

UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO

Thamiris Nogueira Sacker

**ENSAIOS MECÂNICOS ESTÁTICO E DINÂMICO E
ESCANEAMENTO TRIDIMENSIONAL DE SISTEMA DE
FIXAÇÃO 2.0MM EM FRATURAS DE CORPO
MANDIBULAR APLICADO EM SUBSTRATO
PRODUZIDO POR MANUFATURA ADITIVA DE AÇO
INOX**

Passo Fundo

2021

Thamiris Nogueira Sacker

**ENSAIOS MECÂNICOS ESTÁTICO E DINÂMICO E
ESCANEAMENTO TRIDIMENSIONAL DE SISTEMA DE
FIXAÇÃO 2,0MM EM FRATURAS DE CORPO
MANDIBULAR APLICADO EM SUBSTRATO
PRODUZIDO POR MANUFATURA ADITIVA DE AÇO
INOX**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da UPF, para obtenção do título de Doutor em Odontologia – Área de Concentração em Clínica Odontológica, sob orientação da Prof^a. Dra. Micheline Sandini Trentin e coorientação do Prof. Dr. Charles Leonardo Israel.

Passo Fundo

2021

BIOGRAFIA DO AUTOR

Thamiris Nogueira Sacker

Nascida em 19/08/1993 em Santana do Livramento (Rio Grande do Sul). Graduada em Odontologia pela Universidade Franciscana (UFN - 2014/2- Santa Maria/RS), Especialista em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial pela Faculdade da Área da Saúde do Rio Grande do Sul (FASURGS - 2017- Passo Fundo/RS), Especialista em Docência no Ensino Superior pela Faculdade São Luís (2020), Mestre em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial pela Universidade Luterana do Brasil (ULBRA - 2018 - Canoas/RS). Atualmente, atua como docente nas disciplinas Cirurgia Oral Menor I e II, Cirurgia Bucomaxilofacial, Farmacologia, Odontologia Legal, Clínica Odontológica Integrada e Estágio Supervisionado na Faculdade de Odontologia CNEC Santo Ângelo/RS. Membro do Colégio Brasileiro de CTBMF. Atua na área de CTBMF em ambiente hospitalar e em consultório odontológico privado desde 2017.

Ao meu pai José Queser Sacker Sosa, que sempre me apoiou nas minhas decisões, acreditou no meu potencial mesmo quando eu duvidava e me ajudou a trilhar meu caminho com suas sábias orientações.

A minha mãe Sussi Miriam Nogueira Fernandes, a quem não poderia dedicar menos que a minha vida. Minha grande incentivadora, capaz de abrir mão de seus próprios sonhos para realizar os meus. Atribuo a ti tudo o que sou, todos os meus sucessos, toda minha força em busca dos meus objetivos. Meu exemplo de dedicação, caráter, honestidade e amor. Minha vida sem ti não faz sentido. Espero sempre corresponder às expectativas e que estejas orgulhosa de mim.

A Nininha por todo amor, carinho e companheirismo desde a minha adolescência.

Obrigada por tudo, amo vocês!

AGRADECIMENTOS

O processo de aprendizado não se constitui sozinho. Esta tese é o resultado do esforço comum de diversas pessoas e algumas instituições. Reconhecer e agradecer a contribuição de cada um, independentemente do tamanho, me alegra, pois assim percebo que não caminho sozinho.

A Deus, por me dar o dom da vida e permitir a realização de mais uma conquista profissional.

À minha mãe, Sussi Miriam Nogueira Fernandes por todo o amor, carinho, apoio, paciência, compreensão e confiança em todos os momentos. Por nunca ter desistido de mim e por sempre ter acreditado na minha capacidade. Tínhamos um sonho juntas, o doutorado. É isso, realizamos. Digo, realizamos, porque estás sempre ao meu lado.

Ao meu pai, José Queser Sacker Sosa, pelo amor, carinho, apoio e confiança ao longo de toda a minha trajetória acadêmica.

À Nininha, pelo amor e carinho em todos os momentos, por sempre demonstrar a mesma alegria ao me ver e perdoar a distância nos últimos anos. A distância acabou, agora estamos juntas meu amor.

Aos meus avós (*in memoriam*), a quem sempre peço proteção, e que em qualquer lugar que estejam sei que também estarão comemorando com mais essa vitória. A “belezinha do vô” conseguiu.

À minha orientadora Prof. Dra. Micheline Sandini Trentin por todo conhecimento compartilhado, pela amizade construída em toda a trajetória, pela confiança que deposita em mim, por acreditar na realização deste ensaio e pelos conselhos que foram fundamentais para o bom desenvolvimento desta pesquisa.

Ao meu co-orientador Prof. Dr. Charles Leonardo Israel, pela paciência nos momentos de questionamento e dúvidas e pelo suporte durante toda a pesquisa.

Ao Prof. Eder Sócrates Najar da Universidade Estadual de Campinas (Unicamp) pelo empenho e disponibilidade no trabalho do software para modelagem da mandíbula.

Ao Engenheiro elétrico Willy Behmer e à empresa Omnitek® pela manufatura aditiva da mandíbula.

Ao Prof. Ms. Diego Darci Langaro pela análise dos resultados e imprescindível orientação na interpretação dos mesmos.

Ao Prof. Dr. Renato Sawazaki pela harmoniosa convivência e pelos ensinamentos transmitidos na área da Cirurgia Bucomaxilofacial durante o Estágio-Docência.

Ao Prof. Dr. Valmor Ávila Jr. da Universidade de Passo Fundo (UPF) pelos conhecimentos compartilhados e por ter possibilitado a realização do Estágio-Docência nas disciplinas de Cirurgia.

Ao técnico Derli Rosa da Universidade de Passo Fundo (UPF) pelo trabalho operacional durante o ensaio de fadiga.

Ao técnico Alisson da Universidade de Passo Fundo (UPF) pela confecção dos nichos e por compreender meus pedidos desesperados de produção.

Ao colega cirurgião-dentista Gabriel Montoya, pela disponibilidade, amizade, apoio e empenho na fase experimental do estudo.

Aos acadêmicos da Motora Jr® da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM), especialmente Julia Badke, por terem se dedicado exaustivamente e, em pouquíssimo tempo, à modelagem do protótipo da mandíbula.

Aos acadêmicos do Laboratório de Inovação Tecnológica em Projeto, Processos de Fabricação e Materiais (LINTEC-UPF) pela realização do escaneamento e análise dimensional das amostras em tempo viável.

A todos os professores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade de Passo Fundo (UPF) que contribuíram para solidificar as evidências científicas na área da saúde, incentivando e impulsionando todas as pesquisas.

À Universidade de Passo Fundo (UPF) pela oportunidade de realizar o curso de pós-graduação e pela possibilidade de desenvolvimento de pesquisa em uma linha de trabalho que tanto amo.

Ao Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Passo Fundo (UPF) por permitir a realização de todos os experimentos.

À banca examinadora do Exame de Qualificação Prof. Dr. Charles Leonardo Israel, Prof. Dra. Marcia Borba e Prof. Dra. Paula Benetti e a banca julgadora da defesa de tese Prof. Dra. Márcia Borba, Prof. Dr. Renato Sawazaki e Prof. Dr. William Haupt.

À empresa SignoVinces® pela doação dos materiais utilizados nesta pesquisa.

À Faculdade CNEC Santo Ângelo e aos meus alunos, pela compreensão dos horários e pelo encorajamento para a realização do doutorado.

Aos meus amigos e colegas da turma de 2018 do Doutorado da UPF, Caroline Tumelero, Débora Diniz, Erlon Grando, Luana Soares, Eduardo Rodrigues, Bárbara Rauber, Tabata Mariana e Roberta Pauletti, que compartilharam as angústias e ansiedades de

realizar pesquisa em plena pandemia e pela amizade construída que tornou a caminhada mais prazerosa.

Aos pacientes, que são fundamentais na formação de qualquer profissional da saúde, pois é para podermos tratá-los com competência, respeito e dignidade que sempre estaremos em busca de conhecimentos. Obrigada pela confiança e carinho.

Aos meus amigos pessoais e familiares que souberam compreender a minha ausência, compartilhando palavras encorajadoras, de apoio e incentivo.

A todas as pessoas que contribuíram diretamente ou indiretamente para a realização deste trabalho, muito obrigada.

*“Julgue seu sucesso pelas coisas que você teve que
renunciar para conseguir.”
(Dalai Lama)*

SUMÁRIO

LISTA DE TABELAS	11
LISTA DE FIGURAS.....	12
LISTA DE GRÁFICOS	15
LISTA DE ABREVIATURAS.....	16
RESUMO.....	17
ABSTRACT	18
1 INTRODUÇÃO	19
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	21
2.1 Histórico das Fraturas Mandibulares	22
2.2 Classificação das fraturas mandibulares.....	26
2.3 Diagnóstico e tratamento das fraturas mandibulares	31
2.4 Ensaios biomecânicos.....	42
3 PROPOSIÇÃO	54
4 MATERIAIS E MÉTODOS	55
4.1 Sistema de Fixação Interna Estável	55
4.2 Substrato	57
4.3 Testes mecânicos	82
4.4 Escaneamento tridimensional	88
4.4 Análise Estatística	89
5 RESULTADOS	90
6 DISCUSSÃO	105
7 CONCLUSÕES.....	113
8 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	114
REFERÊNCIAS	116
ARTIGO I	133
APÊNDICES	161
APÊNDICE 1	162
APÊNDICE 2	163
APÊNDICE 3.....	165
APÊNDICE 4.....	166

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Tamanho amostral para estimação.....	87
Tabela 2 - Comparações de média para grupo I.....	89
Tabela 3 - Comparações entre as médias de deformação.....	91
Tabela 4 - Comparações entre as médias de deformação.....	92
Tabela 5 - Comparações entre as médias de deformação.....	93
Tabela 6 - Comparações entre as médias de deformação.....	95
Tabela 7 - Comparações entre as médias de deformação.....	96
Tabela 8 – Análise de variância para comparação dos SG.....	97
Tabela 9 – Análise de variância para comparação dos SG.....	98
Tabela 10 – Análise de variância para força máxima.....	98
Tabela 11 – Análise de média de força aplicada.....	99
Tabela 12 - Análise de média de força aplicada.....	100
Tabela 13 - Análise de variância em relação à média,.....	100
Tabela 14 - Análise de variância para deformação.....	102

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Imagem ilustrativa das fraturas mandibulares quanto à região anatômica vista frontal.....	26
Figura 2 - Imagem ilustrativas das fraturas mandibulares quanto à região anatômica vista lateral.....	27
Figura 3 - Imagem ilustrativa de fratura mandibular favorável.....	28
Figura 4 - Imagem ilustrativa de fratura mandibular desfavorável.....	29
Figura 5 - Imagem ilustrativa de conjunto de Sistema de Placas de titânio 2.0mm e seus respectivos parafusos.....	35
Figura 6 - Áreas de tensão e compressão da mandíbula.....	39
Figura 7 - Linha ideal de osteossíntese.....	39
Figura 8 - Imagem de um corpo de prova (placa 2.0mm)	55
Figura 9 - Especificações da amostra (placa 2.0mm)	55
Figura 10 - Imagem de corpos de prova (parafusos).....	56
Figura 11 - Especificações da amostra (parafusos).....	56
Figura 12 - Análise química dos componentes do produto da manufatura aditiva.....	57
Figura 13 - Tela inicial do software Meshmixer.....	58
Figura 14 - Modelo mandíbula inicial digital.....	59

Figura 15 - Mandíbula inteira digital com linha de fratura vertical em região de corpo.....	60
Figura 16 - Mandíbula separada em dois segmentos ósseos.....	30
Figura 17 - Mandíbula com nicho na zona neutra, visto latero-frontal.....	62
Figura 18 - Mandíbula com nicho na zona neutra, vista interna..	63
Figura 19 - Mandíbula com nicho na zona de tensão e compressão, vista latero-frontal.....	64
Figura 20 - Mandíbula com nicho na zona de tensão e compressão, vista interna.....	65
Figura 21 - Estrutura mandibular simulada, vista interna.....	66
Figura 22 - Estrutura mandibular simulada distal, vista frontal..	67
Figura 23 - Estrutura mandibular simulada mesial, vista interna.....	68
Figura 24 - Estrutura mandibular simulada mesial, vista frontal.....	69
Figura 25 - Estrutura mandibular simulada distal, vista frontal..	70
Figura 26 - Nicho, vista frontal.....	70
Figura 27 - Nicho, vista lateral.....	71
Figura 28 - Nicho zona de compressão, vista frontal.....	71
Figura 29 - Nicho zona de compressão, vista lateral.....	72
Figura 30 - Corpo de prova prototipado, grupo II para ensaio-piloto.....	73

Figura 31 - Ensaio de fadiga em corpo de prova do estudo-piloto.....	74
Figura 32 - Máquinas de ensaio universal para fadiga.....	75
Figura 33 - Mandíbulas impressas por manufatura aditiva, vista frontal.....	76
Figura 34 - Segmentos mandibulares distais impressos, vista posterior.....	77
Figura 35 - Segmentos mandibulares distais impressos, vista frontal.....	78
Figura 36 - Vista anterior do bloco de resina acrílica.....	80
Figura 37 - Vista posterior do bloco de resina acrílica.....	81
Figura 38 - Strain Gauge instalados na mandíbula, grupo I.....	82
Figura 39 - Strain Gauge instalados na mandíbula, grupo II.....	82
Figura 40 - Ensaio dinâmico em mandíbula grupo II.....	83
Figura 41 - Ensaio estático em mandíbula grupo II.....	84
Figura 42 - Ensaio estático em mandíbula grupo I.....	85
Figura 43 - Calibração do corpo de prova.....	88
Figura 44 - Imagem dimensional do grupo I, ensaio estático....	101
Figura 45 - Imagem dimensional do grupo II, ensaio estático....	101
Figura 46 - Imagem dimensional do grupo I, ensaio de fadiga..	102
Figura 47 - Imagem dimensional do grupo II, ensaio de fadiga.....	103

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1- Comparações entre médias para valores mínimos do grupo I.....	90
Gráfico 2 - Comparações entre médias para valores máximos do grupo I.....	91
Gráfico 3 - Comparações entre médias para valores mínimos do grupo II.....	94
Gráfico 4 - Comparações entre médias para valores máximos do grupo II.....	95
Gráfico 5 - Comparações entre médias de amplitude.....	97

LISTA DE ABREVIATURAS

AO	<i>Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen</i>
ASIF	<i>Association for the Study of Internal Fixation</i>
BMM	Bloqueio maxilo mandibular
FIE	Fixação Interna Estável
FIM	Fixação Intermaxilar
FIR	Fixação Interna Rígida
Hz	Hertz
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
N	Newton
RS	Rio Grande do Sul
SP	São Paulo
Unicamp	Universidade Estadual de Campinas
UPF	Universidade de Passo Fundo
3D	Tridimensional
mm	milímetros

RESUMO¹

Este trabalho teve como objetivo avaliar o sistema de fixação interna estável 2,0mm em fraturas de corpo mandibular simuladas em mandíbulas de aço inox sinterizado por meio de duas técnicas de fixação consolidadas na literatura. Para isso, foram utilizadas duas hemimandíbulas adquiridas a partir de manufatura aditiva, divididas em dois grupos: G1, baseado na técnica de Champy, a fixação foi realizada com uma placa na zona neutra e G2, baseado na técnica AO, onde a fixação foi realizada com duas placas, uma na zona de tensão e outra na zona de compressão. Após a fixação das placas e seus respectivos parafusos, realizaram-se os ensaios estático (15 corpos de prova), dinâmico (10 corpos de prova) e análise dimensional das peças e, para melhor precisão dos resultados, foram fixados 3 extensômetros Strain Gauge (SG1, SG2 e SG3). A análise estatística dos experimentos foi realizada por meio ANOVA com o método de Tukey com significância de 5%. Como resultados, não houve diferença entre as técnicas no ensaio de fadiga e o SG2, localizado no segmento distal, apresentou maior deformação para valores mínimos máximos nas duas técnicas no ensaio estático. Conclui-se que duas placas como materiais de fixação suportam altos índices de cargas e estes, em superioridade à uma placa. Por outro lado, as técnicas de fixação de Champy e AO promovem uma estabilidade satisfatória à situação proposta.

Palavras-chave: Fraturas mandibulares, fixação interna de fraturas, placas ósseas, traumatismos maxilofaciais

¹ Thamiris Nogueira Sacker

ABSTRACT²

This study aimed to evaluate the 2.0mm stable internal fixation system in simulated mandibular body fractures in sintered stainless steel mandibles using two fixation techniques consolidated in the literature. For this, two hemimandibles acquired from additive manufacturing were used, divided into two groups: G1, based on the Champy technique, fixation was performed with a plate in the neutral zone and G2, based on the AO technique, where fixation was performed with two plates, one in the tension zone and the other in the compression zone. After fixing the plates and their respective screws, static (15 specimens), dynamic (10 specimens) and dimensional analysis of the pieces were performed and, for better precision of the results, 3 Strain Gauge strain gauges were fixed (SG1, SG2 and SG3). The statistical analysis of the experiments was performed using ANOVA with the Tukey method with 5% significance. As a result, there was no difference between the techniques in the fatigue test and the SG2, located in the distal segment, showed greater deformation for maximum minimum values in the two techniques in the static test. It is concluded that two plates as fastening materials support high load indices and these, in superiority to one plate. On the other hand, the Champy and AO fixation techniques promote a satisfactory stability to the proposed situation.

Keywords: Mandibular fractures, internal fracture fixation, bone plates, maxillofacial injuries.

² Static and dynamic mechanical tests and three-dimensional scan of a 2.0mm fixation system in mandibular body fractures applied to substrate produced by additive stainless steel manufacturing.

1 INTRODUÇÃO

O trauma é responsável por 5,8 milhões de óbitos em todo o mundo, 32% a mais que a soma das mortes por malária, AIDS e tuberculose (OPAS, 2019). Dessa forma, deve ser tratado como um problema de saúde pública multifatorial (FEDOK et al., 2003), considerando que o maior índice de trauma facial ocorre na faixa etária até 45 anos quando a maior parte da população está em alta produtividade, fato que impactará a economia local. Acrescenta-se a isso as despesas hospitalares e uma rede de atendimento clínico-cirúrgico onerosa a fim de se obter a recuperação plena do paciente (BARROS et al., 2010; NALLIAH et al., 2013).

Nesse panorama clínico de natureza traumática, a mandíbula é um dos ossos da região maxilofacial mais afetada (DE MEDEIROS et al., 2015; HUPP et al., 2015), em função de sua localização anatômica mais proeminente (HUPP et al., 2015), o que lhe confere menor estabilidade frente ao trauma mecânico (PRADO et al., 2004).

A etiologia é multifatorial, visto que se pode destacar acidentes automobilísticos, agressões físicas e exodontias de terceiros molares inclusos como alguns dos fatores associados aos traumas na região mandibular, entre outros (ABREU, 2011; SEEMANN et al., 2010).

Epidemiologicamente, o trauma mandibular tem maior prevalência em indivíduos do gênero masculino, com idade bem abrangente entre 19 a 40 anos no Brasil (CAVALCANTI et al., 2010; MARANO et al., 2020).

Denomina-se fratura óssea uma ruptura do tecido ósseo com consequente solução de continuidade e, no que diz respeito ao tratamento dessas fraturas, essas podem ser tratadas com diversas técnicas como o bloqueio maxilomandibular, a osteossíntese com fio de aço, e também com o tratamento cirúrgico com fixação interna estável (FIE) (MOREIRA, 2017).

Esta última caracteriza-se como uma alternância entre placas e parafusos confeccionados em titânio e ligas derivadas, sendo materiais biocompatíveis (MILORO et al., 2016).

Todavia, as placas de fixação utilizadas nos sistemas de fixação apresentam ductibilidade em comparação ao osso, tornando-as mais suscetíveis de se romper do que o tecido ósseo. Clinicamente, quando há falha do sistema (MENDES et al., 2015), pode ocorrer alguma sintomatologia clínica que, em alguns casos, exigirá uma reintervenção cirúrgica, a fim de substituir ou remover esse conjunto.

Quando a placa de fixação entre os segmentos ósseos falha, pode gerar uma instabilidade do conjunto, o que acarretará em uma inflamação local dos tecidos e em uma possível pseudoartrose, bem como a necessidade de sua substituição ou

remoção imediata (PREIN et al., 1998). A taxa de insucesso da fixação interna varia entre 3% (O'CONNELL et al., 2005), 5% (HANSON et al., 2011), 9% (RALLIS et al., 2006) e 18% (BHATT et al., 2003) e as principais causas são infecção, não-união e exposição da placa em cavidade oral (BHATT et al., 2003; O'CONNELL et al., 2005; RALLIS et al., 2006; HANSON et al., 2011).

Portanto, o objetivo dessa pesquisa consistiu em analisar a resistência de um sistema de fixação interna estável a partir de duas filosofias de fixação já consolidadas na literatura, com o uso de uma miniplaca na zona neutra e duas miniplacas, sendo uma na zona de tensão e uma na zona de compressão, em fraturas de corpo mandibular em aço, sob aplicação de carga estática e dinâmica.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Para melhor compreensão dos estudos abordados, a revisão de literatura será dividida em tópicos, conforme o que se segue: histórico das fraturas mandibulares, classificação das fraturas mandibulares, diagnóstico das fraturas mandibulares, tratamento das fraturas mandibulares e ensaios biomecânicos.

2.1 Histórico das Fraturas Mandibulares

A mandíbula é o único osso móvel da face e, devido à sua anatomia e posição mais proeminente, é um dos ossos faciais com maior propensão a fraturas (LAVERICK et al., 2009) devido a sua menor estabilidade frente ao trauma, apesar de ser o osso mais pesado da face (PATROCÍNIO et al., 2005). Antigamente, ocupava a segunda posição, perdendo apenas para os ossos nasais (OLSON et al., 1982). Hoje são os ossos mais fraturados da face (SAWAZAKI et al., 2010; MUÑANTE-CÁRDENAS et al., 2011, REDDY et al., 2019; MARANO et al., 2020), representando de 14 a 40% das fraturas em face (CHRCANOVIC, 2012; BRASILEIRO et al., 2006), onde a maioria envolve a região de corpo mandibular (ELLIS et al., 1985; KREUTZIGER et al., 1992).

Etiologicamente, as fraturas mandibulares traumáticas ocorrem em razão de acidentes automobilísticos, quedas e agressões, tanto em crianças e adolescentes (MUNÃNTE-CÁRDENAS et al., 2010) quanto em adultos (MARANO et al., 2020).

A importância do osso mandibular deve-se a sua singularidade anatômica em formato de “U” e que se articula com a base do crânio por meio da articulação temporo-mandibular (BUSUITO et al., 1986). Em virtude disso, as fraturas mandibulares são de extrema relevância na área bucomaxilofacial, tendo em vista que podem causar morbidade, assimetria facial (PREIN et al., 1998; MILORO et al., 2008), alterações na oclusão dentária (OLSON et al., 1982) além de importantes alterações nas funções de mastigação, respiração e fonação (PATROCÍNIO et al., 2005) e focos importantes de infecção quando não tratadas de maneira adequada (REDDY et al., 2019).

Os primeiros relatos de fraturas mandibulares e seu tratamento na literatura datam no período de 1650 a.C. escritos por Smith (LIPTON, 1982). As formas de tratamento de fraturas mandibulares foram relatadas também por Hipócrates (460 a.C.-377 a.C.). Em sua obra *Corpus Hippocraticum*, foram descritos o emprego de redução manual, o uso de bandagem e imobilização com fixação monomaxilar (SPINA, 2000) com fios de ouro

(CAIRUS et al., 2005) e curativos oclusivos após a redução do edema. Conceitos conhecidos como reparação, redução e estabilização empregados até hoje (GIGLIO et al., 2015).

Na época do Império Romano, foram introduzidas as recomendações sobre repouso e alimentação líquida, bem como concepções de aberto *versus* fechado, talas e gesso, redução aberta e fixação interna, compressão e cicatrização óssea, e fixação externa (MUKERJI et al., 2006).

Em 1275, Salicetti descreveu a influência da oclusão dentária frente ao tratamento de fraturas mandibulares e seu pós-operatório e em 1492 Prevost mencionou os conceitos de Bloqueio Maxilo Mandibular (BMM) (SPINA 2000).

Em 1847, Buck introduziu os conceitos de união dos cotos ósseos por meio de amarras com fios de aço (SCHLICH, 2002). Já em 1870, foi publicado o primeiro livro dedicado à fixação interna (SCHLICH, 2002).

Em 1907, foi descrito na literatura o conceito de osteossíntese pelo cirurgião Lambotte, considerado o “pai da fixação moderna”. E, em 1909, ocorreu o surgimento das primeiras placas de osteossíntese criadas pelo médico britânico William Lane (SCHLICH, 2002).

