



UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



Raphael Capelli Guerra

Avaliação das placas Medartis® “reco trauma” reconstitutivas 2.5 (edição Suíça limitada) e 2.5 reco em ressecções de mandíbulas atroficas, sob análise de meio de elementos finitos

Araraquara

2021



UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



Raphael Capelli Guerra

Avaliação das placas Medartis® “reco trauma” reconstrutivas 2.5 (edição Suíça limitada) e 2.5 reco em ressecções de mandíbulas atróficas, sob análise de meio de elementos finitos

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. Eduardo Hochuli Vieira

Araraquara

2021

G934a

Guerra, Raphael Capelli

Avaliação das placas Medartis “reco trauma” reconstitutivas 2.5 (edição Suíça limitada) e 2.5 reco em ressecções de mandíbulas atroficas, sob análise de meio de elementos finitos / Raphael Capelli Guerra. -- Araraquara, 2021
79 p. : il., tabs.

Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista (Unesp),
Faculdade de Odontologia, Araraquara
Orientador: Eduardo Hochuli Vieira

1. Mandíbula. 2. Análise de elementos finitos. 3. Fixadores
internos. 4. Fixação interna de fratura. 5. Arcada edêntula. I. Título.

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.

Raphael Capelli Guerra

Avaliação das placas Medartis® “reco trauma” reconstitutivas 2.5 (edição Suíça limitada) e 2.5 reco em ressecções de mandíbulas atroficas, sob análise de meio de elementos finitos

Comissão Julgadora

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

Presidente e orientador: Professor Dr. Eduardo Hochuli Vieira

2º Examinador: Professor Dr. Gabriel Pires Pastore

3º Examinador: Professor Dr. Marcelo Silva Monnazzi

4º Examinador: Professor Dr. Rodrigo dos Santos Pereira

5º Examinador: Professor Dr. Marcelo Gonçalves

Araraquara, 31 de maio de 2021

DADOS CURRICULARES

Raphael Capelli Guerra

NASCIMENTO: 28/04/1983 - São Bernardo do Campo - São Paulo

FILIAÇÃO: Paulo Silva Guerra e Roseli Aparecida Capelli Guerra

2005 Graduado em Odontologia pela Universidade Metodista de São Paulo.

2008 Especialista em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial pelo Complexo Hospitalar de Santo André.

2011 Mestre em Ciências Médicas, área de Oncologia, pela Fundação Antônio Prudente - Hospital A.C. Camargo Cancer Center.

2017 Fellowship AOCMF em Cirurgia Maxillofacial Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie no Univesitätspital Basel, Suíça.

2018 Fellowship IBRA em Cirurgia Maxillofacial Mund-Kiefer- und Gesichtschirurgie no UnivesitatKlinikum Frankfurt, Goethe Univesität Frankfurt Alemanha.

2019 Fellowship em Cirurgia Maxillofacial na LSU Shreveport Health Center, Shreveport, Louisiana, Louisiana State University, EUA.

2020 Fellowship AOCMF em Cirurgia Ortognática e Cirurgia da Atm no Host Center Brasil, Beneficência Portuguesa de São Paulo, São Paulo, Brasil.

Dedico este trabalho primeiramente a Deus, por ser essencial em minha vida, autor de meu destino, meu guia, socorro presente na hora da angústia.

À minha Mãe, ROSELI APARECIDA CAPELLI GUERRA, pelo apoio e suporte ao longo desses anos difíceis e por sempre acreditar no meu sonho.

Ao meu Pai, PAULO SILVA GUERRA (in Memoriam), meu ÍDOLO, meu GUIA, por hoje no plano espiritual eu ter a certeza de estar feliz e orgulhoso como sempre estava com a completa formação da minha carreira profissional e acadêmica.

À minha esposa FLÁVIA LIMA PINHEIRO, pelo suporte, apoio, amor, compreensão pelo tempo o qual abrimos mão nessa jornada para complemento da minha formação.

À minha filha GIOVANNA DE OLIVEIRA GUERRA, a qual dedico toda minha vida.

Ao meu recém-nascido filho ARTHUR PINHEIRO CAPELLI GUERRA que no dia 10 de março tornou o ano de 2021 o mais importante da minha vida e a qual irei dedicar toda a minha vida a ele.

Ao meu Orientador e ídolo EDUARDO HOCHULI VIEIRA e toda sua família, por ter acreditado em mim, no meu potencial, na minha carreira, um MESTRE que se tornou um grande AMIGO, confidente e hoje uma pessoa que chamo de PAI.

AGRADECIMENTOS

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

Agradeço a Faculdade de Odontologia de Araçatuba, FOA UNESP e corpo docente pelo suporte.

Agradeço aos amigos da pós-graduação da Faculdade de Odontologia de Araraquara, FOAr UNESP, em especial a LUCAS MOURA, DÉBORAH LAURINDO, PEDRO HENRIQUE CARVALHO.

Agradeço ao Prof. Dr. IDELMO RANGEL GARCIA JR pela ajuda e suporte na Faculdade de Odontologia de Araçatuba, FOA UNESP.

Agradeço ao Prof. Dr. LEONARDO PEREZ FAVERANI pela ajuda e suporte na Faculdade de Odontologia de Araçatuba, FOA UNESP.

Agradeço a TRAUMEC HEALTH TECHNOLOGY pelo suporte institucional de análises laboratoriais.

Agradeço ao CÉSAR CARITÁ pela amizade, apoio e permitir o suporte das análises de laboratório deste trabalho em sua instituição.

Agradeço aos ENGENHEIROS VITOR FLORIANO SALOMÃO JUNIOR E WLADIMIR ALEX MAGALHÃES BARÇA, pelas modelagens e auxílio nas análises e colaboração neste trabalho.

Agradeço a toda família do Prof. Dr. EDUARDO HOCHULI VIEIRA, DANIELA CANCIAN VIEIRA, GIULIA CANCIAN VIEIRA, GRAZIELA CANCIAN VIEIRA e GIOVANA CANCIAN VIEIRA pelo acolhimento em Araraquara durante esses anos.

Agradeço a Prof. Dr. LÍDIA PARSEKIAN MARTINS pela ajuda e apoio durante os anos na faculdade.

Agradeço ao grande amigo Dr. FLORIAN THIERINGER da Universidade de Basel, Suíça pelo auxílio da confecção dos arquivos STLs.

Agradeço ao grande amigo e parceiro Prof. Dr. RODRIGO DOS SANTOS PEREIRA, pela ajuda, conselhos, parcerias e na condução deste trabalho.

Agradeço ao grande amigo Prof. Dr. PHILLIP JÜERGENS da Universidade de Basel, Suíça pelo auxílio, confiança e participação na minha formação.

Agradeço ao grande amigo, Prof. CELSO PALMIERI JR, da LSU Health Center Shreveport, Louisiana State University, pelo apoio, amizade e por contribuir na minha formação.

Agradeço ao grande amigo, Prof Dr. ROBERT ALEXANDER SADER, da Universidade de Frankfurt, pela amizade, oportunidade, confiança na parceria de trabalho conjunto e na minha formação.

Agradeço ao Prof. Dr. GABRIEL PIRES PASTORE, que além de ser o responsável pela minha formação e aperfeiçoamento tornou-se uma grande amigo e parceiro, na qual tenho a honra de ter em minha Banca avaliadora.

Agradeço ao amigo e Prof. Dr. MARCELO SILVA MONNAZZI pelo apoio, ajuda e amizade ao longo desses anos.

Agradeço ao amigo e Prof. Dr. CÁSSIO EDWARD SVERZUT, apoio, carinho e amizade.

Agradeço aos grandes amigos e parceiros BIANCA DE FÁTIMA BORIM PULINO e GABRIEL CUNHA COLLINI pela ajuda e suporte na execução deste trabalho.

Agradeço ao MEU GRUPO E EQUIPE no suporte, auxílio e compreensão durante todos estes anos.

Agradeço ao GRUPO LEFORTE, pelo suporte, apoio e incentivo no ensino, pesquisa e educação.

Agradeço a toda BANCA avaliadora, presente na condução deste trabalho.

“No que diz respeito ao empenho, ao compromisso, ao esforço, à dedicação, não existe meio termo. Ou você faz uma coisa bem feita ou não faz”.

(Ayrton Senna)

Guerra RC. Avaliação das placas Medartis® “reco trauma” reconstrutivas 2.5 (edição Suíça limitada) e 2.5 reco em ressecções de mandíbulas atroficas, sob análise de meio de elementos finitos [tese de doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2021.

RESUMO

O objetivo do estudo foi a avaliação da resistência de placas reconstrutivas Medartis® AG RECO TRAUMA 2.5 edição limitada em relação as placas do sistema 2.5 convencionais em modelos virtuais de mandíbulas atroficas por meio de elementos finitos. O estudo foi delineado através da aquisição de imagens de tomografia computadorizada utilizando banco de dados da Faculdade de Odontologia de Araraquara, FOAr UNESP e confecção de modelos virtuais 3D. Estes modelos virtuais foram confeccionados e divididos em 4 grupos (n=1): G1- Mandíbula Atrófica placa standard; G2- Mandíbula Atrófica placa Merdatis®; G3- Mandíbula Atrófica com segmentação e placa standard; G4 - Mandíbula Atrófica com segmentação e placa Medartis®. Realizadas análises lineares de forças aplicadas no eixo horizontal das mandíbulas atroficas, bem com a análise vetorial das forças de ação dos grupos musculares da mastigação, que por meio de elementos finitos aforam analisadas as forças de resistência e estresse nas interfaces placa/mandíbula para verificar o estresse do material por meio de elementos finitos. Observou-se que o design da placa pode influenciar na resistência da mesma, não tendo relação com sua espessura e que a largura da placa normalmente é a determinante para diminuição das forças de tensão.

Palavras-chave: Mandíbula. Análise de elementos finitos. Fixadores internos. Fixação interna de fraturas. Arcada edêntula.

Guerra RC. Evaluation of the Medartis® "reco trauma" reconstructive plates 2.5 (limited Swiss edition) and 2.5 reco in atrophic mandibular resections under finite element analysis [thesis]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da Unesp; 2021.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the strength of the Medartis® AG RECO TRAUMA 2.5 limited edition reconstructive plates compared to conventional 2.5 system plates in virtual models of atrophic mandibles using finite elements. The study was designed through computed tomography image acquisition using the Araraquara School of Dentistry, FOAr UNESP as a database and preparation of 3D virtual models. These virtual models were made and divided into 4 groups (n=1): G1- Atrophic mandible with standard plate; G2- Atrophic mandible with Merdatis plate; G3- Atrophic mandible with segmentation and standard plate; G4 Atrophic mandible with segmentation and Medartis plate. We were then perform linear analysis of forces applied to the horizontal axis of the atrophic mandibles, as well as vectorial analysis of the action forces of the muscle groups of mastication, which by means of finite elements we will analyze resistance forces and stress in the plate/mandible interfaces to verify the stress of the material by means of finite elements. It was observed that the design of the plate can influence the plate's strength, unrelated to its thickness, and that the width of the plate is usually the determinant for decreasing tensile forces.

Keywords: Mandible. Finite element analysis. Internal fixators. Fracture fixation, internal. Jaw, edentulous.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Mandíbula atrofica - vista lateral.	35
Figura 2 - Mandíbula atrofica - vista superior.	35
Figura 3 - Mandíbula atrofica - vista frontal.	36
Figura 4 - Mandíbula atrofica segmentada - vista lateral.....	36
Figura 5 - Mandíbula atrofica segmentada - superior.....	37
Figura 6 - Mandíbula atrofica segmentada - vista frontal.	37
Figura 7 - Placa Medartis® - vista frontal:	38
Figura 8 - Placa Medartis® - vista lateral:	38
Figura 8.1 - Placa Medartis® - vista lateral:	39
Figura 9 - Placa Medartis® - vista antero-lateral:	39
Figura 10 - Placa recon standard - vista frontal:.....	40
Figura 11 - Placa recon standard - vista lateral:	40
Figura 12 - Placa recon standard - vista lateral:	41
Figura 13 - Placa recon standard - vista antero-lateral:.....	41
Figura 14 - Parafuso	42
Figura 15 - Placa Medartis® 2.0mm de espessura em mandíbula atrofica:	42
Figura 16 - Placa Medartis® de 2.0mm de espessura em mandíbula atrofica segmentada:	43
Figura 17 - Placa recon standard de 2.85mm de espessura em mandíbula atrofica:	43
Figura 18 - Placa recon standard de 2.85mm de espessura em mandíbula atrofica segmentada:	44
Figura 19 - Vetores de força em mandíbula atrofica:	44
Figura 20 - Vetores resultantes da ação muscular em mandíbula atrofica segmentada:	45
Figura 21 - Legenda referente aos vetores de forças em mandíbulas atroficas e mandíbulas atroficas segmentadas:	45
Figura 22 - Placa recon standart de 2.85 mm em mandíbula atrofica (Grupo 1)	48
Figura 23 - Distribuição da tensão sobre placa recon standard de 2.85 mm em mandíbula atrofica (Grupo 1).....	48
Figura 24 - Distribuição da tensão sobre placa recon standard de 2.85 mm em mandíbula atrofica (Grupo 1).....	49
Figura 25 - Distribuição da tensão sobre placa recon standart de 2.85 mm em mandíbula atrofica (Grupo 1).....	49

Figura 26 - Distribuição da tensão sobre placa recon standart de 2.85 mm em mandíbula atrófica (Grupo 1)	50
Figura 27 - Distribuição da tensão sobre placa recon standart de 2.85 mm em mandíbula atrófica (Grupo 1)	50
Figura 28 - Distribuição da tensão dos parafusos sobre placa recon standart de 2.85 mm em mandíbula atrófica (Grupo 1)	51
Figura 29 - Placa Medartis® 2.0 mm em mandíbula atrófica (Grupo 2)	52
Figura 30 - Distribuição da tensão sobre placa Medartis® 2.0 mm em mandíbula atrófica (Grupo 2)	52
Figura 31 - Distribuição da tensão sobre placa Medartis® 2.0 mm em mandíbula atrófica (Grupo 2)	53
Figura 32 - Distribuição da tensão sobre placa Medartis® 2.0 mm em mandíbula atrófica (Grupo 2)	53
Figura 33 - Distribuição da tensão dos parafusos sobre placa Medartis® de 2.0 mm em mandíbula atrófica (Grupo 2)	54
Figura 34 - Placa recon standart de 2.85 mm em mandíbula atrófica segmentada (Grupo 3):	56
Figura 35 - Distribuição da tensão sobre placa recon standart de 2.85 mm em mandíbula atrófica segmentada (Grupo 3)	56
Figura 36 - Distribuição da tensão sobre placa recon standart de 2.85 mm em mandíbula atrófica segmentada (Grupo 3)	57
Figura 37 - Distribuição da tensão sobre placa recon standart de 2.85 mm em mandíbula atrófica segmentada (Grupo 3)	57
Figura 38 - Distribuição da tensão sobre placa recon standart de 2.85 mm em mandíbula atrófica segmentada (Grupo 3)	58
Figura 39 - Distribuição da tensão sobre placa recon standart de 2.85 mm em mandíbula atrófica segmentada (Grupo 3)	58
Figura 40 - Distribuição da tensão dos parafusos sobre placa recon standart de 2.85 mm em mandíbula atrófica segmentada (Grupo 3):	59
Figura 41 - Placa Medartis® 2.0 mm em mandíbula atrófica segmentada (Grupo 4):	60
Figura 42 - Distribuição da tensão sobre placa Medartis® 2.0 mm em mandíbula atrófica segmentada (Grupo 4)	60
Figura 43 - Distribuição da tensão sobre placa Medartis® 2.0 mm em mandíbula atrófica segmentada (Grupo 4)	61
Figura 44 - Distribuição da tensão sobre placa Medartis® 2.0 mm em mandíbula atrófica segmentada (Grupo 4)	61
Figura 45 - Distribuição da tensão sobre placa Medartis® 2.0 mm em mandíbula atrófica segmentada (Grupo 4)	61
Figura 46 - Distribuição da tensão dos parafusos sobre placa Medartis® de 2.0 mm em mandíbula atrófica segmentada (Grupo 4)	62

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Comportamento das placas e parafusos estabilizando mandíbula atrófica, em Mpa (Grupo 2).....	54
Gráfico 2 - Comportamento das placas e parafusos estabilizando mandíbula atrófica segmentada, em Mpa (Grupo 4).....	62
Gráfico 3 - Relação entre a placa e parafuso:	63

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Propriedades	31
Tabela 2 - Valores obtidos com a placa recon standart de 2.85 mm em mandíbula atrófica (Grupo 1). Araraquara 2019.....	47
Tabela 3 - Valores obtidos com a placa Medartis® de 2.0 mm em mandíbula atrófica (Grupo 2). Araraquara 2019.....	51
Tabela 4 - Valores obtidos com a placa recon standard de 2.85 mm em mandíbula atrófica segmentada (Grupo 3). Araraquara 2019	55
Tabela 5 - Valores obtidos com a placa medartis de 2.0 mm em mandíbula atrófica segmentada (Grupo 4). Araraquara 2019	59

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
2 PROPOSIÇÃO	19
2.1 Objetivo Geral	19
2.2 Objetivo Específico	19
3 REVISÃO DA LITERATURA	21
4 MATERIAL E MÉTODO	31
4.1 Desenvolvimento e Construção de Modelo Tridimensional.....	31
4.2 Análise Elementos Finitos	32
4.2.1 Avaliar as áreas de resistência e fragilidade das placas de reconstrução, e placas Medartis® Mandibular RECO TRAUMA e Reconstructiva convencionais (standard) 2.5 RECO em elementos finitos.....	33
4.2.2 Determinação das regiões anatômicas de resistência e fragilidade.....	33
4.2.3 Análise em elementos finitos das placas reconstitutivas convencionais e de edição limitada após incidência de forças mastigatórias.	33
4.2.4 Determinar a relação do defeito anatômico	34
4.2.5 Softwares.....	34
4.3 Modelos Virtuais Confeccionados	35
4.3.1 Mandíbula atrófica	35
4.3.2 Mandíbula atrófica segmentada	36
4.4 Placas	38
4.4.1 Placa Medartis® - espessura 2.0mm	38
4.4.2 Placa Recon standard - espessura 2,85mm.....	40
4.5 Parafusos	42
4.6 Montagens dos Sistemas.....	42
4.7 Modelos e Vetores de Força	44
4.8 Análise de Elementos Finitos	46
5 RESULTADOS	47

5.1 Mandíbula Atrófica - Placa Recon Standard (Grupo 1)	47
5.2 Mandíbula Atrófica - Placa Medartis® (Grupo 2)	51
5.3 Mandíbula Atrófica Segmentada - Placa Recon Standard (Grupo 3).....	55
5.4 Mandíbula Atrófica Segmentada - Placa Medartis® (Grupo 4)	59
 6 DISCUSSÃO	 64
 7 CONCLUSÃO.....	 71
 REFERÊNCIAS.....	 71
 ANEXO A - PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP.....	 77

1 INTRODUÇÃO

Defeitos segmentares da mandíbula estão presentes na rotina do cirurgião bucomaxilo facial e podem ser resultantes de lesões ósseas (malignas ou benignas), traumas ou infecções. Dependendo da localização e extensão do defeito ósseo, sequelas funcionais e/ou estéticas são esperadas, podendo incluir dificuldade de fala, mastigação, deglutição e respiração. Além dos prejuízos anatômicos e funcionais, os danos psicossociais podem 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 exibem as melhores taxas de sucesso e representam atualmente o tratamento de escolha. No entanto, pacientes com comprometimento sistêmico podem não estarem aptos a serem submetidos a cirurgia de grandes proporções, de maior duração e com necessidade de um segundo sítio cirúrgico (doador), o que acarretaria maior morbidade do procedimento^{2,3,4}.

