



UNICAMP

ANDREZZA LAURIA DE MOURA

**“ANÁLISE FRACTOGRÁFICA E DE RESISTÊNCIA
MECÂNICA DE DUAS MARCAS DE PLACAS DE
TITÂNIO EM FRATURAS SIMULADAS EM CORPO
DE HEMIMANDÍBULAS DE ALUMÍNIO”**

Piracicaba

2013



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

ANDREZZA LAURIA DE MOURA

**“ANÁLISE FRACTOGRÁFICA E DE RESISTÊNCIA
MECÂNICA DE DUAS MARCAS DE PLACAS DE TITÂNIO EM
FRATURAS SIMULADAS EM CORPO DE HEMIMANDÍBULAS
DE ALUMÍNIO”**

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Marotta Araújo

Co-orientador: Prof. Dr. Roger William Fernandes Moreira

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas para obtenção do título de Mestra em Clínica Odontológica, com Área de concentração em Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais.

Este exemplar corresponde à versão final da Dissertação defendida pela aluna Andrezza Lauria de Moura e orientada pelo Prof. Dr. Marcelo Marotta Araújo

Assinatura do orientador:

Piracicaba

2013

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA POR
MARILENE GIRELLO – CRB8/6159 - BIBLIOTECA DA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA UNICAMP

M865a Moura, Andrezza Lauria de, 1982-
Análise fractográfica e de resistência mecânica de duas
marcas de placas de titânio em fraturas simuladas em corpo de
hemimandíbulas de alumínio / Andrezza Lauria de Moura. --
Piracicaba, SP : [s.n.], 2013.

Orientador: Marcelo Marotta Araújo.
Coorientador: Roger William Fernandes Moreira.
Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas,
Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Fraturas mandibulares. 2. Fraturas – Fixação interna. 3.
Estresse mecânico. 4. Análise de falha de equipamento. 5.
Placas ósseas. I. Araújo, Marcelo Marotta. II. Moreira, Roger
William Fernandes, 1971- III. Universidade Estadual de
Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. IV. Título.

Informações para a Biblioteca Digital

Título em Inglês: Fractographic and mechanical analysis of two brands of
titanium plates in simulated body fractures of aluminum hemimandibles

Palavras-chave em Inglês:

Mandibular fractures
Fracture fixation, internal
Stress, mechanical
Equipment failure analysis
Bone plates

Área de concentração: Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais

Titulação: Mestra em Clínica Odontológica

Banca examinadora:

Marcelo Marotta Araújo [Orientador]
Gabriela Mayrink Gonçalves
José Ricardo de Albergaria Barbosa

Data da defesa: 04-06-2013

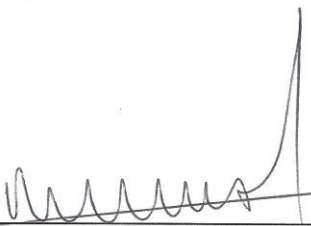
Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado, em sessão pública realizada em 04 de Junho de 2013, considerou a candidata ANDREZZA LAURIA DE MOURA aprovada.



Prof. Dr. MARCELO MAROTTA ARAÚJO



Profa. Dra. GABRIELA MAYRINK GONÇALVES



Prof. Dr. JOSE RICARDO DE ALBERGARIA BARBOSA

Dedico esse trabalho à minha família, em especial minha mãe, **Lourdes Lauria**, meu pai, **Ubiraci Moura**, meus irmãos, **André, Andréia, Anderson e Sebastião** e minha madrinha, **Santa Fé Bastos**, pela compreensão, amor e apoio incondicional que sempre me deram em todos esses anos (mesmo com a distância) para que eu pudesse alcançar meus sonhos.

AGRADECIMENTOS

A **Deus**, por estar sempre presente, iluminando minha caminhada.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba – FOP/UNICAMP, na pessoa do diretor **Prof. Dr. Jacks Jorge Jr** pela oportunidade de obter o imenso crescimento profissional que venho adquirindo, através do desenvolvimento de minhas atividades no curso de pós-graduação.

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Marcelo Marotta Araújo**, pelos conselhos, compreensão e orientação em relação a minha dissertação.

Ao meu co-orientador, **Prof. Dr. Roger William Fernandes Moreira**, pelo incentivo, atenção e preocupação que sempre demonstrou em relação a minha formação profissional e ainda por todos os conselhos e ensinamentos ao longo dessa jornada.

Ao **Prof. Dr. Márcio de Moraes**, coordenador da Área de Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofaciais, pelo exemplo diário de conduta profissional, honestidade, humildade e competência. Por todos os ensinamentos, carinho e dedicação a mim dispensados, meus sinceros agradecimentos.

À **Profa. Dra. Luciana Asprino**, pela imensa dedicação aos alunos e ao curso de Cirurgia, sempre disposta a ensinar e acompanhar nossos passos. Muito obrigada pela atenção, paciência e incentivo durante todo o curso.

Ao **Prof. Dr. José Ricardo Albergaria-Barbosa**, pela alegria, amizade e exemplo de professor para todos os alunos de graduação e pós-graduação. O seu sorriso e brincadeiras trazem leveza e paz para a correria do dia-a-dia.

Ao **Prof. Dr. Renato Sawazaki**, pelas grandes contribuições em relação a dissertação e aos ensinamentos transmitidos.

Aos **Prof. Dr. Fábio Ricardo Loureiro Sato** e **Prof. Dr. Lucas Cavalieri Pereira** pelos ensinamentos, paciência e a imensa vontade de ensinar e ajudar.

À **Área de Materiais Dentários da FOP/UNICAMP** pela permissão de utilizar o laboratório para os experimentos da pesquisa e ao engenheiro **Marcos Blanco Cagiani** pela ajuda e orientação na operação da máquina Instron no laboratório.

Aos engenheiros **Prof. Dr. Paulo Sérgio Carvalho Pereira da Silva, Rafael Simon, Ivan Moroz e Cleber Moretti**, do Centro de Microscopia Eletrônica do Centro de Caracterização e Desenvolvimento de Materiais (CCDM) da Universidade Federal de São Carlos (UfSCar), pela imensa ajuda na realização e interpretação da análise fractográfica dos materiais.

À **Fundação de Amparo e Pesquisa do Amazonas (FAPEAM)**, pela concessão da bolsa de estudo para o desenvolvimento da pesquisa.

Às empresas **Tóride e Traumec** pelo fornecimento dos materiais para realização desse trabalho, meus sinceros agradecimentos.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Aos meus pais, **Lourdes Lauria e Ubiraci Moura**, pelo apoio constante, dedicação, amor e carinho. Por acreditarem e sonharem junto comigo, mesmo que esse parecesse impossível e distante. Mãe, você é e sempre será meu maior exemplo de pessoa e profissional.

À minha irmã-mãe-amiga **Andréia Lauria de Moura Sampaio**, por todo amor, amizade, companheirismo e dedicação à família. Um exemplo de força, confiança e honestidade, te amo muito minha irmã. Aos meus irmãos **André Luiz Lauria de Moura, Anderson Lauria de Moura e Sebastião Reis Lauria** pela atenção, preocupação e amizade. Amo vocês.

À toda minha família, em especial minha madrinha **Santa Fé Reis Bastos** e tias **Fátima Lauria, Ana Lúcia Lauria, Eline Lauria, Aline Lauria** pelo apoio incondicional, por vibrarem com as minhas conquistas e por cuidarem de mim como se fosse uma filha.

À minha avó materna **Maria Lauria** e meu avô paterno **José Moura** pelo grande exemplo de pessoa, caráter e pelo grande amor que tenho pelos dois.

Ao meu namorado, **Danillo Rodrigues**, pelo amor, apoio, compreensão e companheirismo. Por se dedicar tanto aos meus objetivos, desejos e necessidades e me proporcionar tantos momentos de alegria e felicidade. Amo você.

Às minhas amigas **Danielle Alice Pereira, Danielle Alencar e Nuria Cabral Castelo Branco** pela imensa amizade, por entenderem minhas ausências e por estarem, mesmo assim, sempre tão presentes em minha vida.

À Profa. Dra. **Maria Aparecida Cavalcante** e ao Prof. Dr. **Ítalo Gandelmann**, meus professores do curso de pós-graduação de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial da Universidade Federal do Rio de Janeiro –UFRJ, por abrirem as portas da universidade e me ensinarem o amor à cirurgia. Por toda dedicação, ensinamentos e paciência, meus sinceros agradecimentos.

Às minhas amigas de pós-graduação do curso de Cirurgia da UFRJ, **Vivien Medeiros, Estela Nunes, Katyuscia Pary e Larysse Moreira** pela eterna amizade. Vocês sempre estarão no meu coração, apesar de toda e qualquer distância.

Ao **Dr. Ricardo Cruz**, por todo apoio e ensinamentos no início da minha vida profissional. Um exemplo de honestidade, cirurgião e de dedicação à profissão e aos pacientes. Muito obrigada por tudo.

À **Profa. Dra. Gabriela Mayrink** por todo apoio e suporte durante o período de pós-graduação, pela amizade, companheirismo, pelas alegrias, risadas e ensinamentos. Você é uma amiga mais do que especial e um exemplo de profissional. Obrigada por ter aceito o convite da banca de defesa e fazer parte desse dia tão especial!

Aos meus colegas e amigos de pós-graduação: **Patrício de Oliveira Neto, Saulo Ellery, Érica Marchiori, Gabriela Mayrink, Lucas Martins, Lucas Cavalieri, Simeir Freire, Paulo Hemerson de Moraes, Cláudio Nóia, Rafael Ortega, Marcelo Mendes, Castelo Cidade, Darkilson Santos, Valdir Andrade, Evandro Portela, Leandro Pozzer, Raquel Medeiros, Danillo Rodrigues, Clarice Maia, Douglas Goulart, Milton Cougo, Zarina Santos, Fabiano Menegatt, Pauline Magalhães, Éder Sigua, Breno Nogueira e Renato Ribeiro**, que me ensinam diariamente a ser uma pessoa melhor, em todos os sentidos.

Aos estagiários da área de Cirurgia da FOP/UNICAMP, **Rodrigo Tavares e Antônio Lanata** por estarem sempre dispostos a ajudar.

Às funcionárias da área **Edilaine Felipe, Angélica Quinhones, Laís Romano, Beatriz Piga, Débora Barbeiro, Daiana Tonin, Letícia Cristina e Jade Castagna** por estarem sempre presentes e ajudarem na organização do curso de pós-graduação.

A todos os **pacientes**, que permitem meu aprendizado e evolução profissional.

“Três verbos existem que, bem conjugados, serão
lâmpadas luminosas em nosso caminho – Aprender,
Servir e Cooperar.”

Chico Xavier.

RESUMO

O propósito no estudo foi avaliar comparativamente, através de teste de carregamento linear e análise fractográfica, duas marcas de material de fixação interna estável com dois métodos de fixação em fraturas simuladas em corpo de hemimandíbulas de alumínio. O trabalho foi dividido em dois grupos: Grupo I com duas estruturas de alumínio semelhantes a hemimandíbulas e fixação com duas placas de titânio de quatro furos do sistema 2,0mm, sendo uma placa na zona de compressão e outra zona de tensão, totalizando 20 placas de titânio; e grupo II, com duas estruturas de alumínio semelhantes a hemimandíbulas e fixação de uma placa de titânio de quatro furos do sistema 2,0mm na zona neutra de corpo de mandíbula, totalizando 10 placas de titânio. Testes de carregamento linear foram realizados por meio da máquina para ensaio universal mecânica Instron®, até a fratura do material. Após os testes, foram realizadas as análises fractográficas das superfícies de fratura dos materiais de fixação (grupos I e II) através de microscópio eletrônico de varredura FEI®, com o objetivo de analisar orientações, texturas e falhas dos materiais. Médias e desvio padrão das cargas e deslocamentos foram avaliados aplicando-se a Análise de Variância (ANOVA) two-way e teste de Tukey em nível de significância de 5%. Os resultados mostraram que o método de fixação com duas placas retas de quatro furos apresentou maior resistência à carga ($p<0,01$), quando comparado ao grupo de apenas uma placa de titânio na zona neutra mandibular. Ainda, a marca Traumec® apresentou maior resistência mecânica ($p<0,01$) quando utilizada no método com duas placas de fixação e a marca Tóride® ($p<0,01$) apresentou maior resistência às carga quando utilizada no método com apenas uma placa de fixação. A fractografia informou que todas as fraturas ocorreram por sobrecarga dúctil e micromecanismo alveolar.

Palavras-Chave: Fraturas mandibulares, fixação interna de fraturas, estresse mecânico, análise de falhas de equipamento, placas ósseas.

ABSTRACT

The purpose of the study was to comparatively evaluate, through linear load test and fractographic analysis, two brands of stable internal fixation in two methods of fixation in simulated body fractures in aluminium hemimandibles. The study was divided into two groups: Group I with two aluminum structures similar to hemimandibles for fixation of one 2,0mm miniplate in the compression zone and another one in tension zone, totaling 20 miniplates; and group II, with two aluminum structures similar to hemimandibles for fixation of one 2,0mm miniplate in the neutral zone of the mandible, totaling 10 miniplates. Mechanical tests were performed via mechanical universal testing machine Instron™ until complete failure of the material. After the tests, fractography analysis of fractured surfaces were done in all materials (groups I and II) by a FEI™ scanning electron microscopy, with the objective of analyzing orientation and textures of materials failures. Means and standard deviations of load and displacement were evaluated by applying the analysis of variance (ANOVA) two-way and the Tukey test at a significance level of 5%. The results showed that the method of fixation with two titanium plates with four holes showed higher resistance loads ($p < 0,01$), when compared to only one titanium plate in the neutral zone of the mandible. Furthermore, the brand Traumecc™ showed higher mechanical strength ($p < 0,01$) when used in the method with two fixing plates and the brand Toride™ ($p < 0,01$) showed a higher resistance to loads when used in the method with only one miniplate. The fractography reported that all fractures occurred in ductile overload and alveolar micromechanisms.

Keywords: Mandibular fractures, internal fixation of fractures, mechanical stress, equipment failure analysis, bone plates.

SUMÁRIO

1	Introdução.....	01
2	Revisão da Literatura.....	04
3	Proposição.....	31
4	Material e métodos.....	32
5	Resultados.....	50
6	Discussão.....	61
7	Conclusão.....	71
	Referências.....	72

1 INTRODUÇÃO

A fratura de mandíbula é uma das fraturas mais comuns do esqueleto facial. Pode ser classificada em diferentes categorias de acordo com a etiologia, direção, tipo e localização anatômica (Dingman & Natvig, 1983). O diagnóstico é realizado através de análises clínicas e radiográficas e as formas de tratamento podem variar de condutas mais conservadoras, como a realização de bloqueio maxilo-mandibular à procedimentos com exploração cirúrgica, redução e fixação das fraturas e terapias de suporte (Chacon & Larsen, 2004).

A união dos segmentos fraturados após tratamento cirúrgico ocorre com a ausência de mobilidade excessiva. A fixação interna com fios de aço, utilizada largamente no passado, quase sempre era acompanhada de bloqueio maxilo-mandibular para estabilização da fratura e haviam limitações em relação ao seu uso pela pouca da estabilidade da fratura, resultando em reparo por segunda intenção (Coletti & Caccamese, 2009). A fixação interna, método introduzido por Luhr em 1968, permitiu estabilizar os segmentos fraturados por meio de placas metálicas compressivas na mandíbula e seu uso é amplamente difundido entre os profissionais atualmente (Sauerbier *et al.*, 2008). Este tipo de fixação é colocada em contato direto com a estrutura óssea e é considerado um método estável porque possui propriedades biomecânicas superiores a outros métodos como a fixação com fios de aço e bloqueio maxilo-mandibular, já citados anteriormente (Ellis, 1993).

Como vantagens da fixação interna, pode-se citar a liberação do bloqueio maxilo-mandibular pós-operatório, possibilidade de retorno do paciente as suas funções sociais de forma rápida, movimentação mandibular precoce e manutenção da alimentação mais próxima do normal (Dodson *et al.*, 1990).

O formato ideal das placas de fixação depende da região e da característica da fratura. Enquanto uma fratura pode ser fixada adequadamente com apenas uma miniplaca, outra pode ficar estável apenas com a utilização de placa de reconstrução. Além disso, a escolha da fixação depende da

experiência e do julgamento do cirurgião. É necessário estimar a magnitude e duração da carga para cada situação específica ou quando existir indecisão por parte do operador, escolher uma placa e parafuso mais resistentes ou ainda duas placas de fixação para obter maior segurança (Assael & Ueeck, 2012).

A efetividade clínica das placas e parafusos de fixação interna estável em trauma mandibular e cirurgias reconstrutivas está bem documentada. Para melhor entendimento da biomecânica da fixação mandibular e das técnicas e materiais de fixação, investigações experimentais são realizadas com frequência para quantificar e avaliar a funcionabilidade em um ambiente *in vitro* (Asprino *et al.*, 2006). Diferentes técnicas de fixação estão disponíveis para tratamento de fratura de corpo mandibular. Dessa forma, é interessante comparar alguns tipos de fixação por meio de estudo mecânico.

Em estudo sobre as falhas de materiais de fixação para reconstrução mandibular, Katakura *et al.* (2004) demonstraram que as placas de reconstrução utilizadas não foram fraturadas exclusivamente por dobra excessiva e sim por regiões de concentração de tensões na mandíbula. Foram sugeridas pelos autores mudanças e ajustes na morfologia das placas de reconstrução para evitar regiões de concentração de tensão.

As falhas podem ser desencadeadas por vários fatores como seleção imprópria do material, erro de fabricação e colocação das placas metálicas, falhas na reparação óssea, posicionamento inadequado ou técnica cirúrgica errônea. Durante a reoperação para troca do componente defeituoso, podem ser obtidas informações fundamentais para a identificação das causas da falha, desde que alguns procedimentos investigativos sejam seguidos (Azevedo & Hippert, 2002).

A análise fractográfica confirma ou não as suspeitas que possam recair sobre os meios de fratura ocorridas e é uma das principais ferramentas no processo de análise de danos. O termo foi criado em 1945 para descrever a ciência de examinar superfícies de fraturas e vem sendo utilizada na área da indústria metalúrgica (Lynch & Moutsos, 2006). A fractografia como é conhecida atualmente foi desenvolvida no século XVI como um controle de

qualidade e no século XX obteve muitos avanços tecnológicos, como o desenvolvimento do microscópio eletrônico de varredura (MEV) em 1942 por Zworykin e colaboradores (Dedavid *et al.*, 2007). Hoje, as ferramentas para a fractografia moderna estão presentes para que se possa fazer uma avaliação adequada da superfície de materiais e determinar com maior exatidão a causa da falha (Parrington, 2002).

A fractografia identifica aspectos da fratura e estabelece as relações entre a presença ou ausência desses aspectos com a sequência de eventos da fratura, podendo levar à determinação do carregamento e condições dos esforços no momento da falha. Esta ferramenta é a chave para se determinar a sequência dos eventos ocorridos durante o processo de fratura e identificar os estados de tensões atuantes no momento da falha (Rezende, 2007). Ainda, podem ser avaliadas a origem do dano, direção de propagação, mecanismos de falha, defeitos do material, interação ambiental e a natureza da tensão (Parrington, 2002).

A utilização da análise fractográfica em materiais de fixação interna estável na face é de grande valia para investigar a causa da falha, avaliar a qualidade do material, indicar medidas preventivas para corrigir deficiências e implementar melhorias do produto. A interpretação dos resultados com esse tipo de análise oferece valiosas informações que provavelmente não seriam possíveis em outros testes e situações.

Existem poucos trabalhos sobre análise fractográfica em fixação interna utilizada no esqueleto facial e há necessidade de maiores informações sobre o mecanismo de fratura desses materiais. Questionamentos em relação a identificação e morfologia da falha podem ser solucionados com esse tipo de análise, determinando o que levou/aconteceu/causou o dano, elucidando sua sequência e ainda, causa final. Podem-se avaliar ainda outros fatores como condições ambientais adversas, defeitos de fabricação e/ou desenho do material e outras irregularidades. A relevância do estudo está em identificar as anomalias que deram origem ao evento para que seja possível definir e aplicar medidas corretivas e preventivas para evitar ou diminuir a incidência do dano.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 FRATURA DE MANDÍBULA: ETIOLOGIA E LOCALIZAÇÃO

As fraturas de mandíbula correspondem a cerca de dois terços das fraturas faciais e devido a sua proeminência e posição no esqueleto da face, há maior frequência de traumas (Dingman & Natvig, 1983; Thaller, 1994), com uma incidência de aproximadamente 23,5% a 38% das fraturas faciais (Matos *et al.*, 2010; Kraft *et al.*, 2012). Quedas, violência interpessoal, acidentes motociclísticos e automobilísticos, patologias e iatrogenias são fatores etiológicos para a fratura de mandíbula, seja isolada ou múltipla (Punjabi & Herford, 2004).

De acordo com sua localização, as fraturas de mandíbula podem ser classificadas em região dentoalveolar, sínfise, parassínfise de mandíbula, corpo, ângulo e ramo mandibular, além de processos coronóide e côndilo mandibular (Dingman & Natvig, 1983; Schilli *et al.*, 1998; Chacon & Larsen, 2004; Coletti & Caccamese 2009; Eusterman, 2012). Levando-se em consideração sua localização, pode-se determinar as regiões da mandíbula que são mais acometidas por fraturas: Processo condilar, seguido de corpo de mandíbula, ângulo mandibular, parassínfise e sínfise, ramo mandibular e por fim, processo coronóide da mandíbula (Eusterman, 2012). Para Chacon & Larsen, 2004, o sítio mais comum de fratura na mandíbula é na região de corpo de mandíbula (33%), seguido do côndilo mandibular (29,3%). Dingman & Natvig (1983) citam a região de côndilo mandibular como a maior porcentagem de fraturas da mandíbula (36%), seguido do corpo mandibular (21%) e ângulo de mandíbula (20%).

