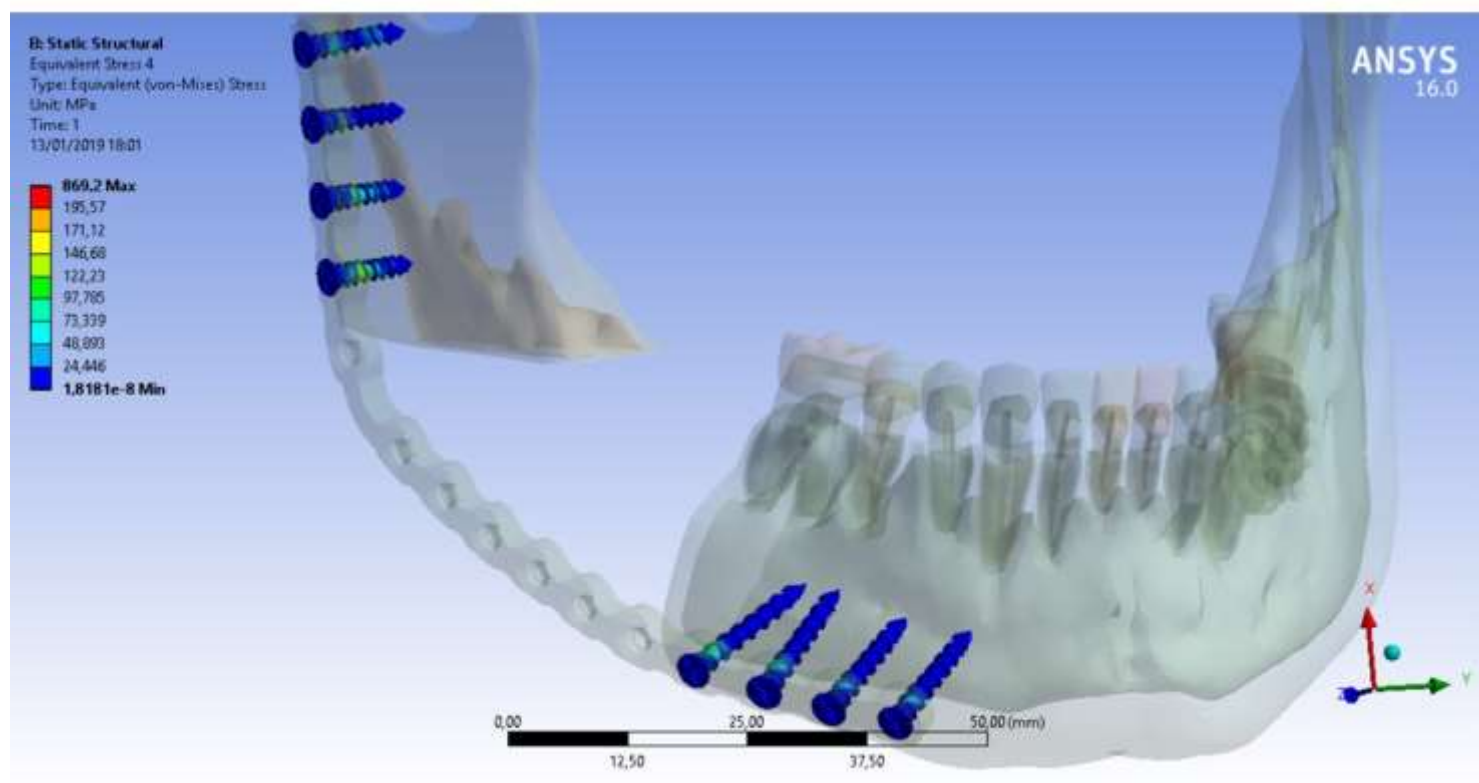
Fonte: Elaboração própria.