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 parafusos⁷.

Há uma alta taxa de falha associada a estabilização do defeito ósseo apenas com placas e parafusos de titânio, incluindo exposição do material de fixação, parafusos soltos e fratura da placa⁷. 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^{8,9,10,11,12}.

Desta forma, parece lógico evitar forças de tensão e estresse ao redor de componentes específicos da placa e dos parafusos, que podem alterar a estabilidade e integridade do material de fixação a longo prazo. Ainda, a distribuição dos componentes devem ser avaliadas e modificadas a depender do tipo e tamanho do defeito a ser tratado, mantendo um desenho que atenda o 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 torna-se 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 mandibular¹⁴.

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 e permite uma análise mecânica aprofundada, que seria difícil de ser alcançada por outros meios.

Assim, embora as técnicas que permitem a enxertia de áreas ressecadas sejam consideradas o tratamento de escolha, existem complicações e limitações inerentes à técnica e morbidade pós-operatória quando associado a um enxerto autólogo. A utilização de placas de reconstrução isoladamente representa ainda uma alternativa quando existem condições locais ou sistêmicas que contra indiquem a reconstrução primária¹⁵.

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 PROPOSIÇÃO

Os procedimentos para reconstrução e manutenção do contorno e forma mandibular fazem parte da rotina em cirurgia maxilofacial. Embora técnicas que permitam a enxertia de áreas ressecadas sejam consideradas o padrão-ouro, existem complicações e limitações inerentes à técnica e morbidade pós-operatória quando associadas a ressecções e reconstruções em mandíbulas atróficas. Portanto as placas reconstrutivas MEDARTIS® RECO TRAUMA e 2.5 RECO convencionais são importantes para desenvolvimento do contorno e perímetro mandibular.

Entretanto, seu uso está associado a um número relativamente alto de complicações e o manejo clínico possui alto nível de complexidade, aumentando o tempo clínico da intervenção cirúrgica e dificultando a adaptação ideal do material. Procurando lidar com estas dificuldades, diversos desenhos de placas têm sido disponibilizados no mercado, bem como modelos, 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.

2.1 Objetivo Geral

Avaliar a resistência a fratura das placas de reconstrução Medartis® Mandibular TRAUMA em diferentes condições de reconstrução mandibular.

Hipótese Nula (H0)

Não existe diferença na resistência a fratura entre placas MEDARTIS® RECO 2.5 e MEDARTIS RECO® 2.5 *new release*, submetidas em diferentes situações de reconstrução mandibular.

Hipótese Alternativa (H1)

Existe diferença em relação as resistências das placas.

2.2 Objetivo Específico

- a) avaliar as regiões de fragilidade das placas de reconstrução Medartis® Mandibular RECO TRAUMA 2.5;

- b) estudo Comparativo com placas 2.5 Medartis® RECO convencionais;
- c) relacionar áreas de fragilidade com regiões anatômicas de incidência de forças;
- d) determinar a qualidade de resistência a força empregada na mandíbula após utilização das diferentes placas.

3 REVISÃO DA LITERATURA

O tratamento de grandes defeitos mandibulares é um procedimento cirúrgico radical, como por exemplo as ressecções mandibulares, que podem ser marginal, em que mantém a continuidade das bordas posteriores e inferiores da mandíbula segmentar, em que um segmento é removido sem manter a continuidade do osso; hemi-mandibulectomia e mandibulectomia total com desarticulação do côndilo¹⁶.

A escolha do planejamento baseia-se, dentre vários motivos, na extensão da lesão. A ressecção parcial ou segmentar acarreta alterações funcionais importantes e defeitos na continuidade, no contorno mandibular por remover extensas áreas. Porém, essas situações vêm sendo minimizadas pelo uso de placas de titânio de reconstrução¹⁷.

As reconstruções podem ser imediatas, ou seja, uso de uma placa de reconstrução associada à interposição de enxerto ósseo, ou em outro tempo cirúrgico, também chamadas de secundárias, em que a instalação da placa de reconstrução é feita em um primeiro tempo cirúrgico e, então, em um segundo tempo operatório, é realizada a interposição do enxerto¹⁸.

Ao planejar uma cirurgia reconstrutiva complexa utilizando reconstruções autógenas de ossos ou tecidos, muitas vezes não é possível reproduzir contornos faciais complexos com placas e malhas de estoque. Estas placas são concebidas para o paciente "padrão", e são fornecidas como placas metálicas retas ou ligeiramente contornadas com orifícios de parafusos de retenção pré-formados apenas em formas e tamanhos genéricos. Durante a cirurgia, o cirurgião pode ter de passar um tempo considerável para dobrar e a moldar a placa para adaptar ao contorno do osso do paciente. A utilização de placas de estoque em procedimentos cirúrgicos simples oferece bons resultados. Em casos complexos, no entanto, as placas de estoque necessitam frequentemente de ajuste anatômico que pode ser ultrapassado através da utilização de placas customizadas para o paciente. A prototipagem rápida oferece placas específicas para o paciente, portanto confecção de placas de reconstrução utilizando os dados de imagem clínica do paciente¹⁹.

A experiência clínica e a literatura têm demonstrado que as placas de reconstrução de titânio atualmente utilizadas para defeitos mandibulares, disponíveis comercialmente, estão frequentemente sujeitas a estresse excessivo que podem levar a fraturas por fadiga²⁰. Um método para mensurar as fraturas por fadiga é a utilização

da análise pré-operatória de elementos finitos que permite uma análise fiel de possíveis fatores de estresse²¹.

A análise de elementos finitos (AEF) é uma forma de análise matemática, que se fundamenta na divisão de um domínio em pequenas áreas, denominado de elementos finitos. A essa divisão dá-se o nome de “malha”. A malha é composta por arestas (faces) e nós (pontos de intersecção das arestas). Portanto, ao buscar uma função que obedeça às condições para todo o domínio, agora essas funções devem ser estabelecidas em cada elemento (arestas e nós), assim é montado um funcional em cada elemento, cuja soma produz o funcional do domínio completo sobre toda a malha. No geral, o AEF possui a capacidade de modelar matematicamente estruturas, tornando-se possível a aplicação de forças em qualquer ponto e/ou direção. Dessa forma, conseguem-se dados sobre a deformação e o grau de tensão inicial²².

Kimura et al.²³ avaliaram por meio da AEF a melhor disposição dos 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.

Em relação a influência do desenho da placa e da espessura dos parafusos, Knoll et al.²⁴ utilizaram placas de reconstrução 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.

Em um tratamento oncológico, Markwardt et al.²⁵ acompanharam 60 pacientes submetidos a ressecção mandibular ao longo de um período de 10 anos. Os autores reportaram as complicações observadas tais como fratura da placa, parafuso ou afrouxamento da placa, e/ou exposição intra oral ou extra-oral no uso de placas de reconstrução, a maior taxa de complicação foi 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 a 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.²⁶ 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 onde incidiram 12 das 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.

Já Wu et al.²⁷ 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.

Quanto ao comportamento das placas do sistema 2.0, Vajgel et al.⁷ utilizaram a AEF para simular o comportamento dessas placas 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.²⁸ 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.²⁹ utilizaram 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 reparo óssea, quantidades controladas de força devem incidir sobre o osso mandibular, de forma que a placa não deve ser extremamente rígida.

Através da análise de elementos finitos, Li et al.³⁰ verificaram a 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 satisfatória das cargas mastigatórias.

Um estudo realizado por Narra et al.²⁰ no qual foram empregados 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.³¹ 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 10 mm 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.

A comparação através de AEF entre uma placa reta e uma placa de reconstrução sinuosa utilizada para reconstruir um defeito segmentar de mandíbula foi realizada por Al-Ahmari et al.³², os autores concluíram que a placa reta apresenta 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.¹⁷ 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.

A comparação entre as propriedades biomecânicas de placas de reconstrução de titânio com placas porosas de NiTi, por meio de AEF foram realizadas por Jahadakbar et al.³³, os autores geraram modelos segmentados a partir de uma tomografia computadorizada e reproduziram 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.³³

Sanal et al.³⁴ 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 valores de tensão nas placas de reconstrução são diretamente proporcionais ao tamanho da ressecção e à configuração dos parafusos. A maior tensão é observada nos parafusos mais próximos da ressecção e o estresse é gradualmente diminuído para mais longe do borda de ressecção. Portanto, é muito importante colocar um parafuso adjacente à borda da ressecção.

A avaliação do comportamento de uma placa customizada em comparação com uma placa reta sem qualquer tipo de individualização foi realizada por Gutwald et al.¹⁸ 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.

Merema et al.³⁵ avaliaram um total de oito pacientes que já tinham sido submetidos à reconstrução de uma ressecção mandibular ou estavam programados

para se submeterem a uma ressecção. Dos 8 paciente, 5 pacientes requeriam tratamento primário de tumores e 3 pacientes substituição de uma placa de reconstrução convencional mecanicamente falhada. Esta última consistia em dois pacientes com uma placa de reconstrução convencional fraturada de 2.7 e um paciente com parafusos soltos, causando afrouxamento dos parafusos convencionais e dos parafusos de bloqueio. Os resultados da AEF mostraram que o máximo de tensão von Mises em todos as placas reconstrutiva convencionais analisadas excederam a sua resistência ao rendimento de 42% até 153%, indicando que ocorreria deformação plástica em aplicando a caixa de carga. As placas não voltariam, portanto, a sua forma original após o carregamento.

Um estudo retrospectivo conduzido por Bak et al.³⁶ 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 reconstruídos.

Em um trabalho realizado por Wong et al.³⁷ no qual 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 reabordagem cirúrgica mais altas foram encontradas quando houver envolvimento da porção anterior da mandíbula (52,2%). Não houve diferença estatisticamente significante 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.

Em outro estudo realizado por Martola et al.³⁸ 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 as 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 consideraram 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.

Já na avaliação de Disher et al.³⁹ no qual foram examinados 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. A complicação mais comum é a exposição da placa, com uma taxa em torno de 38%. 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.

No estudo de Irish et al.⁴⁰ 51 pacientes foram submetidos à ressecção segmentar de mandíbula e tratados com o uso de placas de reconstrução. Apenas dois pacientes receberam enxertos ósseos. Foi constatada uma taxa de falha de 24%, o que significou a necessidade de uma nova abordagem cirúrgica, a exposição e fratura da placa foram as falhas mais comuns e mais frequentes nos grandes defeitos. Não foi encontrada relação com a realização de radioterapia na região operada. A utilização das 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.

Em um estudo retrospectivo, Arden et al.⁴¹ 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.

Na série de 21 casos relatados por Spencer et al.⁴² em foram utilizados placas de titânio para estabilização mandibular após excisão de tumores, no qual 17 deles foram diagnosticados como tumores malignos. A taxa de sucesso reportada foi de

71%, com acompanhamento variando de 7-53 meses. A maioria das falhas ocorreram 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 especial das estruturas mandibulares remanescentes após cirurgia ablativa.

Em um estudo retrospectivo Yi et al.⁴³ avaliaram 68 pacientes com a finalidade de para analisar 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.

Em um estudo experimental Haug et al.⁴⁴ utilizaram mandíbulas de poliuretano e 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.

Já um estudo retrospectivo Shibahara et al.⁴⁵ avaliaram 110 pacientes submetidos a ressecção segmentar e a utilização de placas de reconstrução. Os autores avaliaram extensão do tumor, localização anatômica da reconstrução, tipo de placa, uso de radioterapia ou retalho cirúrgico (ou ambos), 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 residual⁴⁵.

Para Martola et al.³⁸ em estudo conduzido em animais, avaliaram os motivos associados as 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.

Em uma revisão de literatura realizada por Goh et al.⁴⁶ apresentaram 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.¹ 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 foi 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.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Desenvolvimento e Construção de Modelo Tridimensional

Desenvolvimento e construção de modelo tridimensional de mandíbula, para simulação dos métodos de elementos finitos, a partir de imagens tomográficas de paciente avaliado com prognóstico de ressecção mandibular, oriundo do departamento Diagnóstico e Cirurgia da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP e confecção de modelos de mandíbulas atrofica e ressecada em região de corpo mandibular os dados referentes as propriedades dos materiais analisados serão replicados de acordo com a literatura e estão expressos na Tabela 1.

Obtenção das imagens tridimensionais das placas Medartis® Mandibular TRAUMA RECO (Switzerland limited release) e 2.5 RECO convencionais (Basel, Suíça).

Tabela 1 - Propriedades

Propriedades dos Materiais	Corpo	Ângulo	Ramo	Medular	Titanium
Ex	21.728	23.793	24.607	1.500	11.000
Ey	12.700	12.757	12.971	1.500	11.000
Ez	17.828	19.014	18.357	1.500	11.000
Vxy	0.45	0.41	0.38	0.3	0.34
Vyz	0.2	0.22	0.23	0.3	0.34
Vxz	0.34	0.3	0.28	0.3	0.34
Gxt	5.533	5.493	5.386	//	//
Gyz	5.083	4.986	5.014	//	//
Gxz	7.450	7.579	5.014	//	

E, Young's modulus (elasticidade); V, Poisson's ratio (deformação); G, Shear modulus.

Fonte: Elaboração própria.

Os ensaios e análises de elementos finitos serão realizados no *TRMC Technology*, centro de tecnologia em Rio Claro, São Paulo, Brasil, utilizando os softwares específicos. Para modelagem das placas utilizou-se Geomagic Freeform Plus (3DSystems, Inc/Rock Hill, SC, EUA). E para simulação em elementos finitos

utilizou-se o software Abaqus/CAE 2019 (Dassault Systèmes Simulia Corp., Johnston, RI, USA).

A mandíbula de um paciente, sem anormalidades foi selecionada do banco de dados de tomografias disponíveis da Faculdade de Odontologia de Araraquara-FOAr UNESP. As imagens disponíveis foram capturadas em plano axial com intervalos de 01mm para cada corte sequencial e espaçamento entre os cortes.

O processamento do modelo tridimensional de mandíbula atrófica foi construído utilizando o software, gerando imagens previamente adquiridas por meio de cortes tomográficos de mandíbula atrófica de 10mm de altura, na qual já foi autorizado através de dispensa de termo de consentimento e aprovado pelo Comitê de Ética e pesquisa em humanos através da plataforma Brasil (ANEXO). Estes dados foram exportados para o programa de análises na qual foi construída uma malha tetraédrica com uso de 92 elementos finitos. Os materiais simulados são elásticos, isotrópicos, lineares e homogêneos, o que permite a avaliação das características mecânicas da mandíbula.

Foi desconsiderado o fator modelagem manual de ambas as placas, uma vez que a análise está sendo feita em modelos matemáticos e modelagem de forma digital do software, portanto ambas as placas possuem a mesma função.

Para impedir a translação do modelo mandibular quando simuladas as forças mastigatórias, os côndilos foram fixados.

4.2 Análise Elementos Finitos

Para simulação das forças mastigatórias, uma carga de 300N foi direcionada, perpendicular ao plano horizontal da mandíbula. Forças vetoriais paralelas simularam os músculos envolvidos na mastigação (masseter, temporal, pterigoideo medial, ventre anterior do digástrico). As origens e direções de cada músculo, bem como os vetores de força e as magnitudes destas foram considerados de acordo com a literatura vigente.