Segundo Kreutziger & Kreutziger, em 1992, não é incomum a existência de mais de uma localização de fratura mandibular e casos de fraturas múltiplas podem ser encontradas entre 22 a 52% dos casos. Cillo & Ellis (2007) observaram que de 1872 fraturas de mandíbulas, cerca de 2,4% eram fraturas mandibulares múltiplas e unilaterais, sendo as mais comuns em região de

ângulo e corpo mandibular ipsilateral (58%), seguido de côndilo e corpo mandibular (35%) e côndilo mandibular e ângulo ipsilateral (6%).

Ogundare *et al.* (2003) realizaram um estudo retrospectivo entre os anos de 1990 e 1999 para determinar o padrão de 1272 fraturas de mandíbula. Cerca de 79% das fraturas foram ocasionadas por violência interpessoal e as localizações de fratura mais encontradas foram em ângulo mandibular (36,32%) e em corpo de mandíbula (21,23%). A incidência de fraturas bilaterais foi de 52,25%, sendo 43% delas uma combinação de ângulo mandibular e corpo contralateral e em 25% uma combinação de sínfise mandibular e apófise coronóide ou subcondilar.

Matos *et al.* (2010) realizaram um estudo retrospectivo de fraturas mandibulares em um período de 40 meses na faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FORP/USP) – Brasil. Foram analisadas 700 fichas de pacientes com fraturas faciais e desses, 126 pacientes sofreram fratura mandibular e foram encontradas um total de 201 fraturas de mandíbula, associadas ou não à outros traumas de face. Os acidentes de trânsito foram os fatores etiológicos mais comuns (47%), seguidos de violência, quedas, acidentes esportivos, acidentes de trabalho, fratura por arma de fogo e outros (fratura após exodontia e por coice de cavalo). De acordo com distribuição das fraturas em relação a sua localização, a fratura de côndilo mandibular foi a mais comum (28,3%), seguido de fraturas de corpo mandibular (24,9%), sínfise e parassínfise (22,4%) e ângulo de mandíbula (18,4%). As menos comuns foram as fraturas em região de ramo mandibular (4%) e coronóide (2%). Já Kraft *et al.*, em 2012, avaliaram 14,654 casos de trauma craniomaxilofacial, onde 10,724 pacientes apresentaram fraturas faciais e 23,5% ocorreram na mandíbula, sendo 9,73% em região de corpo mandibular. Os autores observaram que a maior causa de fraturas faciais aconteceu por atividades diárias (41,2%), seguidos de esportes (30,5%), violência (11,9%) e acidentes automobilísticos (11,1%).

Zhou *et al.* (2012) observaram a relação entre a etiologia de fraturas mandibulares e sua localização no período de janeiro de 2000 a dezembro de

2009. Os autores citaram como etiologia para as fraturas de mandíbula os acidentes ciclísticos, automobilísticos e motocilísticos, além de quedas, assaltos e acidentes esportivos. Como resultados do estudo, as quedas de própria altura obtiveram risco de 9,64 vezes maior para fratura de côndilo mandibular e não houve relação específica entre as diferentes etiologias e fraturas sinfisárias. Todas as etiologias apresentaram uma baixa relação com fraturas de corpo mandibular e as fraturas de ângulo de mandíbula apresentaram maior correlação com a idade dos pacientes, que eram mais jovens.

Anatomicamente, as fraturas de corpo mandibular ocorrem na região entre o forame mental até a porção distal do segundo molar, coincidindo com o bordo anterior do músculo masseter (Dingman & Natvig, 1983). Assim como as fraturas da região sinfisária, estas fraturas envolvem os dentes e requerem atenção especial em relação a oclusão e contorno ósseo (Eusterman, 2012).

2.2 TRATAMENTO DE FRATURA DE MANDÍBULA

Os princípios básicos no tratamento de fraturas mandíbulas incluem: redução da fratura, restauração da oclusão dentária e controle de complicações ou infecções pós-operatórias (Joss *et al.*, 1999). Quando não identificadas ou tratadas imprópriamente, podem levar a consequências severas do ponto de vista estético e funcional (Natu *et al.*, 2012). Ao longo dos anos, diversas técnicas foram desenvolvidas no intuito de adquirir bons resultados, que vão desde o tratamento conservador com bloqueio maxilo-mandibular à redução aberta com o uso de fixação com placas, parafusos e fios de aço (Shankar *et al.*, 2012; Macleod, 2011).

A localização e condição da fratura geralmente ditam o tipo de redução apropriada para cada caso, seja pela técnica aberta ou fechada. Na redução fechada, as fraturas não são expostas e é realizada uma imobilização da mandíbula durante o período de reparo ósseo por bloqueio maxilo-mandibular; e no método aberto, como o próprio nome diz, a fratura é exposta (através de

acessos intra ou extra-bucais), permitindo a visualização e aplicação direta de um meio de fixação no sítio da fratura como fios de aço, placas ósseas ou parafusos compressivos (Oikarinen *et al.*, 1989).

A escolha do tratamento conservador geralmente inclui fraturas cominutas, fraturas em crianças, fraturas incompletas e com pouco ou sem deslocamento, mas com alteração oclusal. Nesses casos, Oikarinen *et al.* (1989) e Blitz & Notarnicola (2009) indicaram tratamento fechado com bloqueio maxilo-mandibular (BMM) pela utilização de barras tipo Erich, fios de aço interdentais, “splints” ou parafusos de bloqueio. Matos *et al.* (2010) citam em seu estudo, situações em que foi realizado tratamento conservador sem utilização de BMM (17% dos pacientes do estudo), com indicação de dieta macia, fisioterapia e acompanhamento clínico. Para Coletti & Caccamese (2009), apesar da técnica fechada ser considerada efetiva, ainda haviam limitações como função limitada durante o tratamento, redução imprecisa dos fragmentos ósseos e ocasionalmente, formação de espaços (*gaps* ósseos) que não permitiam a regeneração óssea adequada.

A cirurgia aberta com uso de fixação interna elimina a necessidade de BMM, facilita a redução anatômica estável, reduz a chance de deslocamentos dos fragmentos no período pós-operatório e permite retorno precoce à função (Schilli *et al.*, 1998; Block *et al.*, 1999). Schilli *et al.*, em 1998, compararam a utilização de fios de aço e placas de fixação no tratamento aberto das fraturas, e observaram que a fixação interna trouxe uma osteossíntese estável e mais sólida, o procedimento cirúrgico foi mais fácil e o bloqueio maxilo-mandibular pós-operatório (indispensável para cirurgia à fio de aço) não foi necessário com o uso de placas de fixação.

Em estudo prospectivo com diferentes tipos de tratamentos em 143 fraturas mandibulares feito por Dodson *et al.* (1990), foi realizada uma análise comparativa entre o método aberto através de fixação interna ou fios de aço por acesso extra-oral e a técnica de redução fechada, apenas com BMM por quatro semanas. O tratamento fechado ou tratamento aberto com uso de fio de aço foi utilizado em 57,6% dos pacientes e 42,4% utilizaram fixação interna

estável. Destes, 82,7% não apresentaram qualquer alteração no período pós-operatório. Complicações foram encontradas em cerca de 23,1% dos pacientes que utilizaram fixação interna e em 13,2% dos pacientes que utilizaram tratamento fechado. A complicação mais comum foi infecção (sete pacientes do grupo de fixação interna estável e seis pacientes do grupo BMM), má união (um paciente do grupo BMM), má oclusão (três pacientes do grupo de fixação interna estável) e parestesia do nervo facial (seis pacientes do grupo de fixação interna). De acordo com a avaliação dos autores, não houve diferença estatística entre as técnicas aberta e fechada devido aos ajustes de estatística quando se levou em consideração a idade, complexidade da fratura, número de fratura por paciente e momento em que cada paciente iniciou sua participação no estudo.

Andreasen *et al.* (2008) realizaram uma revisão sistemática através de 10 estudos retrospectivos e randomizados sobre os resultados clínicos em tratamento aberto e fechado de fraturas mandibulares. Seis dos dez estudos apresentaram um aumento significativo do índice de complicações quando foi utilizado tratamento aberto das fraturas e nos outros três estudos, um pequeno aumento de infecções foi observado quando comparado ao tratamento fechado. Comparando o índice de infecção em todos os estudos, observou-se um valor de 10 a 14,6% no tratamento aberto e 5% no tratamento fechado. Ainda, os autores observaram um maior número de lesões ao nervo alveolar inferior quando se utilizou o tratamento aberto (apesar de não ser um número estatisticamente significativo) e não houve diferença significativa no quesito de oclusão quando se empregou um ou outro método. Em conclusão, os autores afirmaram que a técnica de redução aberta e fixação interna estável apresentou alta sensibilidade e pode elevar o número de complicações em alguns casos.

2.2.1 Considerações biomecânicas

Para determinar o plano de tratamento da fratura de mandíbula, é importante entender os fatores que levam ao deslocamento dos fragmentos e como eles podem ser devidamente contornados (Ellis, 2009). O conhecimento das tensões mastigatórias ao qual a mandíbula é submetida é fundamental pois essas forças deverão determinar o desenho e posicionamento das osteossínteses (Champy & Blez, 1999).

Fraturas de ângulo e corpo mandibular são afetadas pela ação muscular, o que pode produzir uma fratura favorável pela redução da mesma durante a atividade do músculo ou desfavorável quando os músculos depressores e elevadores da mandíbula causam afastamento da fratura (Eusterman, 2012). Em observações biomecânicas durante a função mandibular normal, observa-se que a tensão ocorre ao nível da dentição, enquanto que a compressão ocorre ao longo do bordo inferior da mandíbula (Kroon *et al.*, 1991; Chacon & Larsen, 2004; Coletti & Caccamese, 2009; Ellis, 2009; Rudderman & Mullen, 2012). Ellis (2009) e Rudderman & Mullen (2012) afirmaram que na região de tensão há tendência a separação e criação de um espaço devido a ação oposta dos músculos elevadores, que fazem com que o ramo mandibular se encontre em uma posição mais superior e anterior e ainda que os músculos depressores causem uma rotação da região anterior da mandíbula inferiormente. Já na borda inferior da mandíbula, a região da fratura pode ficar estabilizada devido a ação muscular, que faz com que os fragmentos se comprimam um contra o outro.

As fraturas isoladas de corpo mandibular apresentam comportamento similar às fraturas de ângulo de mandíbula quando submetidas à função, com tendência a abertura na parte mais superior. Porém, quanto mais para anterior for a fratura, maior a possibilidade de ocorrer torque nos fragmentos, causando um desalinhamento mediolateral da borda inferior. Nesses casos é necessário, além do uso de uma placa ou barra de Erich na porção superior (para evitar a abertura entre os dentes), a utilização de uma placa de fixação ou parafuso de

compressão aplicados em outro local do corpo mandibular para prevenir esse tipo de deslocamento (Chacon & Larsen, 2004).

As forças de carregamento no plano oclusal podem chegar a altos valores. A força mastigatória máxima na população foi encontrada em uma magnitude de 200 a 300N na área dos incisivos, 300 a 500N na região dos pré-molares e de 500 a 700N na região dos molares. Os valores encontrados durante a mastigação normal são geralmente bem menores, chegando apenas a uma fração do valor máximo da força mastigatória (Champy & Blez, 1999; Rudderaman & Mullen, 2012). Para Tate *et al.*, em 1994, a força mastigatória na região dos incisivos e molares são reduzidas significativamente por seis semanas após uma fratura de mandíbula e quando compara-se o lado fraturado com o lado contralateral não fraturado, também observa-se redução da força mastigatória na região dos molares. Madsen *et al.* (2008) relataram que os parâmetros de função estabelecido como força de mordida no período pós-operatório estaria dentro de 0 a 10kg (100N) na região incisal e 0 a 20kg (200N) na região dos molares. Tate *et al.*, em 1994, citaram que uma razão para a diminuição da força mastigatória é o dano traumático e cirúrgico aos músculos da mastigação e Ellis (2009) citou que a diminuição da carga mastigatória após uma fratura provavelmente acontece por inibição de contração pelo sistema nervoso central após a percepção de uma fratura. Isso acontece através de mecanoreceptores presentes nos tecidos ósseo e mole ao redor da fratura, o que significa que a fixação utilizada para a fratura não necessita resistir às forças mastigatórias normais.

Em 1978, Champy *et al.*, estudaram o uso de placas de fixação não-rígidas em 183 fraturas de mandíbula com mais de cinco anos de acompanhamento de pós-operatório, através de uma modificação do método preconizado por Michelet em 1973. Os autores preconizaram o posicionamento ideal para a fixação das placas através de estudos de distribuição de tensões, fotoelasticidade e modelos matemáticos da mandíbula, chegando as linhas ideais de osteossíntese ou zonas neutras, de acordo com as zonas de tensão e compressão que a mandíbula sofre durante a atividade mastigatória. Não foi utilizado bloqueio intermaxilar nesses pacientes e todos realizaram dieta

pastosa por pelo menos 10 dias de pós-operatório. Em relação às fraturas tratadas, nenhum paciente apresentou complicações em relação ao deslocamento dos fragmentos ósseos no pós-operatório e 3,8% dos pacientes apresentaram infecção pós-operatória. Foram observadas ainda 0,5% de má união, 0,5% de união tardia e em 4,8% dos pacientes houve necessidade de ajuste de oclusão.

As linhas ideais de osteossíntese para o corpo mandibular, segundo Champy & Blez (1999), correspondem ao curso das linhas tensionais da base do processo alveolar até os ápices dentários e é nessa região que a miniplaca deve ser aplicada. Na região posterior ao forame mental por exemplo, apenas uma placa deve ser instalada logo abaixo dos ápices dentários e acima do nervo alveolar inferior. Jones *et al.* (1988) reforçaram que o maior cuidado em relação a técnica de Champy seria o de fixar a placa o mais próximo possível das áreas de maior tensão para a neutralização da força durante a atividade mandibular. Para Assael & Ueeck (2012) devido as mudanças rápidas entre as zonas de tensão e compressão durante a função, a colocação de osteossíntese na região da zona neutra é uma técnica já estabelecida, especialmente para tratamento de fraturas do corpo mandibular.

2.2.2 Fixação Interna Estável

A Associação de Osteossíntese para o Estudo de Fixação Interna Rígida (AO/ASIF) divulgou ao final da década de 50, quatros princípios biomecânicos para o tratamento de fraturas: 1) redução anatômica precisa; 2) técnica operativa atraumática preservando a vitalidade do osso e tecidos moles; 3) fixação interna estável que produza uma unidade esquelética mecanicamente estável; 4) prevenção de dano ao tecido mole e “doença de fratura”, permitindo mobilização rápida, ativa e livre de dor (Schilli *et al.*, 1998).

Os conceitos de fixação interna foram originados na literatura ortopédica e se firmaram na idéia de que a regeneração óssea é otimizada pela redução anatômica precisa e imobilização rígida para preservação e manutenção do

suprimento sanguíneo (Jones *et al.*, 1988). Nos últimos 15 anos, a fixação interna estável vem se mostrando como o método mais favorável para a regeneração óssea primária, estabilidade interfragmentária e prevenção de recidiva em trauma e deformidades maxilofaciais (Schmelzeisen *et al.*, 1992; Righi *et al.*, 1996). Os exemplos de fixação rígida na mandíbula são: uso de dois parafusos de compressão; placa de fixação interna; e ainda o uso de uma placa reconstrutiva com três parafusos em cada segmento ósseo fraturado (Chacon & Larsen, 2004).

As principais vantagens da fixação interna em relação aos fios de aço seriam uma recuperação clínica e processo regenerativo mais rápido, redução do uso de bloqueio maxilo-mandibular, hospitalização mais curta e período pós-operatório com menor incidência de complicações (Righi *et al.*, 1996).

Com o desenvolvimento da osteossíntese na cirurgia maxilofacial, diferentes sistemas se tornaram disponíveis, cada vez mais simples de manusear e com menores dimensões, evitando muitas vezes os acessos extra-orais. A utilização de miniplacas se tornou padrão para a fixação em fraturas de mandíbula (Sauerbier *et al.*, 2008) e no planejamento do tratamento, o melhor posicionamento, orientação e seleção da placa são importantes (Korkmaz, 2007).

Existem formas de fixação não rígidas e fortes o suficiente para permitirem o uso ativo do esqueleto durante a fase pós-operatória, mesmo sem prevenir totalmente a mobilidade interfragmentária, as chamadas fixações funcionalmente estáveis. Nessa situação, existe uma estabilidade adequada para permitir a função sem oferecer propriamente uma imobilidade suficiente para a união direta do osso. Atualmente, muitas formas de fixação utilizadas na região maxilofacial são funcionalmente estáveis e com ótimos resultados (Chacon & Larsen, 2004).

Seguindo os preceitos de fixação rígida da AO/ASIF, Jaques *et al.*, em 1997, avaliaram o tratamento de fraturas mandibulares com osteossíntese rígida. No total, foram observadas 180 fraturas mandibulares únicas e 47 fraturas múltiplas utilizando placas ósseas de seis furos (com três parafusos

em cada lado da fratura) ou placas reconstrutivas nos casos de fraturas cominutas ou com perda de substância. As complicações foram notadas em 19 fraturas (7%), sendo uma por pseudoartrose, quatro por alterações oclusais, duas paresias do ramo marginal mandibular do nervo facial, oito infecções e quatro por distúrbios permanentes no terceiro par do nervo trigêmeo. Os autores concluíram que a técnica de fixação rígida da AO/ASIF apresentou baixo índice de complicações e promoveu retorno rápido à função mandibular.

Tuovinen *et al.* (1994), Shetty *et al.* (1995), Pape *et al.* (1999), Chiodo & Milles (2009), Macleod (2011) e Assael & Ueeck (2012) citam que o método de fixação para fraturas de corpo mandibular através do uso de uma placa do sistema 2,0mm no centro da mandíbula (zona neutra) com parafusos monocorticais é estável. Macleod, em 2011, ainda cita que cuidados devem ser tomados para assegurar que os parafusos monocorticais utilizados não lesionem raízes dentárias e/ou o nervo alveolar inferior.

Renton & Wiesenfeld (1996) realizaram um estudo retrospectivo de 205 pacientes com fraturas de mandíbula para avaliar se os princípios de Champy reduzem a morbidade pós-operatória quando comparado à outros métodos de fixação. O método de Champy foi utilizado em 83 fraturas (grupo I - uso de duas placas quando a fratura foi anterior ao forame mental e uso de apenas uma placa na região posterior de mandíbula); ausência dos princípios de Champy em 40 fraturas (grupo II) e uso de fios de aço em 86 fraturas de mandíbula (grupo III). Os princípios de Champy levados em consideração no estudo foram o princípio da zona de tensão, acesso intra-bucal com incisão de 4 a 5mm abaixo da gengiva inserida e uso de BMM no trans-operatório para guiar a oclusão. Já as variáveis pós-operatórias avaliadas para quantificar a morbidade foram presença de infecção, má oclusão, deiscência, união tardia, disfunção nervosa, necessidade de remoção de fixação e uso e duração do BMM. Foi observada maior incidência de má oclusão (17%) nos grupos II e III, e as taxas de infecção (11%) e união tardia (10%) obtiveram distribuições similares entre os grupos. A deiscência de sutura ocorreu em apenas 4% dos pacientes, sendo as regiões de ângulo e sínfise mandibular a de maior ocorrência, e a remoção do material foi necessária em 15% dos pacientes,

apresentando distribuição similar entre os grupos. Os motivos para a remoção do material de fixação foram dor persistente, razões protéticas, infecção e má-oclusão. Em relação a parestesia, dois pacientes do grupo III e um paciente do grupo II apresentaram parestesia permanente do nervo mental. A maior incidência de dano nervoso foi no grupo III. A utilização de BMM no pós-operatório foi necessária em 20% dos pacientes do grupo I e II por até duas semanas (devido a fraturas múltiplas e não fixadas com fixação interna estável) e 90% dos pacientes do grupo III utilizaram BMM por quatro semanas no período pós-operatório. Como conclusões, os autores observaram que o grupo que seguiu os preceitos de Champy apresentou taxa significativamente menor de complicações em relação aos outros meios de fixação utilizadas no estudo.

Outra possibilidade para fixação rígida de fraturas de corpo mandibular são os parafusos de compressão, utilizados no estudo de Ellis (1996) em 31 pacientes. Destes, nove pacientes apresentaram fraturas oblíquas e foram tratados apenas com parafusos compressivos e 22 pacientes apresentaram fratura oblíqua apenas na região da borda inferior, sendo então tratados com uma combinação de parafuso compressivo e placa de fixação. O parafuso de compressão, segundo o autor, possibilita compressão entre as duas corticais, permitindo melhor adaptação dos segmentos ósseos. Neste estudo, não foram observadas complicações, exceto um abscesso dental por um elemento dentário que permaneceu no traço de fratura e foi extraído após duas semanas do procedimento cirúrgico. O autor concluiu que a utilização do parafuso de compressão é um método confiável em fraturas oblíquas de corpo mandibular.

Diversos tipos de placas de fixação estão disponíveis no mercado para fixação de fraturas mandibulares e uma desvantagem da placa convencional é a necessidade de perfeita adaptação ao tecido ósseo para prevenir alterações no alinhamento dos segmentos e alterações oclusais. A introdução da placa e parafuso “locking” para o tratamento de fraturas mandibulares e defeitos de continuidade oferecem vantagens em relação aos outros sistemas, principalmente em permitir que o parafuso fique fixo à placa e como consequência, não seja necessária íntima adaptação da placa ao osso (Ellis & Graham, 2002; Haug *et al.*, 2002).

Chiodo & Milles (2009) relataram que o termo miniplaca deve ser utilizado para descrever placas de fixação e parafusos com diâmetro de 2,0mm ou menos. Gabrielli *et al.* (2003) avaliaram o uso de miniplacas de titânio em 280 fraturas mandibulares, sem uso de BMM. Fraturas de sínfise e corpo mandibulares foram abordadas por acesso intra-bucal e em outras localizações da mandíbula, por acesso extra-bucal. As fraturas foram fixadas em sua maioria com duas placas do sistema 2,0mm, nas zonas de tensão e compressão da mandíbula. Os autores observaram que 7,85% dos pacientes apresentaram infecção pós-operatória, um paciente (0,89%) relatou parestesia do nervo alveolar inferior após um período de 6 meses e 4% relataram má-oclusão. Ainda, 1,78% apresentaram má-união e 2,38% de união fibrosa entre os cotos ósseos. Segundo os autores, as complicações relatadas foram semelhantes aos estudos que utilizaram métodos de fixação mais rígida.