Até 1940, a redução fechada era considerada padrão-ouro para fixação de fraturas mandibulares (ELLIS, 1993).

Em 1945, sugere-se que Christiansen pode ter sido um dos primeiros a utilizar placas e parafusos para a redução e fixação de fraturas faciais (ELLIS, 1993). Todavia, este fato histórico é controverso, pois há fontes que indicam que, em 1886, Hassmann foi o primeiro cirurgião a utilizar placas na osteossíntese de fraturas mandibulares (SAUERBIER et al., 2008).

Em 1954, tiveram início as publicações na comunidade científica em relação aos pontos favoráveis e desfavoráveis das técnicas de tratamento de fraturas (ELLIS, 1993).

Dessa forma, em 1958, houve a criação do grupo AO/ASIF (*“Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen”* – AO, em idioma alemão/ *“Association for the Study of Internal Fixation”* - ASIF, em inglês) na Suíça, composto por cirurgiões inicialmente com o objetivo de realizar ensaios clínicos e, posteriormente, normatizar e padronizar as técnicas cirúrgicas ortopédicas (PREIN, 1998).

Em 1973, o conceito da osteossíntese com o uso de miniplacas foi introduzida por Michelet et al. e seus conceitos aprimorados por Champy et al. em 1975 (MUKERJI et al., 2006). Os autores supracitados desenvolveram os sistemas de fixação interna com miniplacas que consistiam em placas menos espessas, dobráveis, instaladas por acessos intraorais, com parafusos monocorticais e bicorticais em zonas mandibulares específicas, a

fim de promover uma maior estabilidade dos fragmentos ósseos fixados (DE MEDEIROS et al., 2015).

Desde então, os conceitos vêm sendo aprimorados, assim como as técnicas e os instrumentais cirúrgicos, a fim de beneficiar os pacientes com uma técnica mais precisa e viabilizando um pós-operatório imediato e tardio satisfatoriamente mais confortável (MILORO et al., 2008).

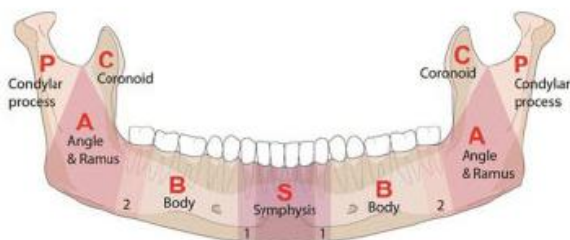
2.2 Classificação das fraturas mandibulares

As fraturas mandibulares podem ser classificadas de acordo com alguns critérios.

A) Podem ser classificadas quanto à sua localização anatômica (Figura 1) (CORNELIUS et al., 2014) (Figura 2) (PRADO et al., 2004; MILORO et al., 2008):

- Sínfise: delimitada por linhas verticais na distal dos caninos inferiores;
- Corpo: região da mandíbula a partir da linha distal do canino até a linha coincidente com o rebordo alveolar anterior do músculo masseter;
- Ângulo: região triangular delimitada por uma borda anterior do músculo masseter e linha oblíqua de estende da região do terceiro molar inferior à inserção pósterio-superior do músculo masseter;

- Ramo: entre a região superior do ângulo e duas linhas iguais que formam um ápice na chanfradura sigmoide;
- Processo condilar: área superior a região do ramo, compreendendo a cabeça e o colo da mandíbula;
- Processo coronóide: inclui o processo coronóide da mandíbula superior a região do ramo;
- Processo alveolar: somente a fratura ocorrer na região que contém os dentes.



*Figura 1:
Imagem*

ilustrativa das fraturas mandibulares quanto à sua região anatômica vista frontal.

Fonte: Cornelius et al. (2014).

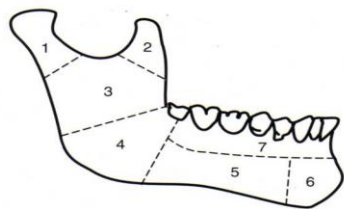


Figura 2: Imagem ilustrativa das fraturas mandibulares quanto à sua região anatômica vista lateral, sendo: 1- côndilo, 2- processo coronóide, 3- ramo, 4- ângulo, 5- corpo, 6- sínfise, 7- processo alveolar.

Fonte: Prado et al. (2008).

B) Quanto à extensão da lesão na área de fratura em simples, composta, cominutiva ou em galho verde. Nesse sentido, as fraturas em galho verde são aquelas que envolvem as fraturas incompletas com flexibilidade do osso. Uma fratura simples é uma completa transecção do osso com mínima fragmentação na região fraturada. Na fratura cominutiva, o osso é fraturado em múltiplos segmentos. Uma fratura composta provém da comunicação da margem do osso fraturado com o meio externo (HUPP et al., 2015).

C) Quanto à amplitude em parciais, completas e incompletas. Nesse conceito, a parcial envolve a região óssea basilar ou região dentoalveolar, a incompleta abrange somente uma face do tecido ósseo não havendo separação dos fragmentos ósseos, enquanto que a completa engloba toda a extensão do osso (PRADO et al., 2004).

D) Quanto à ação do agente etiológico em fraturas por ações diretas ou indiretas. Nas diretas, a solução de continuidade óssea ocorre no local de trauma, enquanto que as indiretas a fratura ocorrem mais distante do local onde foi o trauma (PRADO et al., 2004).

E) Quanto à angulação da fratura e a força de tração muscular em fratura favorável e fratura desfavorável horizontal e verticalmente. Nesse caso, em uma fratura favorável, a linha de fratura e a força de tração muscular resistem ao deslocamento da fratura (Figura 3). Em uma desfavorável, a tração muscular resultará em deslocamento dos segmentos fraturados (Figura 4) (PRADO et al., 2004; HUPP et al., 2015).

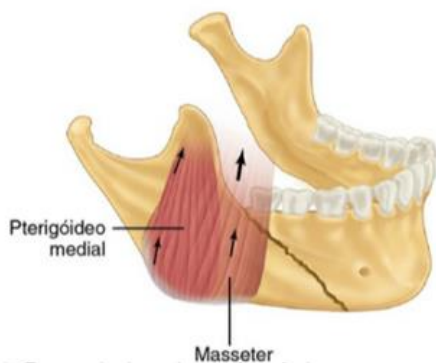


Figura 3: Imagem ilustrativa de fratura mandibular favorável, quando os músculos masseter, temporal e pterigóideo medial deslocam o

fragmento ósseo proximal para cima e medialmente durante a sua contração. A linha de fratura e a força de tração muscular resistem ao deslocamento da fratura.

Fonte: Fonseca et al. (2015).



Figura 4: Imagem ilustrativa de fratura mandibular desfavorável, quando os fragmentos tendem a ser separados pela ação muscular do Milo-hioideo. Assim, a tração muscular resultará em deslocamento dos segmentos fraturados.

Fonte: Fonseca et al. (2015).

F) Quanto ao agente etiológico em fraturas típicas ou atípicas. As primeiras são provenientes do meio civil, como acidentes, agressões físicas e fraturas patológicas. Já as fraturas atípicas são as provenientes de traumas com arma de fogo que, consequentemente, irão apresentar perda de substância de tecidos moles e duros (PRADO et al., 2004).

2.3 Diagnóstico e tratamento das fraturas mandibulares

A cabeça e a face são comumente lesadas em acidentes automobilísticos, domésticos, industriais, entre outros. O tratamento de lesões e fraturas faciais é realizado em ambiente hospitalar e quando a condição do paciente estiver estabilizada (GONZALEZ et al., 2013; AHA, 2015), realiza-se exames clínicos, físicos e de imagem a fim de determinar o diagnóstico de fraturas faciais, especificamente, as fraturas mandibulares (PRADO et al., 2004; MILORO et al., 2016).

Primeiro, após o paciente estar inicialmente estabilizado, deve-se obter uma anamnese do histórico do trauma/acidente para obter-se informações que poderão auxiliar no diagnóstico do quadro clínico. Após isso, realiza-se a avaliação física das estruturas faciais (HUPP et al., 2015).

Em se tratando da suspeita de fratura mandibular, o diagnóstico do paciente com fraturas faciais consiste na avaliação da oclusão e da articulação temporomandibular (ATM), na palpação dos contornos faciais, na manipulação bimanual da mandíbula para avaliar a mobilidade da fratura, na avaliação da simetria e do desvio na boca à abertura, na abertura bucal e na avaliação da dentição para avulsão dos dentes e/ou fraturas dentoalveolares. Além disso, deve-se realizar uma avaliação abrangente dos nervos cranianos, com particular atenção à

avaliação de distúrbios neurosensitivos na distribuição do nervo alveolar inferior/nervo mentoniano. A presença ou ausência de sensibilidade alterada na distribuição do nervo alveolar inferior/nervo mentoniano deve ser documentada (HUPP et al., 2015; MILORO et al., 2016).

Em seguida, realiza-se radiografias para se confirmar o diagnóstico sugerido, sendo elas: radiografia panorâmica, incidência de Towne de boca aberta, incidência pósterio-anterior e incidências laterais oblíquas, bem como tomografia computadorizada (TC) em alguns casos mais complexos (HUPP et al., 2015).

Após a confirmação do diagnóstico da existência de fratura mandibular, é necessário traçar um plano de tratamento a fim de se determinar o tipo de redução e síntese que serão realizados. As fraturas mandibulares podem ser tratadas por meio de diferentes técnicas, conforme o que se segue:

- Amarrias com fio de aço

Na época compreendida entre 1866-1918, o padrão-ouro consistia no tratamento incruento das fraturas mandibulares, com o uso de amarrias interdentais sem fixação intermaxilar (MILORO et al., 2016).

- Fios metálicos

No período compreendido entre 1815 e 1968, as fraturas faciais, especificamente as fraturas mandibulares, eram tratadas por meio de diferentes técnicas com fios metálicos, hoje também conhecidas como osteossíntese (MILORO et al., 2016).

Nesta técnica, inicia-se com uma redução aberta dos fragmentos ósseos, coloca-se os dentes em chave de oclusão e realiza-se a fixação dos fragmentos ósseos mediante o uso de fios de aço, promovendo uma fixação semirrígida. Logo, o paciente necessitará de Bloqueio Maxilomandibular (BMM) (PRADO et al., 2004, MILORO et al., 2016).

Em 1815, Dr Gilmer difundiu o conhecimento acerca do que hoje é considerada uma Fixação Interna Maxilar (FIM) mediante a fixação de bandas dentais ou fios presos no colo dentário. Arcos mais robustos foram aplicados aos elementos dentários mandibulares por Sauer em 1889, promovendo uma fixação semirrígida (MILORO et al., 2016).

Em 1918, com conhecimento aprimorado, Ivy disseminou a técnica em que conectou dentes superiores e inferiores com um terceiro fio torcido amarrado firmemente para promover uma imobilização total e completa da mandíbula. A partir disso, surgiram novas variantes, todavia, a “amarria de Ivy” foi uma precursora do método contemporâneo de FIM popularizado por Erich em 1944 até os dias atuais (MILORO et al., 2016).

- Barra de Erich

A fixação intermaxilar por meio da Barra ou Arco de Erich deve ser adaptada individualmente, considerando que deve ser realizada com fio Aciflex® (Ethicon - Johnson & Johnson) nº 0 ou nº1, com ganchos voltados para cima na maxila e para baixo na mandíbula. Vale ressaltar que, nesta técnica, deve-se manter o paciente em oclusão dentária e os incisivos não devem ser unidos ou, quando necessários, unidos em pares sem uso excessivo de tensão, a fim de evitar extrusão dentária (PRADO et al., 2004).

- Placas metálicas e parafusos

Com o aprimoramento da técnica cirúrgica e a consequente evolução dos materiais, entre as décadas de 70 e 80 (BOTH et al., 1981), difundiu-se o uso de Fixação Interna Rígida (FIR), atualmente denominada de Fixação Interna Estável (FIE) com uma alternância entre placas e parafusos com travamento, parafusos bicorticais, miniplacas ou a combinação entre estes (OCHS, 2003; CHOU et al., 2005; AYMACH et al., 2011; EHRENFELD et al., 2012; KUIK et al., 2018).

Essa alteração de nomenclatura para fixação interna estável, deve-se à existência de micromovimentos interfragmentários que ocorrem na fratura fixada com placas e parafusos. Assim, quando o indivíduo está em função não há uma

imobilização total dos cotos ósseos (ELLIS III, 1993; ELLIS III, 1999).

A Fixação Interna Estável por apresentar uma superioridade biomecânica quando comparada a técnica de fixação óssea com fio de aço, proporciona um maior conforto ao paciente ao reduzir ou eliminar o bloqueio maxilo mandibular, podendo em muitos casos ser substituído pela Fixação Intermaxilar (FIM), além de permitir uma alimentação via oral com qualidade normal e uma diminuição na sintomatologia dolorosa (ELLIS III, 1991; COLOMBINI, 1998). Ainda, ao oferecer maior estabilidade das frações ósseas (ERKMEN et al., 2005), possibilita um maior registro de capacidade de abertura bucal e um menor risco de complicações pós-operatórias (DE SOUZA et al., 2018; ELLIS III et al., 1992; HAUG, 1996).

Em razão de uma adequada e satisfatória fixação por meio de placas e parafusos, as fraturas mandibulares não requerem bloqueio maxilomandibular (BMM), consolidando-se como o padrão-ouro até hoje a partir dos estudos de Champy et al. (1978) e Michelet et al. (1973).

Os sistemas de placas e parafusos são diversos ao redor do mundo, no entanto, a maioria é confeccionada de titânio. São biocompatíveis, atóxicos, não necessitando de uma reintervenção (PRADO et al., 2004).

A variabilidade existente no mercado bucomaxilofacial em relação às placas e parafusos oferece sistemas de diferentes tamanhos, sendo 1,3, 1,5, 2,0 e 2,4 mm (Figura 5). Quando são 2,0mm ou inferior a isso também podem ser denominadas como miniplacas (CHIODO et al., 2009). A escolha ideal deve estar relacionada diretamente à estrutura óssea fraturada, tensões musculares e tipo de fratura (HUPP et al., 2015; MILORO et al., 2016).



Figura 5: Imagem de um conjunto de sistema de placas de titânio e seus respectivos parafusos 2.0mm, utilizados para mandíbula.

Fonte: DePuy Synthes®

O tratamento das fraturas mandibulares, atualmente, tem como objetivos primordiais: restauração da oclusão pré-trauma, retorno à função, estética aceitável (BAGHERI et al., 2013) e controle de complicações pós-operatórias (JOSS et al., 1999).

Dessa forma, os princípios para a redução de fraturas são: redução da fratura para restaurar as relações anatômicas, fixação de fratura proporcionando estabilidade absoluta ou relativa, preservação do suprimento de sanguíneo (BOHLULI et al., 2019) e contenção dos segmentos ósseos (RIBEIRO et al., 2013).

No que tange as fraturas mandibulares, na maioria dos casos podem ser consideradas fraturas expostas, ou seja, potencialmente contaminadas em virtude do contato com a cavidade oral (STACEY, 2006).

Atualmente, a fixação dos fragmentos ósseos mandibulares, em casos de fraturas mandibulares traumáticas, pode ser realizada de maneira fechada e de técnica aberta (MAYRINK et al., 2013). A redução fechada é desempenhada pelo bloqueio maxilo mandibular ou pela Fixação Intermaxilar (FIM) (HUPP et al., 2015), em que não há exposição e manipulação direta de tecido ósseo fraturado. É indicada em casos específicos de fraturas mandibulares traumáticas com mínimo de deslocamento ou sem deslocamento e em casos de fraturas cominutivas (PREIN et al., 1998; MILORO et al., 2016). Nestes casos, a oclusão é usada como guia direto para adequação (BAGHERI et al., 2013). Em

todos os outros casos de fraturas traumáticas mandibulares, está indicada a técnica de redução aberta, que consiste na redução direta dos sítios ósseos no caso de trauma mediante incisão cirúrgica e na fixação dos fragmentos ósseos por meio de sistemas de placas e parafusos (PETERSON et al., 2005; MILORO et al., 2016, HUPP et al., 2015).

Dessa maneira, pode-se resumir em: redução fechada – necessidade de fixação intermaxilar (FIM) para a imobilização da fratura, considerado como tratamento conservador para fraturas mandibulares (HUPP et al., 2015; MARANO et al., 2020) e redução aberta, imobilização da fratura com fios, placas e parafusos (SPIESSL, 1989, GHAZAL et al., 2004).

As indicações para a redução aberta incluem deslocamento contínuo dos segmentos ósseos ou fraturas desfavoráveis às ações musculares e, dessa maneira, um tempo reduzido de uso de FIM.

Em se tratando de fraturas ósseas faciais, a traumatologia bucomaxilofacial moderna é baseada em duas filosofias: Escola suíça - AO/ASIF e Escola francesa - Champy (MILORO et al., 2016).

Como mencionado anteriormente, em 1958 foi fundada a AO/ASIF e seus membros introduziram o conceito de fixação interna rígida aplicada a placas de fixação inseridas nas bandas de compressão e tração, conforme as ações dos tecidos musculares (Fig. 21) (POGREL et al., 2016; PREIN, 1997; MILORO et al.,

2016). Na década de 90, apresentou novas técnicas para tratamento das fraturas faciais, especialmente a mandíbula, bem como introduziu no mercado um novo sistema de fixação denominado “locking system”, que proporciona um sistema de travamento de parafusos, o que em longo prazo vem a evitar o afrouxamento e possíveis perdas (GUTWALD et al., 2003; MILORO et al., 2008).

Por outro lado, Michelet, em 1973 (MICHELET et al., 1973), seguido por Champy, em 1978, determinaram linhas “ideais” de osteossíntese da mandíbula (CHAMPY et al., 1977; CHAMPY et al., 1978), ou seja, locais em que uma única miniplaca seria colocada de forma a promover maior estabilidade e esta seria suficientemente adequada para a fixação e estabilização dos segmentos ósseos fraturados (DANG et al., 2019). Em casos de fratura de corpo mandibular, é indicado o uso de placa de fixação interna estável de 2,0 mm (KAPLAN et al., 2001; MILORO et al., 2016). Estes autores defenderam o que hoje se conhece com fixação semirrígida (MILORO et al., 2016).

No que tange às técnicas de redução aberta de fraturas de corpo mandibular, o tratamento cirúrgico poderá ser realizado baseado na “filosofia AO” ou “filosofia Champy”: a primeira preconiza o uso de duas miniplacas (Figura 6), uma na zona de tensão e outra na zona de compressão da fratura e a segunda

sugere o emprego de apenas uma única miniplaca (Figura 7), respectivamente (PREIN et al., 1998; CHAMPY et al., 1977).

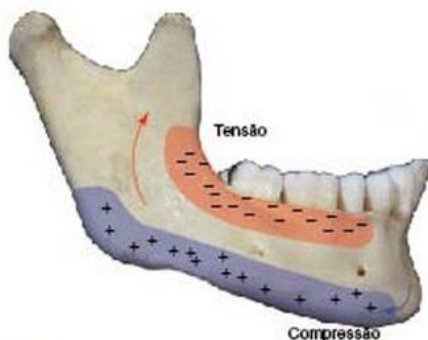


Figura 6: Áreas de tensão e compressão da mandíbula geradas por grupos de músculos opostos.
Fonte: Bagheri et al. (2013).

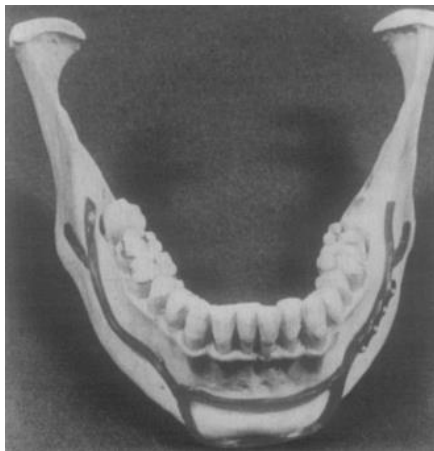


Figura 7: Linha ideal de osteossíntese.
Fonte: Champy et al. (1978).

A decisão de tratar um paciente por meio da maneira conservadora por redução fechada com o uso de BMM ou redução aberta a partir de intervenção cirúrgica ainda é bastante discutida na literatura, muito embora esta última seja responsável pela maior parte das abordagens (MILORO et al., 2016) e tenha se tornado o padrão para o tratamento de fraturas mandibulares (SAUERBIER et al., 2008). Vale ressaltar que ambas as técnicas apresentam vantagens, todavia, quando na tomada de decisão, deve-se levar em conta a idade do paciente, deslocamento ósseo, origem do trauma, alterações funcionais, entre outros.

Em relação às filosofias de tratamento cirúrgico, não há um consenso em relação à qual é a melhor (OCHS, 2003). A técnica escolhida em cada caso cirúrgico é consequência em grande parte das preferências do cirurgião (KIUK et al., 2018), todavia, deve-se considerar a evidente estabilidade do sistema, bem como as forças mastigatórias que atuarão nesse processo. Ademais, o cirurgião buco-maxilo-facial deverá basear-se também em outros fatores como o tipo da lesão, sua localização e o estado de saúde do paciente (HORIBE et al., 2004).

As duas vertentes de fixação existentes buscam um menor dano aos tecidos moles e nervos envolvidos, bem como um pós-operatório mais confortável ao paciente, associado a uma adequada estabilidade desse sistema (ELLIS III et al., 1992; HAUG, 1996).

2.4 Ensaios biomecânicos

Para uma precisa técnica de redução de fratura e, posteriormente, a instalação da FIE, é necessário e imprescindível que o cirurgião tenha vastos conhecimentos da biomecânica que envolve o osso mandibular (MILORO et al., 2016), tendo em vista que a mandíbula sofre ação de diversos grupos musculares que imprimem tensões musculares que irão determinar diretamente, juntamente com o tipo de impacto, idade e gênero (ZHOU et al., 2016), a direção e o grau de deslocamento das fraturas mandibulares (HUELKE et al., 1964; HUELKE et al., 1969) e, conseqüentemente, a eficácia do sistema de fixação adotado (MILORO et al., 2016).

Ao buscar uma maior estabilidade do sistema de fixação com placas, a fim de evitar falhas indesejáveis nessa terapia, há disponíveis no mercado inúmeras marcas com características próprias, que contribuem com o crescente aumento de estudos que objetivam entender melhor esse sistema. Estes estudos, por sua vez, são de característica laboratorial *in vitro*, método no qual é possível avaliar seu comportamento quando submetido a diferentes tipos de cargas, o que pode sugerir qual será seu comportamento no organismo humano, além de poder analisar suas propriedades químicas e microestruturais (RODRIGUES et al., 2015; OLIVERA et al., 2012).

As fraturas mandibulares localizadas na região de corpo são afetadas pela ação muscular (EUSTERMAN, 2012) e pelas cargas mecânicas advindas dos molares (MAVROPOULOS, 2004) sendo, assim, a área da mandíbula que recebe a maior magnitude de forças de impacto (APICELLA et al., 2010). A tensão ocorre ao nível do plano oclusal e a zona de compressão ocorre ao longo do bordo inferior da mandíbula (RUDDERMAN et al., 2012).

Segundo a literatura científica, a força mastigatória no plano oclusal gira em torno de 220N (HARADA et al., 2000) em indivíduos de ambos os gêneros, sem fratura de face e 250N no primeiro molar inferior (WONG et al., 2011). Todavia, após 2 semanas de um procedimento cirúrgico em face, com osteotomia e fixação interna estável, é possível verificar uma carga média de 66N na face oclusal dentária com um aumento gradual com o passar dos dias e a recuperação do paciente (ELLIS et al., 1996; HARADA et al., 2000). Esta redução também foi verificada em outros estudos (TATE et al., 1994; MADSEN et al., 2008), visto que se observou uma diminuição drástica da força mastigatória até 100N em região de molares nas primeiras 6 semanas de pós-operatório de fratura mandibular, em razão do trauma na região (MADSEN et al., 2008).

Tendo em vista que a direção do traço de fratura é um ponto crucial para o tratamento cirúrgico, começou-se a estudar

os métodos de fixação interna com a finalidade de se compreender o processo que se dá quando há uma fratura, bem como tomar conhecimento do comportamento das técnicas de fixação (OLIVEIRA et al., 2011; VIEIRA et al., 2011).

Surgiu a necessidade de se realizar pesquisas *in vitro* sobre FIE aplicada em diversos substratos, tais como: mandíbulas cadavéricas humanas e animais (SIKES et al., 1998; THARANON et al., 1998; ARMSTRONG et al., 2001; TRIVELLATO et al., 2001; PEAVEY et al., 2003; ERDOGAN et al., 2005; HAUG et al., 2008), mandíbulas de poliuretano (BREDBENNER et al., 2000; HAUG et al., 2002; MADSEN et al., 2008; RODRIGUES et al., 2014), mandíbula de Alumínio e compostos (DE MEDEIROS et al., 2015) e modelos computacionais (JINDAL et al., 2019).