Uma vez definidos estes parâmetros, realizou-se a análise dos elementos finitos, verificando a distribuição de forças sobre as placas, parafusos e estrutura óssea.

Foram realizadas análises linear de dissipação de carga/força nos modelos.

4.2.1 Avaliar as áreas de resistência e fragilidade das placas de reconstrução, e placas Medartis® Mandibular RECO TRAUMA e Reconstructiva convencionais (standard) 2.5 RECO em elementos finitos.

Foi avaliado, por meio de análise de resistência a forças de mastigação as placas reconstitutivas em mandíbulas atróficas, mandíbulas ressecadas com e sem enxertia tendo o N=1 para cada grupo abaixo.

G1 - Mandíbula Atróficas com placa standard. (altura entre a base e processo alveolar menor que 10mm) (N=1).

G2 - Mandíbula Atróficas placa Medartis® (altura entre a base e processo alveolar menor que 10mm) (N=1).

G3 - Mandíbula atrófica e defeito segmentar em corpo mandibular sem enxerto associado com placa Standard (defeito ósseo de 5cm) (N=1).

G4 - Mandíbula atrófica e defeito segmentar em corpo mandibular sem enxerto associado com placa Medartis® (defeito ósseo de 5cm) (N=1).

As placas de reconstrução modelo RECO TRAUMA (Edição limitada disponível apenas na Suíça) Medartis® e placas 2.5 RECO Medartis® foram modeladas para se adaptar perfeitamente ao contorno externo da mandíbula projetada. As mesmas se estenderam sobre o defeito segmentar realizado, garantindo a fixação através de parafusos bicorticais em cada segmento, com o parafuso mais próximo do defeito localizado 10mm distante da ressecção.

4.2.2 Determinação das regiões anatômicas de resistência e fragilidade.

Através de cargas mastigatórias dissipadas nos modelos de estudo virtual e 3D, verificando as regiões anatômicas de maior resistência e fragilidade quando comparadas com placas reconstitutivas convencionais.

4.2.3 Análise em elementos finitos das placas reconstitutivas convencionais e de edição limitada após incidência de forças mastigatórias.

A avaliação em elementos finitos das áreas de resistência e fragilidade comparado as áreas anatômicas entre as placas de reconstrução.

- a) deformação da placa;
- b) força sobre a placa - fratura;
- c) Von Misses Stress.

4.2.4 Determinar a relação do defeito anatômico

Relacionar neste estudo, a influência dos defeitos anatômicos e sua importância na reconstrução e reabilitação mandibular com o uso de placas reconstrutivas convencionais e placas edição limitada da RECO TRAUMA Medartis® (Edição limitada Suíça).

4.2.5 Softwares

1. modelagem das Placas: Geomagic Freeform Plus (3Dsystems, Inc / Rock Hill, SC, EUA);

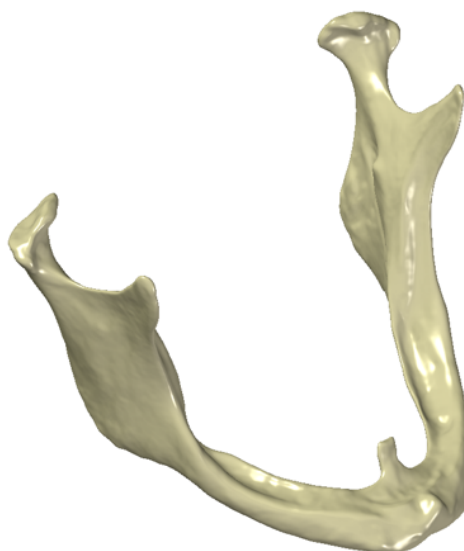
“O processamento do modelo tridimensional de mandíbula atrofica foi construído utilizando o software geomagic freeform plus (3dsystems, inc / rock hill, sc, eua)”

2. para simulação em elementos finitos: Abaqus/CAE 2019 (Dassault Systèmes Simulia Corp., Johnston, RI, USA).

4.3 Modelos Virtuais Confeccionados

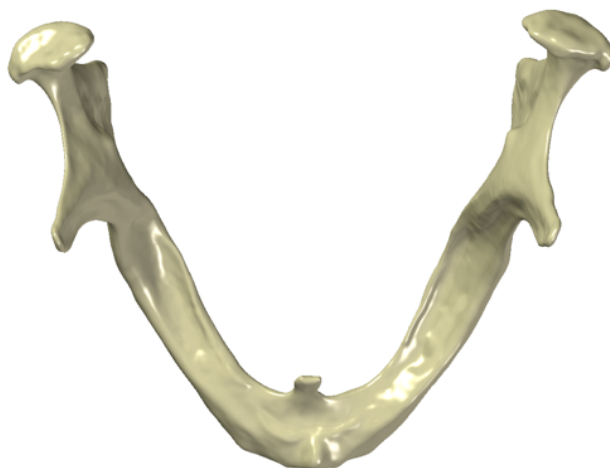
4.3.1 Mandíbula atrófica

Figura 1 - Mandíbula atrófica - vista lateral



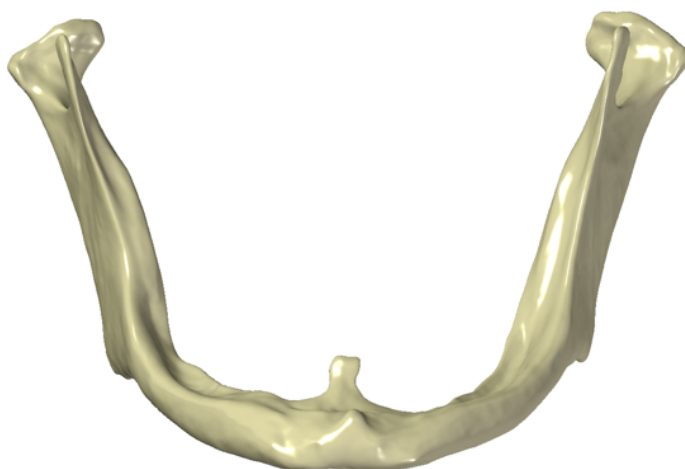
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 2 - Mandíbula atrófica - vista superior



Fonte: Arquivo pessoal do autor

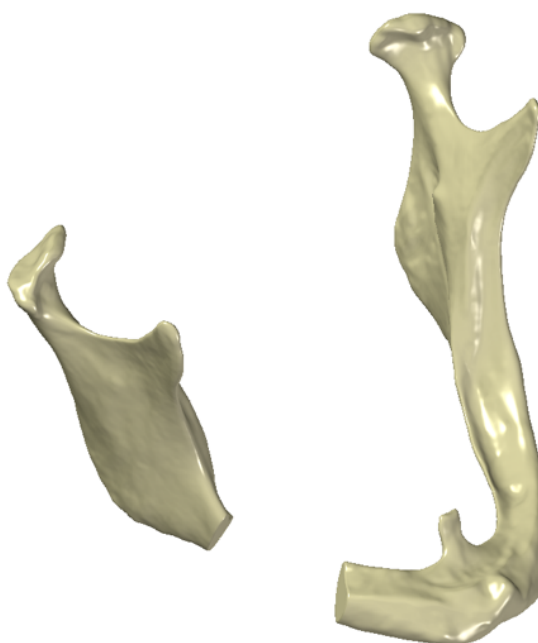
Figura 3 - Mandíbula atrófica - vista frontal



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

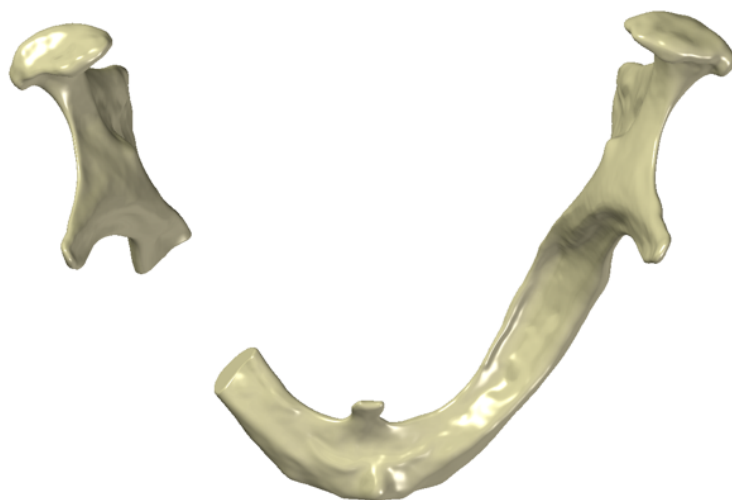
4.3.2 Mandíbula atrófica segmentada

Figura 4 - Mandíbula atrófica segmentada - vista lateral



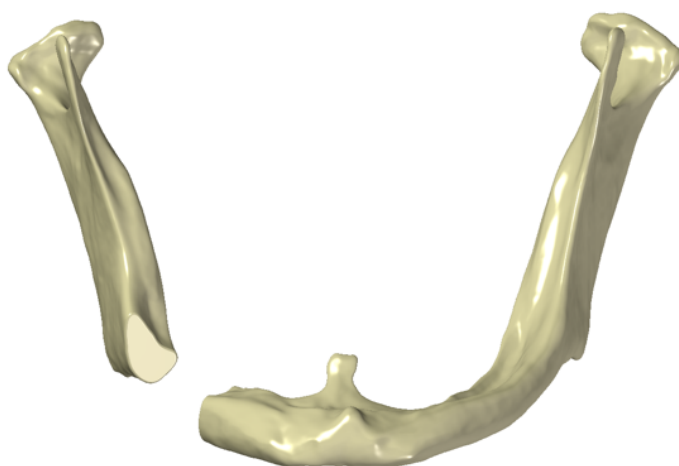
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 5 - Mandíbula atrófica segmentada - superior



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 6 - Mandíbula atrófica segmentada - vista frontal

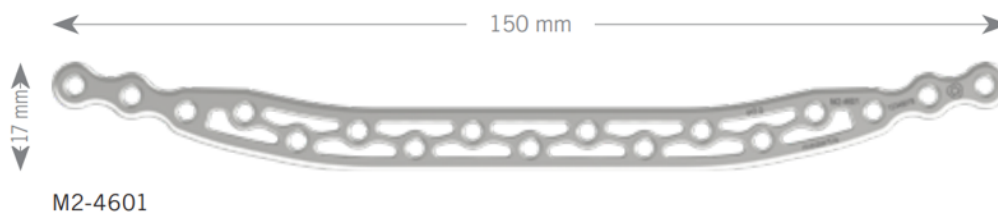


Fonte: Arquivo pessoal do autor.

4.4 Placas

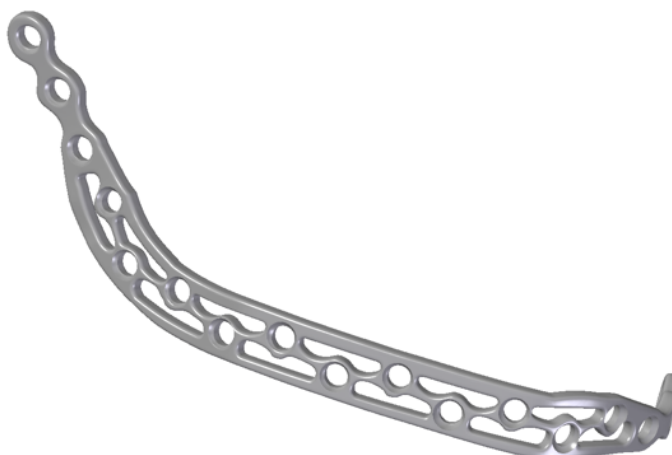
4.4.1 Placa Medartis® - espessura 2.0mm

Figura 7 - Placa Medartis® - vista frontal



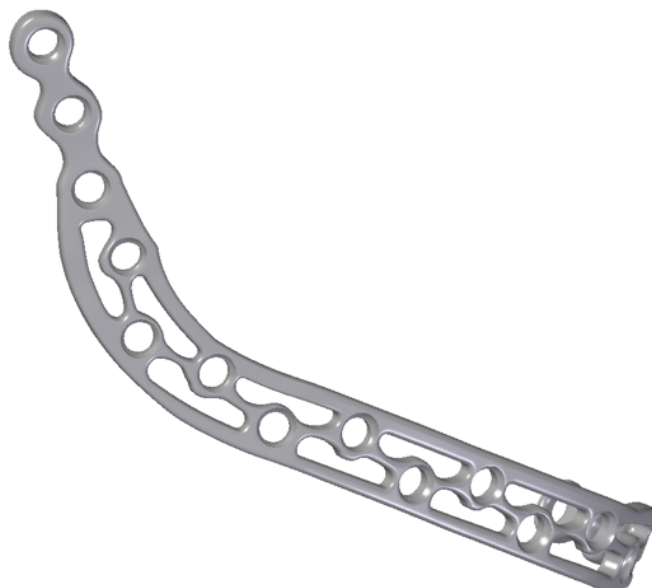
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 8 - Placa Medartis® - vista lateral



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 8.1 - Placa Medartis® - vista lateral



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

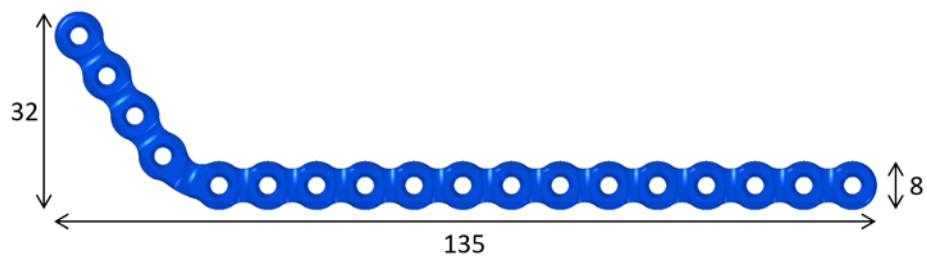
Figura 9 - Placa Medartis® - vista antero-lateral



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

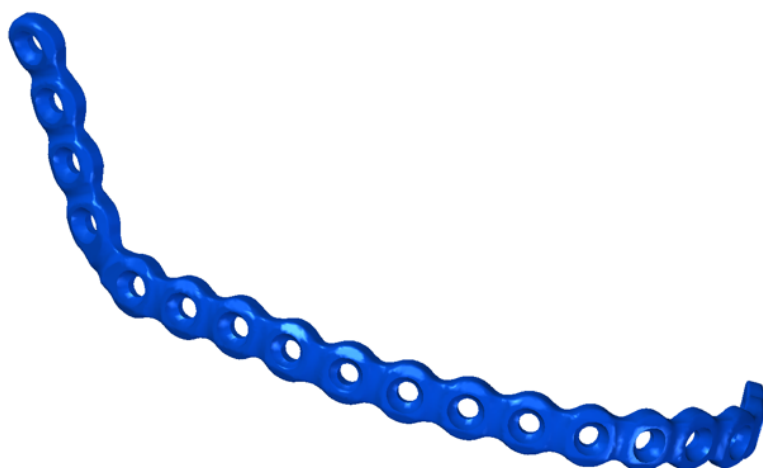
4.4.2 Placa Recon standard - espessura 2,85mm

Figura 10 - Placa recon standard - vista frontal



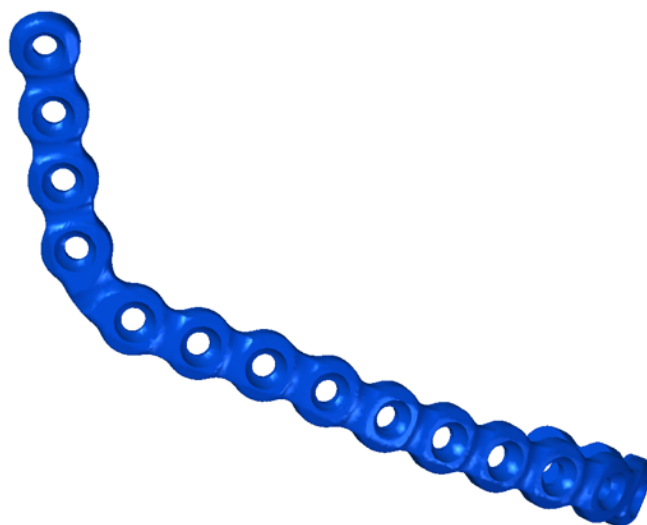
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 11 - Placa recon standard - vista lateral



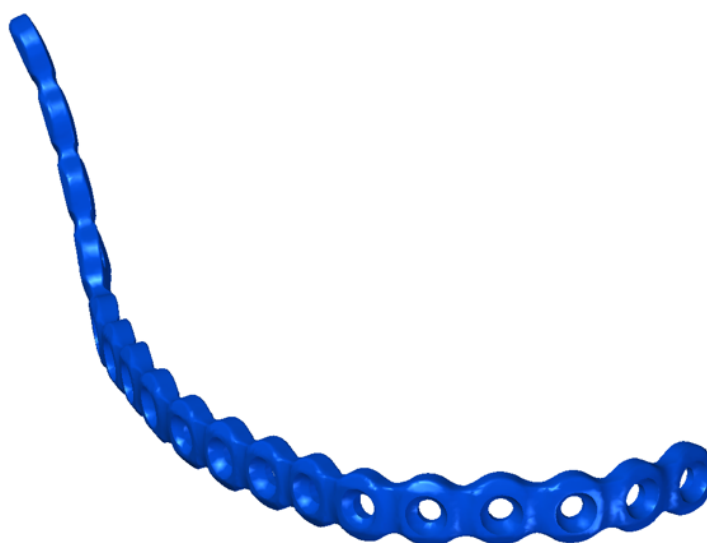
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 12 - Placa recon standard - vista lateral