Ellis (2011) estudou dois tipos de fixação interna para fraturas lineares de corpo e sínfise mandibulares com a utilização de duas placas do sistema 2,0mm ou com uma placa mais espessa por acesso intra-bucal, em um período de 11 anos. Foram atendidos 682 pacientes, onde 265 foram tratados com duas miniplacas e 417 com uma placa mais espessa. Os resultados para os dois grupos foram considerados favoráveis e os maiores índices de complicações foram por infecção, deiscência de sutura com exposição do material de fixação, necessidade de remoção das placas e dano aos dentes. Apenas a deiscência de sutura sem processo infeccioso associado e a remoção de placa óssea foram observadas em um maior número no grupo das duas miniplacas, as outras variáveis não obtiveram diferença estatística entre os dois grupos. O autor relatou que não existe evidência científica que uma placa mais robusta é melhor do que o uso de duas miniplacas e concluiu que a utilização das mesmas trouxeram bons resultados, mas que o uso de uma placa posicionada mais superiormente na mandíbula pode aumentar a incidência de deiscência, exposição do material de fixação e necessidade de remoção.

Kumar *et al.* (2012) realizaram um estudo retrospectivo comparativo entre placas convencionais 2,0mm e placas 2,0mm locking em 88 fraturas mandibulares em ângulo, corpo e parassínfise mandibulares de traço único (32

pacientes) ou múltiplas (28 pacientes). Destas, 44 fraturas foram tratadas com sistema 2,0mm locking e 44 com sistema 2,0mm convencional e observou-se um maior índice de complicação em relação as placas convencionais (16% das placas não-locking contra 9% das placas locking), apesar de não haver diferença estatisticamente significativa. Foram incluídas como complicações a deiscência de sutura, infecção e distúrbios oclusais. Os autores concluíram que as taxas de complicações entre os dois tipos de sistemas são semelhantes e que as complicações estão mais relacionadas à qualidade óssea e técnica cirúrgica do que o próprio sistema de fixação.

2.2.3 Complicações no tratamento de fraturas de mandíbula

Zachariades *et al.* (1993), reportaram complicações associadas ao uso de fixação interna estável nos ossos faciais. Foram avaliados 267 fraturas faciais entre 1985 e 1990, sendo 164 casos de fratura de mandíbula e 59 casos de fraturas no terço médio da face tratados com fixação interna estável. Uma porcentagem de 10,8% de complicações foram encontradas de uma forma geral e especificamente na mandíbula, uma taxa de 17,1% foi observada. Entre as complicações nas fraturas mandibulares, 4,9% apresentaram infecção precoce, 1,2% infecção tardia, 4,9% união tardia, 4,9% má oclusão e parestesia em 1,2%. Os autores concluíram que o custo e instrumentos para a fixação interna estável pode ser um fator contra, mas que pode ser compensado pela diminuição do tempo de hospitalização.

As complicações mais comuns relacionadas ao tratamento de uma fratura de mandíbula podem incluir má união, não união e infecção ou osteomielite. A não união é caracterizada por uma falta de união óssea entre os segmentos ósseos depois de 6 a 8 semanas, que pode ser tratada por um procedimento cirúrgico secundário. Já a má união ocorre quando os segmentos não estão devidamente reduzidos ou fixados e a união óssea acontece em uma posição aquém do ideal, podem ser tratadas por tratamento ortodôntico em casos de desocclusão discreta ou procedimento cirúrgico para refratura e

fixação. Uma das complicações mais frequentes é a infecção, que pode envolver os tecidos adjacentes ou resultar em osteomielite devido ao envolvimento com os ossos medular e cortical. Para tratamento da infecção em tecidos moles adjacentes, a drenagem cirúrgica em conjunto com antibióticos devem ser realizados e em caso de osteomielite, a drenagem cirúrgica, sequestrectomia, imobilização e uso de antibióticos de forma prolongada devem ser instituídos (Zweig, 2009).

Mathog *et al.* (2000) fizeram estudo com objetivo de revisar fraturas mandibulares com não união em um período de quatro anos. Como fator de inclusão, os pacientes deveriam ter a não união da fratura de mandíbula no pós-operatório (definida pelos autores como atraso na regeneração óssea da fratura acima de 8 semanas) com necessidade de exploração, redução e fixação com ou sem enxerto ósseo. A não união ocorreu em 25 dos 906 pacientes tratados por fraturas mandibulares com fixação interna, fixador externo ou BMM (2,8%). Destes, 20 eram homens e cinco mulheres, em uma faixa etária entre 27 e 45 anos. Assaltos foram os fatores etiológicos mais comuns (77%), seguido de quedas (9%) e arma de fogo (5%). Pelo menos dois sítios de fratura foram encontrados em 14 pacientes e três deles eram fragmentadas ou cominutas. A localização de fratura que apresentou maior índice de não-união foi em corpo de mandíbula (39%), seguido de ângulo e sínfise mandibular. Uma demora para o tratamento maior que cinco dias foi percebido em oito dos 25 pacientes e foi observado ainda que dentes na linha de fratura estavam presentes em oito pacientes, onde quatro foram submetidos a exodontia imediata (trans-operatória) e quatro necessitaram da exodontia após o tratamento cirúrgico inicial. O uso de drogas e álcool foi observado em 18 pacientes e cinco removeram por conta própria o BMM. Poucos pacientes apresentaram problemas médicos, sendo apenas encontrados dois pacientes com HIV e apenas um com Diabetes Mellitus. Infecções e/ou osteomielites foram diagnosticadas em 17 pacientes. Todos os pacientes foram tratados em um segundo tempo com placas ósseas ou fixadores externos, sendo 10 deles submetidos a enxertos ósseos durante o procedimento e apenas um tratado com BMM. Para os autores, a taxa de 2,8% foi semelhante ao encontrado 20

anos atrás, quando as técnicas cirúrgicas eram diferentes das atuais e observaram que alguns fatores para uma possível não união da fratura mandibular como o tempo decorrido até o tratamento, experiência do cirurgião, localização da fratura, infecção e uso de drogas ou presença de doenças sistêmicas.

Lamphier *et al.* (2003) estudaram as complicações em fraturas mandibulares em um hospital-escola. Durante um período de quatro anos, foram observadas 594 fraturas de mandíbula e 79 delas apresentaram algum tipo de complicação (13,3%). As complicações foram caracterizadas em infecção, deiscência da ferida, não união, osteomielite, mobilidade dentária, dano ao nervo facial e má oclusão. As complicações foram analisadas de acordo com a localização da fratura e o tipo de fixação utilizada. Os maiores sítios de complicações foram em ângulo mandibular (33%), seguido de sínfise (25,4%) e corpo de mandíbula (24,6%). A infecção foi a complicação mais encontrada (5,7%), seguida de não união e osteomielite (4,8%), deiscência da ferida (3,7%) e ainda má oclusão, mobilidade dentária e lesão ao nervo facial (cada um com 2,9%). Quando comparou-se o método de tratamento empregado, o tratamento fechado apresentou uma taxa de complicação significativamente menor (9,1%) quando comparado ao tratamento aberto com miniplacas ou placas mandibulares (29,2%). Especificamente em relação a localização de fratura, as fraturas de corpo mandibular produziram 20 complicações (13,7%), onde 12,9% delas foram com tratamento fechado e 12,5% com o tratamento aberto, mas o maior índice de complicações foi observado em fraturas de ângulo de mandíbula (19,4%). O estudo mostrou que as taxas de complicações com o tratamento aberto ainda se mantêm maiores em relação ao tratamento fechado, mesmo com o desenvolvimento de sistemas de fixação.

Em estudo retrospectivo de janeiro de 2000 a janeiro de 2009, Van den Bergh *et al.* (2012) analisaram o tratamento cirúrgico e complicações em fraturas mandibulares em holandeses. Pacientes de todos os tipos de fraturas mandibulares foram tratados cirurgicamente por redução aberta ou fechada, sendo excluídas as fraturas dentoalveolares ou fraturas associadas a fraturas

panfaciais (trauma de mandíbula associado a fraturas Le Fort I, II e III). A osteossíntese foi removida apenas em casos de persistência de infecção por mais de 2 ou 3 meses de cirurgia, sem resposta a antibióticos orais. O estudo consistiu de 225 pacientes (151 homens e 74 mulheres) com idade média de 32,6 anos, sendo 426 fraturas mandibulares. A maioria consistiu de fratura em corpo mandibular (46,9%), seguido de fratura condilar (39%) e a maior causa de fraturas aconteceu por acidentes de trânsito (42%), violência (24,2%) e quedas (19,2%). Em relação a oclusão, 213 pacientes eram dentados e 12 pacientes edêntulos e os pacientes foram tratados com placas do sistema 1,5mm, 2,0mm e 2,7mm (esse último, apenas nove pacientes). Durante o acompanhamento pós-operatório, 6,7% dos pacientes apresentaram desocclusão, tratados com elásticos guia, cirurgia para refratura e fixação ou ainda cirurgia ortognática com osteotomia sagital. A osteomielite foi encontrada em seis pacientes, com necessidade de abordagem em apenas três deles (os outros foram tratados apenas com antibiótico oral). Por fim, cinco pacientes apresentaram disfunção temporomandibular durante o pós-operatório e foram tratados com sucesso por fisioterapia. Os autores concluíram que a taxa de complicações (26,7%) está de acordo com a literatura científica existente.

Mayrink *et al.*, em 2013, avaliaram 19 pacientes (27 hemimandíbulas) que sofreram fraturas mandibulares e foram submetidos a tratamento cirúrgico aberto, no período pré-operatório (T1), primeira semana de pós-operatório (T2), um mês (T3), três meses (T4), seis meses (T5) e até um ano do procedimento cirúrgico (T6). Testes de sensibilidade mecânico e nociceptivo, além de questionários foram realizados. Todos os testes objetivos mostraram uma queda na sensibilidade no período T2 estatisticamente significativa e uma melhora significativa após T4. Os testes subjetivos mostraram associação com os objetivos, e foi observado relato de melhora da sensibilidade após T4. Os autores concluíram que a primeira semana pós-operatória é o período em que há maior alteração em relação a sensibilidade e que após três meses de pós-operatório, a recuperação chega ao seu ápice, sendo pouca diferença observada após este período.

2.3 TESTE MECÂNICO: SUBSTRATO DE ESTUDO

Os métodos de fixação podem ser avaliados empiricamente através de testes mecânicos em máquinas universais e a utilização de substratos com módulo de elasticidade semelhante ao osso devem ser preparados para simular a fixação de uma fratura (Vieira e Oliveira & Passeri, 2011). Dessa forma, é possível observar a evolução *in vitro* do comportamento da fixação quando a mesma é exposta a carga, apesar de servirem apenas como métodos auxiliares para determinar o potencial dos sistemas, assim como a disposição e métodos de fixação (Oliveira *et al.*, 2011). Wong *et al.* (2011) citaram que os modelos utilizados podem ser divididos em substratos computacionais e físicos. Os modelos de computador podem ser subdivididos em virtuais, onde se utilizam para visualização de estruturas biológicas a tomografia computadorizada 3D ou ainda computacionais, utilizados para performances biomecânicas como modelos de elementos finitos. Já os substratos físicos podem ser categorizados em modelos de prototipagem rápida, osso humano cadavérico, osso animal e materiais sintéticos como substitutos ósseos.

Diversos estudos utilizaram diferentes meios de substrato para realização de testes mecânicos com sistemas de fixação interna estável (Kroon *et al.*, 1991; Bouwman *et al.* 1994; Righi *et al.*, 1996; Trivellato, 2001; Lindqvist *et al.*, 2001; Haug *et al.*, 2002; Asprino *et al.*, 2006; Chiodo *et al.*, 2006; Alkan *et al.*, 2007, Madsen *et al.*, 2008; Haug & Serafin, 2008; Sato, 2009; Cavalieri-Pereira, 2012; Vieira e Oliveira & Passeri, 2011; Oliveira *et al.*, 2011). Em relação ao uso de osso humano ou animal, Chiodo *et al.* (2006) e Haug & Serafin (2008) citaram que esses tipos de substratos apresentam variações da geometria, proporções e de propriedades devido a variação natural entre cada amostra. Ainda, preocupações éticas em relação às comunidades médica e leiga em relação ao uso de tecido humano para pesquisas e aspectos práticos incluindo armazenamento, preservação e transmissão de doenças devem ser pesados durante a escolha do substrato.

Bredbenner & Haug (2000) avaliaram vários tipos de substratos para pesquisa biomecânica de materiais de fixação com a hipótese de que esses materiais se comportariam de uma forma diferente em relação ao osso humano cadavérico. Foram avaliados o torque de inserção e a força de saída de parafusos do sistema 2,0mm e 2,4mm, inseridos em osso humano cadavérico, costela bovina, costela de porco, resina fotoelástica, madeira de carvalho vermelho e dois tipos de mandíbulas sintéticas. Os autores concluíram que o osso bovino, mandíbulas sintéticas de poliuretano e madeira de carvalho vermelho são os materiais de escolha como substitutos para osso humano cadavérico e que a utilização das mandíbulas de poliuretano para realização de trabalhos de resistência à cargas é viável, visto que apresentam vantagens como padronização do tamanho, densidade, dureza, módulo de elasticidade, formato anatômico, similaridade com a mandíbula humana, fácil obtenção e manuseio. Os autores citaram ainda que esses materiais não replicam todas as interações que acontecem entre o osso, a placa e a superfície do material, além de não mimetizar a função mandibular (mastigação, deglutição e fonação).

Deve-se lembrar que a estabilidade da fratura mandibular é apenas uma variável na determinação de um bom resultado. Um exemplo disso é que estudos laboratoriais ou computacionais demonstram que duas placas aplicadas a uma fratura são mais estáveis que uma, porém, nunca houve evidência estatisticamente significativa de estudos clínicos que mostrem que duas placas atuem melhor do que uma. Portanto, deve-se tomar cuidado na aplicação de recomendação de tratamentos baseados apenas em estudos laboratoriais (Chacon & Larsen, 2004).

Em estudo realizado para avaliação de diversos métodos de fixação em fraturas de sínfise e parassínfise em mandíbulas poliuretano, Madsen *et al.* (2008) utilizaram 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 a função da musculatura local.

2.4 FRACTOGRAFIA

A fractografia é originada do latim *Fractus* que significa “fratura” e do grego *Graphy*, que significa “escrever”, e ao extender o termo para “descrição”, o termo passa a significar descrição da fratura (Kerlins & Douglas, 1992).

Nos séculos XVI a XVIII, numerosos exemplos do uso da aparência da superfície de fraturas para avaliar a qualidade e efeitos dos metais e seus compostos foram relatados. O estudo mais compreensivo dessa época inicial da fractografia foi realizado por Réaumur em 1722, que descreveu sete classes de ferro de acordo com a aparência da superfície da fratura. Os primeiros estudos detalhados de fraturas em grande magnificação e em uma riqueza de detalhes foi publicado apenas em 1943 por Zappfe & Moore e, em 1945, o termo fractografia foi utilizado pela primeira vez por Zappfe e Clogg. Crussard e colaboradores foram os pioneiros ao utilizar, em 1956, um microscópio eletrônico de transmissão (MET) de alta resolução. Já o primeiro microscópio eletrônico de varredura (MEV) para observação de amostras espessas foi construído em 1942 usando o detector de elétrons secundários para obter a imagem. Essa técnica e as subseqüentes variações revolucionaram a fractografia e levaram a uma série de estudos na década de 60 e 70. Hoje o MET é raramente utilizado, sendo substituído pelo MEV (Lynch & Moutsos, 2006).

Para Kammlott (1971), a aplicação do MEV cresceu de forma rápida em diversas áreas como metalúrgica, estudo de materiais semicondutores e polímeros, biologia, geologia e em qualquer outra área que envolva o estudo de estruturas sólidas e suas superfícies. A grande profundidade de campo permitida pelo MEV traz uma imagem com aparência tridimensional e as propriedades estruturais e químicas do material podem ser avaliadas de forma conjunta. Ele permite estudos nos campos de corrosão, deposição de metal, tratamento de superfície, desgaste, fractografia, deformação plástica, danos de irradiação e ainda no campo de materiais semicondutores. A observação da superfície de fratura produz informações valiosas, dando uma visão sobre o

mecanismo de fratura e a análise de falhas, o que ajuda no desenvolvimento de novos materiais e processos.

Para análise de materiais, quase sempre se torna necessário analisar sua microestrutura para compreensão dos defeitos do mesmo, além de prever suas propriedades quando estas correlações são estabelecidas. As técnicas mais utilizadas para este tipo de análise são a microscopia ótica e eletrônica. No caso da microscopia ótica, o contraste da imagem é resultado da diferença de reflectividade da luz nas diversas regiões da microestrutura, uma vez que o sistema é constituído basicamente pela fonte de iluminação e do sistema de lentes, com aumento máximo em torno de 2000 vezes. A microscopia eletrônica utiliza um aparelho que fornece informações sobre a morfologia e identificação de elementos químicos de uma amostra sólida e alcança aumentos muito superiores ao da microscopia ótica – 300.000 vezes ou mais. No caso da microscopia eletrônica, a área ou o microvolume a ser analisado é irradiado por um fino feixe de elétrons no lugar de fótons utilizados em um microscópio óptico convencional, o que permite solucionar o problema de resolução relacionado com a fonte de luz branca (Dedavid *et al.*, 2007).

As superfícies de fratura expressam a sequência de eventos de liberação de energia com propagação de trincas, mostrando a relação entre os componentes da estrutura, campos de tensões locais e formação de texturas (Callister, 2002). Para Pantazopoulos (2011), a análise fractográfica permite observar, gravar, medir e analisar a fratura, fornecendo a maioria dos dados sobre os processos de fratura do material. A fractografia, segundo Parrington (2002), é a ciência de análise da superfície de fratura e é considerada uma ferramenta valiosa para a avaliação da falha e identificação da causa, mecanismo, propagação e direção, interação ambiental, defeitos do material e a natureza das tensões. As causas estão geralmente associadas pelo desenho, fabricação, uso ou o próprio material. Já os mecanismos mais envolvidos na falha são a sobrecarga dúctil, impacto, fadiga, desgaste e erosão. Outras analogias de falhas podem incluir corrosão/envelhecimento químico e tensão residual.

A falha, que pode ser descrita pela perda de função de um componente, pode não ser o resultado do processo de fratura, mas frequentemente é a consequência da falha (Barbosa *et al.*, 2011). Segundo Vander Voort (1992), Anderson (1995) e Callister (2002) e as fraturas macroscópicas podem ser divididas em três modalidades:

- **Fratura Dútil:**

O termo “ductilidade” significa que um material apresenta capacidade de sofrer deformação plástica. No caso, o efeito da deformação plástica nessas fraturas é muito importante e ocorre através de um lento rompimento e elevado gasto de energia, apresentando a formação de vazios (*dimples*) em aspecto equiaxial (arredondados) na ponta da trinca e geralmente sua causa está relacionada a excesso de carga e mecanismo alveolar. Durante a análise fractográfica de fraturas dúcteis observam-se: superfície com cavidades hemisféricas ou parabólicas, conhecidas como *dimples*; fraturas tipo “taça-cone” ou “copo-cone” ou ainda “aresta de faca”. As falhas dúcteis são de considerável interesse para empresas de metais e em estudos de controle de qualidade para avaliação dos materiais.

- **Fratura Semi-frágil:**

É o tipo de fratura com características intermediárias entre dútil e frágil e durante a análise fractográfica de fraturas semi-frágeis, observam-se características intermediárias entre as fraturas dútil e frágil.

- **Fratura Frágil:**

É o tipo de fratura que ocorre sem deformação plástica macroscópica, sob tensões inferiores às correspondentes ao escoamento generalizado e com velocidade de propagação de trinca bem elevada. Durante a análise fractográfica de fraturas frágeis observam-se: facetas de clivagem com numerosos platôs, normalmente mostrando um alto grau de perfeição geométrica e refletividade; “marcas de rios” (*river patterns*), resultantes do crescimento de trincas simultaneamente em dois ou mais planos cristalográficos paralelos, juntando-se e formando degraus; e “línguas de

clivagem” (*tongues*), formadas quando a trinca se propaga por uma distância relativamente curta, ao longo de um plano principal de clivagem (interface macla-matriz). Alguns aspectos macroscópicos da fratura frágil, que são característicos, facilitam a identificação da falha e conseqüente determinação do seu ponto de origem. A fratura frágil usualmente propaga-se por clivagem e/ou de maneira intergranular.

Broek (1986), Kerlins & Douglas (1992), Strohaecker (1993) e Callister (2002) relataram que independente do tipo de fratura, existem quatro tipos de micromecanismos de fratura: alveolar (*dimples*), clivagem, intergranular e estrias (fadiga). Cada modo apresenta sua característica e aparência em relação a superfície de fratura, assim como seu mecanismo de propagação:

- **Alveolar (*dimples*):**

Após carga máxima, ocorre deformação localizada com formação de estricção e descolamento das inclusões, que leva à cavidades envolvendo as inclusões e o crescimento e união destas microcavidades (coalescimento de microcavidades), acarretando a ruptura do corpo. Logo, a fratura alveolar se caracteriza por possuir três estágios distintos: nucleação, crescimento e coalescimento de vazios formando as microcavidades que são os alvéolos ou “*dimples*” sobre a superfície de fratura. As microcavidades (*dimples*) sempre tem forma irregular devido ao fato de os microvazios acontecerem de forma aleatória. Esse tipo de fratura apresentam numerosas depressões tipo “copo-cone” que são originadas do coalescimento de microcavidades.