Em um desses ensaios *in vitro*, avaliou-se o torque de inserção e a força de saída de parafusos do sistema 2,0mm e 2,4mm. Para isso, os substratos foram categorizados em 3 grupos: origem animal (costela bovina, costela de porco), materiais sintéticos (resina fotoelástica e poliuretano - Mandibles with Teeth Intact®, Suíça e Foam Cortex Bone Mandible Models with Teeth, Pacific Research Laboratories®) e outros materiais (madeira de carvalho vermelho), todos comparados com o grupo controle, 5 mandíbulas humanas cadavéricas frescas com idade média de 64 anos. Para o estudo, os pesquisadores realizaram 2

secções verticais de 3cm em região de corpo mandibular direito, próximo ao ângulo das mandíbulas do grupo controle e após dissecaram até o tecido ósseo ser exposto. Nos outros grupos, as linhas de corte seguiram o mesmo padrão. Cada amostra foi fixada em uma plataforma para que estivessem estabilizadas verticalmente e levadas ao ensaio de carregamento vertical de força mecânica (Model 1230; Instron Corp®), na frequência de 5Hz inicial. Como resultados, concluíram que todos os substratos apresentados podem ser aplicados em ensaios mecânicos comparativos, pois apresentam vantagens como padronização do tamanho, dureza, módulo de elasticidade e similaridade com a mandíbula humana, bem como são de fácil obtenção. Todavia, ainda assim, não replicam todas as interações que acontecem entre o osso, a placa e a superfície do material, além de não serem capazes de demonstrar a ação das forças musculares que a mandíbula está sendo submetida (BREDBENNER et al., 2000).

Com o objetivo de avaliar o comportamento mecânico de placas de fixação 2,0mm e placas de reconstrução 2,4mm e parafusos de 6mm de comprimento (Synthes Maxillofacial®, Paoli, PA, EUA), utilizadas em fraturas de ângulo mandibular, estas foram fixadas em 130 mandíbulas de poliuretano (Synbon®, Suíça). Destas, 120 foram divididas em 2 grupos de 60, sendo que um grupo consistia em placas 2.0mm e o outro composto por placas 2.4mm, assim como 5 foram usadas para ser controle de

cada grupo em questão. Para padronizar a fixação das porções e a fratura na região de ângulo direito realizada, foi desenvolvido um dispositivo de Polimetilmetacrilato para posicionar na borda do ramo do substrato. Para o teste mecânico realizado na Instron 1331®, com 10Hz de frequência, foram sequencialmente divididos em 5 grupos, conforme o tipo de fixação aplicada e o deslocamento sugerido. Nesse estudo, a carga aplicada verticalmente variou de 0 a 100N na região de molar e incisal. Como resultados, os autores apresentaram que não houve diferença entre os grupos em relação ao escoamento de força e deslocamento de FIE. Muito embora o grau de deslocamento tenha afetado o desempenho mecânico das placas, considerando a frase “tudo ou nada”, quando um dos elementos da FIE tem um desempenho ruim, o conjunto FIE falha (HAUG et al., 2002).

Para comparar um sistema de placa com revestimento de superfície e um convencional quando utilizados em uma fratura de ângulo mandibular fixada pelo método Champy, de 2,0mm e 2,1mm, respectivamente e, ambas com 4 parafusos, os pesquisadores utilizaram uma mandíbula humana fixada em Formol como substrato, quando realizaram osteotomia bilateral na região proposta. O ensaio foi realizado 10 vezes, com intervalo de 3 minutos durante cada vez com 133N de carga aplicada. Ademais, utilizaram extensômetros Strain Gauge para melhor aferição das condições mecânicas das amostras. Como resultados,

os autores reportaram que foi verificada diferença estatística entre os 2 grupos confirmadas pelos extensômetros (CHACON et al., 2005).

Em estudo realizado para avaliação de diversos métodos de fixação em fraturas de sínfise e parasínfise em mandíbulas poliuretano, foi utilizado o substrato com o mesmo formato, geometria e dimensão anatômica da mandíbula, mas de material sintético. Os autores relataram que, apesar da incidência de carga vertical ser semelhante à encontrada em circunstâncias clínicas, o poliuretano não pode representar completamente a interação entre a mandíbula e às ações musculares da região (MADSEN et al., 2008).

Para avaliar a eficácia de duas técnicas de fixação, utilizaram-se 10 hemimandíbulas de poliuretano com fraturas simuladas de corpo mandibular. Estas foram divididas em dois grupos: 5 amostras com fixação 2.0mm e duas placas, uma na zona de tensão e outra na de compressão e 5 amostras com fixação 2.0mm, sendo barra de Erich na zona de compressão e mais uma placa na zona neutra. Após a fixação foi realizado teste de carga por meio da máquina de ensaio universal (modelo 4411; Instron Corp.®, Norwood, MA, USA) a 1mm/min de velocidade e aplicação de carga progressiva aplicada na porção distal dos corpos de prova. Como resultados, observaram que o grupo com duas placas 2,0mm, sem a barra de Erich, apresentou maior picos

de carga, o que indica maior resistência desse grupo. Todavia, esse mesmo grupo apresentou maior valor de deslocamento (RIBEIRO et al., 2013).

Com o intuito de se avaliar o conjunto FIE sem a interferência do substrato, realizou-se um ensaio sobre a resistência mecânica e a fractografia de duas técnicas de fixação para fraturas de corpo mandibular. Foram utilizadas hemimandíbulas de Alumínio, onde foram fixadas a partir de dois grupos: I, com 2 placas, uma na zona de tensão e outra na zona de compressão para cada amostra, totalizando 20 corpos de prova e II, com 1 placa na zona neutra, totalizando 10 corpos de prova, ambos os grupos com marcas comerciais nacionais diferentes sendo todas elas com 4 furos e sistema 2,0mm (Tóride® - Tóride Indústria e Comércio Ltda. – Mogi Mirim, São Paulo – Brasil; Traumec® - Traumec Tecnologia e Implantes Ortopédicos Imp e Exp Ltda. – Rio Claro, São Paulo – Brasil). Após ensaios mecânicos na Instron®, verificou-se que o grupo I, com duas placas, apresentou maior resistência mecânica estatisticamente relevante. Além disso, Traumec® apresentou maior resistência mecânica quando utilizada no método com duas placas de fixação e a Tóride® apresentou maior resistência à carga quando utilizada no método com apenas uma placa de fixação (DE MOURA et al., 2013).

Outro estudo utilizou substrato de aço para comparação dos sistemas Luhr Mini® (Howmedica, Inc, Rutherford, NJ) e Sistema Micro Luhr® (Howmedica, Inc, Rutherford, NJ) com placas de 0,5mm de espessura utilizadas na área buco-maxilo-facial, a várias forças aplicadas em diferentes sentidos. Relataram que apesar desse substrato não representar uma mandíbula por completo, foi possível avaliar a quantidade de carga suportada pelo sistema de fixação (HEGTVEDT et al., 1994). Além disso, o substrato de alumínio possibilita a avaliação da resistência do sistema de fixação sem a interferência do substrato (DE MEDEIROS et al., 2014).

Em outro ensaio, através da Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) e da análise de uma mandíbula de Alumínio com fratura simulada em região de corpo, foi possível observar uma fratura do tipo dúctil, normalmente encontrada em corpos de ensaio de tração de materiais dúcteis, como o titânio. Além disso, não foram verificados indícios de falha por alteração na estrutura das placas que poderiam ocorrer durante o processo de fabricação (DE MEDEIROS et al., 2014).

Com o objetivo de estudar as propriedades estruturais e físicas das placas, foi realizado teste mecânico de dureza em três porções da placa da marca Stryker Leibinger® (Kalamazoo, MI, USA), sendo que uma foi usada para grupo controle, a segunda com uma flexão/ “dobra” de 90° manual, diferindo da terceira

placa com essa dobra pré-fabricada. Observaram que o grupo controle e o grupo 1 foram estatisticamente semelhantes e o grupo 3 apresentou maior dureza no teste mecânico (ARAÚJO et al., 2015).

Em outro estudo, foi realizado um teste de densidade em vinte mandíbulas de poliuretano confeccionadas com uma fratura característica de Osteotomia sagital do ramo mandibular, as quais foram divididas em dois grupos: 10 hemimandíbulas foram fixadas com três parafusos bicorticais canulados (CSG) e 10 fixadas com três parafusos bicorticais de núcleo sólido (SCSG). Após os testes mecânicos e de fotoelasticidade, verificou-se que nos dois grupos, o resultado da resistência à força de compressão, assim como o de dispersão dos valores de força, foi diretamente proporcional ao deslocamento. Ainda, na análise fotoelástica, no grupo SCSG, observou-se uma maior concentração de tensões próximo ao ramo mandibular. Todavia, apenas no deslocamento de 1mm o grupo CSG apresentou maior resistência; nos demais, não houve diferença estatística (LIMA et al., 2015).

Carregamento mecânico também foi utilizado para testar a resistência mecânica de placa em formato de Y, indicadas para fraturas em côndilo, as quais foram divididas em três grupos com 0.6, 1.0 e 1.5mm de espessura, fixadas em hemimandíbulas de poliuretano, com diferentes níveis de deslocamento. Como resultados, verificou-se que a placa com 1.5mm de espessura foi a

que apresentou maior média de resistência em todos os níveis de deslocamento (CELEGATTI FILHO et al., 2015).

Para avaliar a resistência e a fotoelasticidade das placas em fraturas de corpo mandibular, foram utilizadas 60 hemimandíbulas de poliuretano divididas em quatro grupos, sendo 15 hemimandíbulas em cada grupo: Grupo 1- hemimandíbulas fixadas com 2 miniplacas, 4 furos de 2.0mm e parafusos dispostos linearmente com uma angulação de 90° em relação a hemimandíbula. A primeira placa foi fixada a 20 mm a partir da borda inferior do osso mandibular e a segunda placa foi fixada 8 mm acima da borda inferior da mandíbula; Grupo 2- hemimandíbulas fixadas com barra de Erich e uma miniplaca com 4 furos de 2.0mm e parafusos fixados a 17 mm a partir da borda inferior do corpo mandibular, dispostos linearmente em um ângulo de 90°; Grupo 3 - hemimandíbulas fixadas com barra de Erich, 6 furos na zona de compressão da mandíbula (8 mm de borda inferior do corpo mandibular), fixados com parafusos 2.4mm, linearmente dispostos e inseridos em um ângulo de 90°; Grupo 4 - hemimandíbulas fixadas com miniplacas de 2.0 mm na zona de tensão da mandíbula (20 mm acima da borda inferior do corpo mandibular), com 4 furos e parafusos de 2,0 mm e miniplacas de 2.4mm na zona de compressão (8mm a partir da borda inferior do corpo mandibular), com 4 furos e parafusos de 2.4mm. Observaram que o grupo 2 apresentou a menor

resistência, seguido pelos grupos 1, 4 e 3, o que foi confirmado na análise fotoelástica. As placas do grupo 2 apresentaram maiores níveis de tensão (RODRIGUES et al., 2015).

Com o intuito de também avaliar a resistência de duas marcas (Tóride® e Traumec®) de sistema de fixação de 2.0 mm com sistema de travamento de parafusos em mandíbulas de alumínio com fratura simulada de corpo mandibular, foram utilizadas quatro hemimandíbulas simulando uma fratura de corpo mandibular. Estas foram divididas em dois grupos, com 5 amostras cada: I - fixado com uma placa de quatros furos, parafusos de 6 mm na zona de tensão e uma placa de 4 furos, 4 parafusos de 10 mm na zona de compressão; II - fixado com uma placa de 4 furos, 4 parafusos de 6 mm na zona neutra. Observou-se que houve diferença apenas no deslocamento de 7 mm e no final, as placas Tóride® suportaram uma carga maior nos dois grupos (DE MEDEIROS et al., 2015).

Em um ensaio mecânico com quatro marcas comerciais, sendo elas: Leibinger® (Stryker Corporate, MI, EUA), Tóride® (Tóride Indústria e Comércio Ltda., Mogi Mirim, São Paulo, Brasil), Engimplan® (Engimplan, Rio Claro, São Paulo, Brasil), Medartis® (Medartis AG, Basileia, Suíça), os autores realizaram um teste de dureza clínica, analisado posteriormente em microscopia óptica, juntamente com teste químico realizado com Oxigênio, Nitrogênio e Hélio. Observou-se que os parafusos

foram fabricados em grau V Ti (Titânio) e que apresentaram maior resistência ao teste do que as placas. Já em relação às placas, os três primeiros grupos apresentaram microestrutura e características mecânicas semelhantes entre si, diferindo das placas do grupo Medartis®, que apresentou um valor menor de resistência do teste de dureza (MENDES et al., 2016).

Por outro lado, com o objetivo de avaliar clinicamente os métodos de fixação com mini placas, Lima et al. (2011) realizaram um estudo retrospectivo com pacientes submetidos a tratamento cirúrgico de fraturas condilares ao longo de 10 anos e concluíram que, etiologicamente a maioria dos casos refere-se a acidentes automobilísticos, indivíduos jovens e adultos jovens, preferencialmente do sexo masculino.

Outro estudo retrospectivo que avaliou clinicamente as fraturas de ângulo mandibular tratadas cirurgicamente através de redução aberta e diferentes meios de fixação observou-se que há ainda uma predominância do sexo masculino, todavia a principal causa da fratura deve-se às agressões físicas, o que pode explicar a presença de fraturas múltiplas. O maior número de complicações precoces como edema facial foi verificado naqueles indivíduos em que foram utilizadas 2 miniplacas em comparação àqueles com 1 miniplaca (FERRARI et al., 2018).

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste ensaio foi:

- Avaliar a resistência mecânica em materiais de fixação interna estável 2,0mm, utilizando substrato produzido por manufatura aditiva de aço inox por meio de fraturas simuladas em corpo mandibular.
- Analisar as diferenças microestruturais entre as duas técnicas de fixação propostas.
- Examinar os pontos de fragilidade no desenho do sistema de fixação interna estável (FIE).

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Sistema de Fixação Interna Estável

Foram selecionadas 80 placas de titânio retas de quatro furos do sistema 2.0mm e para fixação, 320 parafusos de 2,0x6mm. Os materiais de fixação utilizados foram da marca comercial SignoVinces® (Signo Vincés Equipamentos Odontológicos – Salgadinho, Campo Largo – PR – Brasil).

De acordo com as especificações dos fabricantes, as placas são de titânio comercialmente puro, grau II (ASTM-67) e com espessura de 1mm (Figura 8; Figura 9). Os parafusos são de liga de titânio- alumínio-vanádio (Ti-6Al-4V) com 6 e 10mm de altura e 2mm de espessura (Figura 10; Figura 11).



Figura 8: Imagem do corpo de prova utilizado (placa de 2.0mm).
 Fonte: Autoria própria (2021).



Figura. 9: Especificações da amostra (placa de 2.0mm).
 Fonte: Autoria própria (2021).



Figura. 10: Imagem do corpo de prova utilizado (parafusos).
 Fonte: Autoria própria (2021).



Figura. 11: Especificações da amostra (parafusos).
 Fonte: Autoria própria (2021).

4.2 Substrato

O substrato para a confecção das duas hemimandíbulas consistiu em manufatura aditiva, importada da empresa Carpenter Additive® (Pennsylvania- EUA). Esse substrato é composto por 17,5% de Cromo, 12,6% de Níquel, 2,4% de Molibdênio, 0,66%

de Silicone além de Carbono, Enxofre, Fósforo, Nitrogênio, Ferro e Cobre, conforme imagem (Figura 12).

CHEMICAL ANALYSIS						
		Units	Min	Max	Result	Approved
C	Carbon	weight %	0	0.030	0.023	Pass
Si	Silicon	weight %	0	0.75	0.66	Pass
S	Sulphur	weight %	0	0.010	0.006	Pass
P	Phosphorus	weight %	0	0.025	0.001	Pass
O	Oxygen	weight %	0	0.10	0.03	Pass
Ni	Nickel	weight %	12.5	13.0	12.6	Pass
N	Nitrogen	weight %	0	0.10	0.10	Pass
Mo	Molybdenum	weight %	2.25	2.50	2.40	Pass
Mn	Manganese	weight %	0	2.00	0.57	Pass
Fe	Iron	weight %	Balance	-	Balance	Pass
Cu	Copper	weight %	0	0.50	0.02	Pass
Cr	Chromium	weight %	17.5	18.0	17.5	Pass

SIEVE ANALYSIS - ASTM B214						
		Units	Min	Max	Result	Approved
	+45 µm	weight %	Info Only	-	2	Pass

LASER SIZE DIFFRACTION - ASTM B822						
		Units	Min	Max	Result	Approved
	-16 µm	volume %	Info Only	-	4	Pass

Figura 12: Análise química dos componentes do produto da manufatura aditiva.

Fonte: Carpenter Additive® (2021).

Após a importação do material-base constituinte, foi realizada a modelagem em 3D (três dimensões) no software Meshmixer® (Figura 13) (Autodesk®, Mill Valley, Califórnia, EUA) do modelo de mandíbula que, posteriormente, seria utilizado nos ensaios mecânicos.

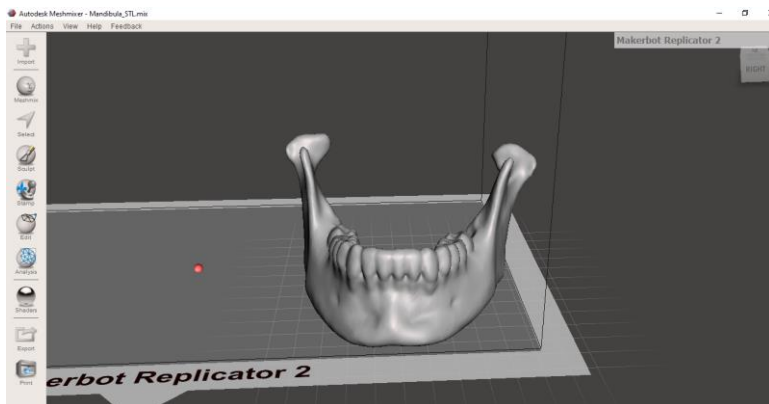


Figura 13: Tela inicial do software Meshmixer com a mandíbula.
 Fonte: Meshmixer® (2021).

A confecção e manipulação dos modelos necessários para o teste foi realizada pela empresa Motora Jr® (Universidade Federal de Santa Maria - UFSM, Santa Maria, RS - Brasil).

Nesta etapa, foi utilizado como modelo padrão um protótipo de mandíbula de origem humana aplicado em outros ensaios (DE MEDEIROS et al., 2014; DE MEDEIROS et al., 2015; RODRIGUES et al., 2016), sob as medidas de: largura- 113,88mm, altura – 59,77 mm e profundidade- 108,27mm (Figura 14). Foi simulada uma linha de fratura vertical do processo alveolar até a base da mandíbula, na região de corpo mandibular, entre o segundo pré-molar inferior e o primeiro molar inferior, lado esquerdo (Figura 15; Figura 16).



Figura 14: Modelo digital da mandíbula inicial.
Fonte: Autoria própria (2021).

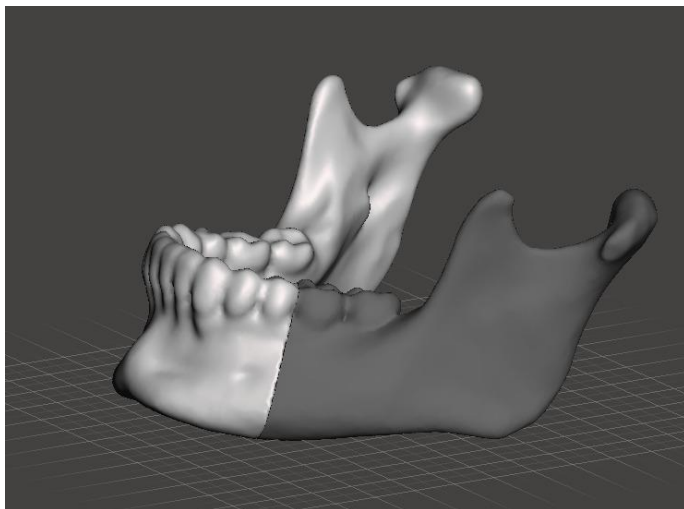


Figura 15: Mandíbula inteira digital com linha de fratura vertical em região de corpo.

Fonte: Autoria própria (2021).

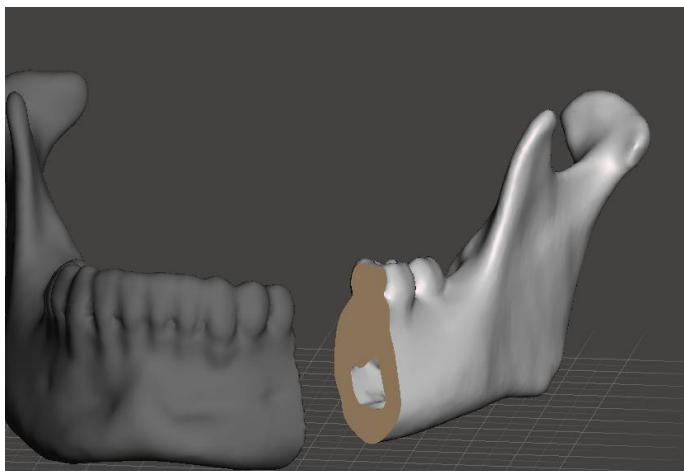


Figura 16: Mandíbula separada em dois segmentos ósseos devido à fratura.

Fonte: Autoria própria (2021).

Após isso, foram manipulados dois modelos diferentes:

- Modelo I: Fixação Interna Estável com nicho para uma placa única de fixação, sendo esta placa fixada na zona neutra, conforme filosofia Champy (Figura 17; Figura 18).

- Modelo II: Fixação Interna Estável com dois nichos, duas placas de fixação, sendo uma para cada nicho, uma placa na zona de tensão e outra na zona de compressão, conforme filosofia AO/ASIF (Association for the Study of Internal Fixation) (Figura 19; Figura 20).

Para promover um adequado travamento dos nichos no substrato e diminuir o viés de deslocamento, foi realizado um acabamento em formato de “T” na parte interna dos nichos da zona neutra, tensão e compressão (Figura 18). Já no que tange ao nicho da zona de compressão, este foi realizado de maneira a transpassar toda a borda inferior da mandíbula (Figura 20), considerando que no procedimento cirúrgico de fixação deste tipo de fratura, há a possibilidade de utilizar-se parafusos mais longos, como parafusos passantes.

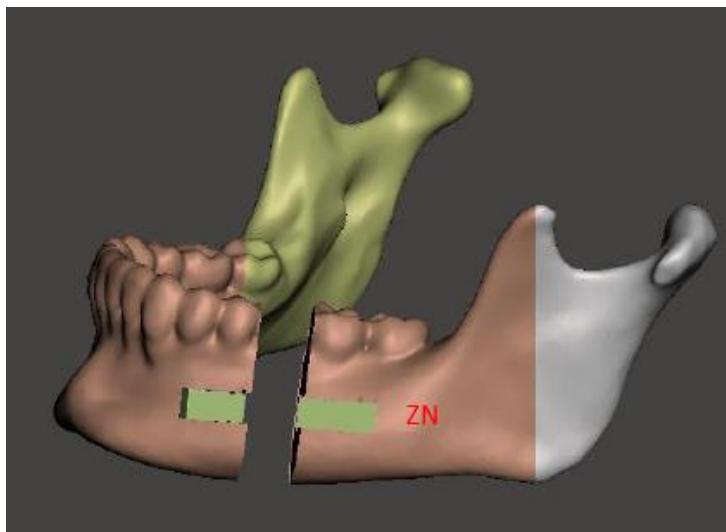


Figura 17: Mandíbula com nicho na zona neutra, vista latero-frontal.
Fonte: Autoria própria (2021).

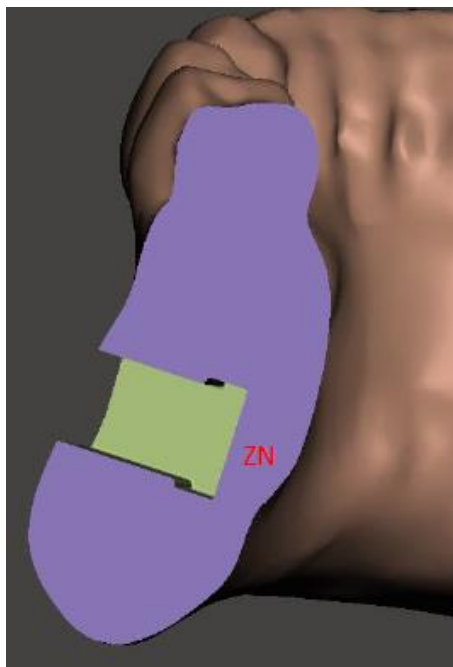


Figura 18: Mandíbula com nicho na zona neutra, vista interna.
Fonte: Autoria própria (2021).