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

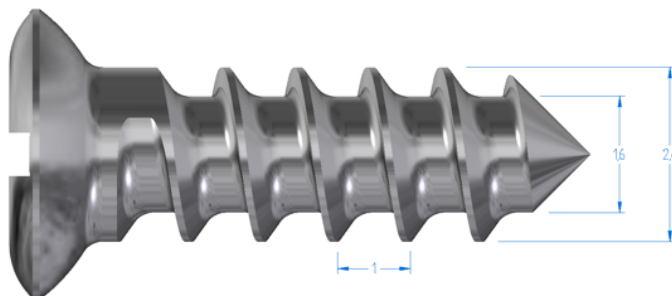
Figura 13 - Placa recon standard - vista antero-lateral



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

4.5 Parafusos

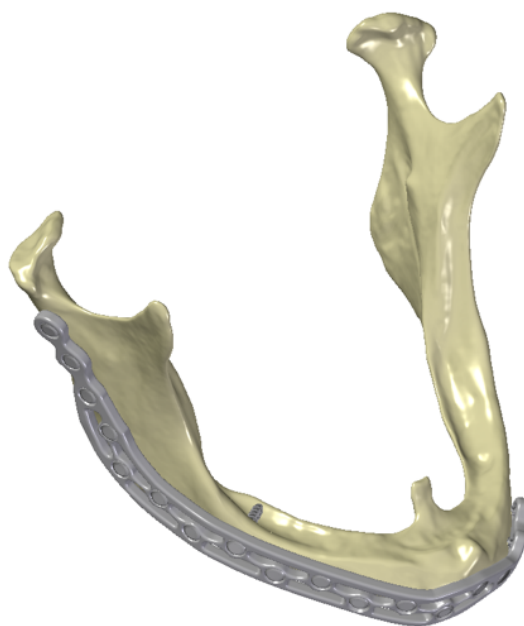
Figura 14 - Parafuso



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

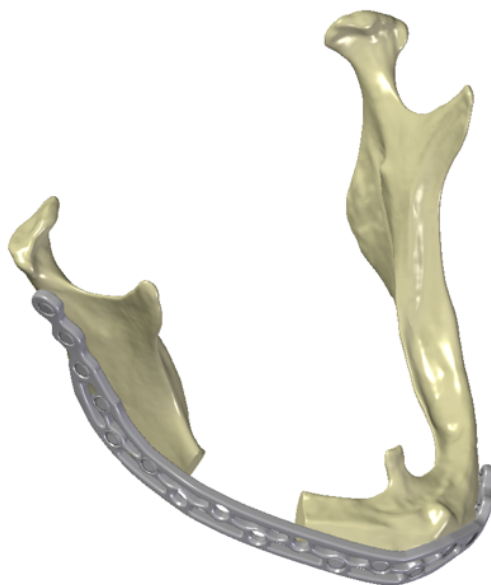
4.6 Montagens dos Sistemas

Figura 15 - Placa Medartis® 2.0mm de espessura em mandíbula atrófica



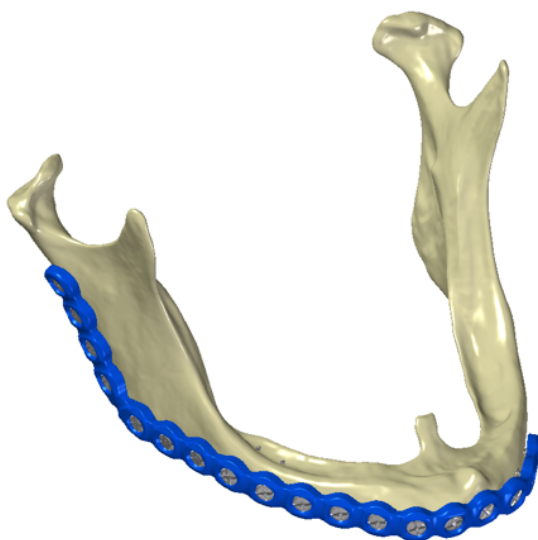
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 16 - Placa Medartis® de 2.0mm de espessura em mandíbula atrofica segmentada



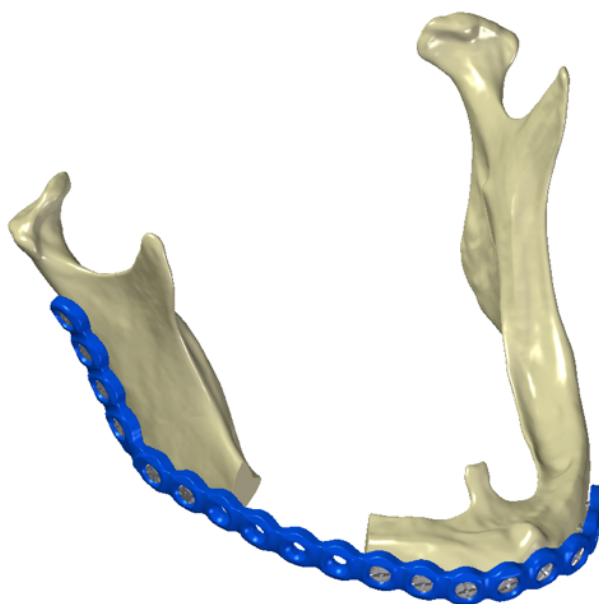
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 17 - Placa recon standard de 2.85mm de espessura em mandíbula atrofica



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

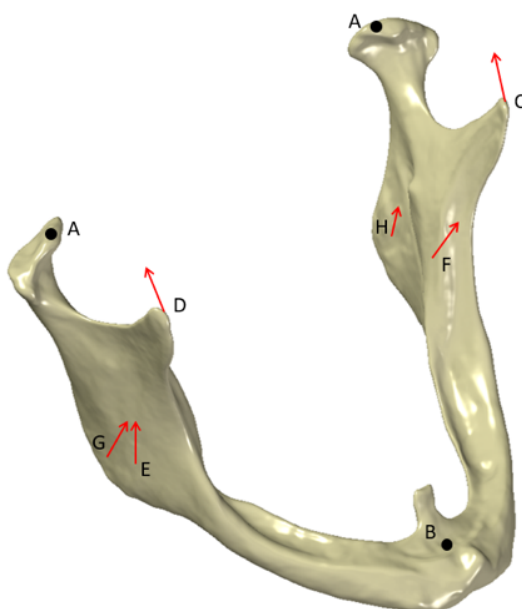
Figura 18 - Placa recon standard de 2.85mm de espessura em mandíbula atrófica segmentada



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

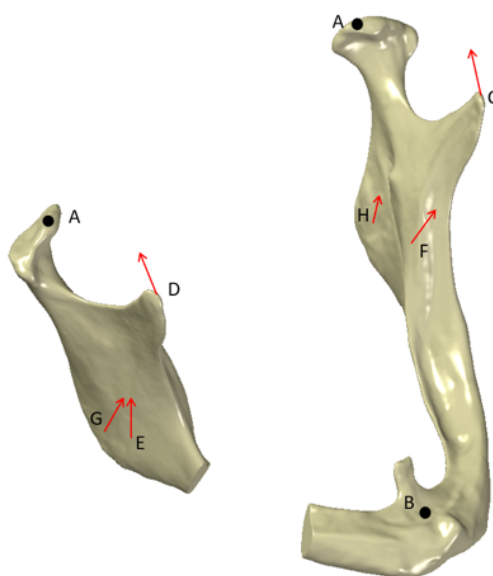
4.7 Modelos e Vetores de Força

Figura 19 - Vetores de força em mandíbula atrófica



Fonte: Arquivo pessoal do autor

Figura 20 - Vetores resultantes da ação muscular em mandíbula atrófica segmentada



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 21 - Legenda referente aos vetores de forças em mandíbulas atróficas e mandíbulas atróficas segmentadas

- A** Apoios Condilares
- B** Apoio na região do Incisivo
- C** Força Temporal Esquerdo
- D** Força Temporal Direito
- E** Força Masseter Esquerdo
- F** Força Masseter Direito
- G** Força Pterigoide Esquerdo
- H** Força Pterigoide Direito

Fonte: Arquivo pessoal do autor.

4.8 Análise de Elementos Finitos

Para simulação das forças, reações e tensões envolvidas no processo de reabilitação total dos movimentos da mandíbula atrofica em um paciente submetido a reconstrução mandibular, foram utilizados os vetores de forças correspondentes aos 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 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)³⁴.

Para replicar de forma simulada as condições de contato e graus de liberdade do modelo mandibular enquanto eram simuladas as forças sobre os modelos tridimensionais construídos, os modelos foram engastados (fixados), através dos côndilos, nos três planos espaciais (X, Y e Z), admitindo apenas movimentos condilares rotacionais bilaterais e independentes no eixo Y. No ato da oclusão, os dentes se tornam pontos de apoios, desta forma, os modelos foram engastados na região dos incisivos centrais, travando o modelo em translação e rotação naquele ponto, tal região escolhida por estar mais distante dos ponto de aplicação das força musculares estudadas no movimento oclusal, de maneira a avaliar opção a mais crítica.

Após estabelecimento destes parâmetros, por meio do software Abaqus/CAE 2019 (Dassault Systèmes Simulia Corp., Johnston, RI, USA), foi realizada a análise dos elementos finitos, verificando a distribuição das tensões por meio de Escala de Von Mises sobre as placas e parafusos. Os valores obtidos foram mensurados em Megapascal (Mpa).

5 RESULTADOS

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

5.1 Mandíbula Atrófica - Placa Recon Standard (Grupo 1)

Na mandíbula atrófica completa, a análise da placa de reconstrução onde se tem as inserções de parafusos alinhadas ao longo da linha média da placa, vemos que a geometria da mandíbula tem uma parcela significativa na distribuição das tensões, de forma que a maior concentração de tensão na placa se dá na região onde a mandíbula tem a menor seção transversal, ou seja, na região posterior de corpo mandibular. Pode-se observar a imagem de maior tensão evidenciada na placa através da coloração avermelhada, conforme ilustra a Figura 25 e em maior aumento na Figura 27. Logo, nos parafusos, por a mandíbula atrófica completa se tratar de uma estrutura única, a maior concentração de tensão se dá no parafusos inseridos nas extremidades da placa, uma vez que as tensões são distribuídas ao longo da placa que tende a ter o maior deslocamento nas extremidades (Figura 28).

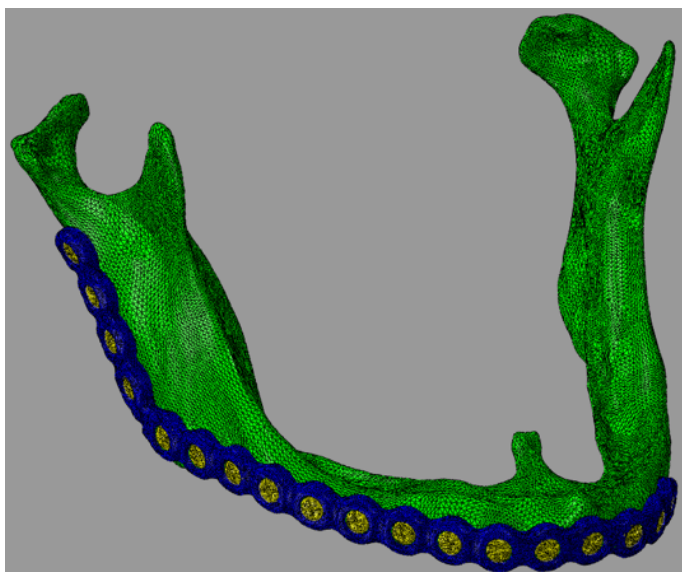
Tabela 2 - Valores obtidos com a placa recon standart de 2.85 mm em mandíbula atrófica (Grupo 1). Araraquara 2019.

Von Mises - Máximo (MPa)	
Placa 2.85 mm	244,2
Parafusos	621,6

MPa- Mega Pascal

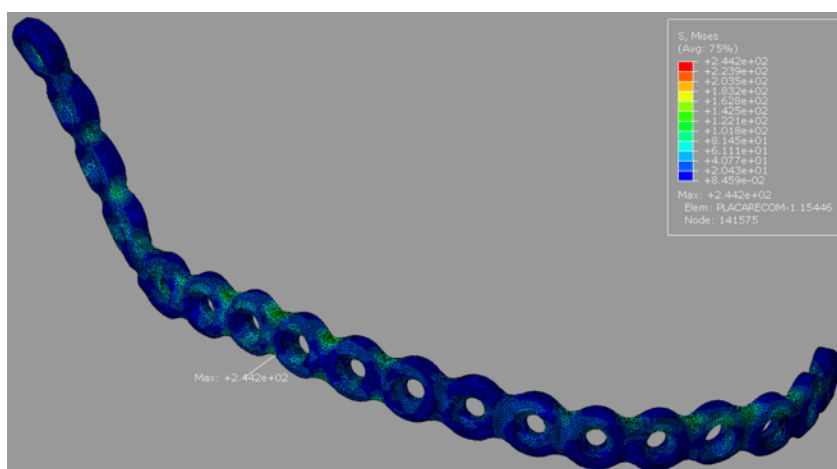
Fonte: Arquivo pessoal do autor

Figura 22 - Placa recon standart de 2.85 mm em mandíbula atrófica (Grupo 1)



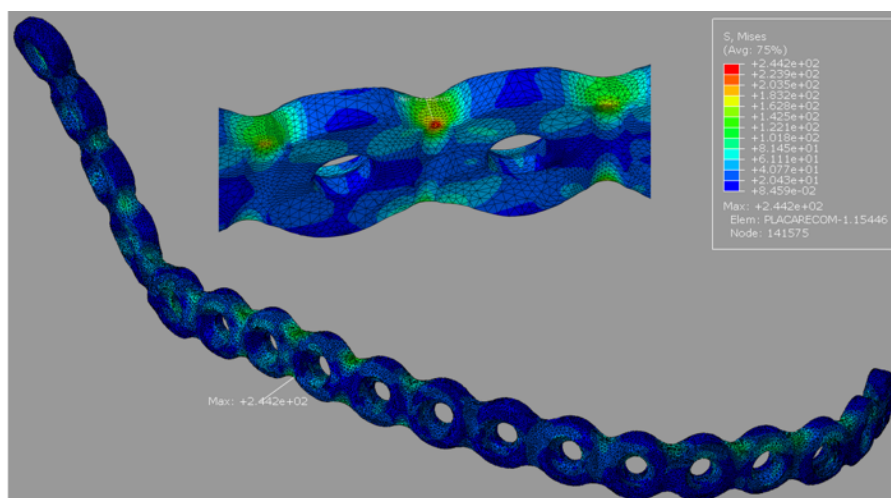
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 23 - Distribuição da tensão sobre placa recon standart de 2.85 mm em mandíbula atrófica (Grupo 1)



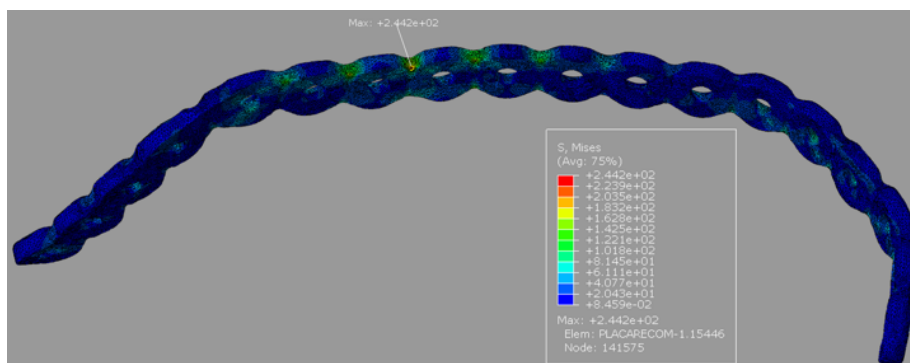
Fonte: Arquivo pessoal do autor

Figura 24 - Distribuição da tensão sobre placa recon standard de 2.85 mm em mandíbula atrófica (Grupo 1)



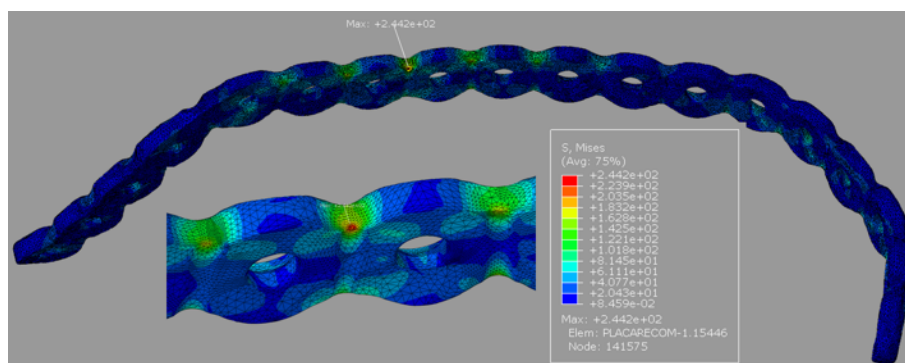
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 25 - Distribuição da tensão sobre placa recon standart de 2.85 mm em mandíbula atrófica (Grupo 1)



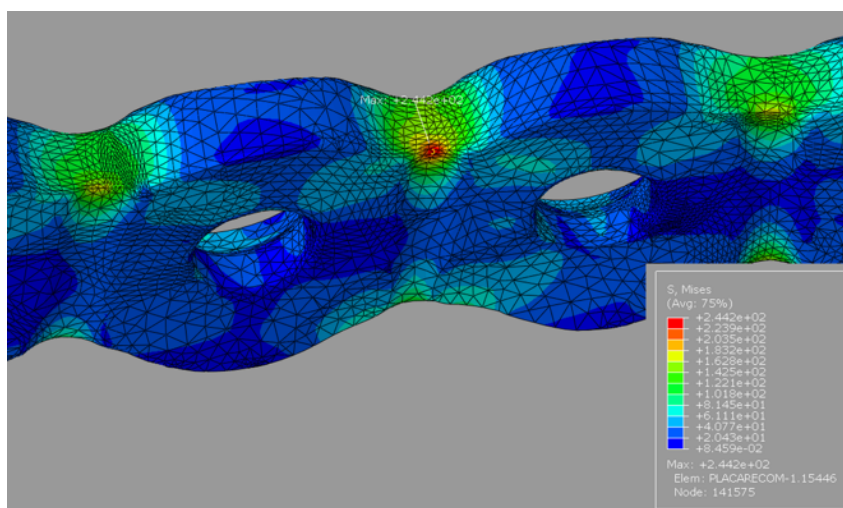
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 26 - Distribuição da tensão sobre placa recon standart de 2.85 mm em mandíbula atrófica (Grupo 1)



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 27 - Distribuição da tensão sobre placa recon standart de 2.85 mm em mandíbula atrófica (Grupo 1)



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 28 - Distribuição da tensão dos parafusos sobre placa recon standart de 2.85 mm em mandíbula atrófica (Grupo 1)



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

5.2 Mandíbula Atrófica - Placa Medartis® (Grupo 2)

Ao analisar a placa de reconstrução com maior largura, onde se tem as inserções de parafusos distanciadas da linha média da placa, observa-se que a geometria da placa e o posicionamento dos parafusos são preponderantes na distribuição das tensões, de forma que a maior concentração de tensão na placa se dá na região do ângulo da mandíbula, próxima as aplicações das carga/forças, conforme observado nas Figuras 30 e em maior aumento na Figura 32.