Figura 30 - Distribuição da tensão sobre placa de 3mm de espessura estabilizando defeito na região de ramo mandibular (Grupo 3)



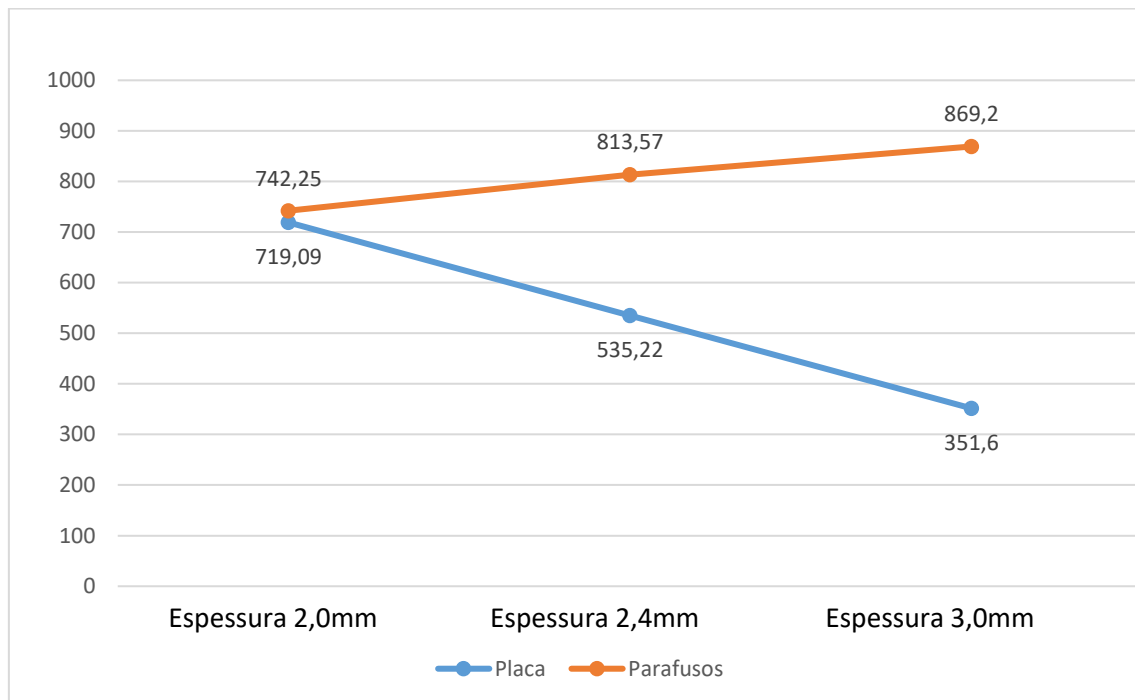
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 31 - Distribuição da tensão sobre parafusos utilizados em placa de 3mm de espessura estabilizando defeito na região de ramo mandibular (Grupo 3)



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Gráfico 3- Comportamento das placas e parafusos estabilizando defeito posterior, em mPa (G3)



Fonte: Elaboração própria.

6 DISCUSSÃO

Com intuito de melhorar a qualidade das reconstruções, o uso da Análise de Elementos Finitos (AEF) tem ganhado popularidade como ferramenta de avaliação dentro da pesquisa em cirurgia bucomaxilofacial. 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.

Para que haja validade no estudo, o modelo tridimensional deve ser cuidadosamente gerado, mantendo as características dimensionais a serem estudadas, e garantindo que a relação entre os elementos estudados seja viável e sem distorções. No presente estudo, os modelos foram gerados a partir de uma tomografia computadorizada de um paciente sem alterações. O maior número possível de estruturas fisiológicas foi mantido, no intuito de aumentar a confiabilidade da análise realizada. O modelo utilizado no presente estudo procurou manter o maior número de estruturas e materiais possível, visando uma simulação mais realista.

No entanto, vale ressaltar que estudos baseados em AEF apresentam algumas limitações, inerentes ao método. Uma delas é o fato de ser um estudo computacional *in vitro*, o que pode não simular uma situação real por completo. 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 estudo⁴⁵⁻⁵¹.

A perda de continuidade no osso mandibular é uma realidade dentro da cirurgia maxilofacial, seja por episódios traumáticos, seja pela 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^{3,4,34,36,52,53}.

A utilização de placas de reconstrução para estabilização de defeitos segmentares em mandíbula foi primeiramente descrita por Spiessl em 1976³. O intuito da utilização destes dispositivos é a de preservar o contorno mandibular e a oclusão do paciente. Inicialmente fabricadas em aço, atualmente a maioria das placas de reconstrução são usinadas em titânio, garantindo excelente biocompatibilidade.