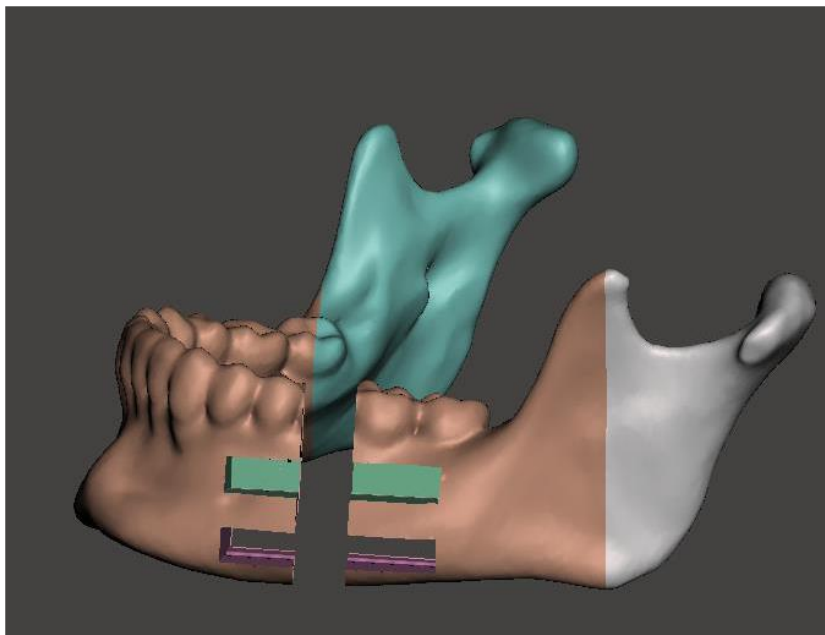


Figura 19: Mandíbula com nicho na zona de tensão e compressão, vista latero-frontal.

Fonte: Autoria própria (2021).

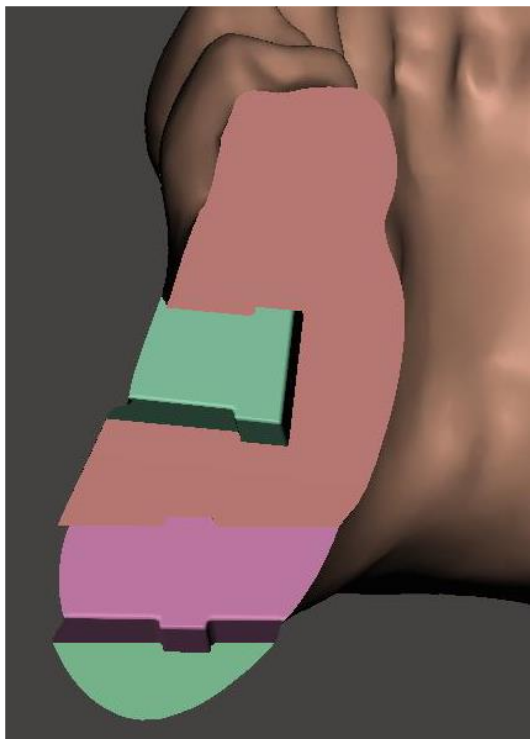
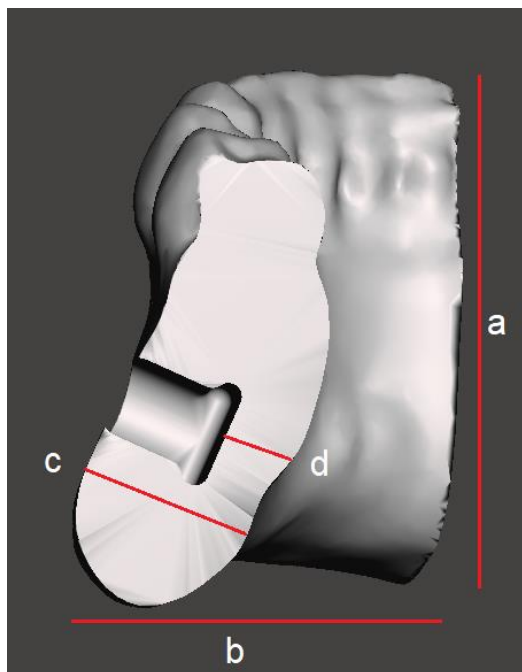


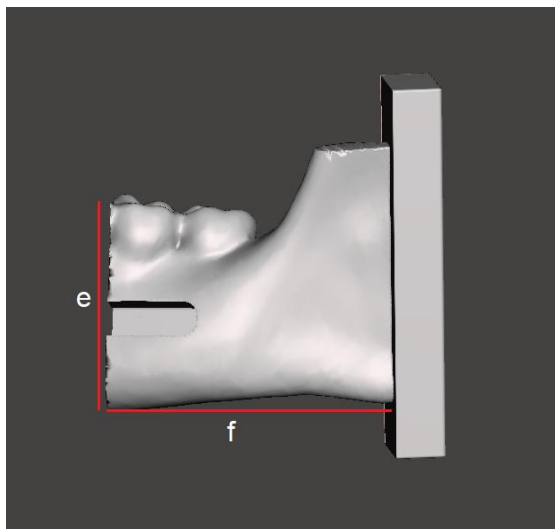
Figura 20: Mandíbula com nicho na zona de tensão e compressão, vista interna.

Fonte: Autoria própria (2021).

As dimensões em milímetros (mm) estão especificadas nas imagens abaixo (Figura 21; Figura 29) (DE MEDEIROS et al., 2014; DE MEDEIROS et al., 2015).

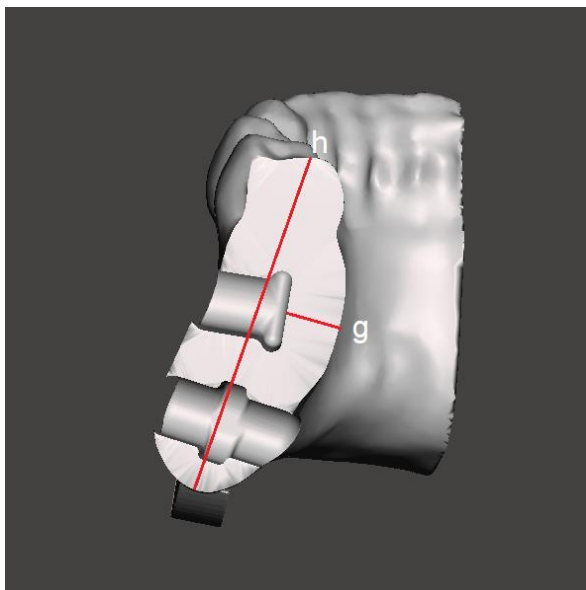


*Figura 21: Estrutura mandibular simulada, porção mesial, vista interna: $a=39,81\text{mm}$, $b=38,38\text{mm}$, $c=13,43\text{mm}$, $d=5,04\text{mm}$.
Fonte: Autoria própria (2021).*



*Figura 22: Estrutura mandibular simulada, porção distal, vista frontal:
 $e = 34,29\text{mm}$, $f = 45,43\text{mm}$.*

Fonte: Autoria própria (2021).



*Figura 23: Estrutura mandibular simulada, porção mesial, vista interna: $g=5,27\text{mm}$, $h=34,29\text{mm}$.
Fonte: Autoria própria (2021).*

No modelo de 2 nichos, foi necessário realizar um “reforço” na estrutura logo abaixo da base mandibular, a fim de se promover maior estabilidade ao substrato (Figura 24).

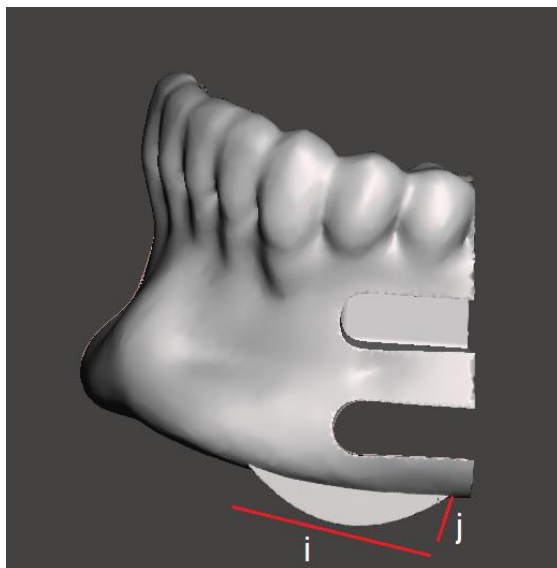


Figura 24: Estrutura mandibular simulada porção mesial, vista frontal: $i=20\text{mm}$, $j=4,5\text{mm}$.

Fonte: Autoria própria (2021).

Para ser possível a realização da fixação dos modelos mandibulares impressos na máquina de ensaio universal, foi confeccionada uma base vertical, em formato de retângulo no segmento distal (Figura 25) (DE MEDEIROS et al., 2015).

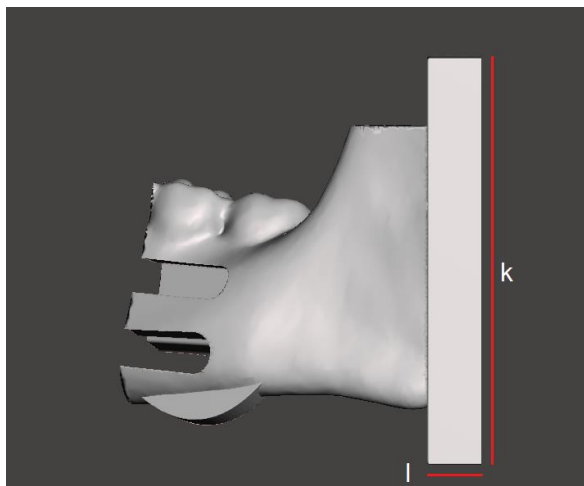


Figura 25: Estrutura mandibular simulada porção distal, vista frontal: $k=60\text{mm}$, $l=8\text{mm}$.

Fonte: Autoria própria (2021).

Para a instalação do sistema de fixação interna estável, foram confeccionados também os nichos para as zonas de tensão, compressão e neutra (Figura 26- Figura 29).

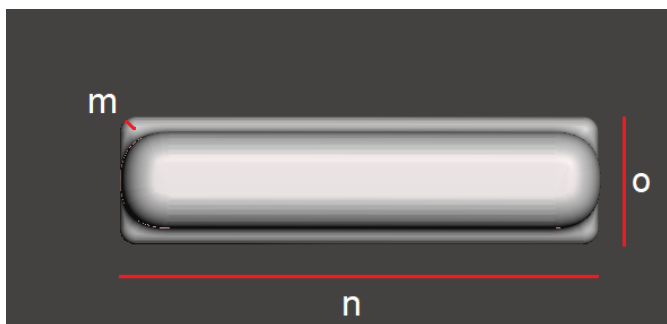
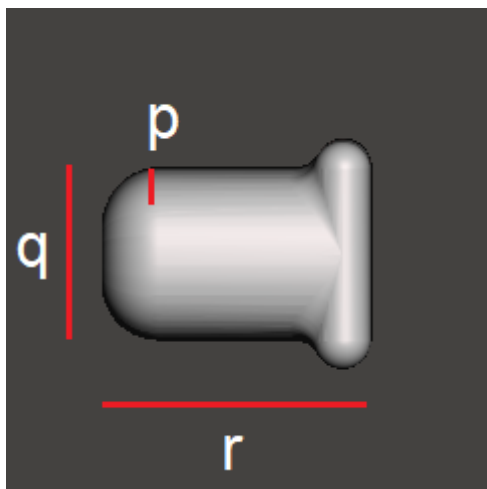
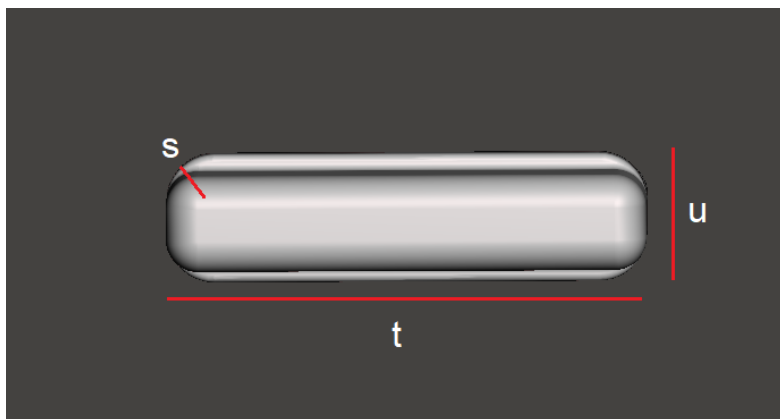


Figura 26: Nicho vista frontal: $m=1\text{mm}$, $n=30\text{mm}$, $o=8\text{mm}$.

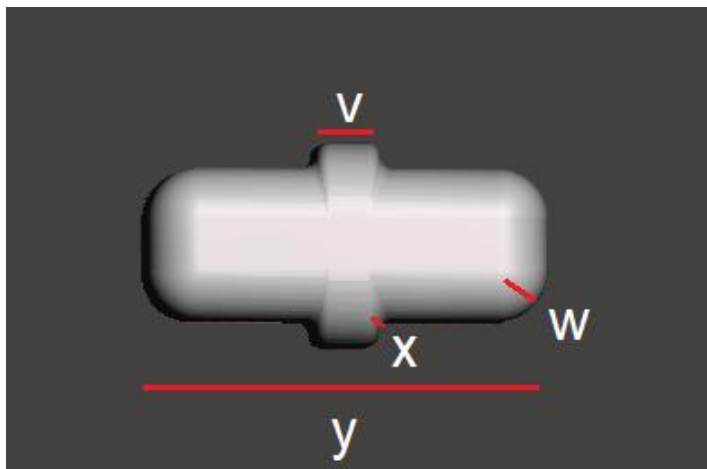
Fonte: Autoria própria (2021).



*Figura 27: Nicho vista lateral: $p=2\text{mm}$, $q=6\text{mm}$, $r=9,5\text{mm}$.
Fonte: Autoria própria (2021).*



*Figura 28: Nicho zona de compressão, vista frontal: $s=3\text{mm}$, $t=30\text{mm}$, $u=8\text{mm}$.
Fonte: Autoria própria (2021).*



*Figura 29: Nicho zona de compressão, vista lateral: $v=1,5\text{mm}$, $x=0,5\text{mm}$, $y=15,7\text{mm}$, $w=2\text{mm}$.
Fonte: Autoria própria (2021).*

A partir dos modelos digitais prontos gravados em formato “STL”, realizou-se a impressão digital de uma amostra de mandíbula de cada grupo pelo laboratório Meridional (Passo Fundo/RS - Brasil) (Figura 30). Este passo foi realizado a fim de que se desenvolvesse um estudo piloto para cada grupo.

Logo após a aquisição das amostras do substrato para o estudo piloto, foi realizado um ensaio de fadiga, consistindo em um ensaio com aplicação de carga de maneira dinâmica (GARCIA et al., 2000) com cada grupo pré-determinado (Figura 31). Nesse ensaio, aplicou-se carreamento oclusal de 100N, o mínimo que a máquina aplica, na frequência de 1Hz com o pino aplicando a carga vertical diretamente na face oclusal do segundo

pré-molar inferior direito. Foi realizado na máquina universal de ensaio mecânico universal ServoPulser Tipo E - EHF-EB100kN-20L (Kyoto - Japão), no laboratório de Engenharia Mecânica da Universidade de Passo Fundo, RS, Brasil (Figura 32).



Figura 30: Corpo de prova prototipado modelo II para estudo piloto.
Fonte: Autoria própria (2021).



Figura 31: Ensaio de fadiga em corpo de prova constituinte do estudo piloto.

Fonte: Autoria própria (2021).



Figura 32: Máquina de ensaio universal de fadiga ServoPulser Tipo E - EHF-EB100kN-20L (UPF/RS).
Fonte: Autoria própria (2021).

Logo após o estudo piloto, foi realizada a fabricação das hemimandíbulas em aço por meio da manufatura aditiva. O processo de aquisição da manufatura aditiva, também conhecida como fusão direta a laser de metal, foi realizado pela empresa Omnitek® (São Paulo, SP/Brasil) (Figura 33; Figura 34; Figura 35).



Figura 33: Mandíbulas metálicas impressas por manufatura aditiva, vista frontal.

Fonte: Autoria própria (2021).



Figura 34: Segmentos mandibulares distais impressos por manufatura aditiva vista posterior.

Fonte: Autoria própria (2021).



Figura 35: Segmentos mandibulares distais impressos por manufatura aditiva, vista frontal.

Fonte: Autoria própria (2021).

Após a produção do substrato mandibular, foi confeccionado um dispositivo para suporte das hemimandíbulas, já mencionado anteriormente (Apêndice 2) junto ao equipamento para a realização do teste mecânico (DE MEDEIROS et al., 2014; DE MEDEIROS et al., 2015), específico e adequado às dimensões da plataforma do equipamento do Laboratório de Biomecânica da Universidade de Passo Fundo (UPF), RS, Brasil. Esse dispositivo/suporte mecânico possibilitou a estabilização do substrato nas máquinas de ensaio durante a aplicação da carga.

Após a impressão em manufatura aditiva das mandíbulas, realizou-se a confecção dos nichos em Polietileno de Alta

Densidade (PEAD). Os nichos foram produzidos em uma fresadora (UPF-RS, Brasil) a partir de chapas de PEAD, com 8mm de espessura e dentro das especificações de tamanho já descritas.

Os segmentos proximais e distais foram incluídos em dois blocos de resina acrílica autopolimerizável incolor (Clássico JET®), que permitiram a padronização do posicionamento para a posterior fixação dos corpos de prova no substrato. Foram produzidos 2 blocos para o Grupo I e 2 para o grupo II, sendo que foram posicionados na porção oclusal dos elementos dentários e na região basilar da mandíbula (Figura 36; Figura 37).

Destaca-se que a manipulação e fixação das amostras junto aos corpos de prova foram realizadas por um único operador com experiência na área.

A perfuração dos nichos foi feita com broca cirúrgica haste longa 1.6x60mm com stop de 5.0mm e a inserção dos parafusos foi realizada com a chave manual compacta para cirurgia bucomaxilofacial, conforme as recomendações do fabricante (Apêndice 3).

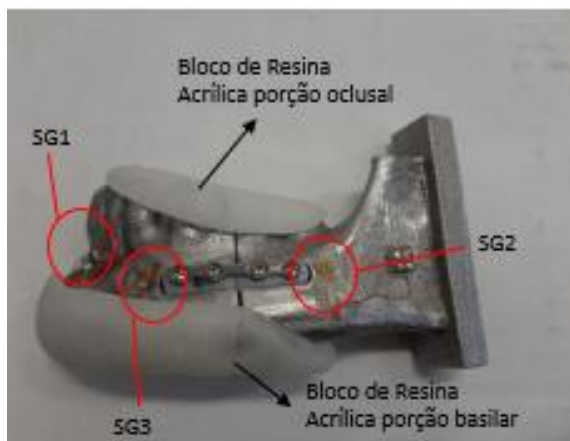


Figura 36: Vista anterior do bloco de resina acrílica.
Fonte: Autoria própria (2021).



Figura 37: Vista posterior do bloco de resina acrílica.
Fonte: Autoria própria (2021).

4.3 Testes mecânicos

Para o ensaio mecânico de fadiga ou ensaio mecânico dinâmico, foram instalados extensômetros denominados Strain Gauge envolta às placas (HAMPSON et al., 1995; WONG et al., 2011) com a finalidade de aferir com precisão as deformações mecânicas em cada corpo de prova (Figura 38; Figura 39). O posicionamento dos Strain Gauges foi: SG1 logo abaixo dos processos alveolares entre incisivos centrais inferiores, SG2 logo abaixo do processo alveolar do segundo molar e SG3

imediatamente abaixo entre os processos alveolares de canino e primeiro pré-molar.

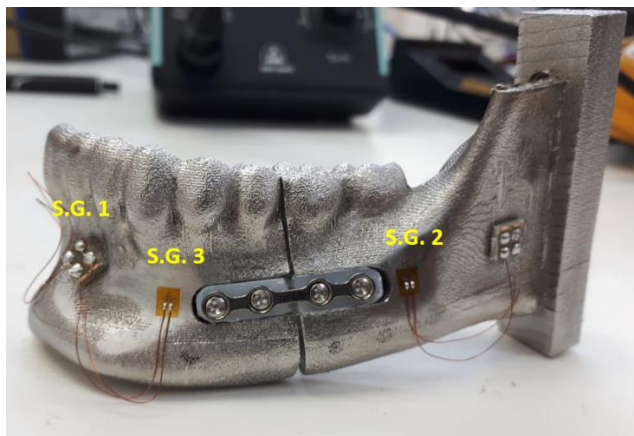


Figura 38: Strain Gauge instalados na Mandíbula Grupo I.
Fonte: Autoria própria (2021).



Figura 39: Strain Gauge instalados na Mandíbula Grupo II.
Fonte: Autoria própria (2021).

Dessa forma, para o ensaio dinâmico, aplicou-se a carga na face oclusal do segundo pré-molar inferior lado direito (Figura 40), com frequência de 10Hz e 100N até a fadiga ou a ruptura das amostras. Vale ressaltar que os ensaios de fadiga foram realizados baseados nas orientações da norma ASTM E466 (1996).

Para o ensaio de fadiga, foram usadas 10 amostras para o grupo I e 10 amostras para o grupo II e seus respectivos parafusos.



Figura 40: Ensaio dinâmico em Mandíbula Grupo II.
Fonte: Autoria própria (2021).

Depois disso, realizou-se o ensaio mecânico de compressão com carga estática na Máquina Universal de Ensaio,

fabricada pela SCHENK do Brasil, com certificado de calibração nº 38.53.15, realizado pela PANATEC ATMI, localizado na Universidade de Passo Fundo, Rio Grande do Sul (BR) (Figura 41).



Figura 41: Ensaio estático em Mandíbula Grupo II.
Fonte: Autoria própria (2021).

Nesse ensaio mecânico, aplicou-se a carga de maneira similar ao ensaio dinâmico, na face oclusal do segundo pré-molar inferior lado direito. Para isso, foram usadas 15 amostras no grupo I e 15 amostras no modelo II (Figura 42).



Figura 42: Ensaio estático em Mandíbula Grupo I.

Fonte: Autoria própria (2021).

Para o ensaio estático, os valores de carga foram tomados no momento em que o sistema começou a falhar ou até o deslocamento de 7mm. Optou-se por realizar os ensaios até o deslocamento padronizado em 7mm devido a sua implicação clínica caso ocorresse e também em virtude da torção da porção mesial que foi verificada no estudo-piloto e verificada nos corpos de prova ensaiados (DE MEDEIROS et al., 2014).

Na prática, esses valores correspondiam a deformação das placas, afrouxamento de parafusos, fratura de nichos ou fraturas de placas (PREIN et al., 1998).

Para os ensaios mecânicos estático e dinâmico, o cálculo amostral e o erro amostral foram definidos por meio do software estatístico Minitab®. Inicialmente, definiu-se o tamanho da

amostra como sendo $N=10$ para o primeiro ensaio, o ensaio de fadiga, por conta da quantidade disponível de matéria-prima, tempo para realização dos ensaios e artigos de referência da área (DE MEDEIROS et al., 2015). Para certificar a adequabilidade dessa escolha, por meio do software Minitab 19®, determinou-se o erro amostral gerado por amostras com este tamanho. Para executar a avaliação outros parâmetros foram configurados:

- Medida Descritiva (Parâmetro): média (normal);
- Desvio-Padrão: calculado a partir dos dados experimentais obtidos (neste caso, assume-se que o mesmo é uma estimativa para o desvio-padrão real da população analisada);
- Nível de Confiança: definido como sendo 95%;
- Intervalo de Confiança: bilateral.

Definindo o “Nível de Confiança” como sendo de 95%, constata-se que erros amostrais menores ou iguais a 5% indicam a adequabilidade de amostras de tamanho $N=10$ para este ensaio. Foi possível observar que o intervalo do erro de confiança foi de 1,43%, o que justificou o número amostral para ambos os ensaios (Tabela 1).

Tabela 1: Tamanho amostral para estimação.

Tamanho Amostral para Estimação

Método

Parâmetro	Média
Distribuição	Normal
Desvio padrão	2 (estimativa)
Nível de confiança	95%
Intervalo de Confiança	Bilateral

Resultados

Tamanho Amostral	Margem de Erro
10	1,43071

Fonte: Autoria própria (2021).