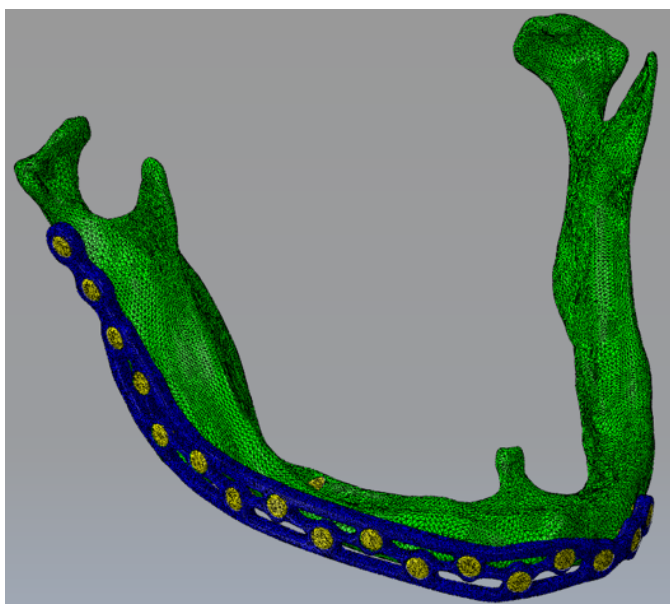
Tabela 3 - Valores obtidos com a placa Medartis® de 2.0 mm em mandíbula atrófica (Grupo 2). Araraquara 2019

Von Mises - Máximo (Mpa)	
Placa 2.0 mm	216,5
Parafusos	747,5

MPa- Mega Pascal

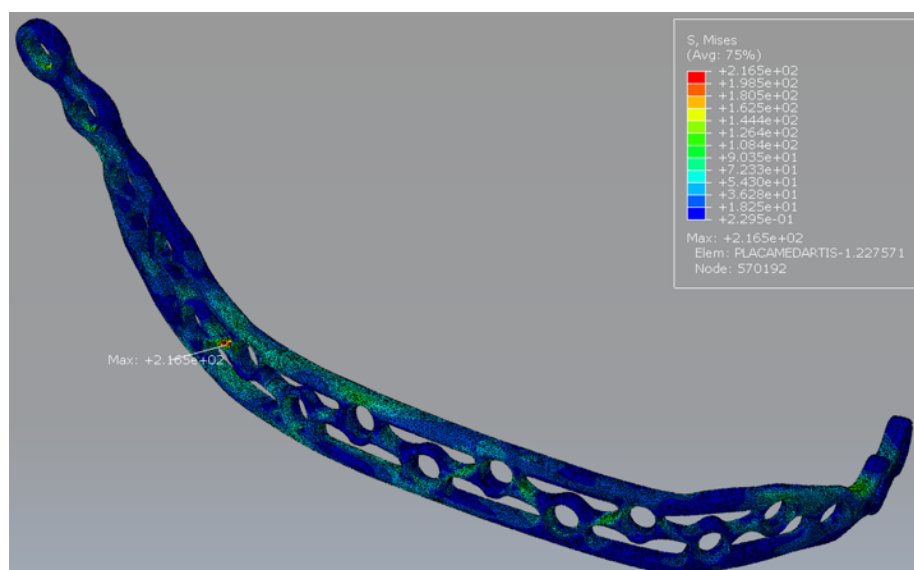
Fonte: Arquivo pessoal do autor

Figura 29 - Placa Medartis® 2.0 mm em mandíbula atrófica (Grupo 2)



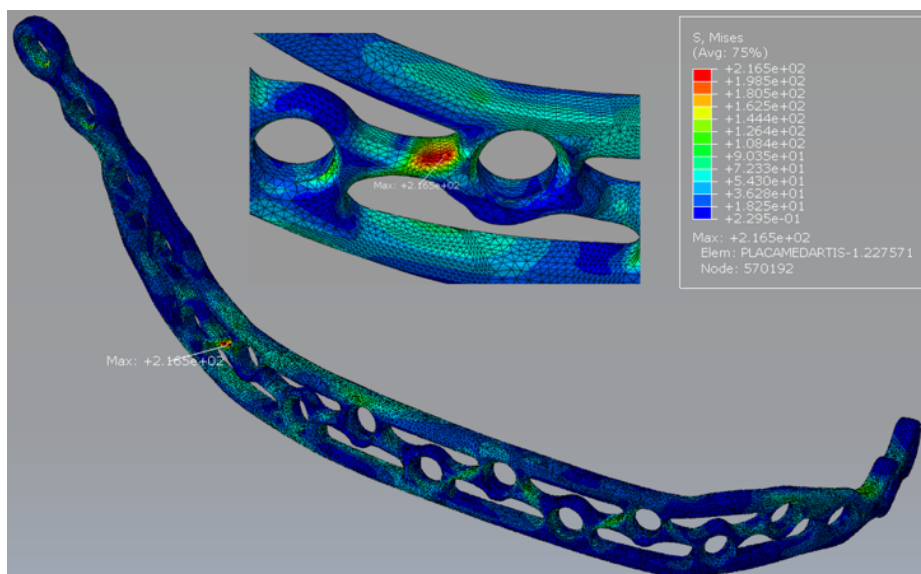
Fonte: Arquivo pessoal do autor

Figura 30 - Distribuição da tensão sobre placa Medartis® 2.0 mm em mandíbula atrófica (Grupo 2)



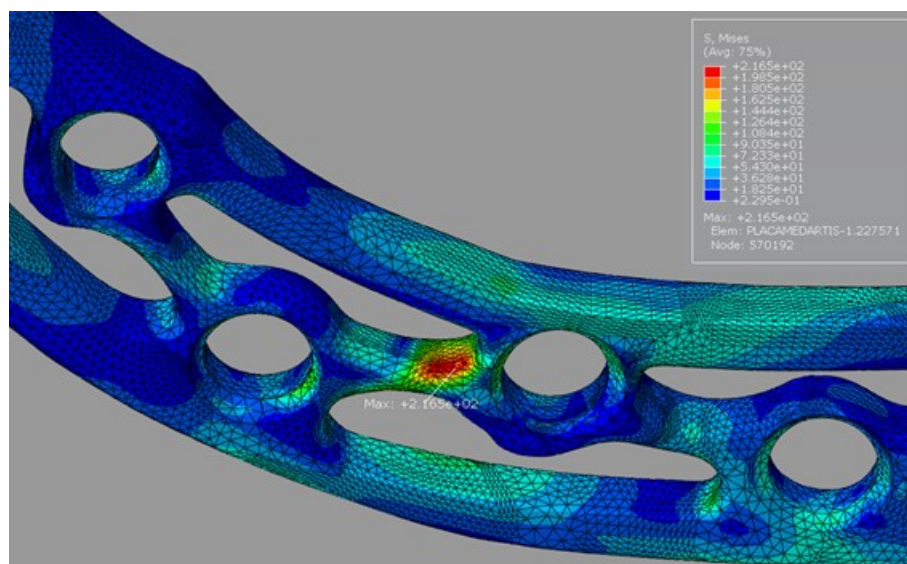
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 31 - Distribuição da tensão sobre placa Medartis® 2.0 mm em mandíbula atrofica (Grupo 2)



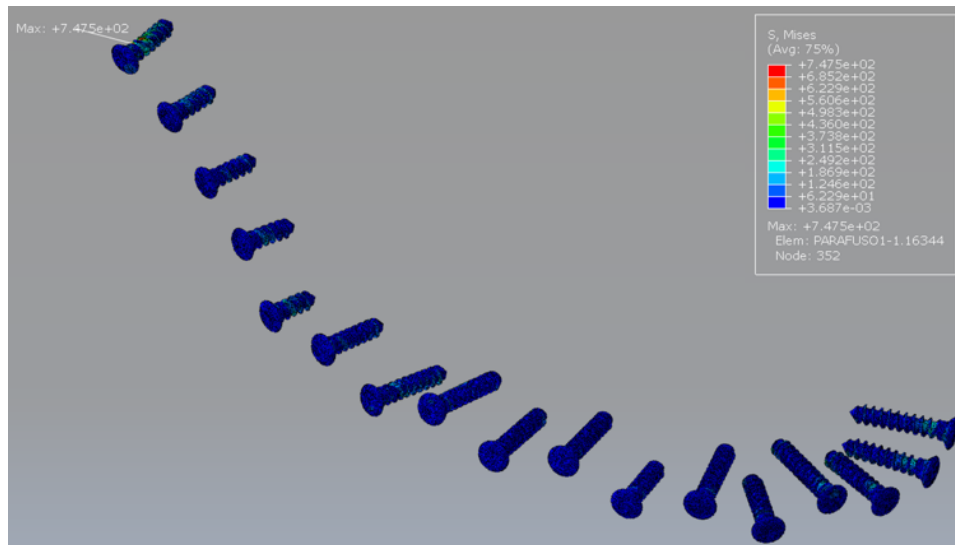
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 32 - Distribuição da tensão sobre placa Medartis® 2.0 mm em mandíbula atrofica (Grupo 2).



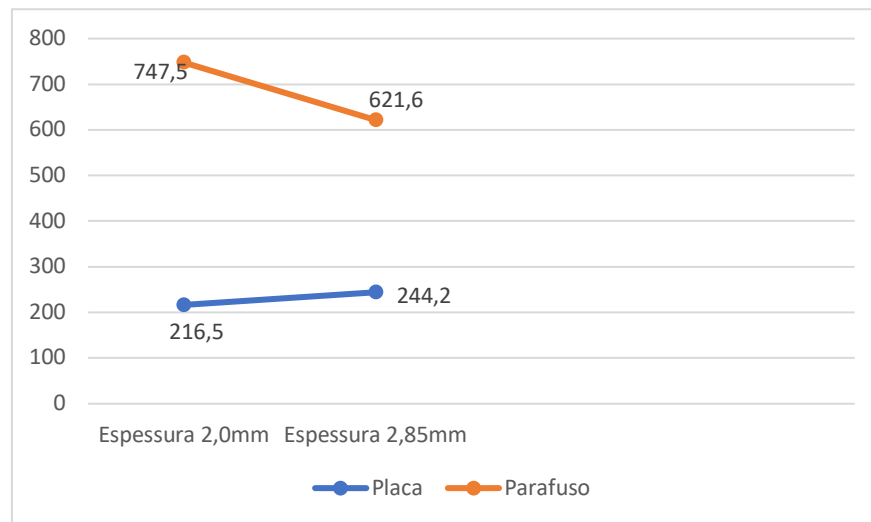
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 33 - Distribuição da tensão dos parafusos sobre placa Medartis® de 2.0 mm em mandíbula atrófica (Grupo 2)



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Gráfico 1 - Comportamento das placas e parafusos estabilizando mandíbula atrófica, em Mpa (Grupo 2)



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

5.3 Mandíbula Atrófica Segmentada - Placa Recon Standard (Grupo 3)

Na mandíbula atrófica segmentada, a análise da placa de reconstrução onde se tem as inserções de parafusos alinhadas ao longo da linha média da placa, vemos que a maior concentração de tensão na placa se dá na região onde há o segmento mandibular, isto ocorre devido à falta da porção óssea, que neste caso, há uma parcela significativa na distribuição das tensões ao longo das estruturas, como podemos observar na Figura 35 e em maior aumento na Figura 39. Na imagem a coloração vermelha mostra a área de maior fragilidade na placa. Em relação aos parafusos, por mandíbula atrófica segmentada se tratar de uma estrutura fragilizada e a placa não conferir uma boa rigidez ao conjunto, a maior concentração de tensão se dá nos parafusos inseridos nas extremidades do segmento ósseo (Figura 40).

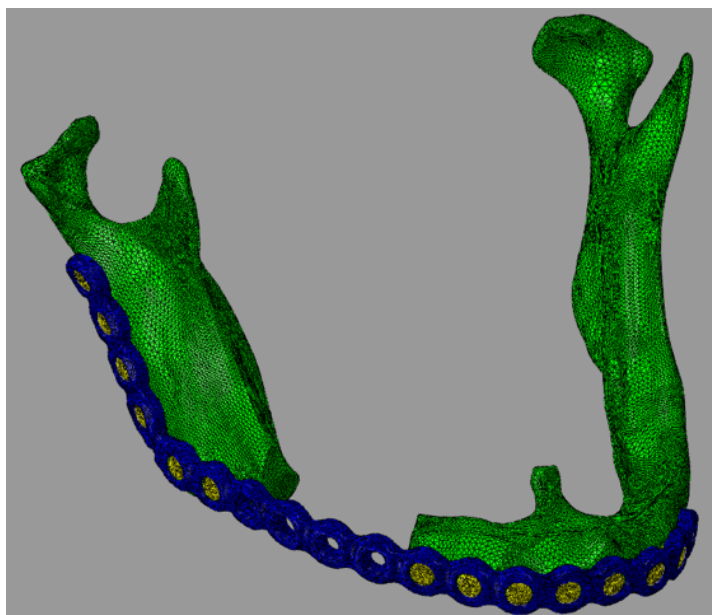
Tabela 4 - Valores obtidos com a placa recon standard de 2.85 mm em mandíbula atrófica segmentada (Grupo 3). Araraquara 2019

Von Mises - Máximo (mPa)	
Placa 2.85 mm	695,5
Parafusos	692,9

MPa- Mega Pascal /

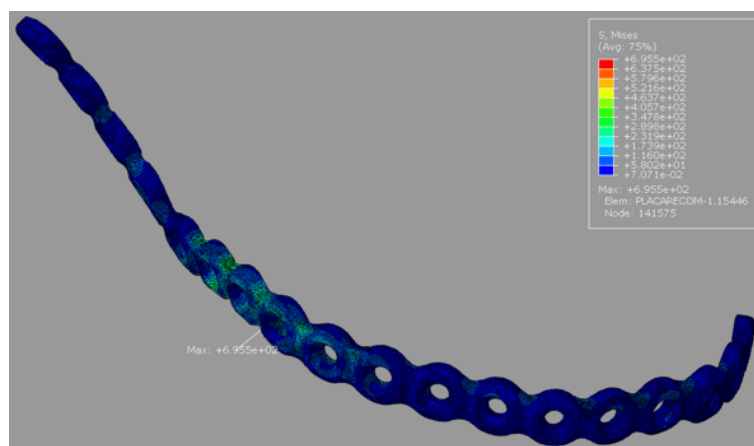
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 34 - Placa recon standard de 2.85 mm em mandíbula atrófica segmentada (Grupo 3)



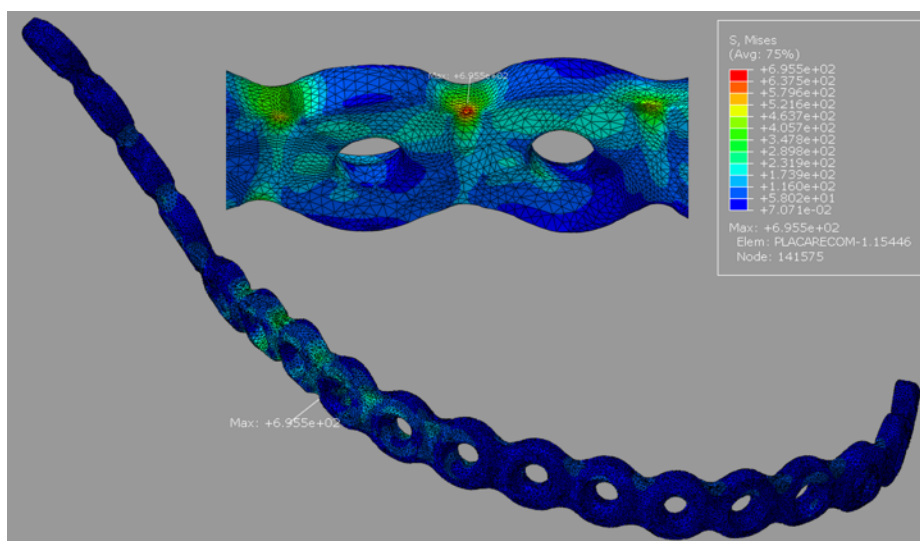
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 35 - Distribuição da tensão sobre placa recon standard de 2.85 mm em mandíbula atrófica segmentada (Grupo 3)