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^{5,8,11,36,37}.

Estudos tem demonstrado que a incidência de fratura das placas de reconstrução pode ultrapassar 10% dos casos³⁶. 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 para se alcançar adaptação adequada^{30,37}.

A realização de radioterapia na região de cabeça e pescoço prejudica a vascularização e qualidade dos tecidos moles irradiado, 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 prazo³.

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 é uma possibilidade^{5,6,8,12,34}.

Neste trabalho foram analisados três modelos de placas de diferentes espessuras quando utilizados em 03 cenários distintos. A utilização da AEF permitiu uma análise mais precisa da distribuição das forças e tensões. 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 e apresentam menor coeficiente de flexão. Esses achados condizem com aqueles encontrados por Vajgel e colaboradores²³, em que placas mais espessas foram mais resistentes e associadas a menores valores de deslocamento.

O aumento na espessura das placas, no entanto, se traduziu em um aumento significativo nos valores de estresse concentrados sobre os parafusos. A perda de ancoragem dos parafusos tem sido descrita como um dos principais problemas associados à utilização de placas de reconstrução^{2,3,5,6,10,12,37}. 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^{25,35}. Ainda, estes resultados advogam a favor do uso de sistemas de travamento quando placas mais rígidas forem utilizadas, com o uso crítico desta abordagem no parafuso mais próximo ao defeito, aquele em que valores aumentados de força foram percebidos.

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^{8,9,12,34}. 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^{30,37}.

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^{3,8,9,34,57}. 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.

Deve-se atentar para o fato de que a presente simulação não avaliou forças mastigatórias incidindo sobre a região incisal e, sob uma análise qualitativa, houve concentração do estresse sobre a região angulada das placas. 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 CONCLUSÃO

Este trabalho teve por objetivo avaliar a distribuição de tensão nas placas e parafusos de sistemas 2,4mm (com travamento) de placas de reconstrução, quando utilizadas para estabilizar defeitos segmentares em mandíbula.

Sob as condições deste experimento, foi possível concluir:

- Valores diminuídos de tensão se concentraram 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 significativo 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 (ensaios mecânicos e fotoelásticos, por exemplo), avaliando a distribuição da tensão, bem como distribuições alternativas dos parafusos e desenhos de placas que busquem melhor distribuição das forças nas áreas críticas, considerando a utilização do material no campo cirúrgico.

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 a, 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).
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): 1264-1268.

* 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-normalizacaoatualizado.pdf>.

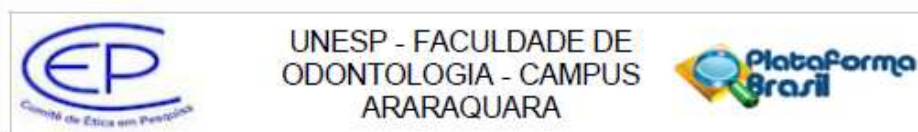
13. Haug RH, Fattahi TT, Goltz M. A Biomechanical Evaluation of Mandibular Angle Fracture Plating Techniques. *J Oral Maxillofac Surg.* 2001; 59: 1199–210.
14. Alexander RE. A three-dimensional study of bending and torsion moments for different fracture sites in the mandible: An in vitro study. *Int 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): 170-7.
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. *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. Koriath TWP, Hannam AG. Deformation of the Human Mandible During Simulated Tooth Clenching. *J Dent Res*. 1994; 73(1): 56–66.
39. 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. *J Appl Oral Sci*. 2012; 20(3): 362–8.
40. Curtis DA, Plesh O, Miller AJ, Curtis TA, Sharma A, Schweitzer R, et al.. A comparison of masticatory function in patients with or without reconstruction of the mandible. *Head Neck*. 1997; 73: 287–96.
41. Sommerfeld R. Análise por Elementos Finitos das Forças Mastigatórias em uma Placa de Reconstrução Mandibular. *Rev Cir Traumatol Buco-Maxilo-Fac* 2016; (1): 13–7.
42. Stringhini DJ, Sommerfeld R, Uetanabaro LC, Leonardi DP, Araújo MR, Rebello 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.
43. Choi AH, Conway RC. Three-dimensional modelling and finite element analysis of the human mandible during clenching. *Aust Dent J*. 2005; 50(1): 42–8.
44. 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.
45. Lin T-S, Tsai F-D, Chen C-Y, Lin L-W. Factorial analysis of variables affecting bone stress adjacent to the orthodontic anchorage mini-implant with finite element analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2013; 143(2): 182–9.
46. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol*. 1992; 18(3): 264–74.
47. Tang C-B, Liu S-Y, Zhou G-X, Yu J-H, Zhang G-D, Bao Y-D, et al.. Nonlinear finite element analysis of three implant–abutment interface designs. *Int J Oral Sci*. 2012; 4(2): 101–8.
48. Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clin Mater*. 1992; 10(3): 153–201.
49. Geng J-P, Tan KBC, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001; 85(6): 585–98.