4.4 Escaneamento tridimensional

Após os ensaios mecânicos, foi feito o escaneamento tridimensional por meio do software VXelements® no Laboratório de Inovação Tecnológica em Projeto, Processos de Fabricação e Materiais – LINTEC, localizado na UPF (Universidade de Passo Fundo).

Inicialmente, um corpo de prova do conjunto de Fixação Interna Estável (FIE) foi escaneado a fim de se obter um “Modelo-mestre” no software mencionado. Este não foi ensaiado.

5 RESULTADOS

Os resultados estão descritos conforme cada ensaio realizado.

a) Ensaio de compressão de carga estática

- Resultados para três fatores
- Valores mínimos

A Tabela 2 apresenta a análise de variância para o grupo I em uma avaliação dos valores dos Strain Gauge para os valores mínimos. Para o Grupo I, não houve diferença estatisticamente significativa entre as posições dos extensômetros ($p > 0,05$). Ademais, apresenta a comparação de média e desvio-padrão entre os Strain Gauge, onde observa-se que a maior média de deformação é a do SG2 (-2203 $\mu\text{m/m}$). Observou-se que a média de deformação dos SG foram médias similares (Tabela 2), corroborado pelo gráfico (Gráfico 1).

Tabela 2: Comparações de média para a configuração I.

Tabela 2: Comparações de média em relação a deformação (em $\mu\text{m/m}$)				
STRAIN GAGE	N	Média ($\mu\text{m/m}$)	DesvPad	IC de 95%
SG1	15	-44,7 ^a	137,7	(-2347,3; 2257,9)
SG2	15	-2203 ^a	6159	(-4505; 100)
SG3	15	-1347 ^a	5379	(-3650; 955)
Valor – p: 0,413				
Os dados são apresentados como média $\pm$ desvio padrão.				

Fonte: Autoria própria (2021).

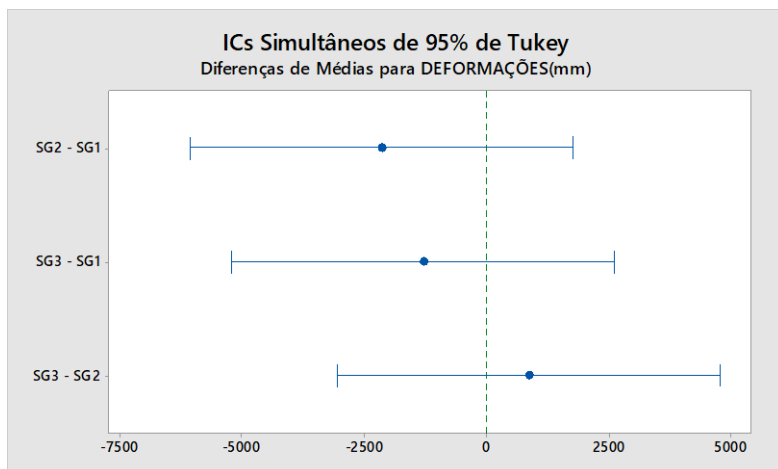


Gráfico 1: Comparações entre médias para valores mínimos da configuração I.

Fonte: Autoria própria (2021).

➤ Valores máximos

A Tabela 3 evidencia a análise de variância para o grupo I em uma avaliação dos valores dos Strain Gauge para os valores máximos. Para o Grupo I, no ensaio de fadiga, não houve diferença estatisticamente significativa entre as posições dos extensômetros ($p > 0,05$). A análise estatística para os valores máximos apresentou índices que demonstraram que o SG2 teve a maior média de deformação, todavia, inferior aos valores atingidos de deformação dos SG1 e SG3. No entanto, estatisticamente, os valores dos SG para essa condição, são

similares, ou seja, pertencem ao mesmo agrupamento (Tabela 3; Gráfico 2).

Tabela 3: Comparações entre as médias de deformação.

Tabela 3: Comparações de média em relação a deformação (em $\mu\text{m/m}$)				
STRAIN GAGE	N	Média ($\mu\text{m/m}$)	DesvPad	IC de 95%
SG1	15	14,44 ^a	15,54	(-1249,30; 1278,18)
SG2	15	1117 ^a	4488	(-146; 2381)
SG3	15	12,8 ^a	49,7	(-1250,9; 1276,6)
Valor – p: 0,365				
Os dados são apresentados como média $\pm$ desvio padrão.				

Fonte: Autoria própria (2021).

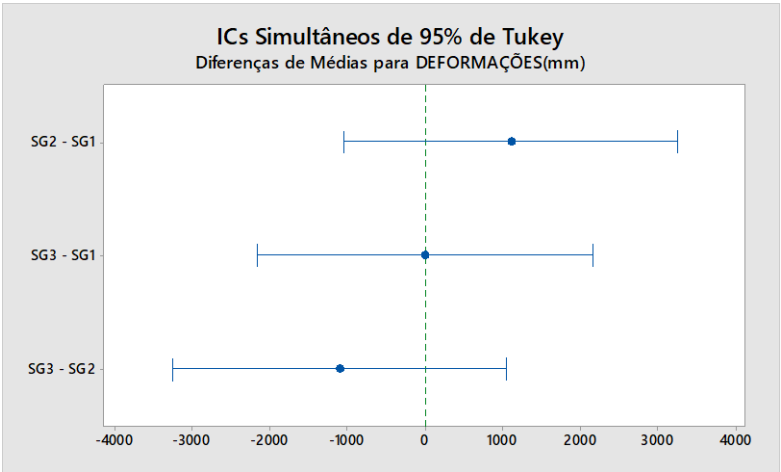


Gráfico 2: Comparações entre médias para valores máximos da configuração I.

Fonte: Autoria própria (2021).

➤ Variação de amplitude

A tabela 4 apresenta a análise de variância para os valores de amplitude de deformação. No ensaio estático para o grupo I, a variação de amplitude entre a posição dos extensômetros não foi estatisticamente significativa ($p > 0,05$) (Tab. 4).

Verificou-se também que a amplitude média de deformação foi maior no SG3, mas estatisticamente similar a SG1 e SG3 (Tab. 4).

Tabela 4: Comparações entre as médias de deformação.

Tabela 4: Comparações de média em relação a amplitude				
STRAIN GAUGE	N	Média ($\mu\text{m/mm}$)	DP	IC de 95%
SG1	17	59,1 ^a	142,9	(-2510,7; 2629,0)
SG2	17	33,20 ^a	7337	(750; 5890)
SG3	17	1360 ^a	5429	(-1210; 3930)
Valor – p: 0,000				
Os dados são apresentados como média $\pm$ desvio padrão.				

Fonte: Autoria própria (2021).

➤ Valores mínimos

A Tabela 5 mostra a análise de variância para o grupo II em uma avaliação dos valores dos Strain Gauge para os valores mínimos. Para o Grupo II, observou-se diferença estatisticamente significativa entre as posições dos extensômetros durante o ensaio com a configuração de duas placas e dois nichos na FIE ($p <$

0,05). Ademais, apresenta as comparações de média e desvio-padrão entre os Strain Gauge, pois observa-se que a maior média de deformação é a do SG2 (-39,46 $\mu\text{m/m}$). Observou-se que a média de deformação dos SG1 e SG3 foram similares e ambas significativamente diferentes do SG2 (Tabela 5), corroborado pelo gráfico (Gráfico 3).

Tabela 5: Comparações entre as médias de deformação.

Tabela 5: Comparações de média em relação a deformação (em $\mu\text{m/m}$)				
STRAIN GAGE	N	Média($\mu\text{m/m}$)	DesvPad	IC de 95%
SG1	15	-0,000006 ^a	0,000022	(-4,818365; 4,818354)
SG2	15	-39,46 ^b	12,06	(-44,28; -34,64)
SG3	15	-2,72 ^a	10,54	(-7,54; 2,10)
Valor – p: 0,000				
Os dados são apresentados como média $\pm$ desvio padrão.				

Fonte: Autoria própria (2021)

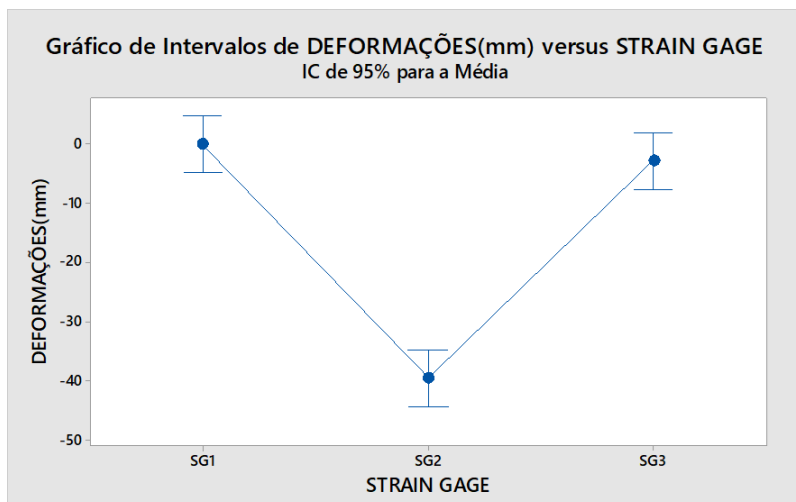


Gráfico 3: Comparações entre médias para valores mínimos da configuração II.

➤ Valores máximos

A Tabela 6 destaca a análise de variância para o grupo II em uma avaliação dos valores dos Strain Gauge para os valores máximos. Para o Grupo II, no ensaio de estático, não houve diferença estatisticamente significativa entre as posições dos extensômetros ($p > 0,05$). A análise estatística verificou que o SG3 teve maior deformação quando comparado aos outros extensômetros, todavia, sem relevância estatística. Observou-se também que a média de deformação dos SG SG1, SG2 e SG3 foram similares estatisticamente (Tabela 6), corroborado pelo gráfico (Gráfico 4).

Tabela 6: Comparações entre as médias de deformação.

Tabela 6: Comparações de média em relação a deformação (em $\mu\text{m/m}$)				
STRAIN GAGE	N	Média($\mu\text{m/m}$)	DesvPad	IC de 95%
SG1	15	-0,000006 ^a	0,000022	(-0,679581; 0,679570)
SG2	15	0,368 ^a	1,180	(-0,312; 1,048)
SG3	15	0,497 ^a	1,927	(-0,182; 1,177)
Valor – p: 0,560				
Os dados são apresentados como média $\pm$ desvio padrão.				

Fonte: Autoria própria (2021).

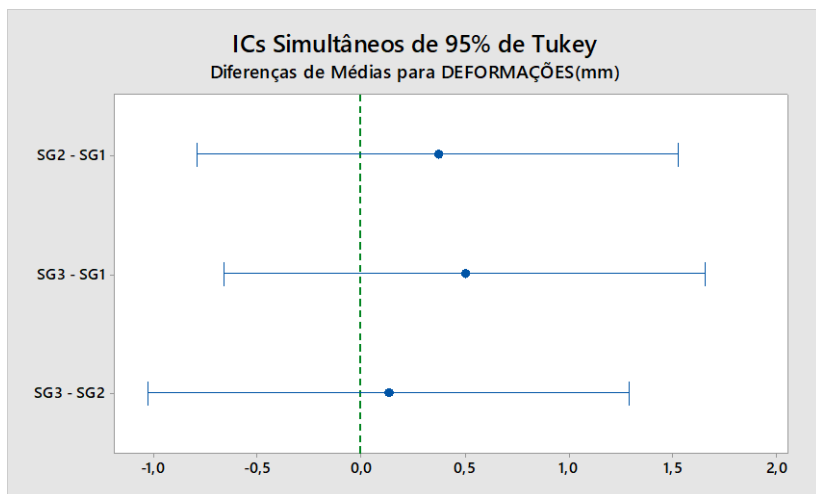


Gráfico 4: Comparações entre médias para valores máximos da configuração II.

Fonte: Autoria própria (2021).

➤ Variação de amplitude

A Tabela 7 apresenta a análise de variância para os valores de amplitude de deformação. No ensaio estático de compressão,

foi possível verificar diferença estatisticamente significativa entre os extensômetros ($p < 0,05$). Constatou-se que, apesar de ter valores de desvio-padrão próximos, a amplitude média de deformação foi maior no SG2 quando comparado ao SG1 e SG3 (Tabela 7).

Observou-se que a média de deformação em relação à amplitude dos SG SG1 e SG3 foram similares e ambas significativamente diferentes do SG2 (Tabela 7), corroborado pelo gráfico (Gráfico 5). Todavia, é necessário ressaltar que o valor do SG1 não foi registrado pela máquina, especificamente nessa situação. Esse fato pode ser explicado devido a altas amplitudes de deformação no material, gerando uma deformação plástica, que é reconhecida como um desvio de ponto zero do sinal ou a perda completa do sinal.

Tabela 7: Comparações entre as médias de deformação.

Tabela 7: Comparações de média em relação a deformação (em $\mu\text{m/m}$)				
STRAIN GAGE	N	Média ($\mu\text{m/m}$)	DesvPad	IC de 95%
SG1	15	0,000000 ^b	0,000000	(-5,184932; 5,184932)
SG2	15	39,83 ^a	11,90	(34,64; 45,01)
SG3	15	3,22 ^b	12,47	(-1,97; 8,40)
Valor – p: 0,000				
Os dados são apresentados como média $\pm$ desvio padrão.				

Fonte: Autoria própria (2021).

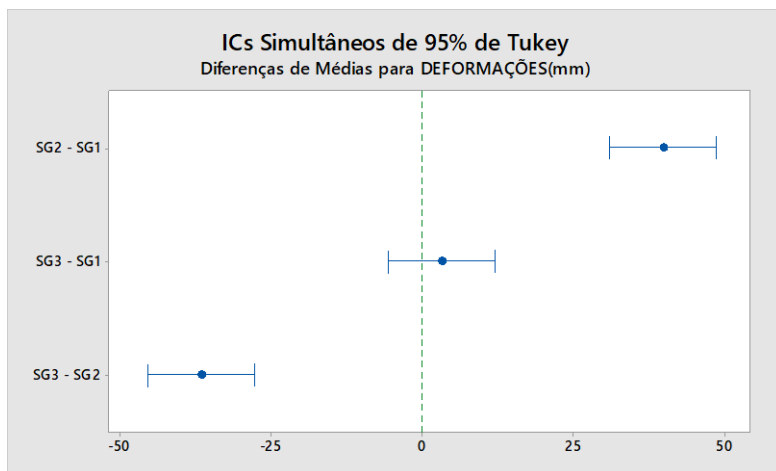


Gráfico 5: Comparações entre médias de amplitude.

Fonte: Autoria própria (2021).

- Análise para dois fatores
- Valores mínimos

Observou-se que não houve diferença estatisticamente relevante em relação aos SG1, SG2 e SG3 (Tabela 8) para os grupos I e II ($p > 0,05$).

Tabela 8: Análise de variância.

Tabela 8: Análise de variância para comparação do mesmo SG em grupos diferentes.	
STRAIN GAUGE	Valor-p
SG1	0,199
SG2	0,167
SG3	0,318

Fonte: Autoria própria (2021).

➤ Valores máximos

Observou-se que houve diferença estatisticamente significativa em relação aos SG1 para os grupos I e II ($p < 0,05$). Situação diferente dos SG2 e SG3, em que os extensômetros não foram estatisticamente significativos (Tabela 9).

Tabela 9: Análise de variância.

Tabela 9: Análise de variância para comparação do mesmo SG em grupos diferentes.	
STRAIN GAUGE	Valor-p
SG1	0,001
SG2	0,320
SG3	0,322

Fonte: Autoria própria (2021).

➤ Força máxima

Observou-se que houve diferença estatística na aplicação da força máxima ($p < 0,05$), em que o grupo com duas placas (II) salientou maior média de força aplicada (Tabela 10).

Tabela 10: Análise de variância para força máxima.

Tabela 10: Análise de variância para força máxima dos grupos I e II.				
Amostra	N	Média (N)	DesvPad	EP Média
C1_Fmáx	15	697	0,187	0,045
C2_Fmáx	15	1998	0,894	0,23
Valor – p: 0,000				
Os dados são apresentados como média $\pm$ desvio padrão.				

Fonte: Autoria própria (2021).

b) Ensaio de fadiga

No ensaio de fadiga, não houve diferença estatisticamente significativa quanto à força aplicada pela máquina de ensaio ($p > 0,05$) entre os dois grupos. Em relação à média de força aplicada pela máquina de ensaio universal, as médias de carga aplicada corresponderam a valores próximos para ambos os grupos (Tabela 11).

Tabela 11: Análise de média de força aplicada

Tabela 11: Média de força aplicada (em N).			
Amostra	Média (N)	DesvPad	EP Média
Força - Fadiga M1	63,2	0,0246	0,0078
Força - Fadiga M2	65	0,0346	0,010
Valor – p: 0,891			
Os dados são apresentados como média $\pm$ desvio padrão.			

Fonte: Autoria própria (2021).

Em relação à amplitude, as médias de carga aplicada para o grupo I foram maiores, porém sem relevância estatística ($p > 0,05$) (Tabela 12).

Tabela 12: Análise de média de força aplicada

Tabela 12: Análise de média de amplitude de força aplicada				
Amostra	N	Média (N)	DesvPad	EP Média
Amplitude - M1	10	355	0,535	0,17
Amplitude - M2	11	47,2	0,0322	0,0097
Valor – p: 0,103				
Os dados são apresentados como média $\pm$ desvio padrão.				

Fonte: Autoria própria (2021).

- Avaliação dimensional das peças

Em relação à deformação dos corpos de a mostra do ensaio estático, as médias para o grupo II foram maiores, sendo que a deformação foi estatisticamente relevante para este tópico ($p < 0,05$) (Tabela 13; Figuras 44 e 45).

Tabela 13: Análise de variância em relação à média e desvio-padrão.

Tabela 13: Análise dos elementos de força.				
Amostra	N	Média	DesvPad	EP Média
Deformação (mm) - Estático M1	19	1,640	0,517	0,12
Deformação (mm) - Estático M2	30	2,58	1,38	0,25
Valor – p: 0,002				
Os dados são apresentados como média $\pm$ desvio padrão.				

Fonte: Autoria própria (2021).

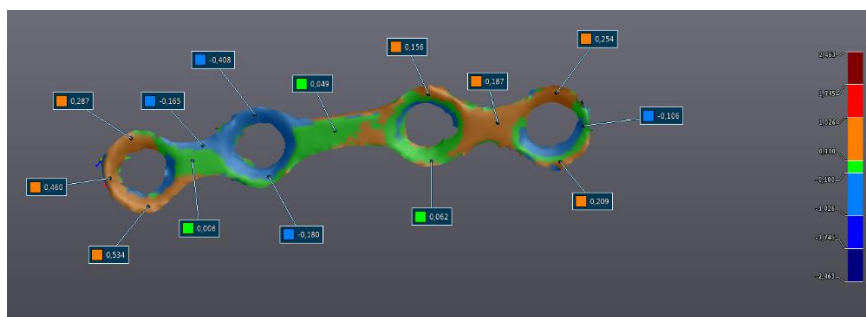


Figura 44: Imagem dimensional em superfície cromática do grupo I, ensaio estático com discreta deformação, representado pelas cores laranja, verde e assim, por conseguinte, conforme escala.

Fonte: Autoria própria (2021).

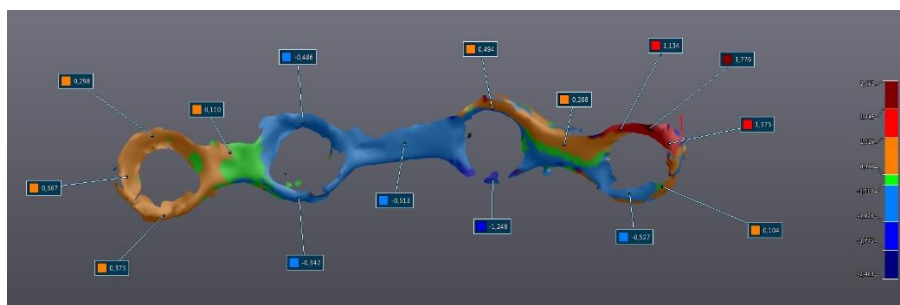


Figura 45: Imagem dimensional em superfície cromática do grupo II, ensaio estático com grande deformação, representado pelas cores vermelho, laranja, verde e assim, por conseguinte.

Fonte: Autoria própria (2021).

A Tabela 14 destaca a análise de deformação das placas a partir de uma avaliação dimensional. No ensaio de fadiga, não houve diferença estatisticamente significativa para a deformação das placas ($p > 0,05$) entre os dois grupos (Tabela 14; Figuras 46 e 47).

Tabela 14: Análise de variância para deformação.

Tabela 14: Análise da deformação das placas (em mm).				
Amostra	N	Média	DesvPad	EP Média
Deformação (mm) - Fadiga M1	9	1,12	1,06	0,35
Deformação (mm) - Fadiga M2	22	0,530	0,459	0,098
Valor – p: 0,140				
Os dados são apresentados como média ± desvio padrão.				

Fonte: Autoria própria (2021).

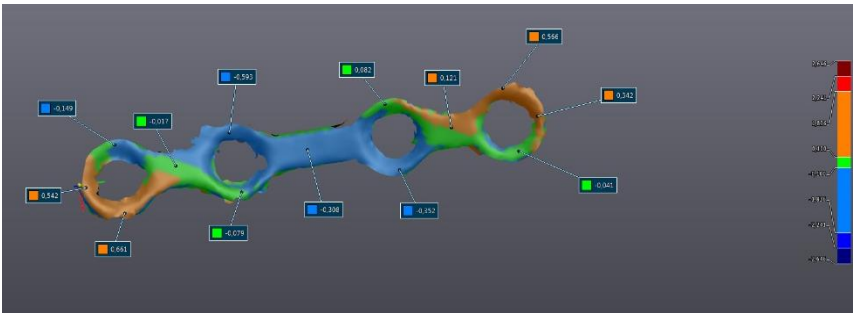
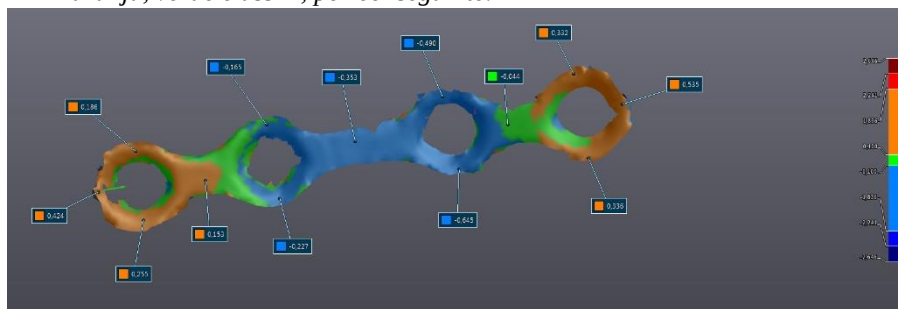


Figura 46: Imagem dimensional em superfície cromática do grupo I, ensaio de fadiga com discreta deformação, representado pelas cores laranja, verde e assim, por conseguinte.

Fonte: Autoria própria (2021).

Figura 47: Imagem dimensional em superfície cromática do grupo II, ensaio de fadiga com discreta deformação, representado pelas cores laranja, verde e assim, por conseguinte.



Fonte: Autoria própria (2021).

6 DISCUSSÃO

As fraturas de corpo mandibular têm etiologia multifatorial (SEEMANN et al., 2010), diagnóstico a partir de exames físicos e imaginológicos, sendo que o tratamento mais empregado consiste em redução aberta e síntese com sistema de Fixação Interna Estável (FERNANDEZ et al., 2003; SAUERBIER et al., 2008). Esse sistema consiste no conjunto de placas ósseas e parafusos usados na fixação e estabilização dos segmentos ósseos, permitindo a reparação primária da fratura (OCHS et al., 2009). Por outro lado, em alguns casos há a indicação de redução fechada com bloqueio maxilo mandibular como em casos de fraturas com grandes deslocamentos e fraturas cominutivas (GREENE et al., 1997).

Todavia, algumas vezes esse sistema mecânico falha. E, nesses casos, pode-se ter atraso na união, não-união, deiscência da ferida e infecção, devido à instabilidade do conjunto, fracasso da rosca ou fraturas de placas, em função da sobrecarga mastigatória (THOMAS et al., 2009; FULLER, 2003). Quando há complicações, há a necessidade de uma reintervenção cirúrgica (PREIN et al., 1998).

Mesmo que existem inúmeros estudos científicos biomecânicos em relação aos diferentes métodos e técnicas de fixação de fraturas mandibulares (HAUG et al., 2002; CHACON

et al., 2005; MADSEN et al., 2008; LIMA et al., 2015; CELEGATTI FILHO et al., 2015; MENDES et al., 2016; FERRARI et al., 2018), há uma minoria que remete à fratura de corpo mandibular, o que pode ser explicado em função da complexidade de tratamento em decorrência da influência direta das inserções musculares e mastigatórias (DE OLIVEIRA et al., 2014).