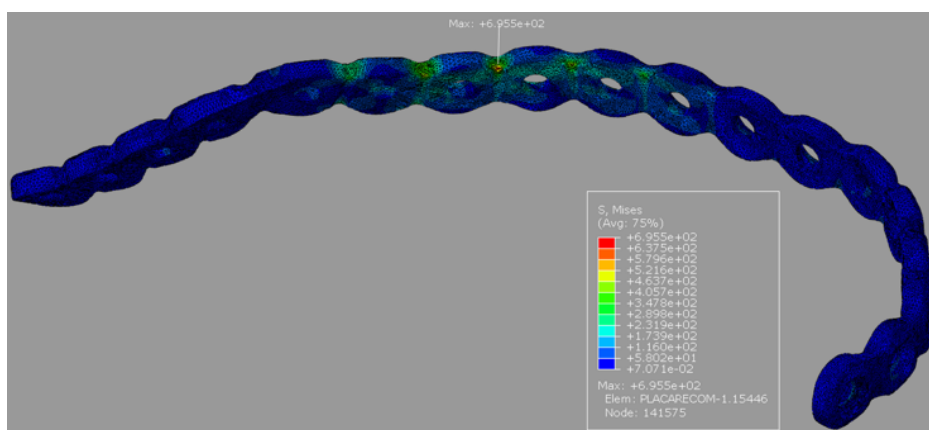
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 36 - Distribuição da tensão sobre placa recon standart de 2.85 mm em mandíbula atrófica segmentada (Grupo 3)



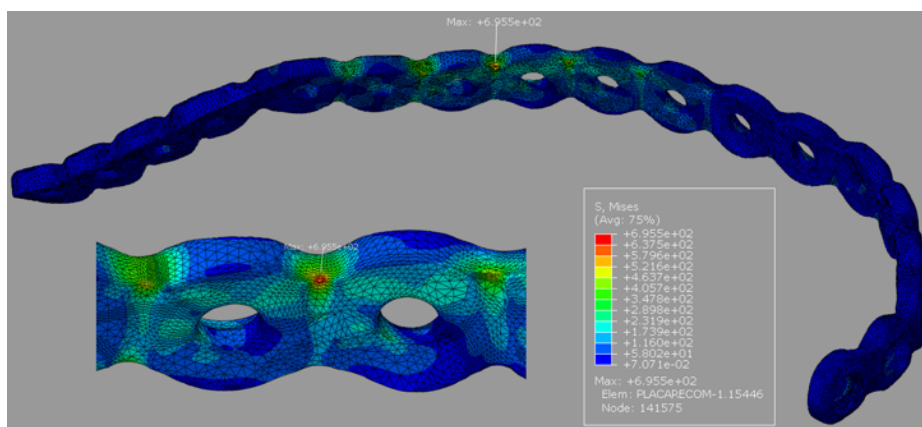
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 37 - Distribuição da tensão sobre placa recon standart de 2.85 mm em mandíbula atrófica segmentada (Grupo 3)



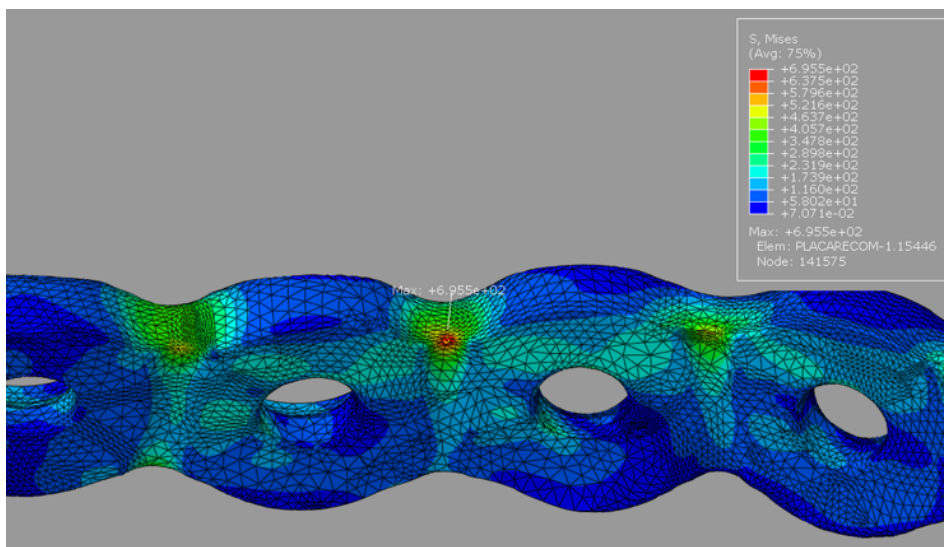
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 38 - Distribuição da tensão sobre placa recon standart de 2.85 mm em mandíbula atrófica segmentada (Grupo 3)



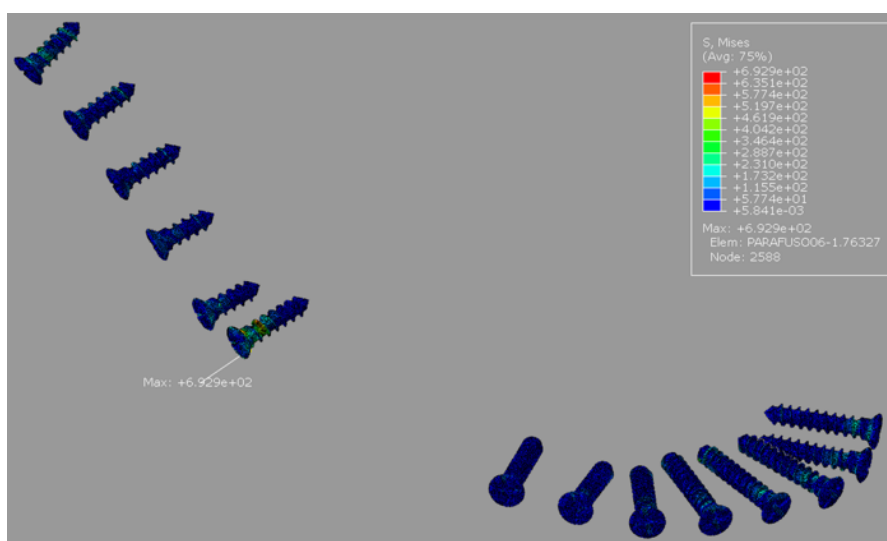
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 39 - Distribuição da tensão sobre placa recon standart de 2.85 mm em mandíbula atrófica segmentada (Grupo 3)



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 40 - Distribuição da tensão dos parafusos sobre placa recon standart de 2.85 mm em mandíbula atrófica segmentada (Grupo 3)



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

5.4 Mandíbula Atrófica Segmentada - Placa Medartis® (Grupo 4)

Na mandíbula atrófica segmentada a análise da placa de reconstrução com maior largura, onde se tem as inserções de parafusos distanciadas da linha média da placa, vemos que a geometria da placa, por conferir uma rigidez maior ao conjunto, é preponderante na distribuição das tensões, de forma que a maior concentração de tensão na placa se dá na região do ângulo da mandíbula, próxima as aplicações das carga/forças (Figura 41).

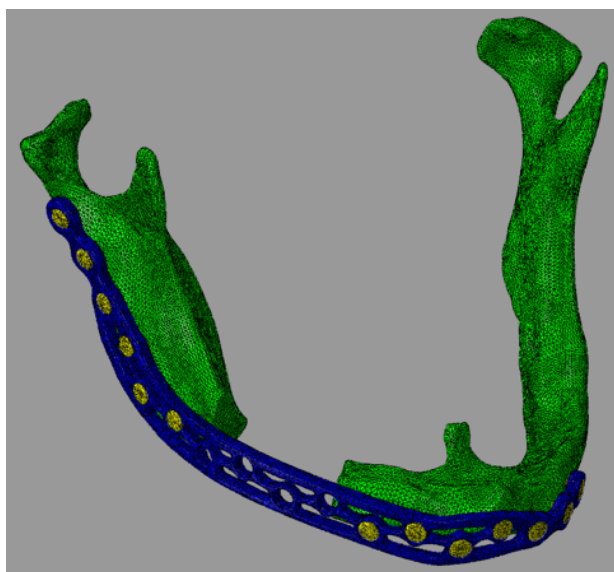
Tabela 5 - Valores obtidos com a placa medartis de 2.0 mm em mandíbula atrófica segmentada (Grupo 4). Araraquara 2019

Von Mises - Máximo(MPa)	
Placa 2.0 mm	595,6
Parafusos	898,0

MPa- Mega Pascal

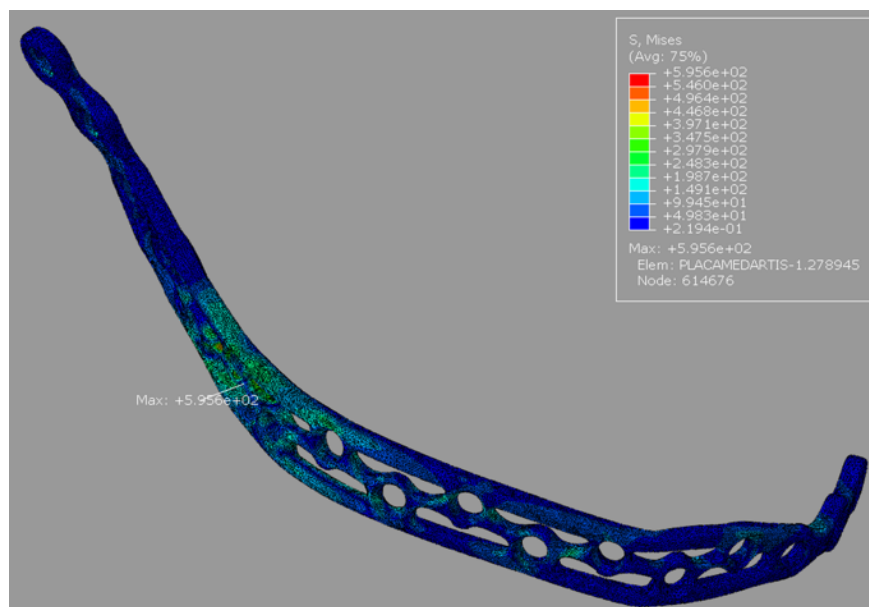
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 41 - Placa Medartis® 2.0 mm em mandíbula atrofica segmentada (Grupo 4)



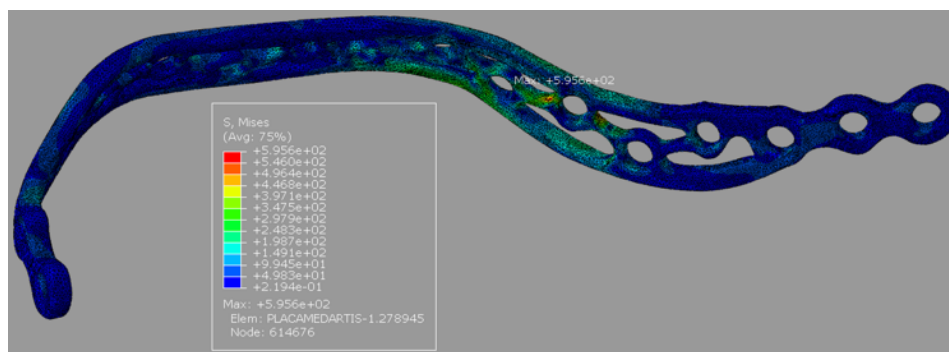
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 42 - Distribuição da tensão sobre placa Medartis® 2.0 mm em mandíbula atrofica segmentada (Grupo 4)



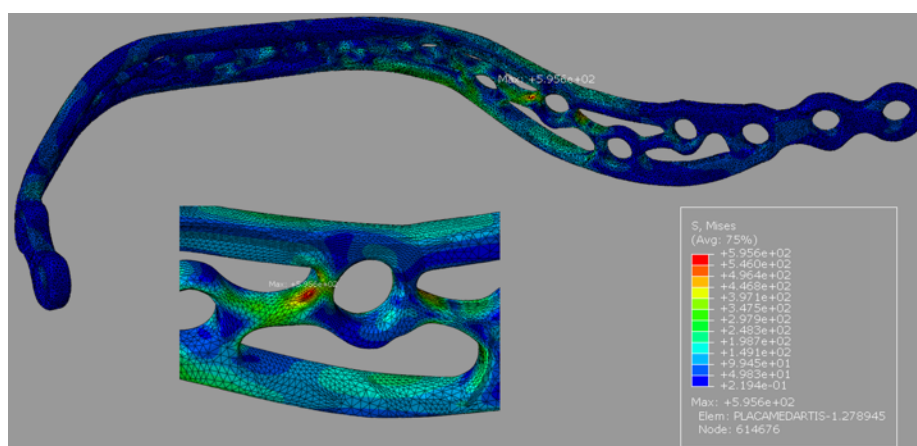
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 43 - Distribuição da tensão sobre placa Medartis® 2.0 mm em mandíbula atrofica segmentada (Grupo 4)



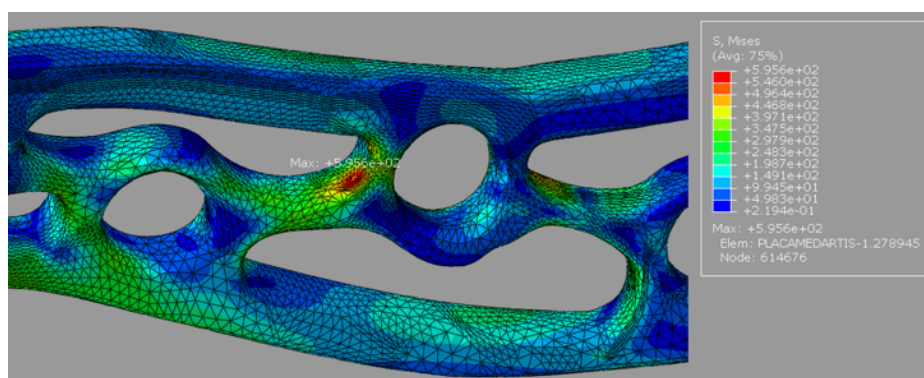
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 44 - Distribuição da tensão sobre placa Medartis® 2.0 mm em mandíbula atrofica segmentada (Grupo 4)



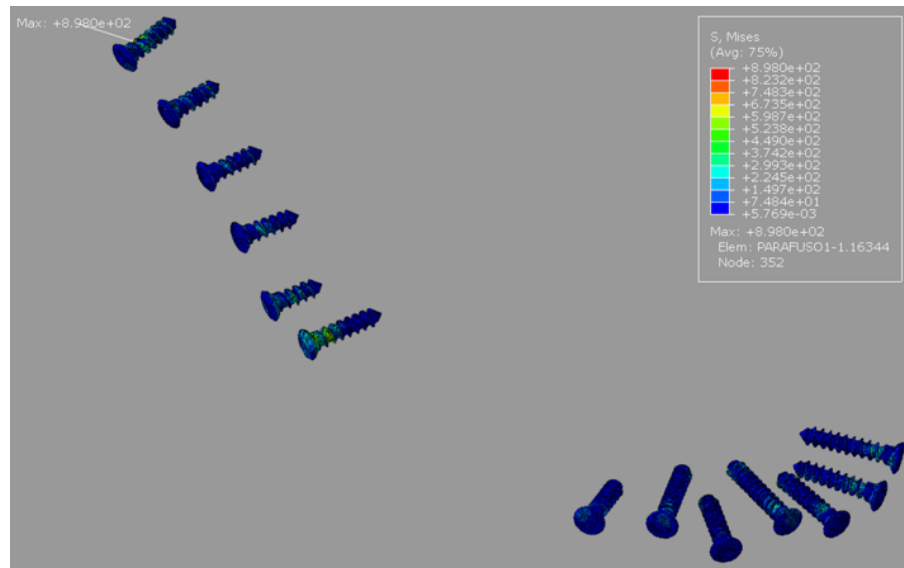
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 45 - Distribuição da tensão sobre placa Medartis® 2.0 mm em mandíbula atrofica segmentada (Grupo 4)