50. Baggi L, Pastore S, Di Girolamo M, Vairo G. Implant-bone load transfer mechanisms in complete-arch prostheses supported by four implants: A three-dimensional finite element approach. *J Prosthet Dent*. 2013; 109(1): 9–21.
51. Winter W, Krafft T, Steinmann P, Karl M. Quality of alveolar bone — Structure-dependent material properties and design of a novel measurement technique. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2011; 4(4): 541–8.
52. Hoard MA, Bill TJ, Campbell RL. Reduction in morbidity after iliac crest bone harvesting: the concept of preemptive analgesia. *J Craniofac Surg*. 1998; 9(5): 448–51.
53. 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.
54. Horiuchi K, Hattori A, Inada I, Kamibayashi T, Sugimura M, Yajima H, et al.. Mandibular reconstruction using the double barrel fibular graft. *Microsurgery*. 1995; 16(7): 450–4.
55. Rogers SN, Lowe D, Fisher SE, Brown JS, Vaughan ED. Health-related quality of life and clinical function after primary surgery for oral cancer. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2002; 40(1): 11–8.
56. Vaughan ED, Bainton R, Martin IC. Improvements in morbidity of mouth cancer using microvascular free flap reconstructions. *J Craniomaxillofac Surg*. 1992; 20(3): 132–4.
57. Doty JM, Pienkowski D, Goltz M, Haug RH, Valentino J, Arosarena O a. Biomechanical evaluation of fixation techniques for bridging segmental mandibular defects. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*. 2004; 130(12): 1388–92.

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

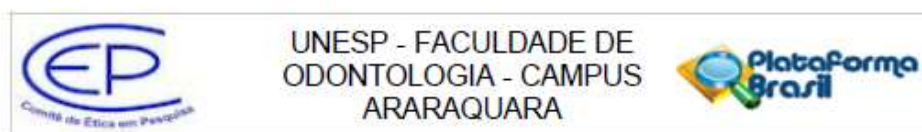
CEP: 14.801-903

UF: SP

Município: ARARAQUARA

Telefone: (16)3301-6459

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 23:55:04		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_Analise_Finita.docx	21/02/2018 23:53:42	DIOGO DE VASCONCELOS MACEDO	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_diogo.docx	21/02/2018 23:51:21	DIOGO DE VASCONCELOS MACEDO	Aceito
Outros	Autorizacao_Arquivo.PDF	17/08/2017 01:44:19	DIOGO DE VASCONCELOS MACEDO	Aceito
Orçamento	Termo_Orcamento.PDF	17/08/2017 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

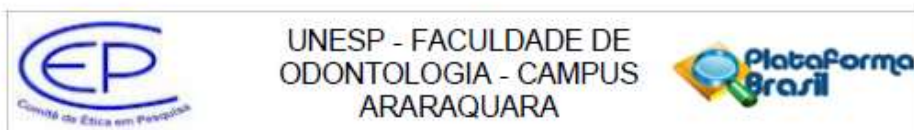
CEP: 14.801-903

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 MACEDO	Aceito
Folha de Rosto	Untitled_20170811_122946.PDF	11/08/2017 11:38:27	DIOGO DE VASCONCELOS 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

Não autorizo a reprodução deste trabalho até a data de 11 de março de 2021

(Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara, 20 de abril de 2019.

Diogo de Vasconcelos Macêdo