Ainda em se tratando de técnicas de fixação interna para fraturas de corpo mandibular, as mais utilizadas são uma placa na zona neutra (CHAMPY et al., 1977) ou duas placas, uma na zona de tensão e outra na zona de compressão (PREIN et al., 1998). Até o momento, não há consenso entre a superioridade de uma das técnicas em detrimento de outra (OCHS et al., 2003), todavia, para boa parte dos pesquisadores da área, a técnica que preconiza o emprego de duas placas oferece uma maior estabilidade dos cotos ósseos e uma maior resistência às cargas mastigatórias (CHOI et al., 2005; KUMAR et al., 2015), considerando o fato de distribuir melhor a carga mastigatória e ter uma consequente redução do estresse no sítio de fratura (CHOI et al., 1995).

Tais resultados da literatura condizem, em parte, aos encontrados no estudo proposto, visto que foi possível verificar uma maior resistência às forças aplicadas no grupo com duas placas. Por outro lado, os corpos de prova dos dois grupos (uma placa e duas placas) sofreram deformação. A deformação plástica

verificada foi maior e significativa para o grupo com duas placas (2,58mm) e somente durante o ensaio estático, considerando que esse ensaio se caracteriza por um aumento gradual de carga aplicada até a falha (CALLISTER, 2002). Em relação a outros resultados obtidos, quando, por meio do ensaio estático, foi verificado fratura dúctil em ambos grupos comparativos a partir da Microscopia Eletrônica de Varredura (DE MEDEIROS et al., 2014).

No tocante à média de força máxima aplicada, o conjunto ensaiado neste estudo com uma única placa suportou 697N, ao passo que o conjunto com duas placas suportou 1998N, o que concorda com o fato de que duas placas oferecem maior resistência à carga aplicada, o que, clinicamente, pode ser relacionado como as cargas oclusais. Esses valores expressivos e diferente da maioria dos outros estudos pode ser explicado pelo presente estudo ter utilizado substrato de aço e, por conseguinte, suportar cargas maiores. Relações similares de carga máxima também foram verificadas em outros estudos com uma variância entre 333N a 972N em mandíbula de aço (DE MEDEIROS et al., 2014) e 556N a 443N para duas placas e entre 254N a 188N para uma placa somente (CHOU et al., 2005), sendo similares aos resultados obtidos.

Já em relação à estabilidade do sistema, ambas as técnicas são similares, pois não houve ruptura completa de nenhum corpo

de prova e, para aplicação de cargas cíclicas dinâmicas, os dois grupos apresentaram resultados similares no presente estudo. A partir disso, pode-se inferir que ambas as técnicas de fixação de fraturas são similares quanto ao limite de fadiga para a condição clínica apresentada. Tais resultados opõem-se, em parte, a outros ensaios que reportaram ruptura nos corpos de prova. Mas, os resultados encontrados para média de amplitude de força no presente estudo onde o grupo com uma miniplaca apresentou maior variabilidade, vão de encontro a outros que observaram uma maior estabilidade dos segmentos fraturados quando se utilizam duas placas (CHOI et al., 2005; DE MOURA et al., 2013; SEMEGHINI GUASTALDI et al., 2014; RODRIGUES et al., 2015).

Os extensômetros denominados Strain Gauge foram utilizados presente estudo com o intuito de determinar com alta precisão a deformação absorvida pela mandíbula. Essa metodologia já tem sua eficácia e aplicabilidade comprovada por meio de outros estudos (HUELKE et al., 1964; CHACON et al., 2005; WONG et al., 2011; ULU et al., 2018) em que a fixação dos SG na superfície externa mandibular e a aplicação de cargas sobre esta têm resultados precisos ao fornecerem dados quantitativos para diversas condições biomecânicas com relevância clínica, bem como validação externa a um modelo real (WONG et al., 2011).

Ao comparar cada posição dos SG com os dois grupos, para os valores mínimos não houve diferença, embora a posição deles e o número de placas tenha sido relevante para os valores máximos (Tab. 8 e 9).

Por outro lado, para o grupo com uma única miniplaca, a posição dos SG não foi relevante para as cargas aplicadas. Ainda assim, observou-se que SG2 apresentou maior deformação, o que acompanhou a deformação das placas. Essa divergência não foi encontrada para os valores mínimos de carga aplicada no conjunto com duas placas, pois foi possível notar que SG2 apresentou deformação e uma compressão da placa considerável, sendo significativamente maior quando em comparação com os outros.

No que tange à frequência de carregamento mecânico, foi utilizado 10Hz para o ensaio de fadiga, o que está em concordância com outros ensaios da mesma linha (HAUG et al., 2002; WONG et al., 2011).

No que concerne ao número de ciclos do ensaio de fadiga, utilizou-se 1.000.000 ciclos como marcador. No entanto, já no início do estudo, percebeu-se uma estabilidade do sistema e uma similaridade de comportamento para ambos os grupos a partir de 500.000 ciclos. Sendo assim, estabeleceu-se o critério de 500.000 ciclos ou a falha do sistema. Esse critério demonstra uma confiabilidade maior dos resultados e a viabilidade de extrapolar

esses resultados para a situação clínica real especificada, considerando que outros estudos realizaram ensaio dinâmico e avaliação de falha e fratura em placas de fixação buco-maxilo-faciais com números inferiores de ciclos como 100.000 ciclos *in vitro* (AZEVEDO, 2002), 150.000 ciclos *in vitro* (SCHUPP et al., 2007) e *in situ* (LANDES et al., 2013) e 250.000 ciclos em metodologia com elementos finitos (GUTWALD et al., 2017).

Nos diversos estudos biomecânicos que envolvem a área mandibular, há uma variabilidade de cargas aplicadas. Entre elas, pode-se citar carga mínima 120N (POLAT et al., 2019), 130N (HAUG et al., 2002; WONG et al., 2011), 133N (CHACON et al., 2005), 150N (SIKES et al., 1998) e carga máxima de 300N (SCHUPP et al., 2007; WONG et al., 2011), o que vai de encontro a força mínima de 100N aplicada no estudo proposto.

Ainda mais, o valor de 100N foi determinado a partir de dois pontos: baseado na literatura científica, em pacientes que estão em pós-operatório de redução aberta de fraturas de face, verifica-se uma carga média na face oclusal dentária de dentes posteriores entre 66N (ELLIS et al., 1996; HARADA et al., 2000) e 100N (TATE et al., 1994; MADSEN et al., 2008), somado ao fato de que a máquina de ensaio universal utilizada aceita uma carga mínima de 100N, o que justifica a força aplicada em fadiga.

Em relação ao substrato disposto, há uma versatilidade destes que podem ser utilizados em ensaios biomecânicos, entre

eles: mandíbulas cadavéricas (SIKES et al., 1998; THARANON et al., 1998; ARMSTRONG et al., 2001; TRIVELLATO et al., 2001; PEAVEY et al., 2003; ERDOGAN et al., 2005; CHACON et al., 2005; CHOI et al., 2005; HAUG et al., 2008), mandíbulas de poliuretano (BREDBENNER et al., 2000; HAUG et al., 2002; MADSEN et al., 2008; RODRIGUES et al., 2014, ULU et al., 2018), mandíbula de Alumínio e compostos (DE MEDEIROS et al., 2015), aço inoxidável (HEGTVEDT et al., 1994) e modelos digitais (JINDAL et al., 2019).

Neste estudo, a escolha pelo substrato de aço inox sinterizado ocorreu em razão da necessidade de se avaliar a resistência do sistema placa-parafusos (FIE) sem interferência do substrato, ou seja, era necessário que as hemimandíbulas fossem confeccionadas de um material que não permitisse a falha na interface placa/parafuso/substrato durante os ensaios (HEGTVEDT et al., 1994; DE MEDEIROS et al., 2015). Somase a isso, o fato de que por se tratar de um modelo de alta precisão produzido a partir de modelos computacionais tridimensionais, não há interferência do operador no processo (ZADPOOR et al., 2017).

Sabe-se que um modelo prototipado não consegue replicar fielmente todos os aspectos os quais estão submetidos os tecidos ósseos (HEGTVEDT et al., 1994). Todavia, esses delineamentos de estudo se fazem necessários para que em

associação com outros desenhos, possa-se ter um conhecimento mais preciso e confiável de todas as características biomecânicas a que segmentos ósseos estarão submetidos, a fim de se determinar qual a melhor técnica e conduta de tratamento.

Apesar da limitação do estudo em não replicar totalmente as interações entre tecido ósseo-placa-ações musculares (BREDBENNER et al., 2000), os resultados fornecem dados relevantes na quantificação da carga biomecanicamente compatível e a resistência à fadiga dos materiais.

7 CONCLUSÕES

Com base na configuração experimental do ensaio, as conclusões acerca da biomecânica do sistema de fixação interna estável 2,0mm para fraturas de corpo mandibular são:

- Em relação à vida em fadiga, não há diferença estatisticamente significativa utilizar uma ou duas placas para fixação;
- Em relação à força máxima, observou-se que duas placas como materiais de fixação suportam altos índices de cargas e estes, em superioridade à uma placa;
- As técnicas de fixação de Champy e AO promovem uma estabilidade satisfatória a situação proposta, sem ruptura dos corpos de prova;
- Por outro lado, em razão da menor amplitude de força, o grupo com 2 placas oferece maior estabilidade para a condição proposta.
- Em boa parte das condições de valores mínimos e máximos, o Strain Gauge (SG2) apresentou maior média de deformação.

8 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A partir dos resultados obtidos, foi possível verificar que diferentemente dos vários estudos encontrados na literatura, a fixação de fraturas em região de corpo mandibular pode ser realizada com uma única placa ou duas placas empregando a técnica AO ou a técnica Champy, tendo em vista que não houve uma superioridade biomecânica em relação às forças aplicadas e que nenhum dos grupos apresentou ruptura completa.

Por outro lado, a partir da maior amplitude de força apresentada pelo grupo com uma única miniplaca, pode-se inferir que o grupo com duas placas promoveu maior estabilidade a Fixação Interna Estável.

No entanto, esses resultados podem ser extrapolados ao ambiente real com parcimônia, levando em consideração outros critérios pertinentes, tais como: idade do paciente, deslocamento dos segmentos ósseos, características e direção da fratura óssea.

Ainda mais, em se tratando de força máxima, foi observado que duas placas resistem a uma maior carga oclusal quando comparada a fixação com uma placa. Porém, vale ressaltar que

são valores desmesurados de 1998N sem fratura dos corpos de prova se levarmos em conta que a carga mastigatória de um indivíduo jovem saudável gira em torno de 250N a 350N.

Por fim, outros estudos poderão ser realizados a fim de se obter resultados complementares aos obtidos por meio da investigação desenvolvida.

REFERÊNCIAS

ABREU, R. A. Fraturas mandibulares: análise prospectiva de 20 casos operados. *Rev Soc Bras Cir Craniomaxilofac*, 2011; 14(3):129-134.

AMERICAN HEART ASSOCIATION GUIDELINES UPDATE FOR CARDIOPULMONARY RESUSCITATION AND EMERGENCY CARDIOVASCULAR CARE. *Circulation*, v. 132, n. 18 suppl 2, p. S444-S464, nov. 2015.

APICELLA, D.; AVERSA, R.; FERRO, F.; IANNIELLO, D.; PERILLO, L.; APICELLA, A. The importance of cortical bone orthotropy, maximum stiffness direction and thickness on the reliability of mandible numerical models. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2010; 93(1):150-63.

ARMSTRONG, J. E.; LAPOINTE, H. J.; HOGG, N. J.; KWOK, A. D. Preliminary investigation of the biomechanics of internal fixation of sagittal split osteotomies with miniplates using a newly designed in vitro testing model. *J Oral Maxillofac Surg*, 2001; 59(2): 191-5.

AYMACH, Z.; NEI, H.; KAWAMURA, H.; BELL, W. Biomechanical evaluation of a T-shaped miniplate fixation of a modified sagittal split ramus osteotomy with buccal step, a new technique for mandibular orthognathic surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2011;111(1):58-63.

AZEVEDO, C. R. F.; HIPPERT, J. R. E. Failure Analysis of Surgical implants in Brazil. *Eng Failure Anal*, 2002; 621-633.

BAGHERI, S. C.; BELL, R. B.; KHAN, H. Á. *Terapias atuais em cirurgia bucomaxilofacial*. Rio de Janeiro: Elsevier, 2013.

BARROS, T. E.; CAMPOLONGO, G. D.; ZANLUQUI, T.; DUARTE, D. Facial trauma in the largest city in Latin America, São Paulo, 15 years after the enactment of the compulsory seat belt law. *Clinics (Sao Paulo)*, 2010;65(10):1043-7.

BHATT, V.; LANGFORD, R. J. Removal of miniplates in maxillofacial surgery: University Hospital Birmingham experience. *J Oral Maxillofac Surg*, 2003 May;61(5):553-6.

BRASILEIRO, B. F., PASSERI, L. A. Epidemiological analysis of maxillofacial fractures in Brazil: a 5-year prospective study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2006; 102(1), 28-34.

BREDBENNER, T. L.; HAUG, R. H. Substitutes for human cadaveric bone in maxillofacial rigid fixation research. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2000; 90(5): 574-80.

BOHLULI, B.; MOHAMMADI, E.; OSKUI, I. Z.; MOHARAMNEJAD, N. Treatment of mandibular angle fracture: Revision of the basic principles. *Chin J Traumatol*, 2019 Apr;22(2):117-119.

BUSUITO, M. J.; SMITH, D. J.; ROBSON, M. C. Mandibular fractures in an urban trauma center. *J Trauma*, 1986; 26(9): 826-9.

CAIRUS, H. F.; RIBEIRO, J. R. W. A. Textos hipocráticos: o doente, o médico e a doença. *História e Saúde Collection*, Rio de Janeiro: Editora FIOCRUZ, 2005. ISBN 978-85-7541-375- 3.

CALLISTER, W. D. Falhas. In: *Ciência e Engenharia de Materiais: Uma Introdução*. 3. ed. Rio de Janeiro: LTC; 2002. p. 129-62.

CAVALCANTI, A. L.; MEDEIROS, B. P.K.; MORAES de O. D.; GRANVILLE-GARCIA, A. F. Maxillofacial injuries and

dental trauma in patients aged 19 and 80 years, Recife, Brazil. *Rev Esp Cir Oral Maxilofac*, 2010; 32: 11-6.

CELEGATTI FILHO, T. S.; RODRIGUES, D. C., LAURIA, A.; MOREIRA, R. W.; CONSANI, S. Development plates for stable internal fixation: Study of mechanical resistance in simulated fractures of the mandibular condyle. *J Craniomaxillofac Surg*, 2015; 43(1): 158-61.

CHACON, G. E.; DILLARD, F. M.; CLELLAND, N.; RASHID, R. Comparison of strains produced by titanium and poly D, L-lactide Acid plating systems to in vitro forces. *J Oral Maxillofac Surg*, 2005 Jul;63(7):968-72.

CHAMPY, M.; LODDÉ, J. P.; SCHMITT, R.; JAEGER, J. H.; MUSTER, D. Mandibular osteosynthesis by miniature screwed plates via a buccal approach. *J Maxillofac Surg*, 1978; 6(1): 14-21. doi: 10.1016/s0301-0503(78)80062-9. PMID: 274501.

CHAMPY, M.; LODDÉ, J. P.; GRASSET, D.; MUSTER, D.; MARIANO, A. Mandibular osteosynthesis and compression. *Ann Chir Plast*, 1977; 22(2): 165-7.

CHOI, B. H.; KIM, K.; KANG, H. S. Clinical and in vitro evaluation of mandibular angle fracture fixation with the two-miniplate system. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 1995; 79(6):692-95.

CHOI, B. H.; HUH, J. Y.; SUH, C. H.; KIM, K. N. An in vitro evaluation of miniplate fixation techniques for fractures of the atrophic edentulous mandible. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2005 Mar;34(2):174-7. doi: 10.1016/j.ijom.2003.10.024.

CHOU, J. I.; FONG, H. J.; KUANG, S. H.; GI, L. Y.; HWANG, F. Y.; LAI, Y. C.; CHANG, R. C.; KAO, S. Y. A retrospective analysis of the stability and relapse of soft and hard tissue change

after bilateral sagittal split osteotomy for mandibular setback of 64 Taiwanese patients. J Oral Maxillofac Surg, 2005 Mar;63(3):355-61.

CHRCANOVIC, B. R. Factors influencing the incidence of maxillofacial fractures. Oral Maxillofac Surg, 2012; 16(1): 3-17.

CORNELIUS, C.P.; AUDIGÉ, L.; KUNZ, C.; RUDDERMAN, R.; BUITRAGO-TÉLLEZ, C.H.; FRODEL, J.; PREIN, J. The Comprehensive AOCMF Classification System: Mandible Fractures- Level 2 Tutorial. Craniomaxillofac Trauma Reconstr, dez. 7 (Suppl 1):S015-30, 2014. doi: 10.1055/s-0034-1389557. PMID: 25489388.

COLOMBINI, N. E. P. Fixação Interna Rígida em Cirurgia Maxilo-facial – Técnica AO, 1998; p4-139.

PHAM DANG, N.; BARTHÉLÉMY, I.; BEKARA, F. From rigid bone plate fixation to stable dynamic osteosynthesis in mandibular and craniomaxillo-facial surgery: Historical evolution of concepts and technical developments. J Stomatol Oral Maxillofac Surg. 2019 Jun;120(3):229-233.

DE MEDEIROS, R. C.; DE MOURA, A. L.; SAWAZAKI, R.; FERNANDES MOREIRA, R. W. Comparative in vitro mechanical evaluation of techniques using a 2.0 mm locking fixation system for simulated fractures of the mandibular body. J Craniomaxillofac Surg, 2015; 43(3): 302-5.

DE MEDEIROS, R. C.; LAURIA DE MOURA, A.; RODRIGUES, D. C.; MENEZES MENDES, M. B.; SAWAZAKI, R.; FERNANDES MOREIRA, R. W. Fractographic analysis of 2.0-mm plates with a screw locking system in simulated fractures of the mandibular body. J Oral Maxillofac Surg, 2014; 72(6): 1130-7.

DE MOURA, A. L. Análise fractográfica e de resistência mecânica de duas marcas de placas de titânio em fraturas simuladas em corpo de hemimandíbulas de alumínio. 2013. 100f. Tese (Doutorado em Odontologia), Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), 2013.

DE OLIVEIRA, K. P.; DE MORAES, P. H.; DA SILVA, J. S. P.; DE QUEIROZ, W. F.; GERMANO, A. R. In vitro mechanical assessment of 2.0-mm system three-dimensional miniplates in anterior mandibular fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2014; 43: 564-571.

EHRENFELD, M.; MANSON, P.; PREIN, J. Principles of internal fixation of the craniomaxillofacial skeleton: trauma and orthognathic surgery, 2012.

ELLIS, E^{3RD}; MOOS, K. F.; EL-ATTAR, A. Ten years of mandibular fractures: an analysis of 2,137 cases. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 1985; 59(2): 120-9.

ELLIS, E. 3RD. The internal fixation of fractures: historical perspectives. *In*: TUCKER, M.R.; TERRY, B.C.; WHITE, E.P.; JR, VAN SICKLE, J.E. Rigid fixation for maxillofacial surgery. Philadelphia, 1991. p. 3-29

ELLIS E^{3RD}.; KARAS, N. Treatment of mandibular angle fractures using two mini dynamic compression plates. *J Oral Maxillofac Surg*, 1992 Sep; 50(9): 958-63.

ELLIS III E 3rd. Rigid Skeletal fixation of fractures. *J Oral Maxillofac Surg*, 1993; 51(2): 163-73.

ELLIS, E.; 3RD; THROCKMORTON, G. S.; SINN, D. P. Bite forces before and after surgical correction of mandibular prognathism. *J Oral Maxillofac Surg*, 1996; 54(2): 176-81.

ELLIS III E. Treatment methods for fractures of the mandibular angle. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 1999, 28(4); 243-252.

ERDOGAN, O.; ESEN, E.; USTÜN, Y.; KÜRKÇÜ, M.; AKOVA, T.; GÖNLÜŞEN, G.; UYSAL, H.; CEVLIK, F. Effects of low-intensity pulsed ultrasound on healing of mandibular fractures: an experimental study in rabbits. *J Oral Maxillofac Surg*, 2006 Feb;64(2):180-8.

ERKMEN, E.; SIMSEK, B.; YUCEL, E.; KUNT, A. Comparison of different methods following sagittal split ramus osteotomies using three-dimensional finite elements analysis. Part I – Advancement Surgery – posterior loading. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2005; 34: 551-558.

EUSTERMAN, V. D. Mandibular trauma. In: HOLT, G.R.; BRENNAN, J. A. *Resident Manual of Trauma to the Face, Head and Neck*. Alexandria: American Academy of Otolaryngology-Head and Neck Surgery Foundation, 2012. p. 100-39.

FEDOK, F. G.; VAN KOOTEN, D. W.; DEJOSEPH, L. M.; MCGINN, J. D.; SOBOTA, B.; LEVIN, R. J.; JACOBS, C. R. Plating techniques and plat orientation in repair of mandibular angle fractures: An in vitro study. *Laryngoscope*, 2003;108(2):118-126.

FERNÁNDEZ, J. R.; GALLAS, M.; BURGUERA, M.; VIAÑO, J. M. A three-dimensional numerical simulation of mandible fracture reduction with screwed miniplates. *J Biomech*, 2003 Mar;36(3):329-37.

FERRARI, R.; LANZER, M.; WIEDEMEIER, D.; RÜCKER, M.; BREDELL, M. Complication rate in mandibular angle fractures-one vs. two plates: a 12-year retrospective analysis. *Oral Maxillofac Surg*, 2018; 22(4): 435-441.

FONSECA, R. J. et al. Oral and Maxillofacial Trauma. 4 ed. Missouri: Elsevier, 2015.

GARCIA, A.; SPIM, J. A.; DOS SANTOS, C. A. Ensaio dos Materiais, 2. ed. LTC, GEN, Rio de Janeiro, 2012.

GHAZAL, G.; JAQUIÉRY, C.; HAMMER, B. Non-surgical treatment of mandibular fractures--survey of 28 patients. Int J Oral Maxillofac Surg, 2004 Mar;33(2):141-5.

GIGLIO, P. N. et al. Avanços no tratamento das fraturas expostas. Rev Bras Ortop, 2015; 50(2): 125-130.

GONZALEZ, M. M. et al. I Diretriz de Ressuscitação Cardiopulmonar e Cuidados Cardiovasculares de Emergência da Sociedade Brasileira de Cardiologia. Arq Bras Cardiol, 2013; 101(2): 1-121.

GREENE, D.; RAVEN, R.; CARVALHO, G.; MAAS, C. S. Epidemiology of facial injury in blunt assault. Determinants of incidence and outcome in 802 patients. Arch Otolaryngol Head Neck Surg, 1997 Sep;123(9):923-8.

GUTWALD, R.; ALPERT, B.; SCHMELZEISEN, R. Principle and stability of locking plates. Keio J Med, 2003; 52(1): 21-24.

HANSON, J.; LOVALD, S.; COWGILL, I.; ERDMAN, M.; DIAMOND, B. National hardware removal rate associated with internal fixation of facial fractures. J Oral Maxillofac Surg, 2011 Apr;69(4):1152-8.

HARADA, K.; WATANABE, M.; OHKURA, K.; ENOMOTO, S. Measure of bite force and occlusal contact area before and after bilateral sagittal split ramus osteotomy of the mandible using a new pressure-sensitive device: a preliminary report. J Oral Maxillofac Surg, 2000; 58(4), 370-3.

HAUG, R. H.; BARBER, J. E.; REIFEIS, R. A comparison of mandibular angle fracture plating techniques. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 1996; 82(3): 257-63.

HAUG, R. H.; STREET, C. C.; GOLTZ, M. Does plate adaptation affect stability? A biomechanical comparison of locking and nonlocking plates. *J Oral Maxillofac Surg*, 2002; 60(11): 1319-26.

HAUG, H. H.; SERAFIN, B. L. Mandibular angle fractures: a clinical and biomechanical comparison—the works of Ellis and Haug. *Cranio Maxillofac Trauma Reconstr*, 2008; 1(1): 31-8.

HEGTVEDT, A. K.; MICHAELS, G. C.; BEALS, D. W. Comparison of the resistance of miniplates and microplates to various in vitro forces. *J Oral Maxillofac Surg*, 1994; 52(3): 251-7; discussion 257-8.

HORIBE, E. K.; PEREIRA, M. D.; FERREIRA, L. M.; FILHO, E. F. A.; NOGUEIRA A. Perfil Epidemiológico de Fraturas Mandibulares Tratadas na Universidade Federal de São Paulo – Escola Paulista de Medicina. *Rev Assoc Med Bras*, 2004; 50(4): 417-421.