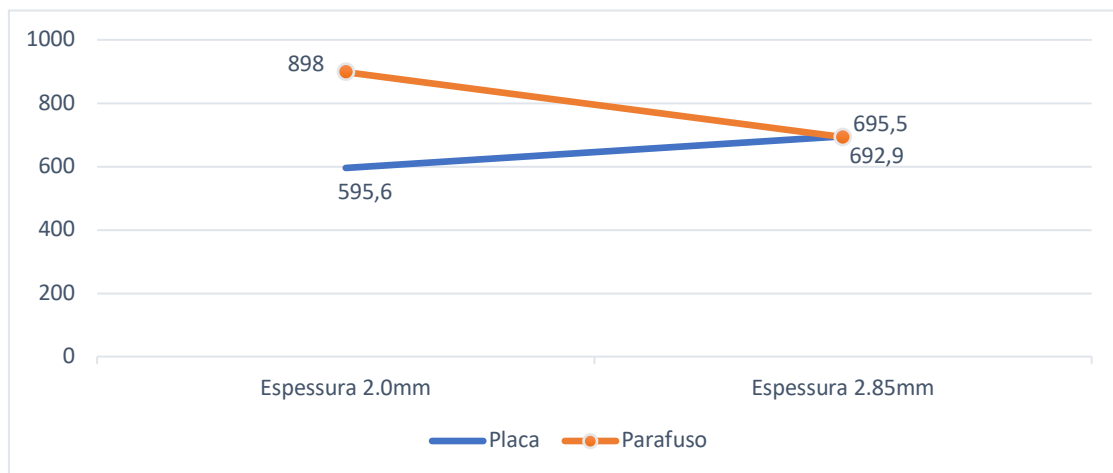
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 46 - Distribuição da tensão dos parafusos sobre placa Medartis® de 2.0 mm em mandíbula atrófica segmentada (Grupo 4)



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Gráfico 2 - Comportamento das placas e parafusos estabilizando mandíbula atrófica segmentada, em Mpa (Grupo 4)



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

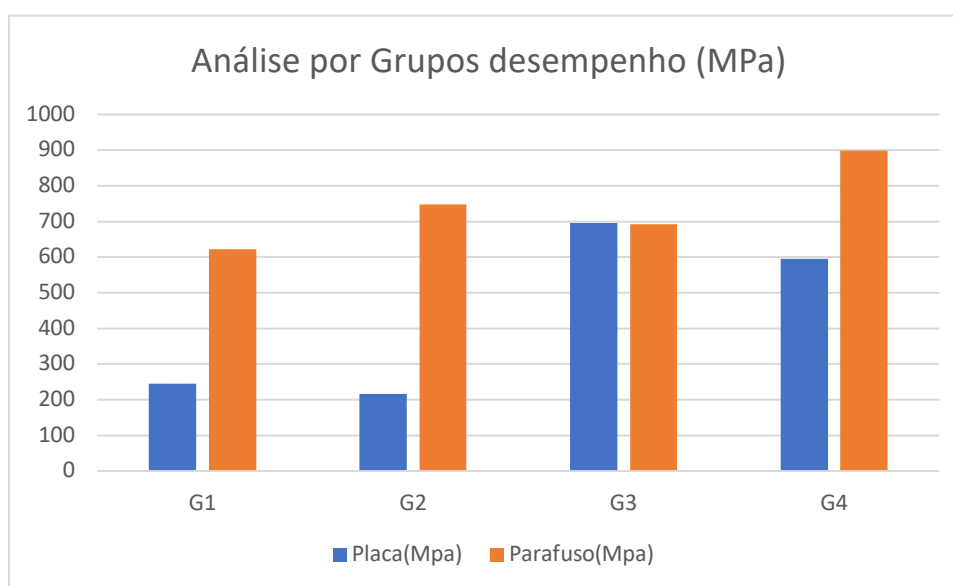
Tabela 6 - Tabela comparativa entre os grupos analisando o desempenho entre placas e parafusos

Grupos	Placa (Von Mises - Máximo (MPa))	Parafuso (Von Mises - Máximo (MPa))
G1	244,2	621,6
G2	216,5	747,5
G3	695,5	692,9
G4	595,6	898,0

MPa- Mega Pascal.

Fonte: Arquivo pessoal do autor

Gráfico 3 - Relação entre a placa e parafuso



Fonte: Arquivo pessoal do autor

6 DISCUSSÃO

A avaliação dos resultados da análise de elementos finitos foi realizado com respeito a tensões nas áreas mandibulares de maior tensão após situações de trauma padrão. Desta forma, a evolução dos campos de tensão associados à deformação (que ocorrem na mandíbula quando atingida por uma força dinâmica) podem ser analisadas. A deformação da mandíbula foi estudada a fim de identificar as tensões mais elevadas, zonas de estresse onde podem ocorrer fraturas.

A AEF é uma ferramenta adequada para conduzir investigações comparativas de estresse no campo da cirurgia maxilofacial e fazer inferências que permitam desenhos mais eficientes aos sistemas de osteossíntese. Em primeiro lugar, o risco de todo o sistema de osteossíntese falhar em consequência das tensões extremamente elevadas na fase pós-operatória já foi confirmado e descrito na literatura.

De acordo com este estudo, a placa reconstrutiva standard em mandíbula atrófica segmentada possui a inserção dos parafusos alinhadas ao longo da linha média da placa e podemos observar que a maior concentração de tensão na placa se dá na região onde há o segmento mandibular, isto ocorre devido à falta da porção óssea que tem, neste caso, há uma parcela significativa na distribuição das tensões ao longo das estruturas.

Já para Nagasao et al.²⁶ nas mandíbulas reconstruídas com placa, as maiores tensões ocorrem nas interfaces parafuso/osso de fixação, especialmente no parafuso mais próximo do defeito. Do ponto de vista das tensões entre as faces dos implantes, parece que não é necessário nenhum cuidado especial na implantação de mandíbulas reconstruídas com placas.

Em concordância com o estudo acima, em nosso trabalho observamos que na mandíbula atrófica segmentada, por se tratar de uma estrutura fragilizada e a placa não conferir uma boa rigidez ao conjunto, a maior concentração de tensão se dá nos parafusos inseridos nas extremidades do segmento ósseo.

Kimura et al.²³ com o objetivo de utilizar um método de elementos finitos tridimensionais para determinar os locais e o número de parafusos necessários e mais apropriados para fixação das placas nas reconstruções mandibulares. Foram 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 do defeito do lado contralateral à força exercida, conforme observado em nosso estudo. O estresse de von Mises diminuiu gradualmente com o aumento da distância a partir do ponto de carga. Para os modelos com defeito, o contra mapeamento mostrou que as tensões estavam concentradas em três regiões: em torno dos implantes, o parafuso na extremidade distal das metades mandibulares do lado carregado, e a placa distal da extremidade do coto do lado não carregado. Contudo, a tensão máxima no sistema de placas de reconstrução ocorreu em torno do parafuso na extremidade distal, independentemente dos tipos de defeito ou fixação. Por conseguinte, a isto foi dado o nome de "parafuso crucial". As tensões nas placas não foram diferentes para dois e três parafusos de fixação nem para os defeitos centrais ou laterais. Quanto ao número de parafusos, dois parafusos em cada segmento da placa não são recomendados, a maioria dos autores utilizaram três a quatro parafusos em cada lado. Os dados revelaram que na região central e na região lateral dos defeitos a tensão máxima ocorreu principalmente em torno do parafuso na extremidade distal da metade mandibular que é carregada. Evitar discrepâncias entre parafusos e furos é essencial para reduzir a taxa de complicações após a reconstrução da placa. Para defeitos mandibulares laterais, um terceiro parafuso intermediário não aliviou este problema, de acordo com este estudo. Este resultado foi atribuído à curvatura da placa. Ao escolher as posições dos parafusos em grandes defeitos, deve-se considerar o potencial de curvatura da placa. Entretanto, em situações clínicas, existem vetores adicionais como o torque induzido pelos músculos supra-hioidais. Portanto, recomenda-se que um terceiro parafuso (ou intermediário) seja acionado próximo ao parafuso "crucial" a fim de difundir os vetores de tensão diferencial.

Quando analisa-se a placa reco standard na mandíbula atrófica segmentada, pode-se observar que a área de maior fragilidade está próxima ao defeito ósseo e isso independe da quantidade dos parafusos, visto que há trabalhos que utilizaram a fixação com três parafusos e em nosso estudo mais de três parafusos no coto distal e proximal foram utilizados.

Já Li et al.²⁸ acreditavam que na relação placa/parafuso o comprimento total das duas partes estendidas deve ser 2/3-3/3 vezes em comparação com o da haste. Anteriormente, tinha sido provado que o valor máximo de tensão na extremidade do parafuso era inversamente proporcional ao número de parafusos utilizados⁴⁷. Tendo em consideração a estabilidade da placa e a viabilidade durante a cirurgia, cada peça

alargada deve incluir 4-5 parafusos e deve ser adaptada uma configuração de parafuso quadrilátero.

Por outro lado, a segunda descoberta demonstra que ocorrem tensões intensificadas nas interfaces parafuso/osso de fixação em mastigação. Artigos anteriores relatam que o afrouxamento dos parafusos pode desenvolver-se como uma complicação a longo prazo após a reconstrução da mandíbula com placas^{48,49}. Embora possa haver envolvimento de outros fatores para além das tensões, tais como infecção local, desgaste dos parafusos, o segundo achado fornece uma razão para o afrouxamento dos parafusos a partir de um aspecto biomecânico²⁶.

Os relatos de Vajgel et al.⁷ mostraram que os valores de tensão compressiva mais elevados foram registados no osso cortical vestibular em torno dos segmentos proximais às fraturas em todos os modelos. Tensão compressiva considerável (superior a 56 MPa [limite fisiológico]) não foi observada no osso cortical medular ou lingual em qualquer grupo. Tensão compressiva superior a 56 MPa foi observada no osso cortical vestibular em pequenas áreas em torno dos parafusos mediais dos segmentos proximais às fraturas em todos os modelos. Em outros furos, os valores de tensão no osso cortical vestibular eram inferiores a 56 Mpa.

Segundo Naara et al.²⁰ as tensões máximas no corpo das placas estão muito abaixo dos limites de falha de material da liga de titânio (ponto de rendimento: 800 MPa e resistência à fadiga: 600 MPa), indicando que a resistência pura da placa pode não ser o problema crítico aqui. Sabendo-se que a resistência a fadiga dessa liga de Titanium é em torno de 475 Mpa. As tensões nos parafusos também se encontravam dentro dos limites de falha, com as tensões mais elevadas observadas nos parafusos da extremidade do côndilo da placa mais rígida (191 MPa). A diferença entre os desenhos das placas torna-se aparente quando se analisa as tensões induzidas no osso nos orifícios dos parafusos. Os resultados indicam que a placa mais flexível induz menor tensão máxima no osso =nos locais de ancoragem (2739 microestirpes) quando comparada com a placa 2 (19.575 microestirpes).

Neste estudo observa-se que o desenho da placa, principalmente quando se trata da largura e disposição desses parafusos, possui uma diferença significativa quanto ao local de resistência e estresse da placa e dos parafusos, tanto em mandíbulas atróficas, quanto em mandíbulas atróficas segmentadas com defeitos ósseos de até 5 cm. Na mandíbula atrófica e mandíbula atrófica segmentada podemos observar que a placa de reconstrução com maior largura, onde se tem as inserções

de parafusos distanciadas da linha média da placa, vemos que a geometria da placa e o posicionamento dos parafusos são preponderantes na distribuição das tensões, de forma que a maior concentração de tensão na placa se dá na região do ângulo da mandíbula, próxima as aplicações das carga/forças.

Para Knoll et al.²⁴ as tensões exercidas nas placas levariam definitivamente a fraturas por fadiga na placa e/ou afrouxamento dos parafusos na placa e no osso, tendo em conta as elevadas tensões de mastigação dinâmicas. Com um aumento do diâmetro do parafuso em cerca de 50%, as tensões foram reduzidas em mais da metade. Naturalmente, a utilização de diâmetros de parafuso maiores não é geralmente possível. Por outro lado, uma placa de reconstrução com um desenho plano tem características de estresse muito mais favorável. Isto poderia ser utilizado e a placa poderia ser mais adaptada à geometria da mandíbula, mesmo antes da operação. Apesar da utilização das ferramentas apropriadas, a placa padrão só permite uma flexão limitada. Contudo, deve-se ter o cuidado de que estas pré-formações não tenham um efeito negativo sobre a estabilidade geométrica da placa (dobragem, dobragem da broca).

Para Jahadakbar et al.³³ é importante a concepção de um hardware de fixação de rigidez específica do paciente como um substituto para fixações atualmente utilizadas. O objetivo é minimizar o risco de falha do implante (por exemplo, reabsorção óssea, enxerto não vascularizado) e produzir a fixação proposta de uma forma específica para o paciente. A concepção da fixação é baseada na forma exata e na rigidez necessária obtida pelos dados da tomografia computadorizada de uma mandíbula seca. A adição de uma porosidade de 45,7% ao hardware de fixação de NiTi durante a impressão 3D permitiu diminuir a rigidez das placas de fixação até à rigidez do osso circundante (estimada a partir dos dados da tomografia computadorizada). As ligas de NiTi oferecem uma solução melhor ao atingirem uma baixa rigidez a uma porcentagem mais baixa de porosidade. Em geral, é desejável manter o nível de porosidade baixo para evitar as complicações durante a fabricação e para evitar a possibilidade de falha devido à concentração de estresse.

Sanal et al.³⁴ verificaram que a tensão sobre a placa era maior na placa angular em defeitos látero-central e não foi encontrada qualquer diferença na tensão entre as geometrias da placa em defeitos lateral. A tensão nos parafusos não foi afetada pela geometria da placa.

Quando ocorre um aumento da largura da placa há uma tendência de diminuir o valor máximo de tensão, entretanto tende-se a elevar o valor máximo da tensão dos parafusos.

Gutwald et al.¹⁸ também acreditaram que complicações após cirurgia reconstrutiva mandibular podem ser debilitantes para um paciente e precisam ser minimizadas. Uma opção para reduzir as complicações é evitar a falha das placas, melhorando as propriedades biomecânicas das placas de reconstrução mandibular. O estudo atual mostra que o desempenho de fadiga de uma placa de reconstrução mandibular personalizada é significativamente maior do que o desempenho de fadiga de uma placa de reconstrução mandibular padrão dobrada manualmente. Os resultados indicam que o planejamento virtual individual e a otimização do desenho da placa fornecem estratégias eficazes para melhorar o desempenho biomecânico das placas de reconstrução mandibular. O estudo atual apresenta uma série de pontos fortes. Em primeiro lugar, as placas personalizadas foram planejadas com novos materiais de construção mole, permitindo o planeamento tridimensional da placa, levando em conta a anatomia mandibular (por exemplo, nervos, raízes dos dentes), e permitindo o reforço de barras em locais individuais. Em segundo lugar, as análises de sensibilidade determinaram os locais mais ideais para o reforço das placas, tendo assim em conta todos os arranjos de barras de largura possível. Terceiro, as análises de competência biomecânica incluem testes empíricos (mecânicos) e análises computacionais (elementos finitos), confirmando o benefício do reforço de placas em duas formas separadas.

De acordo com Merema et al.³⁵ foi desenvolvida uma placa única de reconstrução específica para um paciente com o desenho de uma ponte precisa dos defeitos de continuidade mandibular. O novo desenho foi baseado na AEF da falha da placa de reconstrução convencional, no que diz respeito a fraturas da placa e afrouxamento de parafusos. Aplicação de prateleiras, com uma fixação por parafuso nos locais da osteotomia, resultou em redução substancial das forças indutoras de tração dos parafusos resultantes e, em combinação com uma mudança no material, reduziu a tensão da placa para dentro de níveis satisfatórios. Por conseguinte, as hipóteses amplamente relatadas de problemas mecânicos observados com placas reconstrutivas convencionais, que são responsáveis por 5%-10% dos fracassos de reconstrução, foram reduzidos.

Já Bak et al.³⁶ acreditaram que a prototipagem das placas reconstrutivas é uma nova ferramenta para o cirurgião e tem muitas aplicações para a reconstrução mandibular. Embora não seja necessariamente rentável ou necessário para todos os casos, é extremamente útil em casos com malignidade óssea primária, bem como em casos com envolvimento da face externa da mandíbula, o que torna impossível a realização do contorno direto da placa antes da ressecção. Os avanços tecnológicos em imagiologia médica e prototipagem rápida permitem a produção de modelos tridimensionais. Nos casos em que a mandíbula tenha sido previamente ressecada ou destruída por osteoradionecrose, um arco mandibular "virtual" é criado digitalmente com base em espelhamento ou um conjunto de dados de tomografia computadorizada com uma relação oclusal adequada ao maxilar permite ao cirurgião refazer o contorno da placa pré-operatória ou intra-operatória que proporcionará ao paciente uma oclusão pós-operatória ótima. A modelagem tridimensional do enxerto ósseo pode também produzir modelos para contorno de osteotomias, o que poupa tempo ao cirurgião e maximiza o contato placa/osso para promover uma forte união óssea.

A prototipagem é uma excelente ferramenta disponível atualmente, entretanto muitas vezes não é possível a prototipagem de placas individualizadas para todos os pacientes, devido a custos e disponibilidade de tais recursos tecnológicos, dessa maneira busca-se com este estudo, a análise e utilização de uma placa de reconstrução de maior largura com melhor distribuição dos parafusos o que tornar sua resistência maior diante de casos desafiadores como o tratamento de fraturas em mandíbulas atroficas e mandíbulas segmentadas, buscando proporcionar menores complicações pós operatórias.

Para Wong et al.³⁷ afirmaram que o tamanho e a localização do defeito e o cruzamento da linha média mandibular são as principais causas destas complicações. As cargas mastigatórias sobre as placas causam discrepâncias verticais que podem levar à reabsorção óssea e ao afrouxamento dos parafusos.