- **Clivagem:**

É a uma fratura de baixa energia com separação de planos cristalinos, com pouca deformação e aspecto característico de “conchas”, com facetas lisas de fratura. Ela se inicia em planos de clivagem paralelos e com o avançar da fratura esses planos diminuem e formam passos de clivagem maiores. Essa rede de passos de clivagem é conhecida por “padrão de rio” (*river patterns*). O formato de língua (*tongues*) é eventualmente visto em fraturas por clivagem, formadas quando a fratura desvia do plano de clivagem e se propaga por uma curta distância ao longo de uma orientação dupla.

- **Intergranular:**

Ocorre a separação pura e simples ao longo dos contornos do grão, considerada totalmente frágil. Geralmente acontece devido a presença de grãos grosseiros e enfraquecimento ou fragilização das regiões de contorno dos mesmos. Indicam um problema do material ou meio de trabalho.

- **Estrias (fadiga):**

Ocorre após longo período de tensão repetitiva ou ciclo de deformação. O processo de falha por fadiga é descrito em três etapas: (1) iniciação da trinca, onde uma pequena trinca se forma em algum ponto de alta concentração de tensões; (2) propagação da trinca, durante a qual essa trinca avança em incrementos a cada ciclo de tensões; e (3) fratura final, que ocorre muito rapidamente uma vez que a trinca que está avançando atingiu o seu tamanho crítico. Podem ser observados dois tipos de marcas: “marcas de praia” e estrias.

Em estudo de Wouters & Froyen (1996), a fractografia através do MEV foi utilizada para avaliar a falha de materiais de aço como bomba de alta pressão, pinos e ferramentas. Segundo os autores, o uso do MEV pode revelar um processo de fadiga sofrido pelo material e distinguir entre aspectos alveolar, clivagem e fratura intergranular nos casos de sobrecarga. Cada tipo de fratura citada traz indicações específicas sobre a provável causa de fratura. Na maioria dos casos, as falhas por fadiga podem ser facilmente identificadas pela presença de uma fratura de área plana bem definida com um padrão de “marcas de praia” e transição abrupta na parte final da fratura é geralmente suficiente para sua identificação. Além disso, o aspecto macroscópico das superfícies de fratura por fadiga pode produzir informações sobre as condições de carregamento e estado de tensão. Na ausência de condições de fadiga, a superfície pode aparecer como estrutura alveolar, clivagem, estrutura intergranular ou ainda como uma mistura dessas características. Se a estrutura alveolar é pura e cobre toda a superfície da fratura, a sobrecarga externa nesse material pode ser esperada. A presença de clivagem ou quase-clivagem (pura ou mista, podendo estar associada à estrutura alveolar) pode

indicar comportamento frágil, que pode ser causado por condições externas (baixa temperatura, força de impacto, presença de entalhes) ou por condição desfavorável do material, geralmente causada por um tratamento de temperatura inadequado. Em geral, a fratura intergranular indica o enfraquecimento por grão, que pode ser causado pela estrutura metalográfica, pelo próprio meio ambiente ou por tensão. Para os autores, o uso do MEV é bastante substancial na análise de falhas por sobrecarga, principalmente para os materiais de aço. Através de características fractográficas específicas, em complemento com as informações sobre as condições de carga a que os materiais estão sujeitos, a fractografia pode indicar a provável causa da fratura.

Righi *et al.* (1996) reportaram o resultado de um estudo experimental realizado em placas e parafusos de titânio para obtenção de maior entendimento em relação as forças dinâmicas envolvidas com a fixação. Os autores utilizaram 10 segmentos de costela bovina e realizaram osteotomias, que foram fixadas da seguinte forma: cinco costelas fixadas com uma placa reta de quatro furos e cinco costelas fixadas com uma placa duplo-Y de seis furos. Esses segmentos foram então levados a máquina de ensaio mecânico para testes de tensão, tração e força de cisalhamento e os valores de carga de pico e limite elástico do material foram anotados e analisados. Foi realizado ainda teste histológico de 50 espécimes de osso bovino da região onde os parafusos foram inseridos para avaliação da morfologia microscópica dos furos e de diferenças em relação ao furo proximal e distal à osteotomia. A análise dos valores experimentais da resistência máxima mostrou pouca diferença no comportamento das duas geometrias estudadas. Uma diferença notável, no entanto, foi observada nos dados sobre o limite de elasticidade. A força máxima e os valores médios de deformação elástica foram respectivamente 219N e 39N para a placa de quatro furos, com desvio padrão de 18,4N e 10N. Os valores médios correspondentes para a placa duplo-Y de seis furos foram de 232N e 96N, com desvio padrão de 26,5N e 41,2N. No entanto, os autores relataram que a flexibilidade do material é necessária por dois motivos: para adaptação da placa de acordo com a morfologia do esqueleto craniofacial sem que isso cause deslocamento secundário dos segmentos ósseos; e como um

fator de segurança em caso de sobrecarga nas fraturas ou osteotomias fixadas, visto que a energia provocada pela movimentação dos fragmentos causa uma deformação permanente na placa ao invés de causar tensão no sistema parafuso-tecido ósseo. O exame microscópico mostrou que em cada secção houve uma maior tensão no osso adjacente ao parafuso proximal e um aumento da perturbação osteotrabecular sobre a face interna da perfuração. Com base nos resultados experimentais, os autores concluíram que uma nova geometria da placa duplo Y, com duas espessuras diferentes, seria interessante (espessura de miniplaca nas regiões proximais à fratura onde há maior incidência de força tensional e espessura de microplaca nas regiões distais para melhor adaptação à anatomia local) com o intuito de otimizar a distribuição de tensões tanto na placa quanto no tecido ósseo.

A fractografia fez significantes avanços e vem contribuindo para o progresso de diversas áreas através do entendimento básico da física e micromecânica da fratura, possibilitando a melhora dos materiais em termos de resistência à deformação/danos e ainda a análise da evolução dos acontecimentos da fratura (Hull, 1999).

Azevedo (2003) realizou investigação microestrutural e fractográfica de uma placa de titânio de reconstrução fraturada durante o uso clínico, onde o autor relata que não foram encontradas informações sobre o local de utilização da placa ou a história médica do paciente. O estudo foi realizado por inspeção macroscópica da placa, análise química através de um espectrômetro de emissão atômica, caracterização microestrutural e investigação topográfica da superfície da fratura e áreas adjacentes através de microscopia eletrônica de varredura; e por fim, testes de fadiga em placas de titânio retas fornecidas pela empresa Baumer (Baumer Ltd.). De acordo com a análise química, o material de titânio comercialmente puro estava de acordo com as normas ISO e uma micro-análise semi-quantitativa dos parafusos demonstrou que os mesmos eram compostos de uma liga de titânio-6 / alumínio-4 / vanádio. A placa apresentava 13 furos, espessura de 1,5mm e haviam 11 parafusos de 10, 12, 14 e 16mm. Em relação a análise fractográfica, a placa durante inspeção visual da superfície não revelou uma deformação plástica grosseira, o que sugere que

a falha ocorreu através do mecanismo “frágil”. Além disso, não foi observada em visão macrofractográfica a presença de zona cisalhante na superfície da fratura, que são típicas de fratura dúctil. A topografia da fratura sugeriu a ação de duas frentes de fratura. A presença de linhas radiais convergentes na superfície da fratura e fissuras na superfície de entalhe indicaram que a fratura se iniciou na superfície lateral da placa e foi percebida uma grande quantidade de características micrográficas perto da origem de fratura como marcas de estrias planas, marcas de estrias fissuradas paralelas, marcas de sulcos e fraturas intergranulares. Essas características são típicas de fraturas por fadiga. Ainda se observou uma superfície convexa e de entalhe na placa, indicando a possibilidade de um ataque corrosivo localizado, resultando na formação do aspecto intergranular. A observação das fraturas granulares na superfície de fratura pode ser uma evidência da influência do ambiente corrosivo, como fluidos corporais que contêm Na^+ , Cl^- e HCO_3^- . Adicionalmente, as diferenças entre as partes convexas e de entalhe na superfície sugerem que o mecanismo foi ainda auxiliado pela concentração de tensão. Já as placas retas submetidas a teste de fadiga (10^5 ciclos) apresentaram uma imagem fractográfica de marcas estriadas planas (que não necessariamente correram paralelas às estrias adjacentes), fissuras estriadas paralelas e aspecto intergranular com marcas de sulcos. Os autores concluíram que o mecanismo de corrosão-fadiga pode ser indicado como causa da fratura da placa, provavelmente pela instabilidade de redução da fratura (perda de fixação do parafuso ao sistema placa-osso), erro técnico durante a cirurgia ou história médica do paciente.

Katakura *et al.* (2004) realizaram uma observação clínica de quatro casos de fratura de placa entre 110 reconstruções mandibulares pós-resssecção de tumor maligno, assim como a avaliação do material (placas de reconstrução de 2.4mm de titânio e de aço inoxidável) para determinar a causa da fratura. Foram realizadas avaliações com microsonda eletrônica e dureza Vickers para investigar os componentes das placas; microscópio eletrônico de varredura para examinar as causas da fratura; e microscópio óptico para investigar o grau de defeitos durante a dobragem das placas e do metal ao

redor da superfície de fratura na região de tensão sofrida nas placas. As fraturas das placas ocorreram em menos de seis meses da instalação, todas eram anguladas (região de ângulo mandibular) e não haviam enxertos ósseos envolvidos. De acordo com a avaliação com microsonda eletrônica e dureza Vickers, não foram observadas alterações na composição do titânio, sugerindo que as placas apresentavam composição de titânio puro tipo IV, correspondendo a norma ISO, que considera que elementos como oxigênio, nitrogênio e o ferro aumentam a resistência. As placas dos casos dois e três apresentaram características de fratura por fadiga. Padrões de estrias brutas deslocadas da zona de separação foram observadas na superfície de fratura de cada região e padrões de rio, característica de fratura frágil, foram detectadas. Os autores relataram que geralmente a causa de fratura das placas são por fadiga do metal durante a dobração ou ajuste da placa à morfologia mandibular nos casos de reconstrução óssea. Entretanto, os resultados da avaliação dos materiais não foram indicativos para fadiga por dobração em nenhum dos quatro casos. Como resultado da avaliação do estudo, os autores indicaram métodos para prevenção de fratura do material por fadiga: escolha da placa de acordo com a morfologia adequada para o defeito local antes da cirurgia para minimizar a manipulação da placa durante a cirurgia; fixação das placas com mais de três parafusos nos segmentos distal e proximal; reconstrução secundária com enxerto ósseo nos casos onde ainda há uma oclusão estável; ajuste morfológico da placa para que a concentração de tensão na região não se desenvolva; e substituição da placa de titânio puro para uma placa com liga de titânio de alta resistência como as utilizadas para implantes de fêmur.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo neste trabalho foi:

- 1 Avaliar duas marcas de fixação interna estável do sistema 2,0mm através de teste mecânico de carregamento linear em dois métodos de fixação em fraturas simuladas em corpo de estruturas de alumínio semelhantes a hemimandíbulas;
- 2 Realizar análise fractográfica por Microscopia Eletrônica de Varredura de duas marcas de fixação interna estável do sistema 2,0mm em dois métodos de fixação.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 PLACAS E PARAFUSOS

Foram selecionadas 30 placas de titânio retas de quatro furos do sistema 2,0mm e para fixação, 80 parafusos de 2,0x6mm e 40 parafusos de 2,0x10mm, totalizando 120 parafusos. Os materiais de fixação utilizados foram das marcas comerciais Tóride® (Tóride Indústria e Comércio Ltda. – Mogi Mirim, São Paulo – Brasil) e Traumec® (Traumec Tecnologia e Implantes Ortopédicos Imp e Exp Ltda. – Rio Claro, São Paulo – Brasil).

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

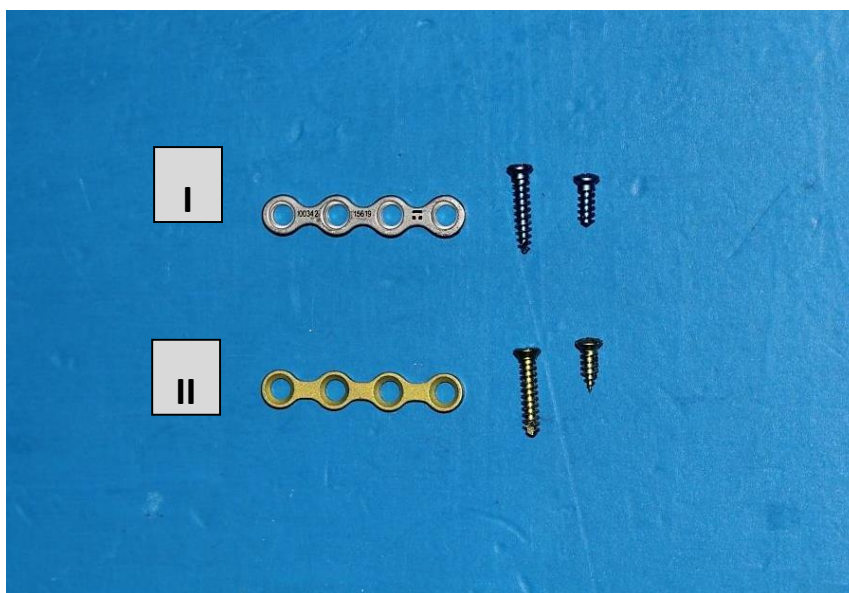


Figura 1. Placas e parafusos do sistema 2,0mm das marcas Tóride® (I) e Traumec® (II).

4.2 HEMIMANDÍBULAS

Foi realizada a confecção de quatro estruturas de alumínio simulando o desenho de uma hemimandíbula pela empresa Tóride®, sendo duas hemimandíbulas para cada grupo do estudo e de acordo com a marca utilizada. As mesmas foram submetidas a um seccionamento simulando uma fratura de corpo de mandíbula (em região de segundo pré-molar e primeiro molar inferior) para posterior fixação com placas e parafusos. As estruturas foram confeccionadas com um sulco horizontal na região anterior da mandíbula (região de canino) para posicionamento do dispositivo de aplicação de carga vertical e ainda com o passo de rosca para inserção dos parafusos de acordo com a marca comercial utilizada.

Segundo o fabricante Tóride®, a estrutura é composta de alumínio 5052-F (ASTM B-209-M-AA) 1/2 e a mesma foi mensurada para determinação de suas dimensões (Figura 3, 4, 5 e 6).

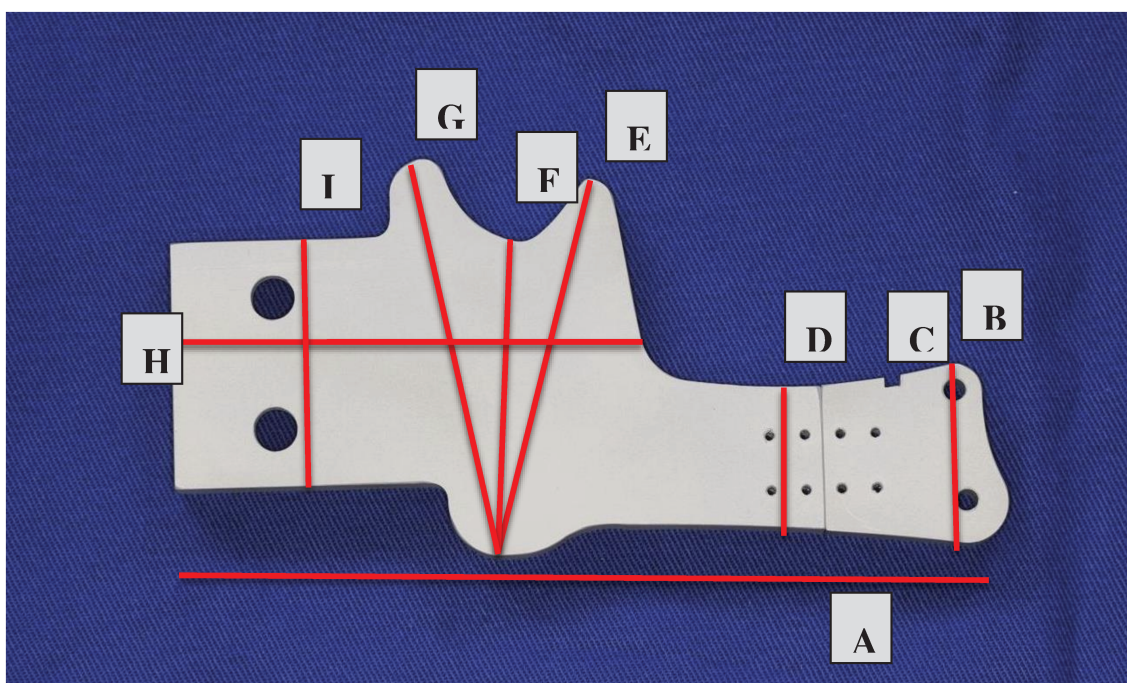


Figura 3. Estrutura de alumínio simulando uma hemimandíbula, confeccionada pela empresa Tóride®, em vista lateral: A) comprimento total = 15cm; B) altura

em região da sínfise mandibular = 3,3cm; C) altura, espessura e largura de sulco na região anterior = 2x3x2cm; D) altura em região de corpo de mandíbula = 2,6cm; E) altura anterior do ramo mandibular medida de um ponto fixo na sua borda inferior ao ponto mais alto do processo coronóide = 7,1cm; F) altura mediana do ramo mandibular medida de um ponto fixo na sua borda inferior ao ponto mais inferior da chanfradura sigmóide = 5,7cm; G) altura posterior do ramo mandibular medida de um ponto fixo na sua borda inferior ao ponto mais alto do processo condilar = 7,4cm; H) largura do ramo mandibular no sentido ântero-posterior = 8,5cm; I) altura do suporte posterior da hemimandíbula = 4,5cm.

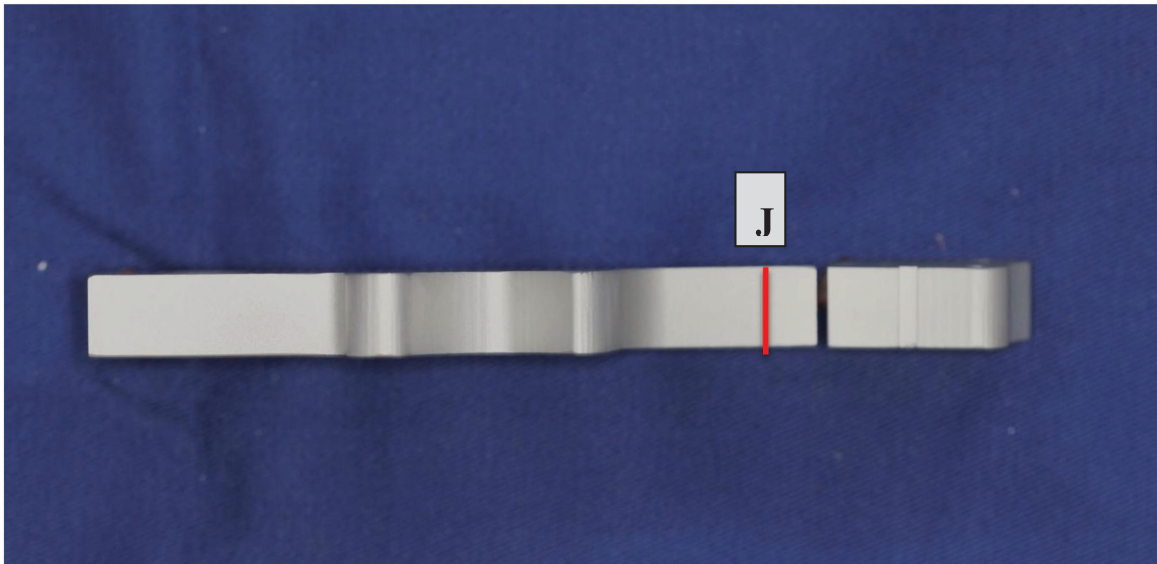


Figura 4. Estrutura de alumínio em vista superior: J) espessura médio-lateral = 1,3cm.

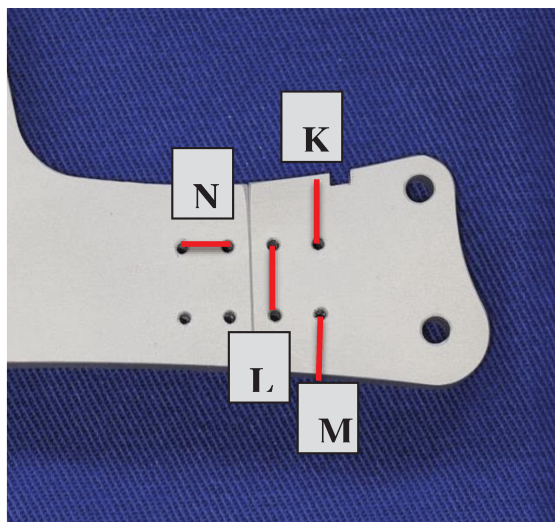


Figura 5. Região de corpo de hemimandíbula: K) distância entre bordo superior e perfurações dos parafusos = 0,9cm; L) distância entre as perfurações dos parafusos = 0,8cm; M) Distância entre as perfurações dos parafusos e borda inferior = 0,8cm; N) distância horizontal entre as perfurações = 0,4cm.

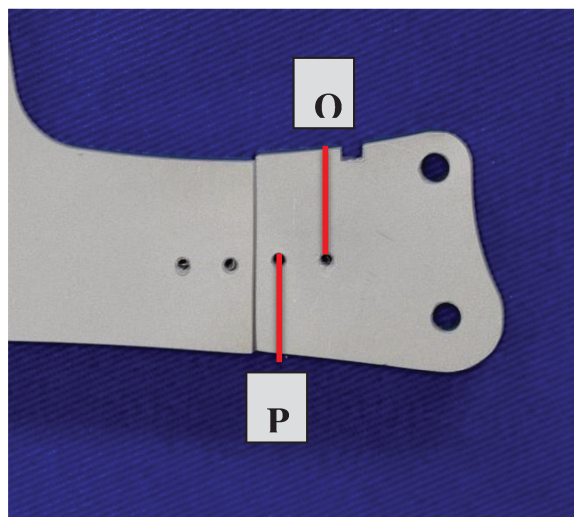


Figura 6. Região de corpo de hemimandíbula do grupo de perfurações em zona central: O) distância entre bordo superior e perfurações dos parafusos = 1,3cm; P) distância entre bordo inferior e perfuração dos parafusos = 1,2cm.