HUELKE, D. F.; HARGER, J. H. Maxillofacial injuries: their nature and mechanisms of production. *J Oral Surg*, 1969; 27: 451-60.

HUELKE, D. F.; PATRICK, L. M. Mechanics in the production of mandibular fractures: strain gauge measurement of impacts to the chin. *J Dent Res.*, 1964; 43: 437-46.

HUPP, J. R.; ELIS III E.; TUCKER, M.R. *Cirurgia Oral e Maxilofacial Contemporânea*. 6. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2015.

JINDAL, P.; WORCESTER, F.; WALIA, K.; GUPTA, A.; BREEDON, P. Finite element analysis of titanium alloy-graphene based mandible plate. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2019 Feb;22(3):324-330.

JOSS, U.; MEYER, U.; TKROTZ, T.; WEINGART, D. Use of a mandibular fracture score to predict the development of complications. *J Oral Maxillofac Surg*, 1999; 57(1): 2-5.

KAPLAN, B. A.; HOARD, M. A.; PARK, S. S. Immediate mobilization following fixation of mandible fractures: a prospective, randomized study. *Laryngoscope*, 2001; 111(9): 1520-4.

KREUTZIGER, K. L.; KREUTZIGER, K. L. Comprehensive surgical management of mandibular fractures. *South Med J*, 1992; 85(5): 506-18.

KUIK, K.; DE RUITER, M. H. T.; DE LANGE, J.; HOEKEMA, A. Fixation methods in sagittal split ramus osteotomy: a systematic review on in vitro biomechanical assessments. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2019 Jan;48(1):56-70.

KUMAR, B. P.; KUMAR, K. A.; VENKATESH, V.; MOHAN, A. P.; RAMESH, K.; MALLIKARJUN, K. Study of efficacy and the comparison between 2.0 mm locking plating system and 2.0 mm standard plating system in mandibular fractures. *J Maxillofac Oral Surg*, 2015 Sep;14(3):799-807.

LANDES, C.; BALLON, A.; GHANAATI, S.; EBEL, D.; ULRICH, D.; SPOHN, U.; HEUNEMANN, U.; SADER, R.; JAEGER, R. Evaluation of the Fatigue Performance and Degradability of Resorbable PLDLLA-TMC Osteofixations. *Open Biomed Eng J*, 2013 Nov 29;7:133-46.

LAVERICK, S.; SIDDAPPA, P.; JONES, D. C. Patterns of emergency maxillofacial referrals and provision of services. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 2009; 47(2): 99-101.

LIMA, C. J.; FALCI, S. G.; RODRIGUES, D. C.; MARCHIOR, I. É. C.; MOREIRA, R. W. L. Mechanical and photoelastic analysis of conventional screws and cannulated screws for sagittal split osteotomy fixation: a comparative study. *Oral Maxillofac Surg*, 2015; 19(4): 397-402.

LIPTON, J. S. Oral surgery in ancient Egypt as reflected in the Edwin Smith Papyrus. *Bull Hist Dent*, 1982; 30(2): 108-14.

MADSEN, M. J.; MCDANIEL, C. A.; HAUG, R. H. A biomechanical evaluation of plating techniques used for reconstructing mandibular symphysis/parasymphysis fractures. *J Oral Maxillofac Surg*, 2008 Oct;66(10):2012-9.

MARANO, R.; JADJISKY, M.; FILHO, A. B. M.; MAYRINK, G.; ARAÚJO, S.; OLIVEIRA, L.; LEMOS, I. Z.; DE SOUZA, N. S.; MARGATO, R. G.; BRANDÃO, D. B. R. Epidemiological analysis of 736 patients who suffered facial trauma in Brazil. *Int J Odontostomatol*, 2020; 14(2): 257-267.

MAVROPOULOS, A.; KILIARIDIS, S.; BRESIN, A.; AMMANN, P. Effect of different masticatory functional and mechanical demands on the structural adaptation of the mandibular alveolar bone in young growing rats. *Bone*, 2004; 35(1): 191-7.

MAYRINK, G.; MOREIRA, R. W.; ARAUJO, M. M. Prospective study of postoperative sensory disturbances after surgical treatment of mandibular fractures. *Oral Maxillofac Surg*, 2013; 17(1): 27-31.

MENDES, M. B.; MEDEIROS, R. C.; LAURIA, A.; MARCHIORI, É.; SAWAZAKI, R.; LOPES, É. S.; MOREIRA, R. W. Mechanical and microstructural properties of fixation systems used in oral and maxillofacial surgery. *Oral Maxillofac Surg*, 2016; 20(1): 85-90.

MICHELET, F. X.; DEYMES, J.; DESSUS, B. Osteosynthesis with miniaturized screwed plates in maxillo-facial surgery. *J Maxillofac Surg*, 1973; 1(2): 79-84.

MILORO, M.; GHALI, G. E.; LARSEN, P. E.; WAITE, P. D. *Princípios de Cirurgia Bucomaxilofacial de Peterson*. 2. ed. São Paulo: Editora Santos, 2008.

MILORO, M.; GHALI, G. E.; LARSEN, P. E.; WAITE, P. D. *Princípios de cirurgia bucomaxilofacial de Peterson*. 3. ed. Santos, 2016.

MOREIRA, R. *Tratado De Cirurgia Bucomaxilofacial*. 1. Ed. Napoleão, São Paulo, 2017.

MUKERJI, R.; MUKERJI, G.; MCGURK, M. Mandibular fractures: Historical perspective. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 2006 Jun;44(3):222-8.

MUNANTE-CARDENAS, J. L.; OLATE, S.; ASPRINO, L.; DE ALBERGARIA BARBOSA, JR.; DE MORAES, M.; MOREIRA, R. W. Pattern and treatment of facial trauma in pediatric and adolescent patients. *J Craniofac Surg*, 2011; 22(4): 1251-5.

MUNANTE-CARDENAS, J. L.; ASPRINO, L.; DE MORAES, M.; ALBERGARIA-BARBOSA, J. R.; MOREIRA, R. W. F. Mandibular fractures in a group of Brazilian subjects under 18 years of age: A epidemiological analysis. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*, 2010; 74(11): 1276-80.

NALLIAH, R. P.; ALLAREDDY, V.; KIM, M. K.; VENUGOPALAN, S. R.; GAJENDRAREDDY, P.; ALLAREDDY, V. Economics of facial fracture reductions in the United States over 12 months. *Dent Traumatol*, 2013 Apr;29(2):115-20.

OCHS, M. W. Bicortical screw stabilization of sagittal split osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg*, 2003 Dec;61(12):1477-84.

OCHS, M. W.; TUCKER, M. R. Tratamento das fraturas faciais. In: PETERSON. L. J.; ELLIS, E III.; HUPP, J. R. *Cirurgia Oral e Maxilofacial Contemporânea*. São Paulo: Elsevier, 2009, p487-512.

O'CONNELL, J.; MURPHY, C.; IKEAGWUANI, O.; ADLEY, C.; KEARNS, G. The fate of titanium miniplates and screws used in maxillofacial surgery: a 10 years retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2009 Jul;38(7):731-5.

OLIVERA, L. B.; SANT'ANA, E.; MANZATO, A. J.; GUERRA, F. L. B.; ARNETT, G. W. Biomechanical in vitro evaluation of three stable internal fixation techniques used in sagittal osteotomy of the mandibular ramus: a study in sheep mandibles. *J Appl Oral Sci*, Jul-Aug 2012; 20(4): 419-26.

OLSON, R. A.; FONSECA, R. J.; ZEITLER, D. L.; OSBON, D. B. Fractures of the mandible: a review of 580 cases. *J Oral Maxillofac Surg*, 1982; 40(1): 23-8.

OPAS - ORGANIZAÇÃO PAN-AMERICANA DA SAÚDE. Traumas matam mais que as três grandes endemias: malária, tuberculose e AIDS, 2019. Disponível em: https://www.paho.org/bra/index.php?option=com_content&view=article&id=2989:traumas-matam-mais-que-as-tres-grandes-endemias-malaria-tuberculose-e-aids&Itemid=839.

PATROCÍNIO, L. G.; PATROCÍNIO, J. A.; BORBA, B. H.; BONATTI, B. D. E. S.; PINTO, L. F.; VIEIRA, J. V, COSTA J. M. Mandibular fracture: analysis of 293 patients treated in the Hospital of Clinics. *Braz J Otorhinolaryngol*, Sep-Oct 2005; 71(5): 560-5.

PEAVEY, C. L.; EDWARDS, R. B. 3RD.; ESCARCEGA, A. J.; VANDERBY, R. JR.; MARKEL, M. D. Fixation technique influences the monotonic properties of equine mandibular fracture constructs. *Vet Surg*, 2003 Jul-Aug;32(4):350-8.

PETERSON, J. L.; ELLIS III, E.; HUPP, J. R.; TUCKER, M. R. *Cirurgia Oral e Maxilo-Facial Contemporânea*. 4. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005.

POGREL, M. A.; KAHNBERG, KARL-ERIK.; ANDERSSON, L. *Cirurgia Bucomaxilofacial*. 1. ed. Editora Guanabara Koogan, 2016.

POLAT, M. E.; DAYI, E. In Vitro Evaluation of the Effects of Different Fixation Methods on Stabilization of Mandibular Body Fractures. *J Craniofac Surg*, 2019 Jul;30(5):1444-1447.

PRADO, R.; SALIM, M. A. A. *Cirurgia Bucomaxilofacial: diagnóstico e tratamento*. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan, 2004.

PREIN, J.; RAHN, B. A. Scientific and technical background. In: PREIN, J et al. *Manual of internal fixation of the cranio-facial skeleton*. Berling: Springer-Verlag, 1998. p1-49.

PREIN, J. *Manual of internal fixation in the cranio-facial skeleton: Techniques recommended by the AO-ASIF Maxillofacial Group* Springer, 1997.

RALLIS, G.; MOUROUZIS, C.; PAPAKOSTA, V.; PAPANASTASIOU, G.; ZACHARIADES, N. Reasons for miniplate removal following maxillofacial trauma: a 4-year study. *J Craniomaxillofac Surg*, 2006 Oct;34(7):435-9.

REDDY, L.; LEE, D.; VINCENT, A.; SHOKRI, T.; SOKOYA, M.; DUCIC, Y. Secondary Management of Mandible Fractures. *Facial Plast Surg*, 2019 Dec;35(6):627-632. doi: 10.1055/s-0039-1700887.

RIBEIRO, M.; LAURIA, A.; SATO, F.; MOREIRA, R. Biomechanical analysis on different fixation techniques for treatment of mandibular body fractures. *Braz J Oral Sci*, 2013; 12(2):80-83.

RODRIGUES, D. C.; FALCI, S. G.; LAURIA, A.; MARCHIORI, É. C.; MOREIRA, R.W. Mechanical and photoelastic analysis of four different fixation methods for mandibular body fractures. *J Craniomaxillofac Surg*, 2015; 43(3): 306-11.

RUDDERMAN, R.; MULLEN, R. Biomechanics of the craniomaxillofacial skeleton. In: EHRENFELD, M.; MANSON, P.N.; PREIN, J. *Principles of Internal Fixation of the Craniomaxillofacial Skeleton Trauma and Orthognathic Surgery*. Davos Platz: AO Foundation, 2012. p21-6.

SAUERBIER, S.; SCHÖN, R.; OTTEN, J.E.; SCHMELZEISEN, R.; GUTWALD, R. The development of plate osteosynthesis for the treatment of fractures of the mandibular body - a literature review. *J Craniomaxillofac Surg*, 2008; 36(5): 251-9.

SAWAZAKI, R.; LIMA JÚNIOR, S. M.; ASPRINO, L.; MOREIRA, R. W.; DE MORAES, M. Incidence and patterns of mandibular condyle fractures. *J Oral Maxillofac Surg*, 2010; 68(6): 1252-9.

SCHLICH, T. Surgery, Science and Industry – A revolution in Fracture Care, 1950s-1990s. Science, Technology and Medicine in Modern History, Palgrave Macmillan, Macmillan Press Ltd., 2002.

SCHUPP, W.; ARZDORF, M.; LINKE, B.; GUTWALD, R. Biomechanical testing of different osteosynthesis systems for segmental resection of the mandible. J Oral Maxillofac Surg, 2007 May;65(5):924-30.

SEEMANN, R.; SCHICHO, K.; WUTZL, A.; KOINIG, G.; POESCHL, W. P.; KRENMAIR, G.; EWERS, R.; KLUG, C. Complication Rates in the Operative Treatment of Mandibular Angle Fractures: A 10-Year Retrospective. J Oral Maxillofac Surg, 2010; 68(3): 647-650.

SEMEGHINI GUASTALDI, F. P.; HOCHULI-VIEIRA, E.; GUASTALDI, A. C. Biomechanical study in polyurethane mandibles of different metal plates and internal fixation techniques, employed in mandibular angle fractures. J Craniofac Surg, 2014 Nov;25(6):2246-50.

SIKES, J. W. JR.; SMITH, B. R.; MUKHERJEE, D. P.; COWARD, K. A. Comparison of fixation strengths of locking head and conventional screws, in fracture and reconstruction models. J Oral Maxillofac Surg, 1998 Apr;56(4):468-73.
SPIESSL B. Rigid internal fixation of the mandible. A manual of AO/ASIF principles. Berlin, Germany: Springer Verlag, 1989.

SPINA, A. M.; MARCIANI, R. D. Mandibular fractures. In: FONSECA, R. J.; MARCIANI, R. D.; HENDLER, B. H. Oral and Maxillofacial Surgery, 2000; 3: 103-7.

STACEY, D. H.; DOYLE, J. F.; MOUNT, D. L.; SNYDER, M. C.; GUTOWSKI, K. A. Management of mandible fractures. *Plast Reconstr Surg*, 2006 Mar;117(3):48e-60e.

TATE, G. S.; ELLIS III E.; TROCKMORTON, G. Bite forces in patients treated for mandibular angle fractures: implications for fixation recommendations. *Oral Maxillofac Surg*, 1994; 52: 734-6.

THARANON, W. Comparison between the rigidity of bicortical screws and a miniplate for fixation of a mandibular setback after a simulated bilateral split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg*, 1998; 56 (9): 1055-8.

THOMAS, D. Costs, Benefits, and Adoption of Additive Manufacturing: A Supply Chain Perspective. *Int J Adv Manuf Technol*, 2016; 85(5-8): 1857-1876.

TRIVELLATO AE. Resistência à flexão de fixação em osteotomia de costela bovina, variando o número, a localização e extensão das placas. [tese]. Piracicaba: FOP/UNICAMP; 2001.

ULU, M.; SOYLU, E.; KELEBEK, S.; DIKICI, S.; OFLAZ, H. Comparative study of biomechanical stability of resorbable and titanium fixation systems after sagittal split ramus osteotomy with a novel designed in-vitro testing unit. *J Craniomaxillofac Surg*, 2018 Feb;46(2):299-304.

VIEIRA, E. O. T.R.: PASSERI, L. A. Mechanical evaluation of different techniques for symphysis fracture fixation — an in vitro polyurethane mandible study. *J Oral Maxillofac Surg*, 2011; 69(6): e141-6.

WONG, R. C.; TIDEMAN, H.; MERKX, M. A.; JANSEN, J.; GOH, S. M.; LIAO, K. Review of biomechanical models used in

studying the biomechanics of reconstructed mandibles. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2011 Apr;40(4):393-400.

ZADPOOR, A. A.; MALDA, J. Additive Manufacturing of Biomaterials, Tissues, and Organs. *Ann Biomed Eng*, 2017; 45(1): 1-11, 2017.

ZHOU, H.; Lv K.; YANG, R.; Li, Z.; Li, Z. Mechanics in the Production of Mandibular Fractures: A Clinical, Retrospective Case-Control Study. *PLoS One*, 2016; 22(11): 2:e0149553.

ARTIGO I

**STATIC MECHANICAL TESTS OF A 2.0-MM FIXATION
SYSTEM IN MANDIBULAR BODY FRACTURES
APPLIED TO A SUBSTRATE PRODUCED BY
STAINLESS STEEL ADDITIVE MANUFACTURING**

Thamiris Nogueira Sacker¹, Gabriel Leonardo Montoya², Diego Darci Langaro³, Charles Leonardo Israel⁴, Micheline Sandini Trentin⁵.

¹ Master in Dentistry / Oral and Maxillofacial Surgery and Traumatology (Lutheran University of Brazil - ULBRA), Specialist in Oral and Maxillofacial Surgery and Traumatology (Specialized Faculty of Health of Rio Grande do Sul - FASURGS – Passo Fundo, RS, Brazil)- Department of Dentistry (UPF – University of Passo Fundo, Brazil). Address: André Marques, 431 - 305 Torre B, Santa Maria, RS – Brazil, 97010-041. Telephone: (55) 55 996558942; E-mail: thamyns@hotmail.com.

² Dentist in private office - Department of Dentistry (UPF – University of Passo Fundo, Brazil).

³ Master in Mechanical Engineering (UFSC - Federal University of Santa Catarina, Brazil) Department of Engineering - (UPF – University of Passo Fundo, Brazil).

⁴ PhD in Mining, Metallurgical and Materials Engineering (UFRGS - Federal University of Rio Grande do Sul, Brazil, Master in Materials Engineering (UFRGS - Federal University of Rio Grande do Sul, Brazil); Department of Mechanical Engineering (UPF – University of Passo Fundo, Brazil).

⁵ PhD in Dentistry / Periodontics (Paulista State University Júlio de Mesquita Filho), Master in Dentistry / Periodontics (Lutheran University

of Brazil - ULBRA), Specialist in Implantology (UNESP) - Department of Dentistry (UPF - University of Passo Fundo, Brazil).

*O artigo será submetido à revista Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.

ABSTRACT

Purpose: This study aimed to assess the 2.0-mm stable internal fixation system in mandibular body fractures simulated in sintered stainless steel mandibles, with two fixation techniques established in the literature. **Materials and Methods:** Hence, two hemimandibles produced by additive manufacturing were used, divided into two groups: G1 - based on the Champy technique, fixation was performed with one plate in the neutral zone; and G2 - based on the AO technique, fixation was performed with two plates - one in the tension zone and another in the compression zone. After fixing the plates and their respective screws, the static test was performed with 15 specimens and their respective screws for both groups. In this test, for improved accuracy of results, three strain gauges were fixed: SG1 - right below the alveolar processes between lower central incisors; SG2 - right below the alveolar process of the second molar; and SG3 - immediately below between the alveolar processes of the canine and first premolar. The statistical analysis of the experiments was performed with ANOVA by Tukey's method, at 5% significance. **Results:** the SG2, located in the distal segment, presented greater

deformation for minimum and maximum values in both fixation techniques, but this deformation was only significant for the minimum values of group II. Regarding maximum force, G2 presented higher resistance to the load applied. Nevertheless, none of the specimens showed fractures. Conclusions:

Keywords: Mandibular fractures, internal fixation of fractures, bone plates, maxillofacial trauma.

INTRODUCTION

The mandible is one of the bones in the maxillofacial region that suffers trauma the most¹ because of its more prominent anatomical location², which provides lower stability for mechanical trauma³.

The etiology is multifactorial, highlighting car accidents, physical aggression, and exodontia of third molars as some of the factors associated with trauma in the mandibular region, among others^{4,5}.

Regarding the treatment of mandibular fractures, several techniques can be used, such as maxillomandibular block, osteosynthesis with steel wires, and surgical treatment with stable internal fixation (SIF)^{6,7}. The latter technique is characterized by a

rotation between plates and screws produced in titanium and derivative alloys, which materials are biocompatible⁸.

The nomenclature for FIE is due to the existence of interfragmentary micromovements that occur in the fracture fixed with plates and screws. Thus, when the individual is active, the bone stumps are not completely immobilized^{9,10}.

For having a biomechanical superiority, it promotes greater comfort to patients by reducing or eliminating the maxillomandibular block, and it can often be replaced by intermaxillary fixation (IMF), as well as allow oral feeding and decreased painful symptomatology¹¹. Moreover, because it offers greater stability of bone fractions¹², it presents a higher registration of mouth-opening ability and a lower risk of postoperative complications^{13,14}.

Thus, the principles for reducing fractures are the following: fracture reduction to restore anatomical relationships, fracture fixation to promote absolute or relative stability, preservation of blood supply¹⁵, and containment of bone segments¹⁶.

As for the techniques of open reduction of mandibular body fractures, the surgical treatment can be performed based on either the "AO philosophy" or the "Champy philosophy". The former recommends the use of two miniplates - one in the tension zone and another in the compression zone of the fracture - and the

latter suggests using only one single miniplate^{17,18}. Although, there is no consensus in the literature about the best approach¹⁹. The technique selected for each surgical case is mostly a consequence of the preferences of the oral and maxillofacial surgeon, but the evident stability of the system should be considered, as well as the masticatory forces that will occur in this process⁷.

Considering it is a mechanical system, clinically, when the system fails²⁰, some clinical symptomatology may occur, which in some cases will require a surgical reintervention to replace or remove this set.

When the fixation plate between bone segments fails, it can make the set unstable, which will result in local inflammation of the tissues and a potential pseudarthrosis, as well as the need for immediate replacement or removal¹⁷. The failure rate of internal fixation ranges among 3% ²¹, 5% ²², 9% ²³, and 18% ²⁴, and the main causes are infection, non-union, and plate exposure in the oral cavity ²¹⁻²⁴.

Therefore, this study aimed to analyze the resistance of a stable internal fixation system from two fixation philosophies established in the literature, with one miniplate in the neutral zone and two miniplates - one in the tension zone and another in the compression zone - in fractures of a mandibular body made of steel, under the application of static and dynamic loads.

MATERIALS AND METHODS

Eighty straight four-hole titanium plates of the 2.0-mm system were selected and 320 screws of 2.0x6 mm were used for fixation. The commercial brand of the fixation materials used was Signo Vinces™ (Signo Vinces Equipamentos Odontológicos - Salgadinho, Campo Largo - PR - Brazil). According to the manufacturers' specifications, the plates are made of commercially pure titanium, grade II (ASTM-67), with a thickness of 1 mm, straight, with four holes, and a 9.0-mm segment. The screws are made of titanium-aluminum-vanadium (Ti-6Al-4V) alloy with 6 and 10 mm of length and 2 mm of thickness.

The substrate for the production of two hemimandibles consisted of additive manufacturing imported from Carpenter Additive™ (Pennsylvania - USA). After importing the constituting base material, the mandible was modeled in 3D in the Meshmixer™ software (Autodesk™, Mill Valley, California, USA).

At this stage, the standard model was a human mandible prototype used in other tests ^{1, 25, 26}. A vertical fracture line was simulated from the alveolar process to the base of the mandible,

in the mandibular body region, between the second premolar and the first lower molar on the left side.

Next, two different models were manipulated:

- Model I: Stable Internal Fixation with a niche for one single fixation plate, which would be fixed in the neutral zone, according to the Champy philosophy.

- Model II: Stable Internal Fixation with two niches for two fixation plates, one for each niche, with one plate in the tension zone and another in the compression zone, according to the AO/ASIF (Association for the Study of Internal Fixation) philosophy.

To properly lock the niches in the substrate and decrease their dislocation bias, a T-shaped finishing was performed in the internal part of the niches in the neutral, tension, and compression zones. The niche in the compression zone was made to run through the entire lower margin of the mandible, considering that the surgical fixation procedure of this type of fracture offers the possibility of using longer screws, such as fitted screws.

After producing the mandibular substrate, a device was made to support the hemimandibles, along with the equipment to perform the mechanical test.

After the impression of the mandibles in additive manufacturing, the niches were made in high-density polyethylene (HDPE) with 8 mm of density (Fig. 1).

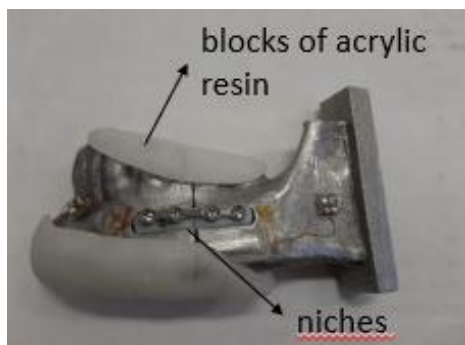


Figure 1: Mandible with niches and blocks of acrylic resin.

Source: Created by the authors, 2021.

The proximal and distal segments were included in two blocks of colorless self-polymerizing acrylic resin (Clássico JET™), which allowed standardizing the positioning for the posterior fixation of specimens in the substrate.

The niches were perforated with a long-stem surgical drill of 1.6x60 mm with a 5.0-mm stop and the plates and screws were fixed with a compact manual tool for oral and maxillofacial surgery, according to the manufacturer's recommendations.