Por fim Martola et al.³⁸ acreditaram que os problemas que surgem com a concepção e desenvolvimento da placa de reconstrução incluem (1) as cargas repetitivas produzidas na mastigação, (2) a forma complexa da mandíbula humana, (3) o ambiente desfavorável no interior dos tecidos humanos e o comportamento do material que muda sequencialmente, (4) o enfardamento perturbado entre demasiado e material estranho no interior de um corpo humano, para funcionar sem falhas e não danificar os tecidos, e (5) a rejeição do corpo humano de materiais estranhos. A carga

mecânica da mandíbula e da placa de reconstrução na mordedura máxima tornou o bordo superior do ramo ascendente da mandíbula e a curvatura interna da placa os locais mais vulneráveis para o início de uma fratura.

Portanto, observa-se que as placas Medartis® que possuíam uma espessura menor porém uma largura maior, obtiveram melhor resistência nas análises de elementos finitos por meio de Von Mises do que as placas reconstitutivas standard, mostrando ser mais resistentes quando utilizadas e aplicadas em mandíbulas atroficas híidas e com defeitos segmentares.

7 CONCLUSÃO

Pelas condições apresentadas neste experimento pode-se concluir que:

- a) o design da placa pode influenciar na resistência da mesma, não tendo relação com sua espessura;
- b) a largura da placa normalmente é a determinante para diminuição das forças de tensão;
- c) ao se aumentar a largura da placa, tende-se a diminuir o valor máximo da tensão, entretanto tende-se a elevar o valor máximo da tensão distribuído aos parafusos;
- d) o design das placas são importantes na adaptação e na influência na resistência do conjunto placa mandíbula, assim sendo uma possibilidade mais acessível e muito próxima das placas customizadas/individualizadas.

REFERÊNCIAS¹

1. Onoda S, Kimata Y, Yamada K, Sugiyama N, Onoda T, Eguchi M, Mizukawa N. Prevention points for plate exposure in the mandibular reconstruction. *J Craniomaxillofac Surg.* 2012; 40(8): e310-4.
2. van der Rijt EEM, Noorlag R, Koole R, Abbink JH, Rosenberg AJWP. Predictive factors for premature loss of Martin 2.7 mandibular reconstruction plates. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2015; 53(2): 121-5.
3. Feller KU, Schneider M, Hlawitschka M, Pfeifer G, Lauer G, Eckelt U. Analysis of complications in fractures of the mandibular angle - A study with finite element computation and evaluation of data of 277 patients. *J Cranio-Maxillofacial Surg.* 2003; 31(5): 290-5.
4. Ghanem WA, Elhayes KA, Saad K. The management of unstable oblique infected mandibular fractures with a 2.3 mm mandibular osteosynthesis reconstruction bone plate. *J Craniomaxillofac Surg.* 2011; 39(8): 600-5.
5. Schepers RH, Raghoobar GM, Vissink A, Schepers RH, Raghoobar GM, Vissink A, et al. Accuracy of fibula reconstruction using patient-specific CAD/CAM reconstruction plates and dental implants: a new modality for functional reconstruction of mandibular defects. *J Cranio-Maxillofacial Surg.* 2015; 43(5): 649-7.
6. Wong RC, Tideman H, Merckx MA, Jansen J, Goh SM, Liao K. Review of biomechanical models used in studying the biomechanics of reconstructed mandibles. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2011; 40(4): 393-400.
7. Vajgel A, Camargo IB, Willmersdorf RB, de Melo TM, Laureano Filho JR, 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.
8. Wong RC, Tideman H, Merckx MA, Jansen J, Goh SM, Liao K. Review of biomechanical models used in studying the biomechanics of reconstructed mandibles. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2011; 40(4): 393-400.
9. Koriath TW VA. Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1997; 8(1): 90-104.
10. Semeghini Guastaldi FP, Hochuli-Vieira E, Guastaldi AC. Biomechanical study in polyurethane mandibles of different metal plates and internal fixation techniques, employed in mandibular angle fractures. *J Craniofac Surg.* 2014; 25(6): 2246-50.

¹ 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>

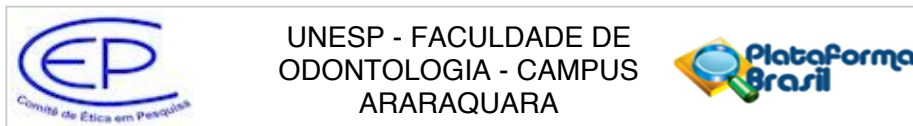
11. Oliveira HC, Pereira-Filho VA, Hochuli-Vieira E, Gabrielli MA, Gabrielli MF. Treatment of atrophic mandibular fractures with the pencilboneplate: report of 2 cases. *J Maxillofac Oral Surg.* 2015; 14(Suppl 1): 226-30.
12. Luhr HG, Reidick T, Merten HA. Results of treatment of fractures of the atrophic edentulous mandible by compression plating: a retrospective evaluation of 84 consecutive cases. *J Oral Maxillofac Surg.* 1996; 54(3): 250-4.
13. Ellis E, Price C. Treatment protocol for fractures of the atrophic mandible. *J Maxillofac Oral Surg.* 2008; 66(3): 421-35.
14. Wittwer G, Adeyemo WL, Turhani D, Ploder O. Treatment of atrophic mandibular fractures based on the degree of atrophy - Experience with different plating systems: a retrospective study. *J Maxillofac Oral Surg.* 2006; 64(2): 230-4.
15. Carvalho RLC, Tedde ML, Campos JRM, Hamilton NN, Guilherme GF, Sousa VM, et al. Quality of life outcomes after minimally invasive repair of pectus excavatum utilizing a new set of metallic bars and stabilizers. *J Pediatr Surg.* 2021; 56(3): 545-9.
16. Bianchi B, Ferri A, Ferrari S, Leporati M, Copelli C, Ferri T, et al. Mandibular resection and reconstruction in the management of extensive ameloblastoma. *J Oral Maxillofac Surg.* 2013; 71(3): 528-37.
17. Park SM, Deukhee Lee, Jung-Woo Lee, Youngjun Kim, Laehyun Kim, Gunwoo Noh. Stability of the permanently bent plates used in mandibular reconstructive surgery. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc.* 2016; 2016: 2198-2201.
18. 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.
19. Lethaus B, Poort L, Böckmann R, Smeets R, Tolba R, Kessler P. Additive manufacturing for microvascular reconstruction of the mandible in 20 patients. *J Oral Maxillofac Surg.* 2012; 40(1): 43-6.
20. Narra N, Valášek J, Hannula M, Marcián P, Sándor GK, Hyttinen J, Wolff J. Finite element analysis of customized reconstruction plates for mandibular continuity defect therapy. *J Biomech.* 2014; 47(1): 264-8.
21. Costa FWG, Bezerra MF, Ribeiro TR, Pouchain EC, Sabóia VPA, Soares ECS. Biomechanical analysis of titanium plate systems in mandibular condyle fractures: a systematized literature review. *Acta Cir Bras.* 2012; 27(6): 424-9.
22. Sommerfeld R. Análise por elementos finitos das forças mastigatórias em uma placa de reconstrução mandibular. *Rev Cir Traumatol Buco-Maxilo-Facial (Online).* 2016; 16: 13-7.

23. Kimura A, Nagasao T, Kaneko T, Tamaki T, Miyamoto J, Nakajima T. Adequate fixation of plates for stability during mandibular reconstruction. *J Craniomaxillofac Surg.* 2006; 34(4): 193-200.
24. Knoll WD, Gaida A, Maurer P. Analysis of mechanical stress in reconstruction plates for bridging mandibular angle defects. *J Craniomaxillofac Surg.* 2006; 34(4): 201-9.
25. 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): 121-6.
26. Nagasao T, Miyamoto J, Tamaki T, Kawana H. A comparison of stresses in implantation for grafted and plate-and-screw mandible reconstruction. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010; 109(3): 346-56. .
27. Wu W, Zhang L, Zhao J, Xingtian Qu, Di Zhao, Yu Zhang, et al. The fatigue simulation analysis of customized implanted titanium plate for human mandible bone reconstruction. *Applied Mechanics Materials.* 2013; 300-301: 1067-70.
28. 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.
29. Jędrusik-Pawłowska M, Kromka-Szydek M, Kutra M NI. Mandibular reconstruction--biomechanical strength analysis (FEM) based on a retrospective clinical analysis of selected patients. *Acta Bioeng Biomech.* 2013; 15(2): 23-31.
30. 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 Craniomaxillofac Surg.* 2014; 42(1): 73-8.
31. Bujtr P, Sndor GKB, Bojtos A, Szcs A, Barabs J. Finite element analysis of the human mandible at 3 different stages of life. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010; 110(3): 301-9.
32. Al-Ahmari A, Nasr EA, Moiduddin K, Anwar S, Kindi M Al, Kamrani A. A comparative study on the customized design of mandibular reconstruction plates using finite element method. *Adv Mechanical Eng.* 2015; 7(7): 1-11.
33. Jahadakbar A, Moghaddam NS, Amerinatanzi A, Dean D, Karaca HE, Elahinia M. Finite element simulation and additive manufacturing of stiffness-matched NiTi fixation hardware for mandibular reconstruction surgery. *Bioengineering (Basel).* 2016; 3(4): 36.
34. Şanal KO, Özden B, Baş B. Finite element evaluation of different osteosynthesis variations that used after segmental mandibular resection. *J Craniofac Surg.* 2017; 28(1): 61-5.

35. Merema BBJ, Kraeima J, Visscher SAHJ, et al. Novel finite element-based plate design for bridging mandibular defects: Reducing mechanical failure. *Oral Dis* . 2020; 26(6): 1265-74.
36. Bak M, Jacobson AS, Buchbinder D, Urken ML. Contemporary reconstruction of the mandible. *Oral Oncol*. 2010; 46(2): 71-6.
37. Wong RCW, Tideman H, Kin L, Merckx MAW. Biomechanics of mandibular reconstruction: a review. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2010; 39(4): 313-9.
38. 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 B Appl Biomater*. 2007; 80(2): 345-52.
39. 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 Pt 1): 1264-8.
40. 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.
41. Arden RL, Rachel JD, Marks SC, Dang K. Volume-length impact of lateral jaw resections on complication rates. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*. 1999; 125(1): 68-72.
42. 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.
43. Yi Z, Zhang JG, Yu GY, Ling L, Zhao FY, Zhong GC. Reconstruction plates to bridge mandibular defects: a clinical and experimental investigation in biomechanical aspects. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1999; 28(6): 445-50.
44. Haug RH, Fattahi TT, Goltz M. A biomechanical evaluation of mandibular angle fracture plating techniques. *J Oral Maxillofac Surg*. 2001; 59(10): 1199-210.
45. Shibahara T, Noma H, Furuya Y, Takaki R. Fracture of mandibular reconstruction plates used after tumor resection. *J Oral Maxillofac Surg*. 2002; 60(2): 182-85.
46. Goh BT, Lee S, Tideman H, Stoelinga PJW. Mandibular reconstruction in adults: a review. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2008; 37(7): 597-605.
47. Korkmaz HH. Evaluation of different miniplates in fixation of fractured human mandible with the finite element method. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2007; 103(6): e1-13.
48. Mariani PB, Kowalski LP, Magrin J. Reconstruction of large defects postmandibulectomy for oral cancer using plates and myocutaneous flaps: a long-term follow-up. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2006; 35(5): 427-32.

49. Okura M, Isomura ET, Iida S, Kogo M. Long-term outcome and factors influencing bridging plates for mandibular reconstruction. *Oral Oncol.* 2005; 41(8): 791-8.

ANEXO A - PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: AVALIAÇÃO DAS PLACAS MEDARTIS TRAUMA RECONSTRUTIVAS (EDIÇÃO SUIÇA LIMITADA) E 2.0 EM RESSECÇÕES DE MANDÍBULAS ATRÓFICAS, SOB ANÁLISE DE MEIO DE ELEMENTOS FINITOS.

Pesquisador: Eduardo Hochuli Vieira

Área Temática:

Versão: 3

CAAE: 80770517.2.0000.5416

Instituição Proponente: Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 4.027.929

Apresentação do Projeto:

O objetivo do estudo será a avaliação de da resistência de placas reconstrutivas Medartis TRAUMA em relação as placas de sistema 2.0 em modelos virtuais de mandíbulas atróficas por meio de elementos finitos. O estudo será delineado através de aquisição de imagens de tomografia computadorizada (n=1) utilizando com banco de dados a Faculdade de Odontologia de Araraquara, FOAr UNESP e a Universidade de Basel na

Suíça, na qual também será utilizado o laboratório de impressões 3D para confecção dos modelos virtuais. Estes modelos serão confeccionados e divididos em 3 grupos: G1- Mandíbulas Atróficas; G2- Mandíbulas Atróficas com segmentação e sem enxertia; G3- Mandíbulas atróficas segmentadas e reconstruídas com enxertia. Realizaremos então análises de forças aplicadas no eixo horizontal das mandíbulas atróficas, bem com a análise vetorial das forças de ação dos grupos musculares da mastigação, que por meio de elementos finitos analisaremos forças de resistência e stress nas interfaces placa/parafusos/mandíbula.

Objetivo da Pesquisa:

Avaliar as regiões de fragilidade das placas de reconstrução Medartis Mandibular RECO TRAUMA 2.5. Estudo Comparativo com placas 2.5 Medartis RECO convencionais. Relacionar áreas de fragilidade com regiões anatômicas de incidência de forças. Determinar a qualidade de resistência a força impregada a mandíbula após utilização das diferentes placas.

Endereço: HUMAITA 1680

Bairro: CENTRO

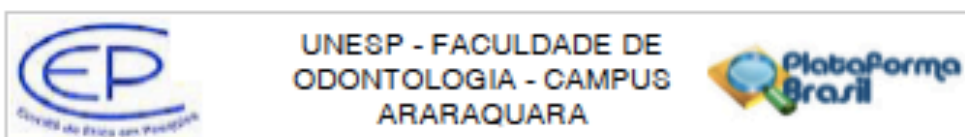
CEP: 14.801-903

UF: SP

Município: ARARAQUARA

Telefone: (16)3301-6459

E-mail: cep@foar.unesp.br



Continuação do Parecer: 4.027.829

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos: Riscos: A tomografia computadorizada gerada para confeccionar o biomodelo será selecionada de uma database de exames realizados para outros fins (trauma, patologia, reconstrução de mandíbulas atroficas), excluindo a possibilidade de expor o paciente a radiação e mantendo o sigilo do arquivo para data absoluta.

Benefícios: Benefícios: Os riscos das falhas de seleção dos materiais de síntese óssea para reconstrução de mandíbulas atroficas, esta relacionada diretamente ao aumento de gastos no setor público/privado e novas abordagens cirúrgicas para restabelecimento do devido contorno mandibular e assim gerando maior morbidade ao paciente em procedimentos recorrentes. Portanto entendendo o comportamento dos materiais podemos assim selecionar melhor o mesmo com sua devida aplicação, assim novas estratégias e abordagens podem ser sugeridas para alcançar um melhor comportamento biodinâmico.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O projeto está apresentado de maneira satisfatória e justificada.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Os termos obrigatórios foram apresentados.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Não existem pendências.

Considerações Finais a critério do CEP:

Protocolo APROVADO em reunião de 14 de maio de 2020.

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_1034995.pdf	05/05/2020 10:28:38		Aceito
Outros	CARTARESPONSA.docx	05/05/2020 10:28:12	Eduardo Hochuli Vieira	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura	PROJETODOOUTORADO_100618.docx	05/05/2020 10:22:47	Eduardo Hochuli Vieira	Aceito

Endereço: HUMAITÁ 1600

Bairro: CENTRO

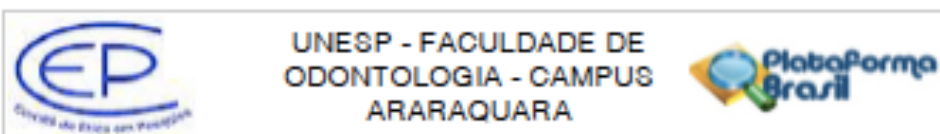
CEP: 14.801-903

UF: SP

Município: ARARAQUARA

Telefone: (16)3301-6459

E-mail: cep@foc.unesp.br



Continuação do Parecer: 4.027.929

Investigador	PROJETODOUTORADO_100618.docx	06/05/2020 10:22:47	Eduardo Hochuli Vieira	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	Dispensa.pdf	04/02/2020 11:55:04	Eduardo Hochuli Vieira	Aceito
Orçamento	orcamento.pdf	06/12/2017 15:20:52	Eduardo Hochuli Vieira	Aceito
Folha de Rosto	folharosto.pdf	23/11/2017 17:08:46	Eduardo Hochuli Vieira	Aceito
Outros	Termo normas.pdf	22/11/2017 21:42:15	Eduardo Hochuli Vieira	Aceito
Outros	Termo gastos.pdf	22/11/2017 21:40:40	Eduardo Hochuli Vieira	Aceito
Declaração de Manuseio Material Biológico / Biorepositório / Biobanco	Autorizacao_Imagens_Arquivo.pdf	22/11/2017 21:31:08	Eduardo Hochuli Vieira	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

ARARAQUARA, 14 de Maio de 2020

Assinado por:
Andréa Gonçalves
(Coordenador(a))

Endereço: HUMAITÁ 1600
Bairro: CENTRO CEP: 14.801-903
UF: SP Município: ARARAQUARA
Telefone: (16)3201-6459 E-mail: dep@foc.unesp.br

Autorizo a reprodução deste trabalho

(Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara, 31 de maio de 2021.

Raphael Capelli Guerra