4.3 AMOSTRAS

As amostras foram agrupadas da seguinte forma:

- Grupo 1 – Duas estruturas de alumínio semelhantes a hemimandíbulas para fixação com uma placa reta de titânio com quatro furos do sistema 2,0mm e quatro parafusos de titânio de 2,0x 6mm simulando a utilização de parafusos monocorticais para a zona de tensão da mandíbula e uma placa reta de titânio com quatro furos do sistema 2,0mm e quatro parafusos de 2,0x10mm simulando a utilização de parafusos bicorticais na zona de compressão. Foram utilizadas 10 placas da marca Tóride® e 10 placas da marca Traumec® (Figuras 7 e 8).

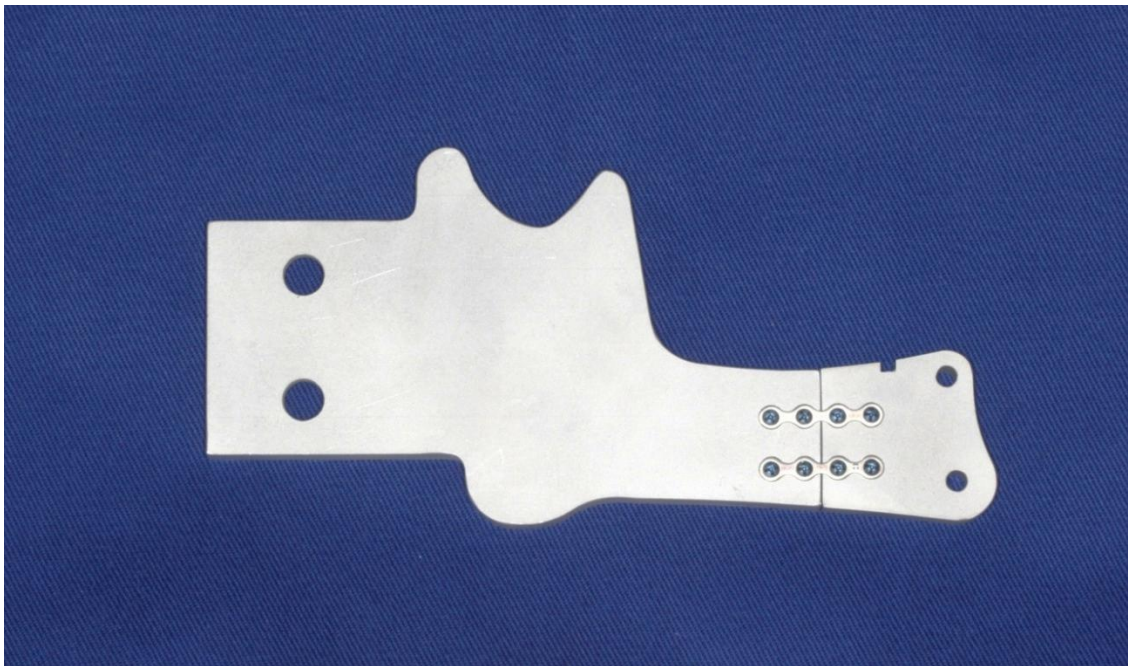


Figura 7. Hemimandíbula com duas placas retas de quatro furos do sistema 2,0mm da marca Tóride® e respectivos parafusos: Uma placa na zona de tensão com simulação de uso de parafusos monocorticais e outra na zona de compressão com simulação de uso de parafusos bicorticais.

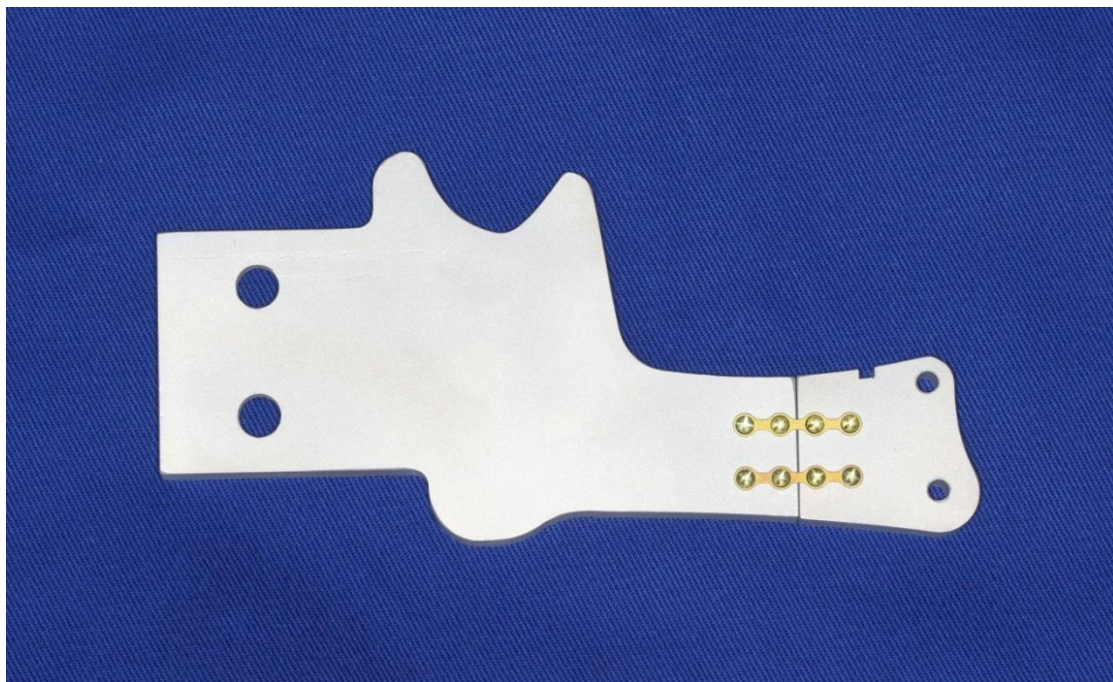


Figura 8. Hemimandíbula com duas placas retas de quatro furos do sistema 2,0mm da marca Traumec® e respectivos parafusos: Uma placa na zona de tensão e parafusos simulando o uso de parafusos monocorticais e outra na zona de compressão e parafusos simulando o uso de parafusos bicorticais.

- Grupo 2 – Duas estruturas de alumínio semelhantes a hemimandíbulas para fixação com uma placa reta de titânio com quatro furos do sistema 2,0mm e quatro parafusos de titânio de 2,0x6mm (simulando a utilização de parafusos monocorticais) para a zona neutra da mandíbula, determinada na estrutura metálica como a região mais central do corpo da mandíbula. Foram utilizadas cinco placas da marca Tóride® e cinco placas da marcaTraumec® (Figuras 9 e 10).

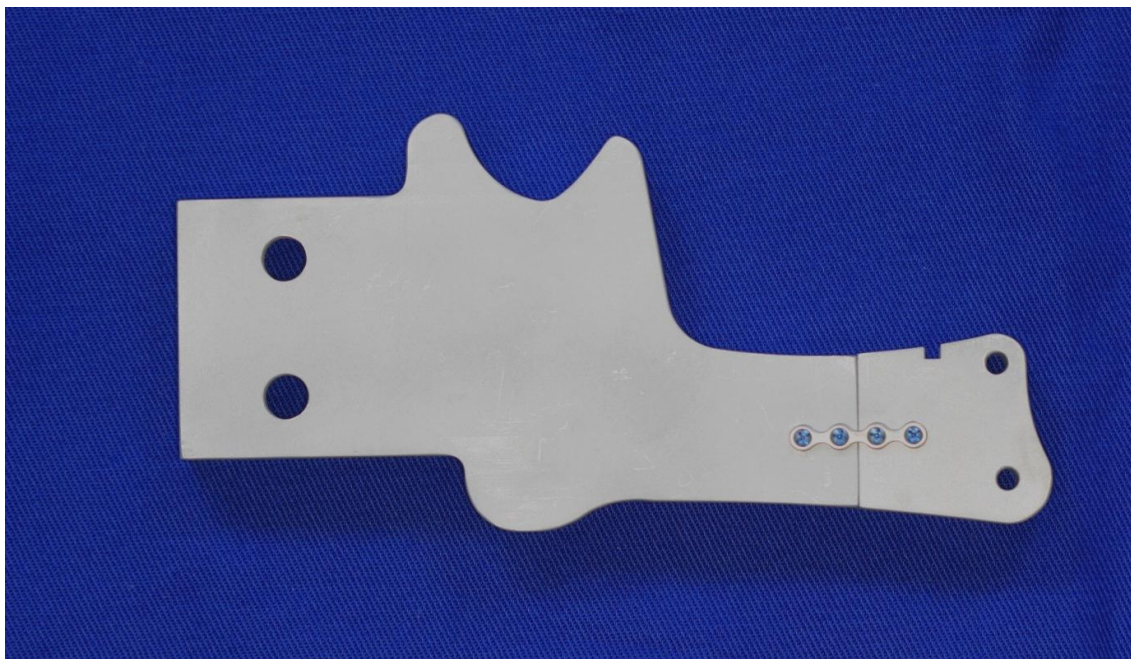


Figura 9. Hemimandíbula com uma placa reta de quatro furos do sistema 2,0mm da marca Tóride®: Uma placa na zona neutra da mandíbula, determinada como a região mais central do corpo da mandíbula.

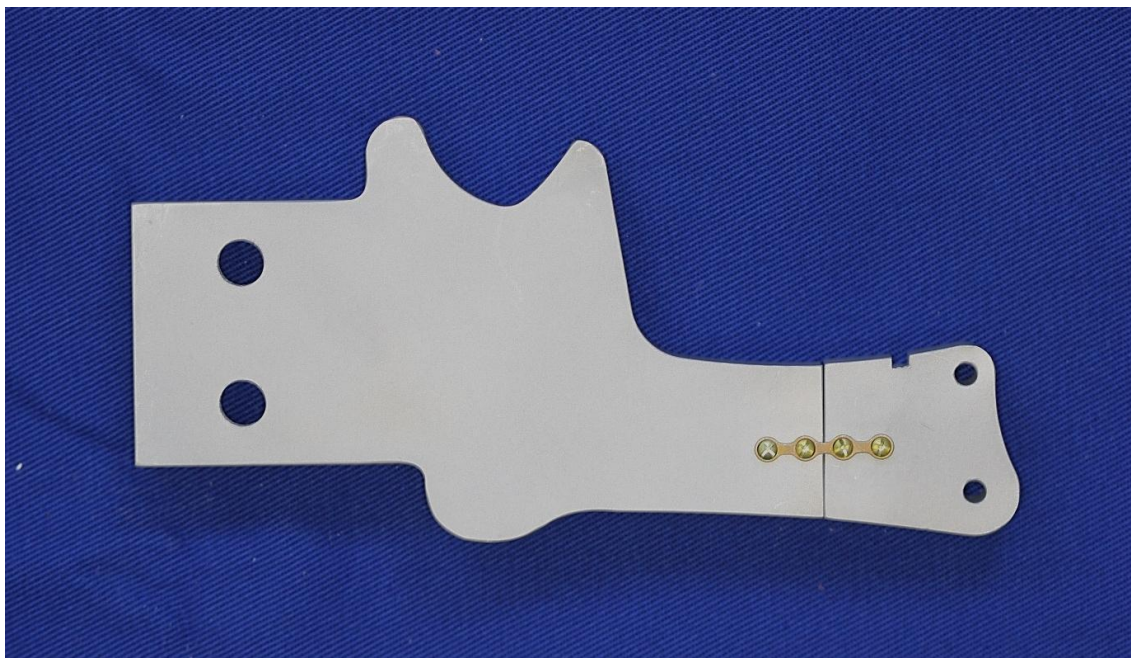


Figura 10. Hemimandíbula com uma placa reta de quatro furos do sistema 2,0mm da marca Traumec®: Uma placa na zona neutra da mandíbula, determinada como a região mais central do corpo da mandíbula.

4.4 TESTES MECÂNICOS

Para os testes mecânicos, foi utilizada a máquina para ensaio universal mecânica Instron®, modelo 4411 (Instron Corp, Norwood, MA) do Departamento de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas (FOP-UNICAMP) (Figura 11).



Figura 11. Máquina de ensaio universal Instron® 4411.

Foi confeccionado um dispositivo metálico de aplicação de carga e um dispositivo para suporte das hemimandíbulas junto ao equipamento para a realização dos testes, sendo este último confeccionado pela empresa Tóride® (Figura 12, 13 e 14).

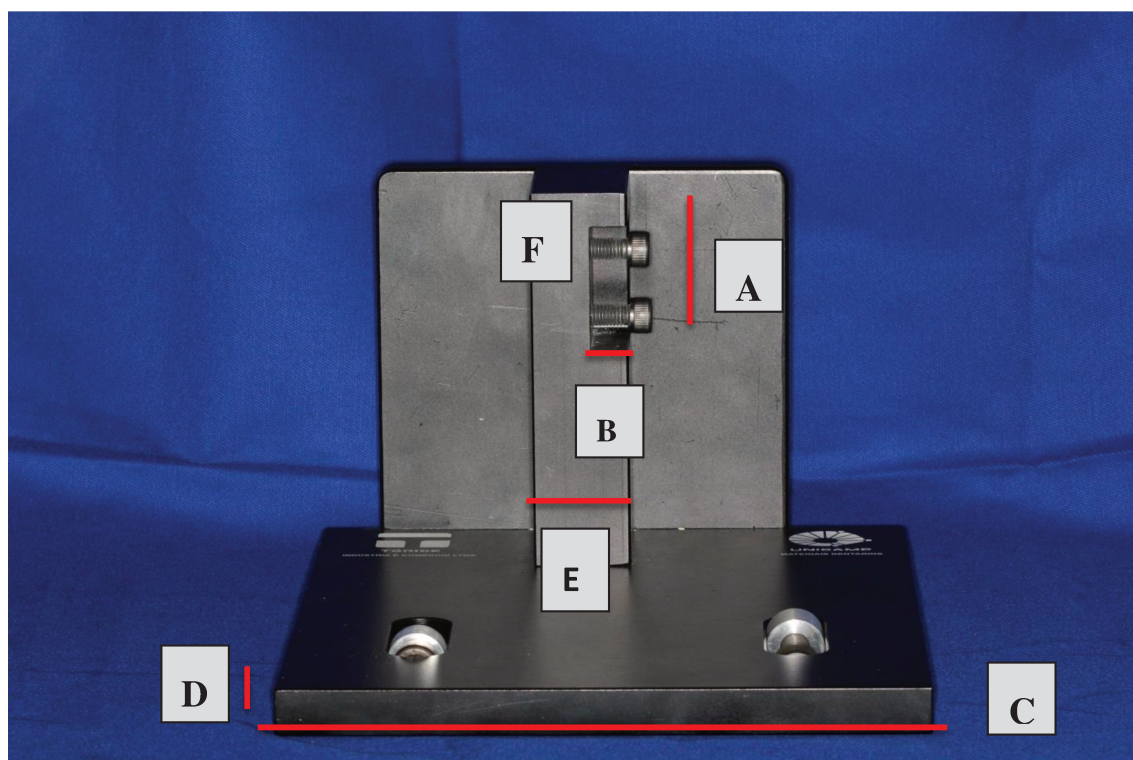


Figura 12. Dimensões do suporte de teste em vista frontal: A) altura interna da haste onde a mandíbula foi adaptada = 4,5cm; B) comprimento interno da haste = 1,4cm; C) comprimento da base anterior = 20cm; D) espessura da base = 1,5cm; E) espessura da haste de suporte da mandíbula = 3,5cm; F) altura do parafuso que conecta a mandíbula ao suporte = 2,5cm e espessura do parafuso = 0,7cm.

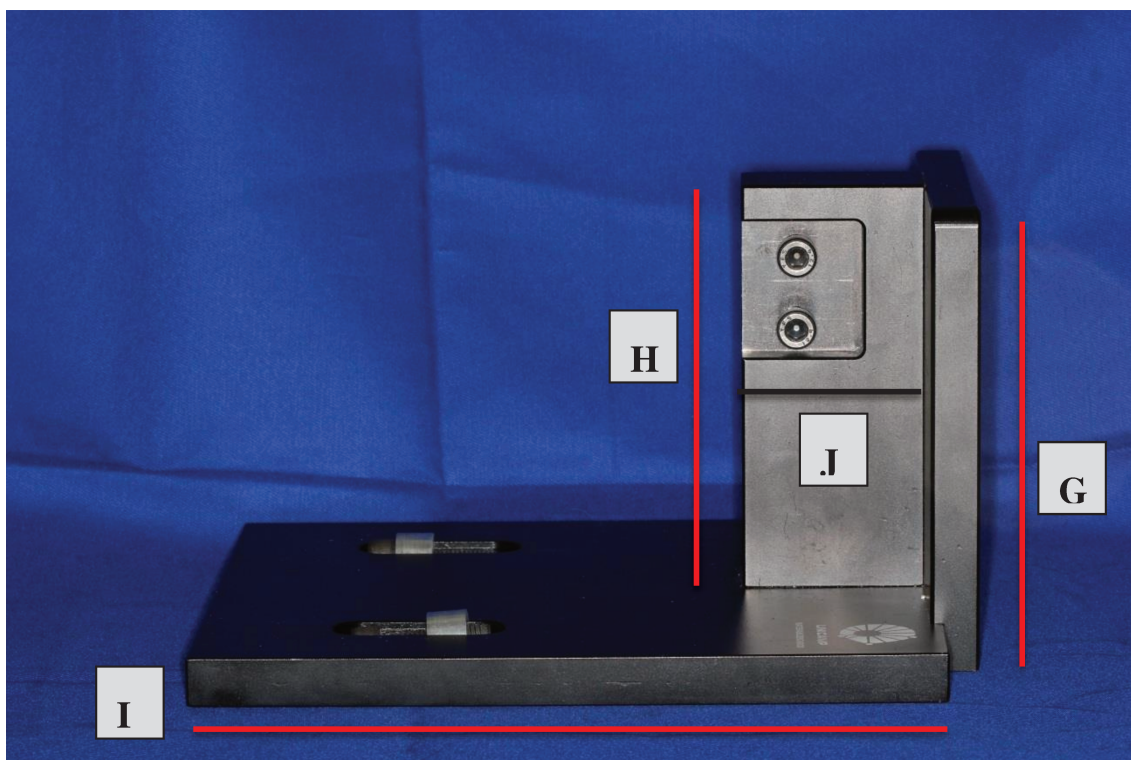


Figura 13. Dimensões do suporte de teste em vista lateral: G) altura da base = 15cm; H) altura da haste de suporte = 13,5cm; I) comprimento da base no sentido lateral = 20 cm e J) comprimento da haste de suporte = 6cm.

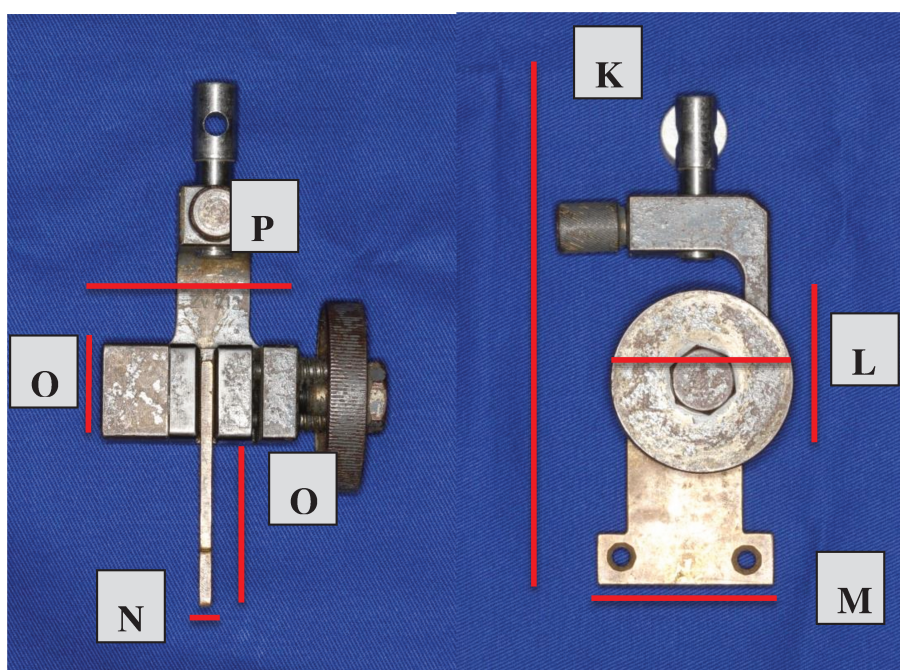


Figura 14. Dispositivo para aplicação de carga: K) altura total do dispositivo = 14cm; L) altura e comprimento do disco lateral = 5x5cm; M) comprimento da

ponta ativa = 5cm; N) espessura da ponta ativa = 3,4cm; O) altura da ponta ativa = 6,3cm; P) comprimento do segmento de prensão da ponta ativa = 5cm; Q) altura do segmento de prensão da ponta ativa = 6,6cm.

Para o teste de carregamento, foi estabelecida uma velocidade 1 mm/min para aplicação de carga progressiva sobre o sistema para obter o valor de resistência ao carregamento, em newton (N), na carga de pico e carga final e aferido o deslocamento imposto pelo ensaio em milímetros (mm), nestes dois momentos. A carga foi aplicada no sulco da região anterior da hemimandíbula de alumínio, que recebeu o dispositivo de aplicação de carga durante o carregamento. Os valores foram tomados no momento da primeira falha do sistema, e logo após esta, a carga começou a diminuir e pôde-se observar na máquina de ensaio, o registro do valor, chamado pela máquina de carga de pico. Além do valor da carga, foi registrado o deslocamento que o ensaio sofreu até o momento da carga de pico, chamado deslocamento de pico. Após a aferição da carga de pico e seu respectivo deslocamento, o sistema continuou a ser submetido ao teste até a falha do material de fixação, onde foram registrados os valores de carga e deslocamentos finais, com o término do ensaio (Figuras 15, 16, 17, 18, 19 e 20).