For the mechanical test, strain gauges were installed around the plates ²⁷. The strain gauges were positioned as follows: SG1 - right below the alveolar processes between lower central incisors; SG2 - right below the alveolar process of the second molar; and SG3 - immediately below between the alveolar processes of the canine and first premolar (Fig. 2).

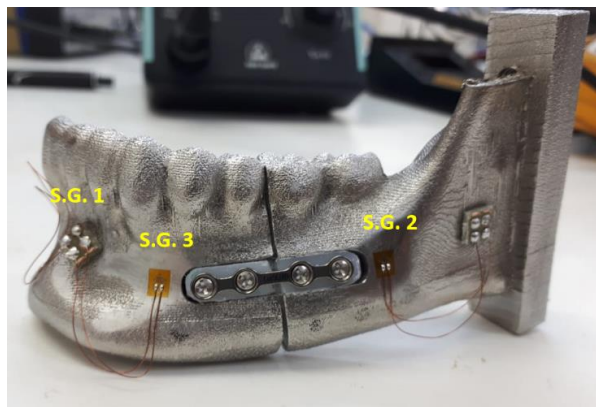


Figure 2: Strain Gauges installed in model II.

Source: Created by the authors, 2021.

The static mechanical test was performed in a universal testing machine, manufactured by SCHENK do Brasil, located at the University of Passo Fundo, Rio Grande do Sul (Brazil).

A load was applied to the occlusal surface of the second lower premolar on the right side. Hence, 15 samples in group I and 15 samples in group II were used (Fig. 3).



Figure 3: static mechanical test in model I.

Source: Created by the authors, 2021.

The statistical analysis of the experiments was performed with the Minitab™ 19 statistical software, using analysis of variance (ANOVA) with Tukey's method, at 5% significance ($\alpha=0.05$) to compare the means and the standardization between the groups analyzed.

RESULTS

- Results for three factors

➤ Minimum values

Table 1 presents the analysis of variance for group I in an assessment of strain gauge values for minimum values. For group

I, there were no statistically significant differences between the strain gauge positions ($p > 0.05$). Moreover, the highest mean of deformation was for SG2 (Tab. 1).

Table 1: Mean comparisons regarding deformation				
STRAIN GAUGE	N	Mean (μm)	SD	95% CI
SG1	15	-44.7 ^a	137.7	(-2347.3; 2257.9)
SG2	15	-2203 ^a	6159	(-4505; 100)
SG3	15	-1347 ^a	5379	(-3650; 955)
P-value 0.413				
The data are presented as mean $\pm$ standard deviation.				

Table 1: Mean comparisons for setting I.

Source: Created by the authors, 2021.

➤ Maximum values

For group I, in the fatigue test, there were no statistically significant differences between the strain gauge positions ($p > 0.05$). The SG2 had the highest mean of deformation, lower than the values achieved for deformation in SG1 and SG3. However, statistically, the SG values for this condition are similar (Tab. 2).

Table 2: Mean comparisons regarding deformation				
STRAIN GAUGE	N	Mean (μm)	SD	95% CI
SG1	15	14.44 ^a	15.54	(-1249.30; 1278.18)
SG2	15	1117 ^a	4488	(-146; 2381)
SG3	15	12.8 ^a	49.7	(-1250.9; 1276.6)
P-value 0.365				
The data are presented as mean $\pm$ standard deviation.				

Table 2: Comparisons between the means of deformation.

Source: Created by the authors, 2021.

➤ Minimum values

For group II, there was a statistically significant difference between the strain gauge positions during the test in the setting of two plates and two niches in the SIF ($p < 0.05$) (Tab. 3).

Table 3: Mean comparisons regarding deformation				
STRAIN GAUGE	N	Mean (μm)	SD	95% CI
SG1	15	-0.000006 ^a	0.000022	(-4.818365; 4.818354)
SG2	15	-39.46 ^b	12.06	(-44.28; -34.64)
SG3	15	-2.72 ^a	10.54	(-7.54; 2.10)
P-value 0.000				
The data are presented as mean $\pm$ standard deviation.				

Table 3: Comparisons between the means of deformation.

Source: Created by the authors, 2021.

➤ Maximum values

For group II, in the static test, there were no statistically significant differences between the strain gauge positions ($p > 0.05$) (Tab. 4).

Table 4: Mean comparisons regarding deformation				
STRAIN GAUGE	N	Mean (μm)	SD	95% CI
SG1	15	-0.000006 ^a	0.000022	(-0.679581; 0.679570)
SG2	15	0.368 ^a	1.180	(-0.312; 1.048)
SG3	15	0.497 ^a	1.927	(-0.182; 1.177)
P-value 0.560				
The data are presented as mean $\pm$ standard deviation.				

Table 4: Comparisons between the means of deformation.

Source: Created by the authors, 2021.

➤ Two-factor analysis

➤ Minimum values

There were no statistically significant differences regarding SG1, SG2, and SG3 (Tab. 5) for groups I and II ($p > 0.05$).

Table 5: Analysis of variance for the comparison of the same SG in different groups.	
STRAIN GAUGE	P-value
SG1	0.199
SG2	0.167
SG3	0.318

Table 5: Analysis of variance.

Source: Created by the authors, 2021.

➤ Maximum values

There were statistically significant differences regarding SG1 for groups I and II ($p < 0.05$) (Table 15). This was different for SG2 and SG3 (Tab. 6), in which the strain gauges were not statistically significant.

Table 6: Analysis of variance for the comparison of the same SG in different groups.	
STRAIN GAUGE	P-value
SG1	0.001
SG2	0.320
SG3	0.322

Table 6: Analysis of variance.

Source: Created by the authors, 2021.

➤ Maximum force

There were statistical differences in the application of maximum force ($p < 0.05$), in which the group with two plates (II) presented the highest mean of force applied (Tab. 7).

Table 7: Analysis of variance for maximum force in groups I and II.				
Sample	N	Mean (N)	SD	Mean EP
G1_MaxF	15	697	0.187	0.045
G2_MaxF	15	1998	0.894	0.23
P-value 0.000				
The data are presented as mean $\pm$ standard deviation.				

Table 7: Analysis of variance for maximum force.

Source: Created by the authors, 2021.

DISCUSSION

Although there are several biomechanical scientific studies on the different fixation methods and techniques for mandibular fractures²⁸⁻³³, a minority of them discusses the mandibular body fracture, which can be explained due to the complexity of treatment as a consequence of the direct influence of muscle and masticatory insertions³⁴.

Also regarding internal fixation techniques for mandibular body fractures, the most used are either one plate in the neutral zone¹⁸ or two plates - one in the tension zone and another in the compression zone¹⁷. So far, there is no consensus about the superiority of one of the techniques over the other¹⁹. However,

several researchers in the field believe that the technique that recommends using two plates offers greater stability for bone stumps and higher resistance to masticatory loads^{35,36} because it distributes the masticatory load more evenly and consequently reduces stress at the fracture site³⁷.

These results from the literature partially agree with the ones found in the present study, which verified higher resistance to the forces applied to the group with two plates. However, the specimens of both groups (one plate and two plates) suffered deformation. The deformation verified was more significant in the group with two plates (2.58 mm) and only during the static test, considering that this test is characterized by a gradual increase of the load applied until failure³⁸. This contrasted other results obtained, which, through the static test, verified ductile fracture in both comparison groups using scanning electron microscopy²⁵.

Regarding the mean of maximum force applied, the set tested in the present study with one single plate endured 697 N, while the set with two plates endured 1998 N, thus corroborating the fact that two plates offer higher resistance to the load applied, which can clinically be related to occlusal loads. Similar relationships of maximum loads were also verified in other studies, with a variance between 333 N and 972 N²⁵ and 556 N and 443 N for two plates and between 254 N and 188 N for one single plate³⁵, which were similar to the results obtained.

Regarding system stability, the present study show that both techniques are similar because there was no complete rupture of any specimen and, for the application of dynamic cyclic loads, both groups showed similar results in the present study. Hence, it can be inferred that both fracture fixation techniques are similar regarding the fatigue limit for the clinical condition presented. These results oppose others studies that observed a mechanical superiority of two plates as fixation material, providing greater stability to the fractured segments^{26, 35, 39}.

Strain gauges were used in the present study to determine the deformation of specimens with high precision. The efficacy and applicability of this methodology were confirmed by other studies^{27, 29, 40}, in which the fixation of SG on the external mandibular surface and the application of loads over it showed precise results by presenting quantitative data for several biomechanical conditions with clinical significance, as well as the external validation to an actual model²⁷.

As for frequency of load application, the present study used 10 Hz, which agrees with other similar tests^{14,37}.

Regarding the substrate used, the substrates that can be used in biomechanical tests are versatile. Among them are cadaver mandibles^{29, 35, 41-44}, polyurethane mandibles^{26, 30, 40, 45},

aluminum and composite mandibles¹, stainless steel mandibles⁴⁶, and digital models⁴⁷.

In the present study, the sintered stainless steel substrate was selected due to the need to assess the resistance of the plate-screw system (SIF) without substrate interference, meaning that the hemimandibles should be produced with a material that would not allow failures at the plate/screw/substrate interface during the tests^{1, 47}.

It is known that a prototyped model cannot truly replicate all aspects to which bone tissues are subjected⁴⁷. However, these study outlines are required to, in association with other designs, provide a more precise and reliable understanding of all the biomechanical characteristics to which bone segments will be subjected, and determine the best technique and treatment performance. The goal should be a speedy recovery of patients by reestablishing stomatognathic system function and preventing damage to important structures.

Although the limitation of the study is not fully replicating the bone-plate-muscle activity interactions⁴⁵, the results of this study provide significant data for quantifying the biomechanically compatible load and fatigue strength of materials.

CONCLUSIONS

Based on the experimental setting of the test, the conclusions on the biomechanics of the 2.0-mm stable internal fixation system for mandibular body fractures are:

- Regarding fatigue life, there are no statistically significant differences in using one or two plates for fixation.
- As for maximum force, it was verified that two plates as fixation materials can endure high loads and are superior to one plate.
- The fixation techniques by Champy and AO promote satisfactory stability to the condition proposed.
- In several conditions of minimum and maximum values, the strain gauge (SG2) presented a higher mean of deformation.

References

1. de Medeiros RC, Sigua EA, Navarro P, Olate S, Albergaria Barbosa JR. In Vitro Mechanical Analysis of Different Techniques of Internal Fixation of Combined Mandibular Angle and Body Fractures. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery: Official Journal of the

- American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons. 2016 Apr;74(4):778-785.
2. Hupp JR; Elis III E; Tucker MR. Cirurgia oral e maxilofacial contemporânea, Rio de Janeiro:Elsevier, 2015.
 3. Prado, Roberto; Salim, Martha Alayde Alcantara. Cirurgia Bucomaxilofacial: Diagnóstico e Tratamento. 1º edição. Editora Guanabara Koogan, 2004.
 4. Abreu, RA. Fraturas mandibulares: análise prospectiva de 20 casos operados. Bras Cir Craniomaxilofac 2011; 14(3): 129-34
 5. Seemann R, Schicho K, Wutzl A, Koinig G, Poeschl WP, Krennmair G, Ewers R, Klug C. Complication rates in the operative treatment of mandibular angle fractures: a 10-year retrospective. J Oral Maxillofac Surg. 2010 Mar;68(3):647-50.
 6. Moreira, R. Tratado De Cirurgia Bucomaxilofacial. Napoleão, São Paulo, 2017, p430.
 7. Horibe EK, Pereira MD, Ferreira LM, Filho EFA, Nogueira A. Perfil epidemiológico de fraturas mandibulares tratadas na Universidade Federal de São Paulo. Rev Assoc Med Bras. 2004;50:417-21.

8. Miloro M, Ghali EG, Larsen EP, Waite DP. Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery. Hamilton: BC Decker; 2008.
9. Ellis III E 3rd. Rigid Skeletal fixation of fractures. J Oral Maxillofac Surg. 1993; 51(2): 163-73.
10. Ellis III E. Treatment methods for fractures of the mandibular angle. Int J Oral Maxillofac Surg. 1999; 28(4): 243-252.
11. ELLIS, E. 3RD. The internal fixation of fractures: historical perspectives. In: Tucker MR, Terry BC, White EP Jr, Van Sickle JE, editors. Rigid fixation for maxillofacial surgery. Philadelphia, p. 3-29, 1991.
12. Erkmén E, Simşek B, Yücel E, Kurt A. Comparison of different fixation methods following sagittal split ramus osteotomies using three-dimensional finite elements analysis. Part 1: advancement surgery-posterior loading. Int J Oral Maxillofac Surg. 2005 Jul;34(5):551-8.
13. de Souza GM, Rodrigues DC, Celegatti Filho TS, Moreira RWF, Falci SGM. In-vitro comparison of mechanical resistance between two straight plates and a Y-plate for fixation of mandibular condyle fractures. Journal of Cranio-maxillo-facial Surgery: Official Publication of the European Association for Cranio-maxillo-facial Surgery. 2018 Jan;46(1):168-172.

14. Haug RH, Barber JE, Reifeis R. A comparison of mandibular angle fracture plating techniques. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1996 Sep;82(3):257-63.
15. Bohluli B, Mohammadi E, Oskui IZ, Moharamnejad N. Treatment of mandibular angle fracture: Revision of the basic principles. *Chin J Traumatol.* 2019 Apr;22(2):117-119.
16. Ribeiro M, Lauria A, Sato F, Moreira R. Biomechanical analysis on different fixation techniques for treatment of mandibular body fractures. *Braz J Oral Sci.* 2013 12(80-83).
17. Prein J, editor. *Manual of internal fixation in the cranio-facial skeleton: Techniques recommended by the AO-ASIF Maxillofacial Group* Springer, 1997.
18. Champy M, Loddé JP, Schmitt R, Jaeger JH, Muster D. Mandibular osteosynthesis by miniature screwed plates via a buccal approach. *J Maxillofac Surg.* 1978 Feb;6(1):14-21.
19. Ochs MW, Tucker MR. Tratamento das fraturas facias. In: Peterson LJ; Ellis, E III; Hupp JR. *Cirurgia Oral e Maxilofacial Contemporânea.* Elsevier, São Paulo, 2009, p487,512.

20. Mendes MB, Medeiros RC, Lauria A, et al. Mechanical and microstructural properties of fixation systems used in oral and maxillofacial surgery. *Oral and Maxillofacial Surgery*. 2016 Mar;20(1):85-90.
21. O'Connell J, Murphy C, Ikeagwuani O, Adley C, Kearns G. The fate of titanium miniplates and screws used in maxillofacial surgery: a 10 years retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2009 Jul;38(7):731-5.
22. Hanson J, Lovald S, Cowgill I, Erdman M, Diamond B. National hardware removal rate associated with internal fixation of facial fractures. *J Oral Maxillofac Surg*. 2011 Apr;69(4):1152-8.
23. Rallis G, Mourouzis C, Papakosta V, Papanastasiou G, Zachariades N. Reasons for miniplate removal following maxillofacial trauma: a 4-year study. *J Craniomaxillofac Surg*. 2006 Oct;34(7):435-9.
24. Bhatt V, Langford RJ. Removal of miniplates in maxillofacial surgery: University Hospital Birmingham experience. *J Oral Maxillofac Surg*. 2003 May;61(5):553-6.
25. de Medeiros RC, Sigua EA, Navarro P, Olate S, Albergaria Barbosa JR. In Vitro Mechanical Analysis of Different Techniques of Internal Fixation of Combined

- Mandibular Angle and Body Fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 2016 Apr;74(4):778-85.
26. Rodrigues DC, Falci SG, Lauria A, Marchiori ÉC, Moreira RW. Mechanical and photoelastic analysis of four different fixation methods for mandibular body fractures. *J Craniomaxillofac Surg.* 2015 Apr;43(3):306-11.
27. 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 Apr;40(4):393-400.
28. Haug RH, Peterson GP, Goltz M. A biomechanical evaluation of mandibular condyle fracture plating techniques. *J Oral Maxillofac Surg.* 2002; 60: 73-80.
29. Chacon GE, Dillard FM, Clelland N, Rashid R. Comparison of strains produced by titanium and poly D, L-lactide Acid plating systems to in vitro forces. *J Oral Maxillofac Surg.* 2005 Jul;63(7):968-72.
30. Madsen MJ, McDaniel CA, Haug RH. A biomechanical evaluation of plating techniques used for reconstructing mandibular symphysis/parasymphysis fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 2008 Oct;66(10):2012-9.
31. Lima CJ, Falci SG, Rodrigues DC, Marchiori ÉC, Moreira RW. Mechanical and photoelastic analysis of

- conventional screws and cannulated screws for sagittal split osteotomy fixation: a comparative study. *Oral Maxillofac Surg.* 2015 Dec;19(4):397-402.
32. Celegatti Filho TS, Rodrigues DC, Lauria A, Moreira RW, Consani S. Development plates for stable internal fixation: Study of mechanical resistance in simulated fractures of the mandibular condyle. *J Craniomaxillofac Surg.* 2015 Jan;43(1):158-61.
33. Ferrari R, Lanzer M, Wiedemeier D, Rücker M, Bredell M. Complication rate in mandibular angle fractures-one vs. two plates: a 12-year retrospective analysis. *Oral Maxillofac Surg.* 2018 Dec;22(4):435-441.
34. de Oliveira KP, de Moraes PH, da Silva JS, de Queiroz WF, Germano AR. In vitro mechanical assessment of 2.0-mm system three-dimensional miniplates in anterior mandibular fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2014 May;43(5):564-71.
35. Choi BH, Huh JY, Suh CH, Kim KN. An in vitro evaluation of miniplate fixation techniques for fractures of the atrophic edentulous mandible. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2005 Mar;34(2):174-7. doi: 10.1016/j.ijom.2003.10.024.
36. Kumar BP, Kumar KA, Venkatesh V, Mohan AP, Ramesh K, Mallikarjun K. Study of Efficacy and the

- Comparison Between 2.0 mm Locking Plating System and 2.0 mm Standard Plating System in Mandibular Fractures. *J Maxillofac Oral Surg.* 2015 Sep;14(3):799-807.
37. Choi BH, Kim KN, Kang HS. Clinical and in vitro evaluation of mandibular angle fracture fixation with the two-miniplate system. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1995; 79(6):692-95.
38. Callister WD. Falhas. In: *Ciência e Engenharia de Materiais: Uma Introdução*. 3. ed. Rio de Janeiro: LTC; 2002. p. 129-62.
39. 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 Nov;25(6):2246-50.
40. Ulu M, Soylu E, Kelebek S, Dikici S, Oflaz H. Comparative study of biomechanical stability of resorbable and titanium fixation systems after sagittal split ramus osteotomy with a novel designed in-vitro testing unit. *J Craniomaxillofac Surg.* 2018 Feb;46(2):299-304.
41. Sikes JW Jr, Smith BR, Mukherjee DP, Coward KA. Comparison of fixation strengths of locking head and

- conventional screws, in fracture and reconstruction models. *J Oral Maxillofac Surg.* 1998 Apr;56(4):468-73.
42. Tharanon, W. Comparison between the rigidity of bicortical screws and a miniplate for fixation of a mandibular setback after a simulated bilateral split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg.* 1998; 56 (9): 1055-8.
43. Armstrong JE, Lapointe HJ, Hogg NJ, Kwok AD. Preliminary investigation of the biomechanics of internal fixation of sagittal split osteotomies with miniplates using a newly designed in vitro testing model. *J Oral Maxillofac Surg.* 2001; 59(2): 191-5.
44. Erdogan O, Esen E, Ustün Y, Kürkçü M, Akova T, Gönülşen G, Uysal H, Cevlik F. Effects of low-intensity pulsed ultrasound on healing of mandibular fractures: an experimental study in rabbits. *J Oral Maxillofac Surg.* 2006 Feb;64(2):180-8.
45. Bredbenner TL, Haug, RH. Substitutes for human cadaveric bone in maxillofacial rigid fixation research. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2000; 90(5): 574-80.
46. Hegtvedt AK, Michaels GC, Beals DW. Comparison of the resistance of miniplates and microplates to various in vitro forces. *J Oral Maxillofac Surg.* 1994 Mar;52(3):251-7; discussion 257-8.

47. Jindal P, Worcester F, Walia K, Gupta A, Breedon P. Finite element analysis of titanium alloy-graphene based mandible plate. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2019 Feb;22(3):324-330.

APÊNDICES

APÊNDICE 1

Fluxograma dos ensaios realizados



APÊNDICE 2

Dispositivo confeccionado para fixação da mandíbula.

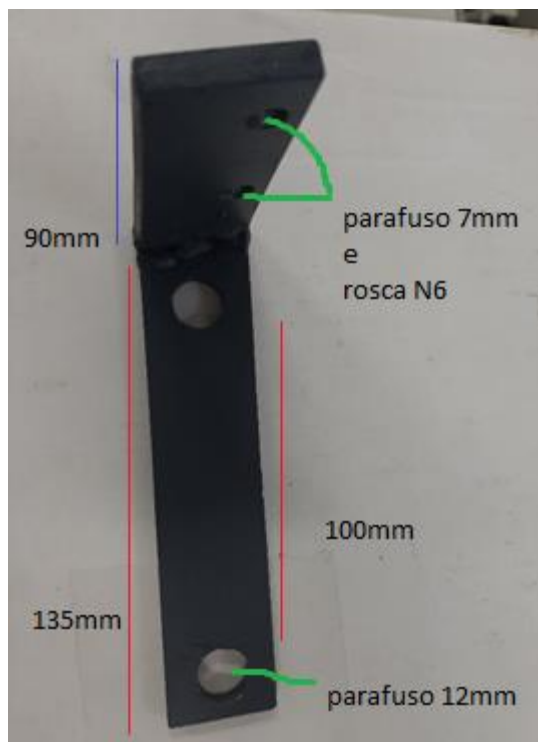


Figura A: Vista superior do dispositivo confeccionado.
Fonte: Autoria própria (2021).

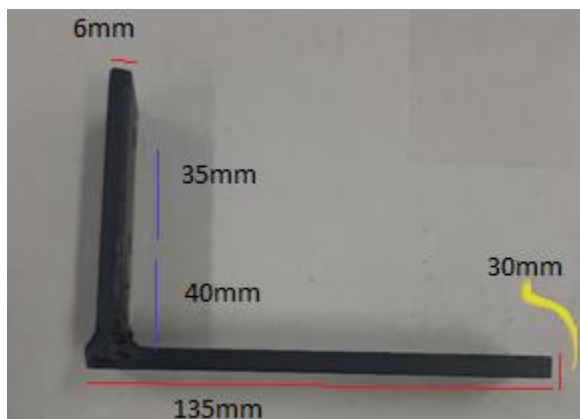


Figura B: Vista lateral do dispositivo confeccionado.
Fonte: Autoria própria (2021).

APÊNDICE 4
Chave manual para fixação dos parafusos



APÊNDICE 3

Deformação (em mm) das miniplacas ósseas

ESTÁTICO M1	
Peça 31	2,057
Peça 32	1,86
Peça 33	2,063
Peça 34	1,028
Peça 35	1,425
Peça 66	1,47
Peça 67	1,299
Peça 68	1,197
Peça 69	1,421
Peça 70	1,017
Peça 71	2,543
Peça 72	2,647
Peça 73	0,942
Peça 74	1,958
Peça 75	1,958
Peça 76	1,671
Peça 77	1,202
Peça 78	1,212
Peça 79	2,195

ESTÁTICO M2	
Peça 36	2,37
Peça 37	1,338
Peça 38	2,722
Peça 39	2,257
Peça 40	1,631
Peça 41	3,025
Peça 42	1,504
Peça 43	1,852
Peça 44	1,013
Peça 45	1,221
Peça 46	1,997
Peça 47	2,207

Peça 48	3,634
Peça 49	1,841
Peça 50	3,021
Peça 51	2,566
Peça 52	3,642
Peça 53	1,513
Peça 54	1,195
Peça 55	1,062
Peça 56	2,408
Peça 57	2,072
Peça 58	3,317
Peça 59	1,94
Peça 60	5,635
Peça 61	6,365
Peça 62	4,688
Peça 63	1,005
Peça 64	4,642
Peça 65	3,844

FADIGA M1	
Peça 11	0,308
Peça 12	0,334
Peça 13	0,949
Peça 14	0,358
Peça 15	1,254
Peça 16	2,375
Peça 17	0,97
Peça 18	0,264
Peça 19	3,288

FADIGA M2	
Peça 1	0,591
Peça 2	0,403
Peça 3	0,11
Peça 4	0,01
Peça 5	1,92
Peça 6	0,169

Peça 7	0,435
Peça 8	0,51
Peça 9	0,755
Peça 10	0,376
Peça 20	0,167
Peça 21	1,239
Peça 22	0,201
Peça 23	0,246
Peça 24	1,18
Peça 25	0,189
Peça 26	0,614
Peça 27	0,255
Peça 28	0,262
Peça 29	1,049
Peça 30	0,605
Peça 80	0,376