Figura 15. Painel de controle de ensaio máquina Instron® 4411.

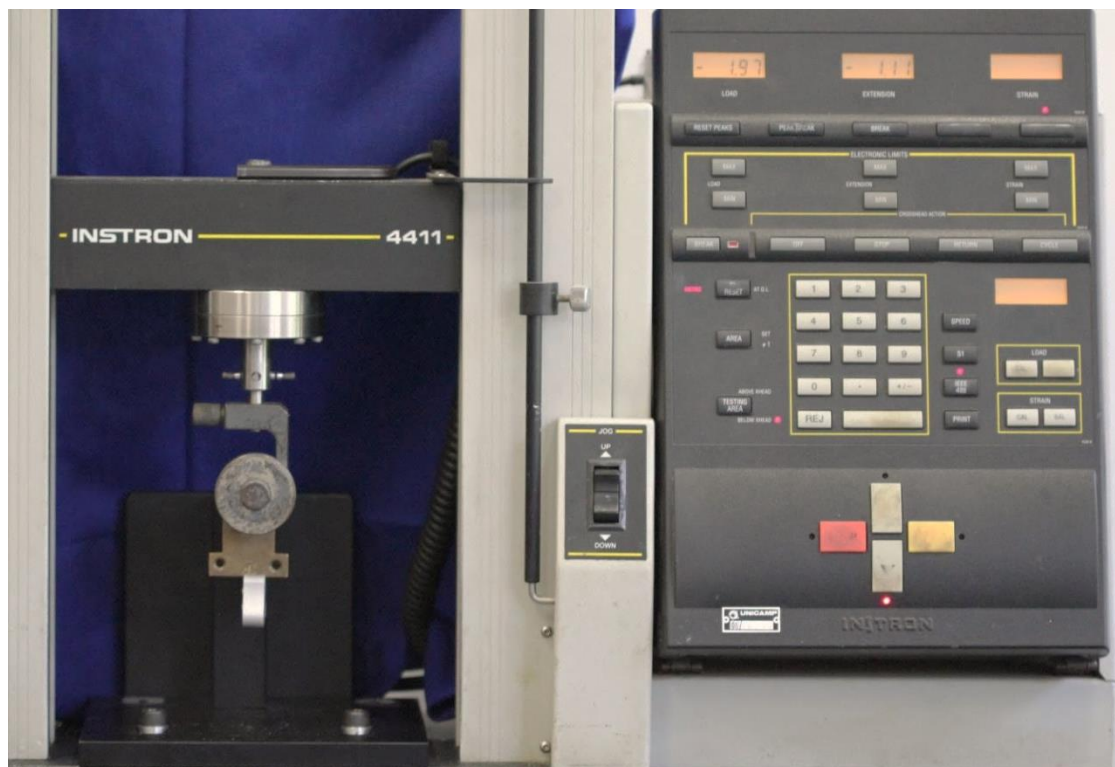


Figura 16. Máquina de ensaio Instron® 4411 com suporte e amostra em posição.



Figura 17. Incidência da carga axial no sulco em região anterior de mandíbula no grupo I com marca Tóride® até a fratura do material.

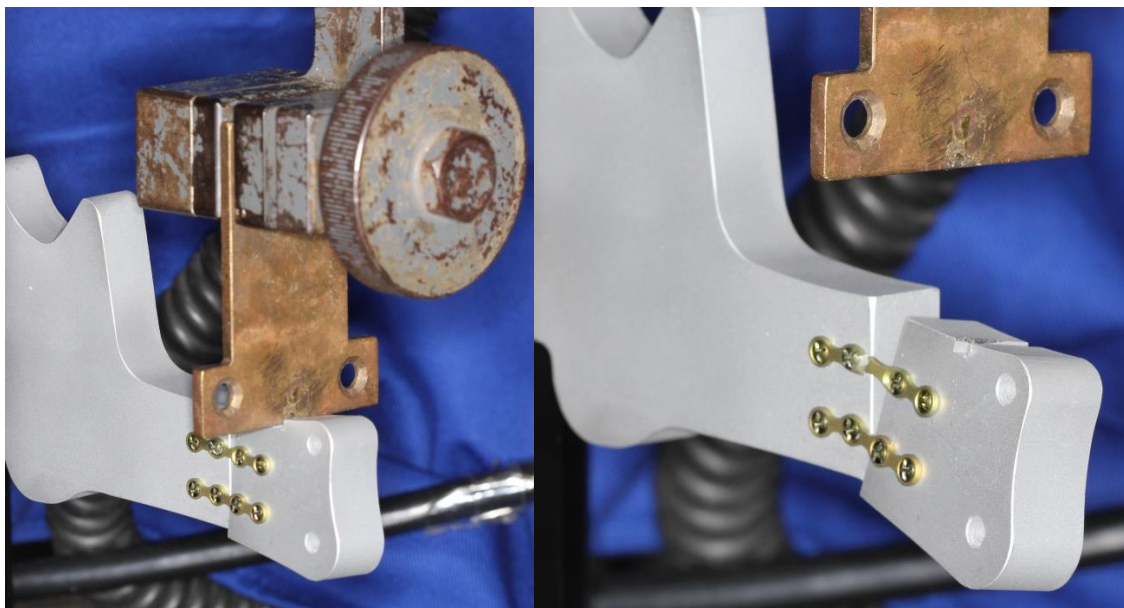


Figura 18. Incidência da carga axial no sulco em região anterior de mandíbula no grupo I da marca Traumeec® até a fratura do material de fixação.

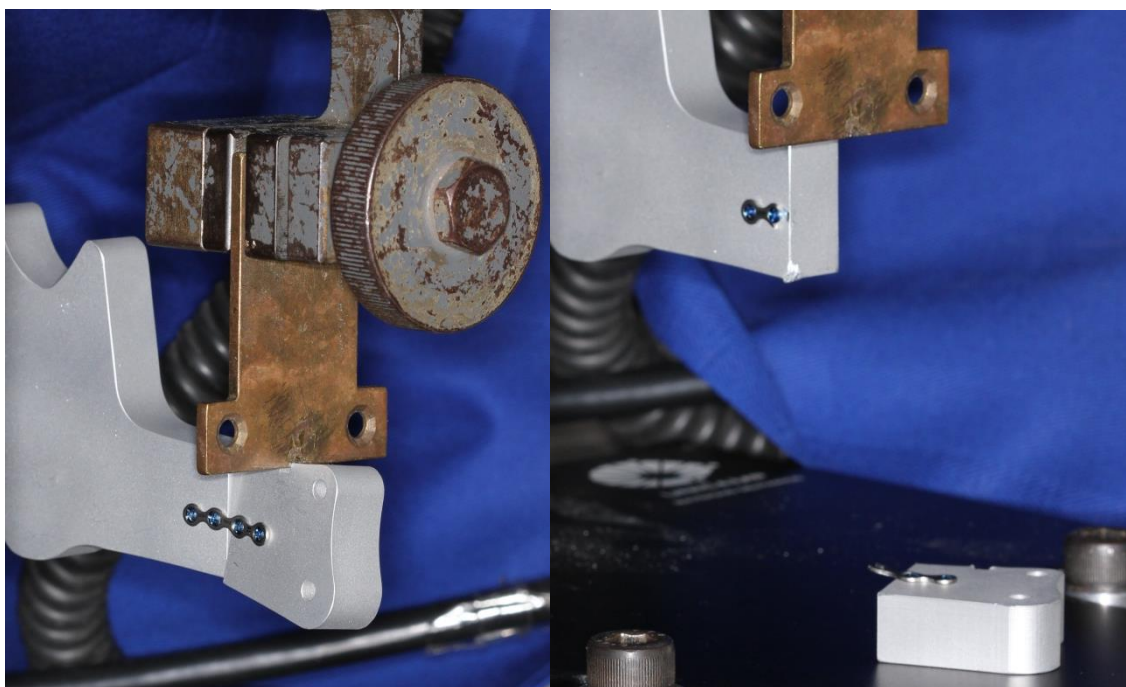


Figura 19. Incidência da carga axial no sulco em região anterior de mandíbula no grupo II da marca Tóride® até a fratura do material de fixação.



Figura 20. Incidência da carga axial no sulco em região anterior de mandíbula no grupo II da marca Traumecc[®] até a fratura do material de fixação.

4.5 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV)

A análise fractográfica através do MEV foi realizada no Centro de Microscopia Eletrônica do Centro de Caracterização e Desenvolvimento de Materiais (CCDM) da Universidade Federal de São Carlos (UfSCar). Foram selecionadas uma amostra de cada empresa comercial e de cada grupo, totalizando quatro amostras: duas placas da zona de tensão do grupo I, já que as placas da zona de compressão não sofreram fraturas; e duas placas da zona neutra do grupo II. As mesmas foram primeiramente submetidas ao processo de limpeza de impurezas através do ultrassom Ultramet 2003 Sonic Cleaner Buehler[®] (Buehler, Lake Bluff, Illinois, USA) contendo acetona (Figura 21).



Figura 21. Máquina de ultrassom Ultramet 2003 Sonic Cleaner Buehler® para remoção de impurezas superficiais das amostras.

A análise topográfica da superfície foi realizada com microscópio eletrônico de varredura Quanta 400 - FEI® (FEI Corp, Hillsboro, Oregon, USA) (Figura 22). As amostras foram posicionadas sobre o porta-amostras com uma fita de carbono, sem que suas superfícies fossem manipuladas diretamente pelo operador (Figura 23 e 24) e foram obtidas imagens com diferentes aumentos. Com o propósito de mostrar uma visão panorâmica da superfície das placas, foi utilizado aumento de 60 e 80 vezes; para mostrar mais detalhes da superfície foram utilizados aumentos de 2000 vezes nas regiões das fraturas das placas do lado direito e esquerdo, com o objetivo de analisar orientações, contornos e texturas para determinar o micromecanismo da fratura.

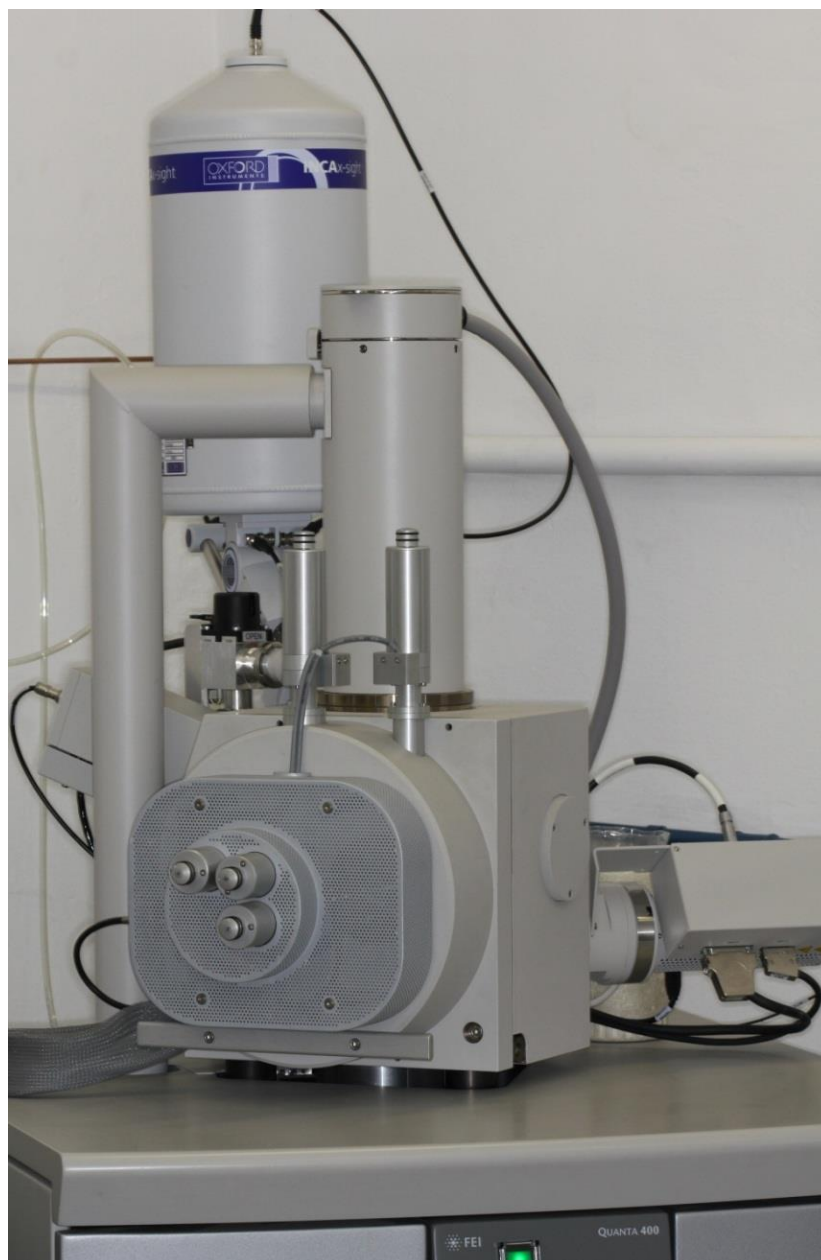


Figura 22. Microscópio eletrônico de varredura Quanta 400 FEI® (CCDM-UfSCar).



Figura 23. Amostras de cada empresa e grupo do estudo posicionadas no porta-amstras através de fita de carbono.

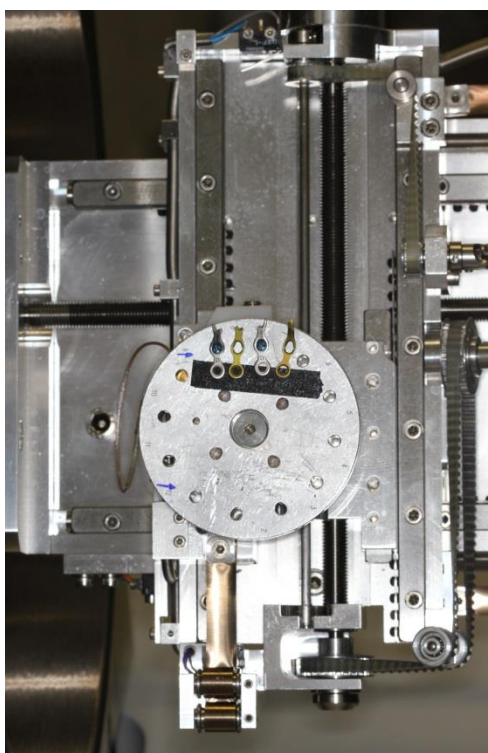


Figura 24. Porta-amstras posicionado no microscópio eletrônico de varredura.

Na microscopia eletrônica de varredura, os elétrons secundários foram os responsáveis pela formação e obtenção de imagens de topografia de superfície, enquanto os elétrons retro-espalhados forneceram imagens características de variação de composição local do material.

4.6 ANÁLISE DOS DADOS

Os valores foram analisados no programa de análise estatística SAS (SAS Institute Inc. The SAS System, release 9.3. SAS Institute Inc., Cary: NC, 2009). Em seguida, foi aplicada a Análise de Variância (ANOVA) Two-way e posteriormente o teste de Tukey com significância de 5% ($\alpha=0,05$) para a comparação entre as médias e padronização entre os grupos analisados.

5 RESULTADOS

5.1 TESTE DE CARREGAMENTO

Os valores de carga de pico (em N), deslocamento de pico (em mm), carga final (em N) e deslocamento final (em mm) dos dois grupos nos testes de carregamento linear estão expostos a seguir.

5.1.1 Carga de Pico

Na Tabela 1 e Figura 25, as médias e desvio-padrão da carga de pico indicaram que o grupo de fixação com duas placas de titânio apresentou maior resistência às cargas quando comparada ao uso de apenas uma placa de titânio e ainda, observou-se que a marca Traumec® apresentou média significativamente maior que a marca Tóride® quando se utilizou o método de fixação com duas placas. Já com o uso de apenas uma placa, a marca Tóride® apresentou média significativamente maior em relação à resistência de carga, quando comparada à marca Traumec®.

Tabela 1. Média, desvio padrão, limites do intervalo de confiança da média (95%) e teste de Tukey para comparação das médias de carga pico em N nas combinações dos níveis de Número de placa e Fabricante. Médias com letras iguais não diferem entre si no nível de significância de 5%.

Número de placa	Fabricante	Média (N)	Desvio padrão	Intervalo de confiança (95%)		Teste de Tukey ($\alpha=0,05$)
				Superior	Inferior	
2	Traumec	841,975	34,541	884,863	799,086	A
2	Tóride	763,469	46,441	821,133	705,805	B
1	Tóride	481,328	61,603	557,818	404,837	C
1	Traumec	369,730	25,429	401,303	338,156	D

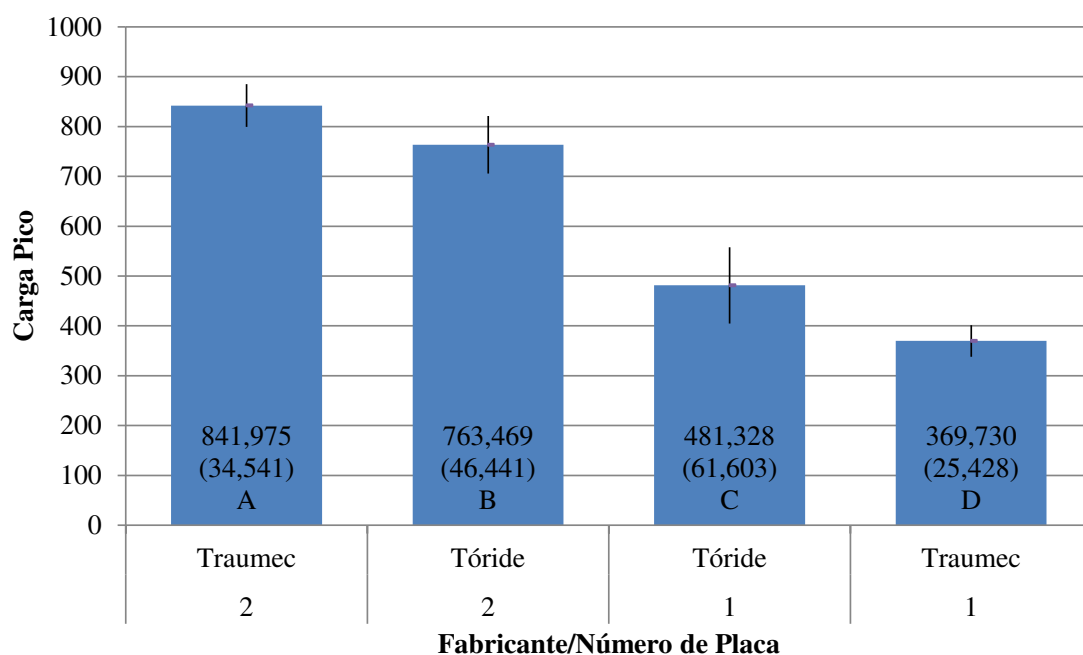


Figura 25. Média, desvio padrão, limites do intervalo de confiança da média (95%) e teste de Tukey para comparações múltiplas de médias. Barras com letras iguais não diferem entre si no nível de significância de 5%.

5.1.2 Deslocamento Pico

Na Tabela 2 e Figura 26, as médias e desvio-padrão em relação ao deslocamento do pico indicaram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os números de placas utilizados ($p > 0,05$) ou entre a relação das marcas com os grupos ($p > 0,05$), apenas na relação entre as marcas Tóride® e Traumeec® ($p < 0,01$). Observou-se que a média de deslocamento de pico foi significativamente superior no fabricante Traumeec® em relação à do fabricante Tóride®.

Tabela 2. Média, desvio padrão, limites do intervalo de confiança da média (95%) e teste de Tukey para comparação das médias de deslocamento de pico nos níveis Fabricante. Médias com letras iguais não diferem entre si no nível de significância de 5%.

Fabricante	Média (mm)	Desvio padrão	Intervalo de confiança (95%)		Teste de Tukey ($\alpha=0,05$)
			Superior	Inferior	
Traumec	8,667	0,852	9,276	8,058	A
Tóride	7,950	0,353	8,202	7,697	B

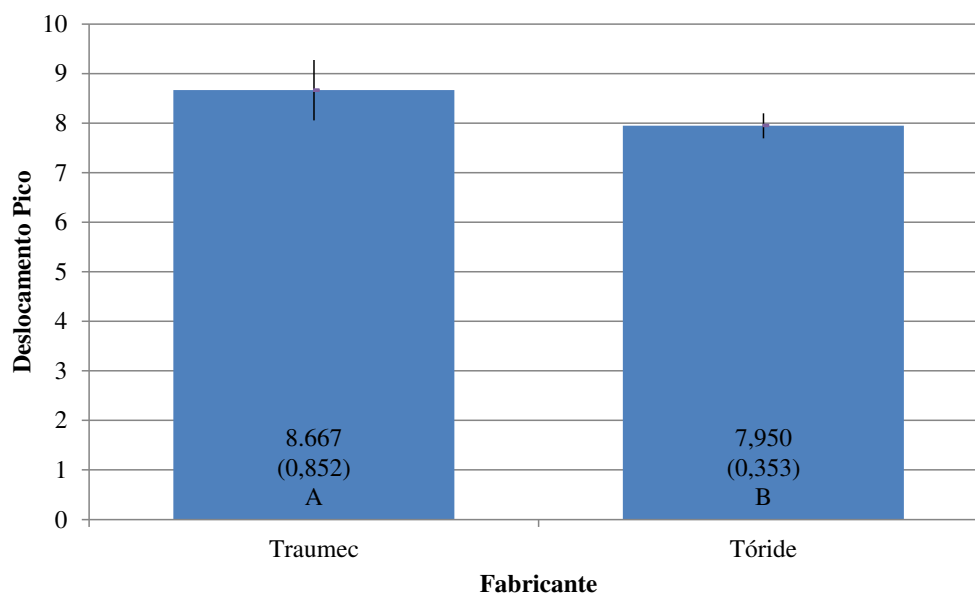


Figura 16. Média, desvio padrão, limites do intervalo de confiança da média (95%) e teste de Tukey para comparação de médias. Barras com letras iguais não diferem entre si no nível de significância de 5%.

5.1.3 Carga Final

Na Tabela 3 e Figura 27, quando os grupos amostrais foram analisados quanto à carga final, o teste evidenciou que, independentemente do número de

placas, o fabricante Traumec® apresentou média de carga final significativamente superior à do fabricante Tóride®.

Tabela 3. Média, desvio padrão, limites do intervalo de confiança da média (95%) e teste de Tukey para comparação das médias de carga final em N nos níveis do fator Fabricante. Médias com letras iguais não diferem entre si no nível de significância de 5%.

Fabricante	Média (N)	Desvio padrão	Intervalo de confiança (95%)		Teste de Tukey ($\alpha=0,05$)
			Superior	Inferior	
Traumec	464,468	147,876	570,252	358,684	A
Tóride	401,954	115,395	484,503	319,405	B

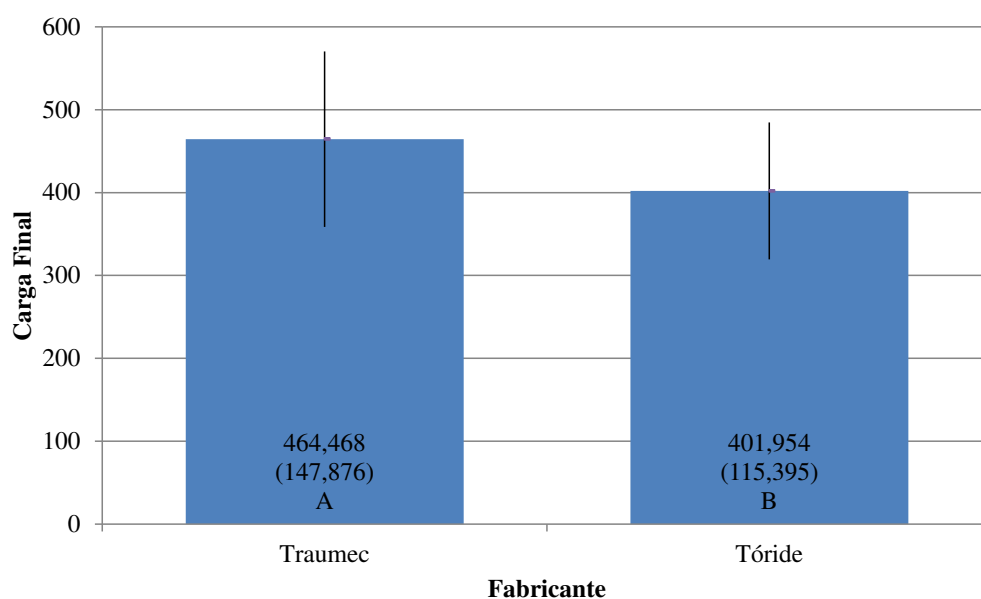


Figura 27. Média, desvio padrão, limites do intervalo de confiança da média (95%) e teste de Tukey para comparação de médias. Barras com letras iguais não diferem entre si no nível de significância de 5%.

Na Tabela 4 e Figura 28, em relação ao número de placas utilizadas, a média de carga final foi significativamente maior com o grupo de duas placas em relação ao uso de apenas uma placa.

Tabela 4. Média, desvio padrão, limites do intervalo de confiança da média (95%) e teste de Tukey para comparação das médias de carga final em N nos níveis do fator Número de placas. Médias com letras iguais não diferem entre si no nível de significância de 5%.

Número de Placas	Média (N)	Desvio padrão	Intervalo de confiança (95%)		Teste de Tukey ($\alpha=0,05$)
			Superior	Inferior	
2	552,807	62,172	597,282	508,331	A
1	313,616	41,287	343,151	284,081	B

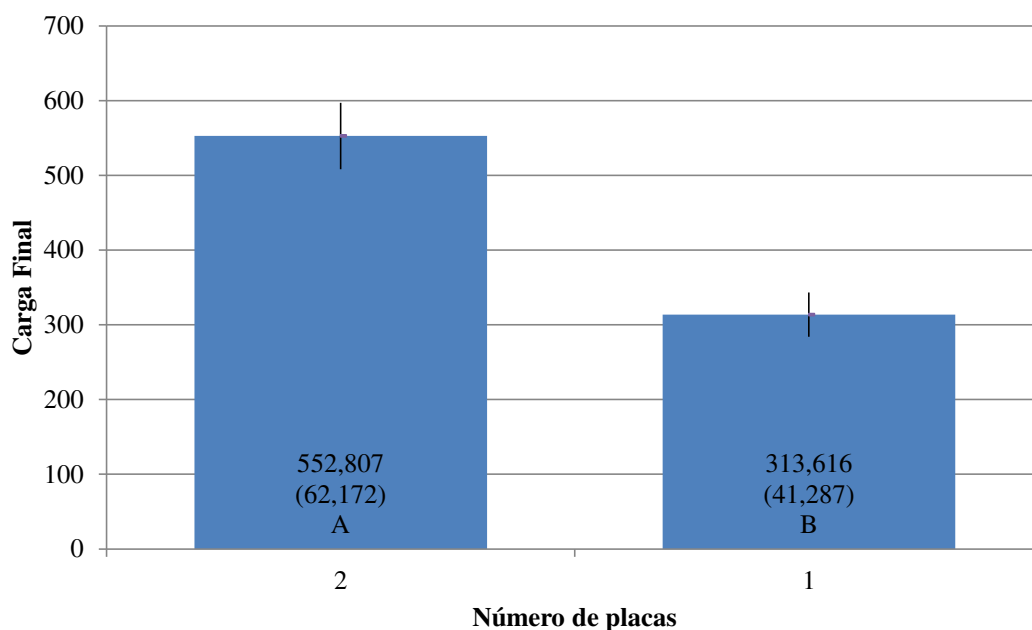


Figura 28. Média, desvio padrão, limites do intervalo de confiança da média (95%) e teste de Tukey para comparação de médias. Barras com letras iguais não diferem entre si no nível de significância de 5%.

5.1.4 Deslocamento Final

Por fim, na Tabela 5 e Figura 29, foram analisados os efeitos dos fatores nas medidas de deslocamento final, onde não foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos estudados.

Tabela 5. Média, desvio padrão, limites do intervalo de confiança da média (95%) e análise de variância para comparação do deslocamento final em mm nas combinações dos níveis de Número de Placa e Fabricante. Médias com letras iguais não diferem entre si no nível de significância de 5%.

Número de placa	Fabricante	Média (mm)	Desvio padrão	Intervalo de confiança (95%)		Teste Tukey ($\alpha=0,05$)
				Superior	Inferior	
1	Tóride	11,260	1,943	13,673	8,847	A
1	Traumec	10,148	0,316	10,540	9,756	A
2	Tóride	9,974	0,828	11,002	8,946	A
2	Traumec	9,664	1,049	10,966	8,362	A

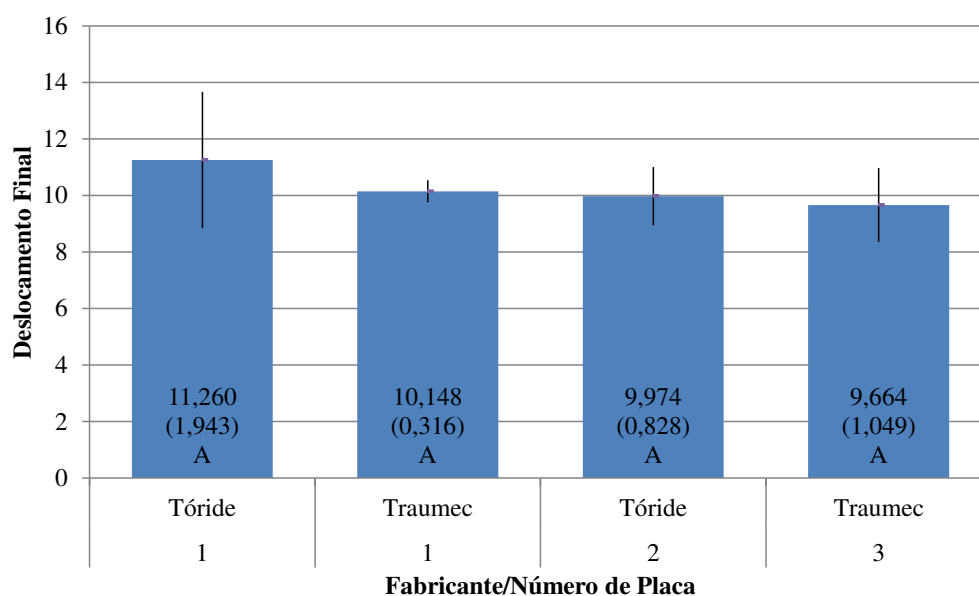


Figura 29. Média, desvio padrão, limites do intervalo de confiança da média (95%). Barras com letras iguais não diferem entre si no nível de significância de 5% testado pela análise de variância.

5.2 ANÁLISE FRACTOGRÁFICA

As superfícies de fratura das amostras foram observadas no MEV: Grupo I – Duas placas da zona de tensão do grupo das marcas Tóride® e Traumec® e Grupo II – Duas placas de titânio da zona neutra das marcas Tóride® e Traumec® (Figuras 30, 31, 32 e 33). Todas as fraturas ocorreram no primeiro elo do segmento proximal da placa de titânio, (independe do grupo) e apenas o grupo II da marca Traumec® apresentou um padrão de fratura apenas na região superior do primeiro elo do segmento proximal, sem fratura da região mais inferior do elo. Para análise fractográfica, foi necessário realizar um corte com alicate do segmento inferior da alça da marca Traumec® para possibilitar a adaptação da placa no porta-amostras.

As fraturas de todas as amostras analisadas ocorreram de forma dúctil, caracterizadas por micromecanismo de dano alveolar, sem vestígios de outros tipos de micromecanismo. A deformação ficou confinada a região mais central e causou um estreitamento das amostras, uma característica de material dúctil, onde ocorre estiramento até o rompimento. Nas imagens, foram observadas numerosas microcavidades equiaxiais e uniformes, separadas por finas paredes e sem orientações/direções que demonstrassem claramente a origem do ponto de fratura. A região central do interior dos *dimples* se apresentou irregular e com aparência fibrosa, demonstrando a deformação plástica que as amostras sofreram. Foi escolhido um ponto representativo para apresentação da superfície pois em todas as regiões da fratura foram observados os mesmos padrões alveolares. Não foram observadas anormalidades quanto ao tipo de fratura relacionada com o material ou sua estrutura.

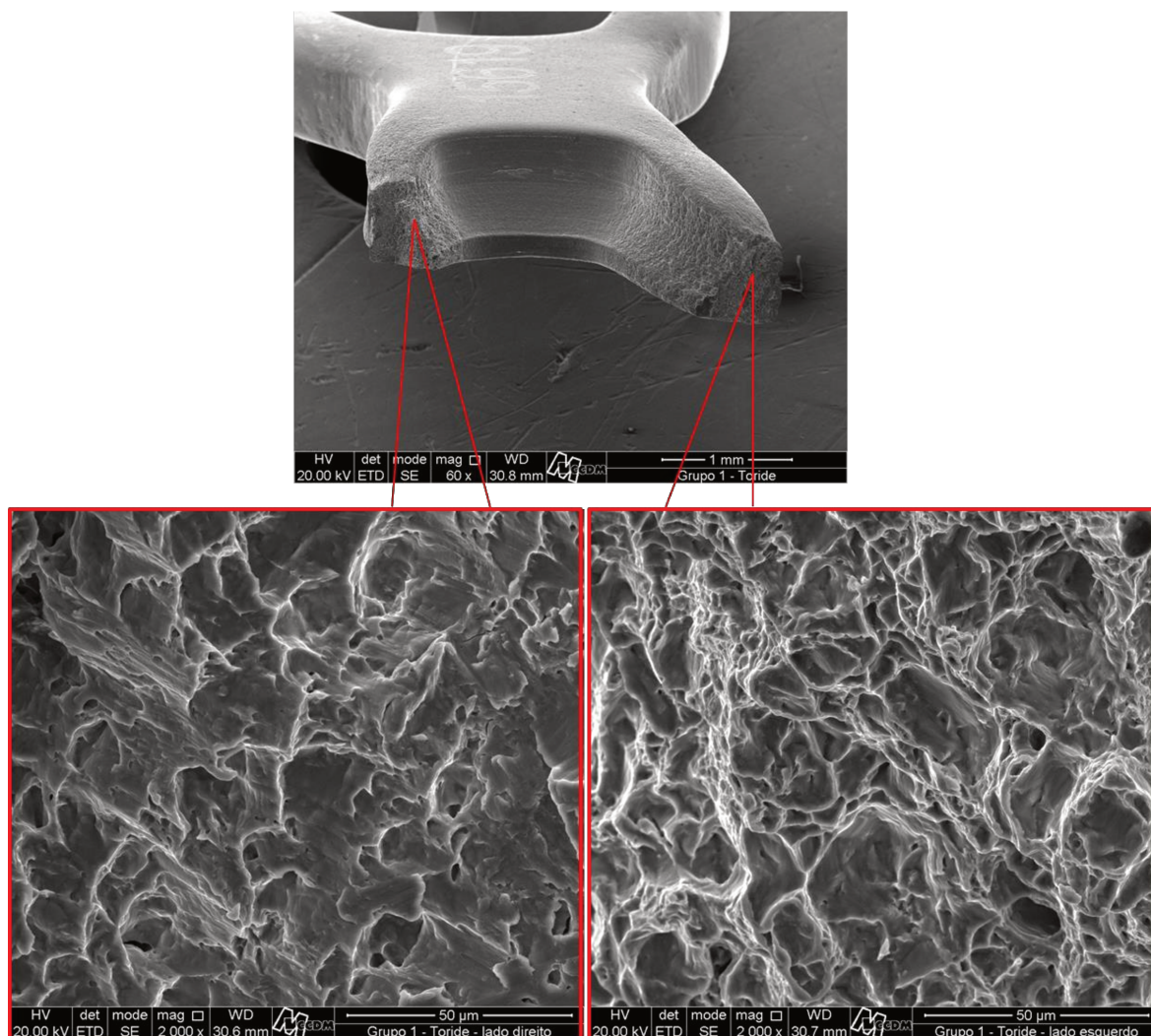


Figura 30. Aspectos da fratura da amostra referente ao grupo I da marca Tóride®, em aumento de 60x e 2000x: lado esquerdo e direito da fratura, evidenciando micromecanismo alveolar, com “dimples” equiaxiais.

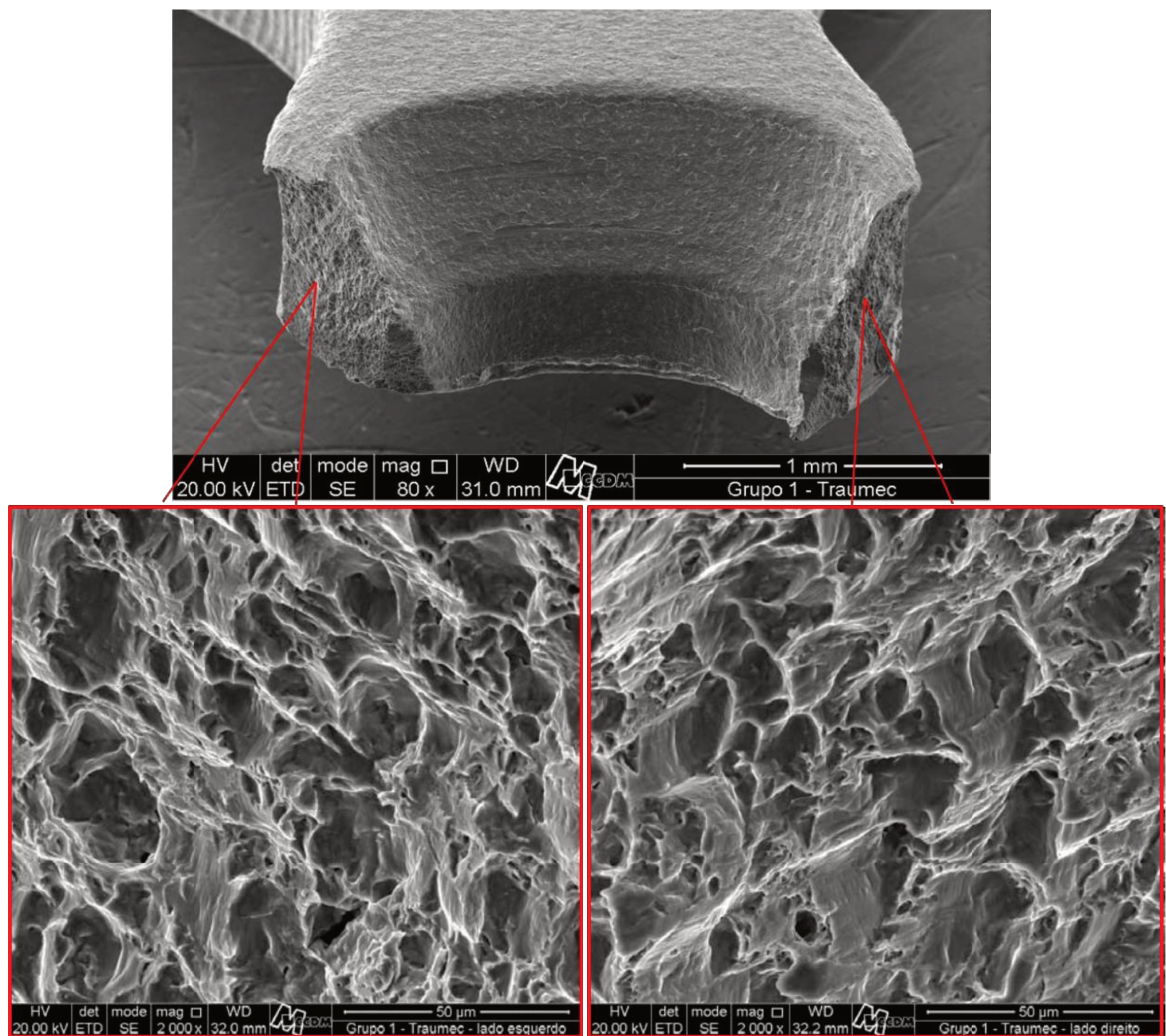


Figura 31. Aspectos da fratura da amostra referente ao grupo I da marca Traumec[®], em aumento de 80x e 2000x: lado esquerdo e direito da fratura evidenciando micromecanismo alveolar, com “dimples” equiaxiais.

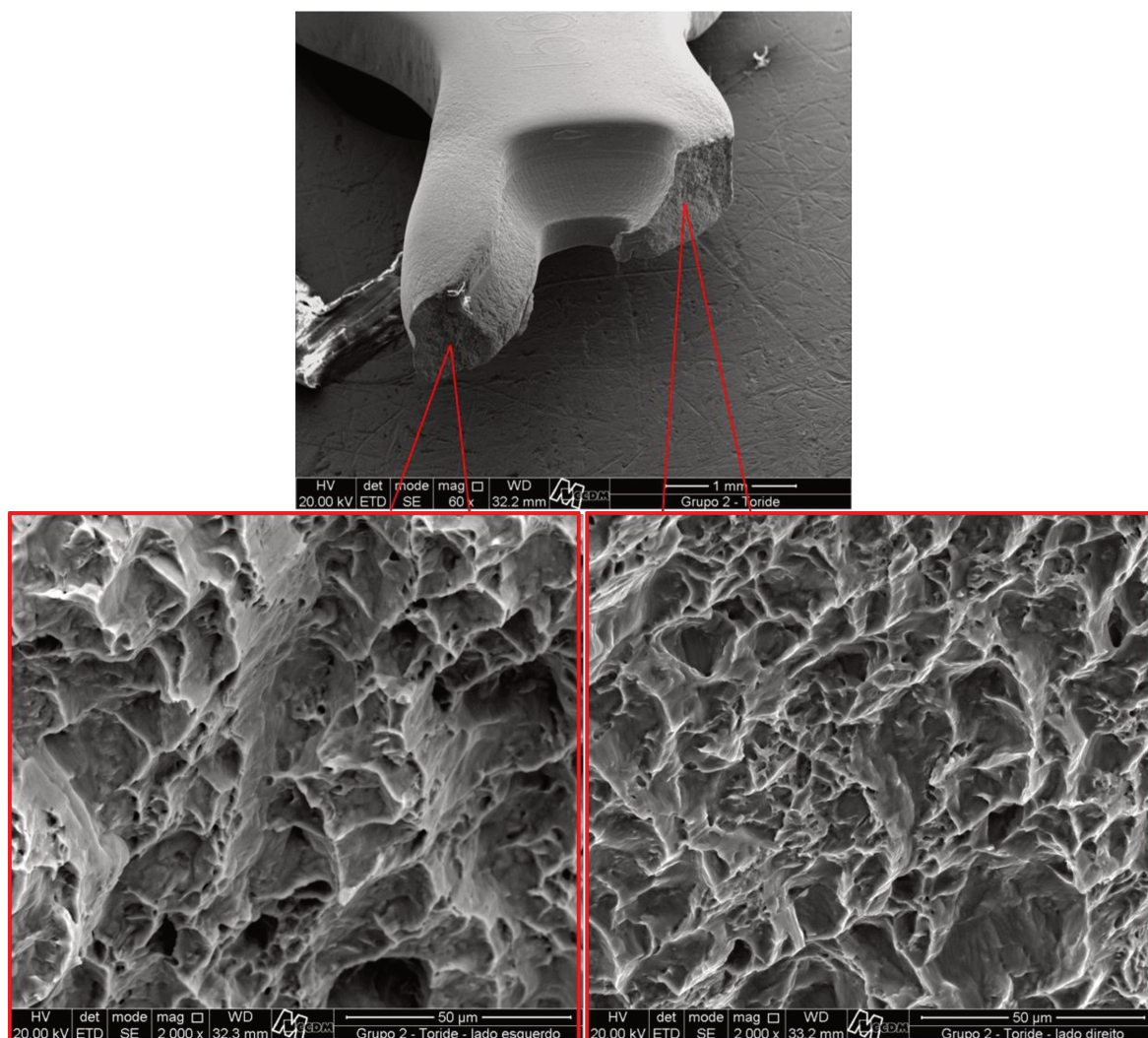


Figura 32. Aspectos da fratura da amostra referente ao grupo II da marca Tóride®, em aumento de 60x e 2000x: lado esquerdo e direito da fratura evidenciando micromecanismo alveolar, com “dimples” equiaxiais.

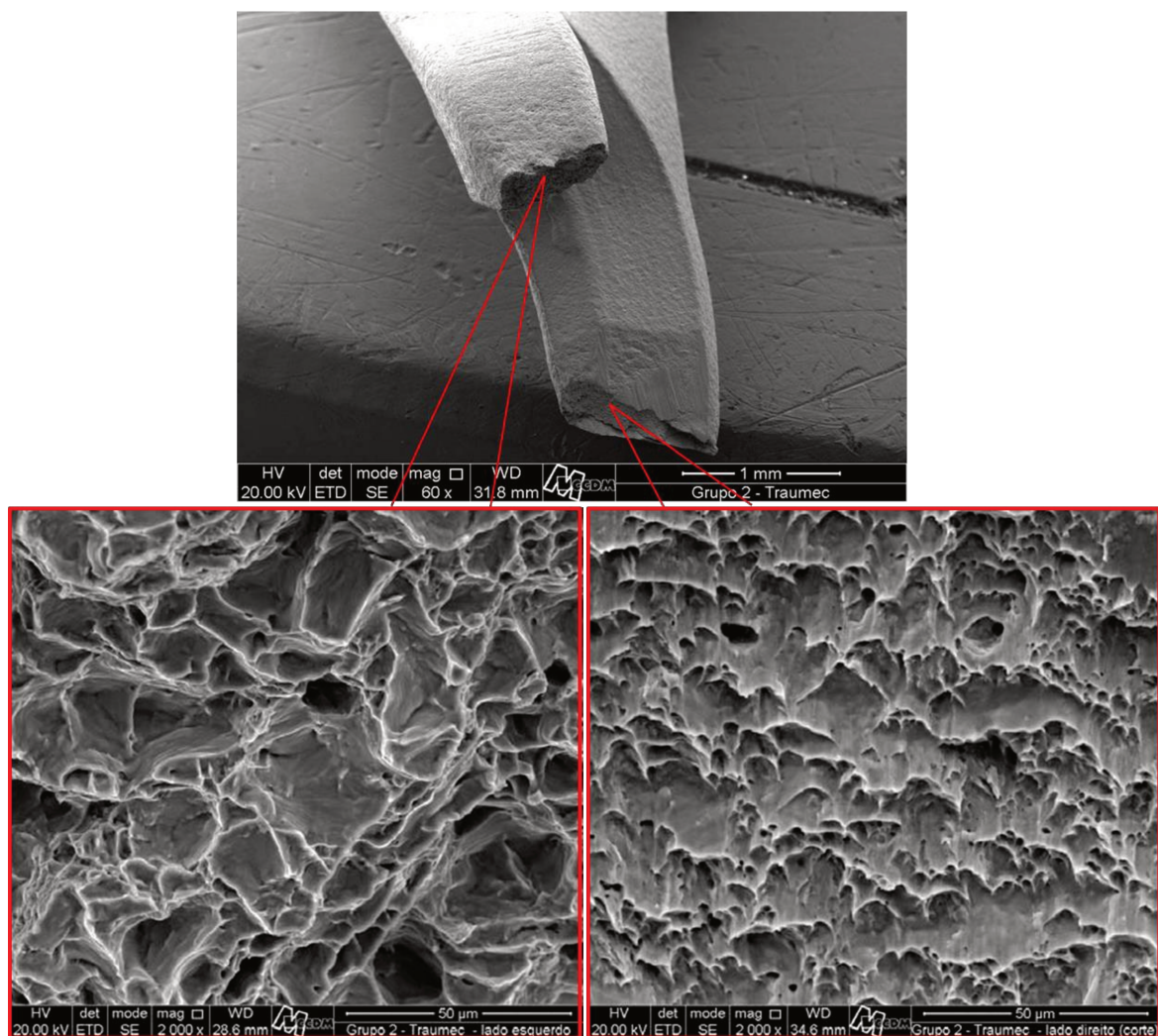


Figura 33. Aspectos da fratura da amostra referente ao grupo II da marca Traumec®, em aumento de 60x e 2000x: lado esquerdo e direito da fratura, evidenciando micromecanismo alveolar, com “dimples” equiaxiais. Observa-se que o micromecanismo de fratura do lado direito é diferente em relação ao contralateral pois a alça foi rompida com um alicate de corte, apresentando um padrão de cisalhamento.

6 DISCUSSÃO

Os estudos mecânicos fazem parte da análise do material, servindo para avaliar a fixação e disposição da osteossíntese quando expostos à carga (Vieira e Oliveira & Passeri, 2011).

Haug & Serafin, em 2008, afirmaram que a decisão de não se utilizar o osso humano cadavérico está relacionado principalmente a questões biomecânicas, éticas, práticas e monetárias, o que o torna um material aquém do ideal. Diversos estudos usam o poliuretano como substrato para testes mecânicos (Kroon *et al.*, 1991; Bredbenner & Haug, 2000; Haug *et al.*, 2002; Asprino *et al.*, 2006; Madsen *et al.*, 2008; Haug & Serafin, 2008; Sato, 2009; Vieira e Oliveira & Passeri, 2011, Cavaliere-Pereira 2012) e segundo Bredbenner & Haug (2000) e Haug *et al.* (2002), a resistência da mandíbula de poliuretano às cargas é viável pois a mesma apresenta padronização do tamanho, densidade, dureza, módulo de elasticidade, formato anatômico e ainda é de fácil obtenção e manuseio.

Em nosso estudo, devido a necessidade da fratura do material de osteossíntese para a posterior realização da análise fractográfica, não foi possível utilizar um material sintético como o poliuretano pois, como citado no estudo de Asprino *et al.* (2006) e Assis (2012), a falha do material aconteceu não pela fratura da placa de fixação, mas pelo rompimento do contato entre o material e o substrato. Para resolver esse problema, foi confeccionada uma estrutura de alumínio com desenho semelhante a hemimandíbula, com o intuito principal de obter um material resistente o suficiente para suportar a fratura da placa de fixação durante o carregamento linear sem danificar a estrutura ao final do teste mecânico.

As propriedades mecânicas relacionadas a deformação por carga ou força aplicada estão relacionadas ao módulo de elasticidade e resistência. Os materiais metálicos com módulos elásticos elevados são relativamente rígidos e não fletam facilmente. As ligas de alumínio têm módulo de elasticidade de cerca de 69 a 76 GPa (Callister, 2002), valor muito maior que o módulo de

elasticidade do poliuretano, que segundo Vieira e Oliveira & Passeri (2011), é de 0,07GPa, mas menor que o valor do titânio puro, 103GPa. Vale ressaltar que o valor do módulo de elasticidade do poliuretano está dentro dos limites estipulados por Cordey (2000) em relação ao osso humano, que é menos de 0,1 GPa para o osso medular e 2GPa para o osso cortical. Em nosso estudo, não foi considerado relevante que o material do substrato apresentasse o módulo de elasticidade semelhante ao tecido ósseo, visto que a intenção do trabalho foi de obter a fratura do material de fixação, necessitando portanto de um material com módulo de elasticidade maior afim de resistir às forças de deformação. Apesar do módulo de elasticidade do alumínio ser menor que o titânio, a maior proporção do material de alumínio (hemimandíbula x placa) permitiu alta resistência à estrutura e não foram observadas deformações macroscópicas do material durante o carregamento linear. Portanto, não foi necessário confeccionar uma hemimandíbula para cada amostra testada, apenas uma estrutura metálica para cada marca e para cada método de fixação escolhido.

Em relação as dimensões da estrutura de alumínio, as medidas e valores encontrados são semelhantes às mandíbulas de poliuretano utilizadas nos estudos de Asprino *et al.* (2006) e Assis (2012). Ainda, a localização e distância entre as placas de fixação foram determinadas de acordo com sugerido por Assael & Ueeck (2012), com uma placa superior colocada consideravelmente mais alta que a placa inferior, próxima a porção central da mandíbula (simulando estar logo abaixo das raízes dentárias) e a placa mais inferior próxima ao bordo inferior da mandíbula. Em relação ao uso de uma placa de fixação, a localização foi determinada na região mais central da estrutura de alumínio, na tentativa de simular a zona neutra.

Para a realização do estudo mecânico, a máquina de ensaio universal Instron® 4411 foi regulada em relação a velocidade da carga (mm/minuto) e deslocamento (em mm). No estudo de Alkan *et al.* (2007), um deslocamento máximo de 3,5mm foi pré-determinado para avaliar a carga de pico sobre o sistema testado, pois o autor afirmou que um deslocamento de maior magnitude seria considerado inaceitável clinicamente. Oliveira *et al.* (2011)

considerou arbitrariamente como falha do sistema os deslocamentos maiores que 8mm e Trivellato (2001) preconizou um deslocamento máximo de 10mm ou até a falha do sistema caso o valor se encontrasse abaixo dos 10mm. No estudo de Vieira e Oliveira & Passeri (2011), os valores de resistência em kgf foram obtidos nos deslocamentos de 1mm, 3mm, 5mm e 10mm. Já Bouwman *et al.* (1994), Asprino *et al.* (2006), Madsen *et al.* (2008), Sato (2009) e Cavalieri-Pereira (2012) não determinaram um valor de deslocamento máximo, permitindo dessa forma a execução do teste até a falha total do sistema.

Para o teste mecânico, a opção do estudo foi de realizar o teste até a falha do sistema para obter quatro variáveis de comparação: carga de pico (máximo valor de força atingido até a primeira falha do sistema), deslocamento de pico (local em que a deformação plástica parou e iniciou-se a deformação permanente), carga final e deslocamento final (força e distensão em que o sistema apresentou falha total). Para Madsen *et al.* (2008), o ponto onde o sistema começa a se deformar permanentemente (carga de pico) é a consideração mais importante nas investigações biomecânicas e como visto nos resultados do trabalho, a idéia de não se limitar o deslocamento máximo e considerar a falha final do material foi interessante, visto que uma parte das amostras apresentaram a sua carga de pico próximo ao valor de deslocamento de 10mm e a fratura da placa ocorreu após esses valor, o que no caso de uma pré-determinação, inviabilizaria a análise fractográfica de algumas amostras.

Em relação a velocidade do deslocamento, o estudo de Trivellato (2001) e Cavalieri-Pereira (2012) utilizaram a velocidade de 2mm/min; Asprino *et al.* (2006), Sato (2009) utilizaram a velocidade de 1mm/min, enquanto que Oliveira *et al.* (2011) realizaram o teste mecânico com a velocidade de 1mm/s, Madsen *et al.*, (2008) de 5mm/min e Vieira e Oliveira & Passeri (2011) de 10mm/min. O presente estudo realizou seus testes com a velocidade padronizada de 1mm/min, mas não se observa na literatura relação direta entre a velocidade da aplicação de carga e alterações em relação a resistência.

Com a introdução da fixação interna estável, a técnica se tornou comumente usada para o tratamento de fraturas mandibulares (Dodson *et al.*,

1990) e no caso específico de corpo mandibular, diferentes técnicas de fixação estão disponíveis para o tratamento aberto: miniplacas do sistema 2,0mm, placas do sistema 2,4mm na base mandibular, parafusos compressivos e placas reconstitutivas (Assael & Ueeck, 2012). A fratura de corpo de mandíbula pode, de acordo com investigações clínicas de Champy *et al.*, em 1978, ser ainda estabilizada através da utilização de apenas uma placa do sistema 2,0mm na região de zona neutra de mandíbula. Frente a diversidade de técnicas apresentadas para tratamento de fraturas de corpo de mandíbula, a justificativa de analisar comparativamente através de teste mecânico, dois métodos de fixação expostos na literatura científica é de interesse no sentido de determinar a resistência desses materiais quando é realizada aplicação de carga, além de prover um direcionamento em relação à estabilidade e previsibilidade das opções disponíveis.

Comparando-se os dois métodos de tratamento selecionados, existem diversos estudos na literatura comprovando a efetividade clínica do uso de duas miniplacas de fixação para fraturas de mandíbula (Kroon *et al.*, 1991; Grabrielli *et al.*, 2003; Chiodo & Milles, 2009; Matos *et al.*, 2010; Ellis, 2011), demonstrando um baixo índice de complicações. Mas quando pesquisa-se sobre estudos mecânicos com a utilização de miniplacas em região de corpo de mandíbula, escassos estudos são encontrados na literatura para comparação, o que também incentivou a realização do estudo.

Em relação ao uso de apenas uma placa, apesar de indicada por diversos autores (Champy *et al.*, 1978; Champy & Blez, 1999; Pape *et al.*, 2009; Jain *et al.*, 2011; Macleod, 2011; Assael & Ueeck, 2012) por ser uma técnica simples e efetiva, ainda restam dúvidas em relação a estabilidade promovida pelas placas monocorticais. Diferente de Champy *et al.* (1978), que realizou a fixação de fraturas de mandíbula de acordo com a linha ideal de osteossíntese sem o uso de BMM, Tuovinen *et al.* (1994) relataram o uso de elásticos por pelo menos 10 dias de pós-operatório em 43% dos pacientes, assim como Renton & Wiesenfeld (1996), que utilizaram BMM por um período variável (0 a 6 semanas) em 20% dos pacientes e Bolourian *et al.* (2002), que utilizaram BMM por duas semanas e não obtiveram complicações no período

pós-operatório. Para Ellis & Miles (2007) e Chiodo & Milles (2009), o uso de barras e BMM por um curto período devem ser considerados para manutenção da redução da fratura e oclusão no período pós-operatório, além do auxílio no controle das forças tensionais da região, servindo como um segundo ponto de fixação. Em nosso estudo, a utilização de apenas uma placa de fixação, apesar de se mostrar menos resistente que o grupo de duas placas, apresentou resistência média de 481N.

O procedimento cirúrgico para a instalação das miniplacas (uma ou duas) é considerado simples, visto que o acesso cirúrgico é realizado por acesso intrabucal, são ainda menos palpáveis do que as placas de maior espessura e a instalação e adaptação do material de fixação é realizado sem grande dificuldade (Bolourian *et al.*, 2002; Sauerbier *et al.*, 2008). Acima da facilidade da técnica, o método deve possibilitar o reparo ósseo através da estabilidade dos fragmentos durante esse processo. Segundo Mathog *et al.* (2008), a mobilidade dos fragmentos leva a complicações como má união, não união ou infecção e a região de corpo de mandíbula é uma das localizações mais comuns para ocorrência de não união, principalmente se o método de fixação não for resistente o suficiente ou for mal empregado. Por isso, a seleção dos materiais de fixação, assim como a orientação e localização dos mesmos são extrema importância para promover uma adequada estabilidade aos segmentos fraturados.

Nem sempre é fácil definir a fixação adequada para uma fratura de mandíbula e segundo Gabrielli *et al.* (2003), a escolha de utilização de placas do sistema 2,0mm depende muito mais das características da fratura, cooperação, personalidade do paciente, ausência de doenças sistêmicas e aderência as restrições parciais funcionais no período pós-operatório. Em caso de necessidade de BMM pós-operatório, seu uso está indicado para pacientes que possam tolerá-lo por um período variável e sejam principalmente cooperativos em relação a sua utilização e manutenção. Pacientes com epilepsia, condições psiquiátricas, asma severa e abuso de drogas apresentam contra-indicação para uso do BMM (Bolourian *et al.*, 2002). Como as complicações possuem alta associação com pacientes não colaboradores e

comprometidos sistemicamente (Passeri *et al.*, 1993; Lamphier *et al.*, 2003; Mathog *et al.*, 2008; Zweig, 2009; Matos *et al.*, 2010), talvez seja mais interessante, a depender do perfil do paciente e da fratura encontrada, utilizar um método mais estável, como duas placas de fixação (por apresenta melhor comportamento mecânico e resistência em relação as cargas) do que apenas uma placa de fixação. A idéia central é contrapor a falta de colaboração ou condição sistêmica do paciente com uma fixação “mais estável” e evitar a utilização de fixação “menos estável”, que apresenta menor resistência e muitas vezes pode necessitar de bloqueio maxilomandibular e de controle mais rigoroso do paciente em relação aos cuidados pós-operatórios (como restrição de dieta e movimentação mandibular). Para Lamphier *et al.*, em 2003, a utilização de uma placa de fixação na banda de tensão deve ser reservada apenas para casos de fraturas minimamente deslocadas.

Deve-se considerar ainda que, apesar da menor estabilidade mecânica observada em relação ao método de Champy, tais diferenças podem não ser realmente importantes clinicamente, tendo em vista que diversos estudos que se referem aos valores de carga suportadas no período pós-operatório de fraturas mandibulares (Tate *et al.*, 1994; Champy & Blez, 1999; Madsen *et al.*, 2008; Ellis, 2009; Rudderaman & Mullen, 2012) afirmam que os valores encontrados de força mastigatória após uma fratura de mandíbula são bem menores do que o valor máximo de força por pelo menos seis semanas após o trauma. Segundo Madsen *et al.* (2008), a força de mordida gira em torno de 100N na região incisal e 200N na região dos molares. No estudo, os testes mecânico em relação a resistência à cargas (carga de pico) apresentaram média de 841N para a marca Traumec® e 763N para a marca e Tóride® (tabela 1 e figura 26) no grupo de duas placas de fixação; e de 481N para a marca Tóride® e 369N para a marca Traumec® no grupo de uma placa (tabela 1 e figura 26).

Ainda, apesar do teste mecânico com fixação interna estável ser importante para prover a análise do comportamento material, deve-se levar em consideração a limitação do método, visto que a força aplicada verticalmente em uma estrutura de alumínio não leva em consideração a complexidade da

atividade mastigatória e nem o efeito da atividade muscular nos fragmentos. O teste mecânico deve servir apenas como direcionamento para a aplicação clínica.

No estudo, foi observado que houve diferença estatisticamente significativa entre as marcas e grupos, com maior resistência mecânica da marca Traumec® em relação a Tóride® quando se utilizou o método de fixação com duas placas (841N x 763N) e da marca Tóride® em relação a Traumec® quando se utilizou apenas uma placa de fixação conforme preconizado por Champy (418N x 369N). Segundo Shetty *et al.*, em 1995, a magnitude da resistência deriva principalmente do design da placa, propriedades do material, sítio de aplicação e mecanismo de transmissão de forças.

A composição dos materiais utilizados são semelhantes entre as marcas: titânio comercialmente puro, grau II (ASTM-F67) e parafusos de liga de titânio- alumínio-vanádio (Ti-6Al-4V – ASTM-F136). A realização de novos estudos como trabalhos metalográficos e ensaios de dureza com esses materiais seria interessante para fornecer informações em relação a durabilidade, dureza, resistência e flexibilidade desses materiais (Vander Voort, 1999) e promover possíveis respostas em relação a diferença encontrada entre os materiais de fixação, visto que as propriedades mecânicas dos materiais são fortemente afetadas pela sua microestrutura.

Segundo Trivellato (2001), a padronização do material pode influenciar diretamente no resultados dos testes, mas foi observado no estudo, após a realização da avaliação dimensional das placas e parafusos (em anexo), que apesar da pequena variação nas dimensões entre as marcas, estas não foram significativas a ponto de causar interferências dos materiais em relação aos testes mecânicos realizados.

Diversos autores confirmaram a importância da análise fractográfica através do MEV para a compreensão do mecanismo de fratura dos materiais (Kerlins & Douglas, 1992; Righi *et al.*, 1996; Callister, 2002; Parrington, 2002; Callister, 2002; Azevedo, 2003). A investigação da falha em relação as causas de colapso de um equipamento ou estrutura mostra geralmente que a causa

está relacionada ao uso indevido do material, presença de defeitos e ainda erros de montagem ou manutenção. O conhecimento das causas e a correção das anormalidades permite a melhoria do material em relação a sua funcionalidade, design e segurança, evitando dessa forma que o mesmo tipo de falha ocorra (Righi *et al.*, 1996; Barbosa *et al.*, 2011; Pantazopoulos *et al.*, 2011).

Em relação ao presente estudo, todas as fraturas das amostras foram dúcteis. Na prática, a fratura dúctil é menos frequente que a fratura frágil, sendo que é possível identificar como principal causa para essa ocorrência a sobrecarga dos componentes, que segundo Smith & Hashemi (2010), pode acontecer quando há uma seleção inadequada do material ou quando o componente utilizado obteve cargas acima do desejado.

Certas imperfeições, danos por corrosão, baixas temperaturas, altas velocidades de deformação podem causar fratura frágil em um material moderadamente dúctil. Então, normalmente materiais dúcteis podem, sob certas circunstâncias, fraturar de forma frágil. Em estudo de Azevedo (2003), a análise fractográfica de uma placa de reconstrução de titânio desconhecida demonstrou que durante inspeção visual da superfície não havia deformação plástica grosseira, sugerindo que a falha ocorreu através de mecanismo “frágil”. Os aspectos micrográficos mostraram uma combinação de fadiga e micromecanismo intergranular. A causa de fratura, segundo o autor, ocorreu através do mecanismo de corrosão-fadiga, provavelmente pela instabilidade de redução da fratura, por erro técnico durante a cirurgia ou condição sistêmica do paciente. No estudo do autor, a placa em questão foi utilizada clinicamente e não se conhecia a origem e local de utilização do material, já no presente estudo, a procedência e qualidade do material, métodos de fixação, assim como a causa das fraturas das placas eram conhecidas e padronizadas, provavelmente por essas razões, foram observados os mesmos padrões de fratura em todas as amostras e grupos.

O titânio é um material dúctil, mas como visto em estudos fractográficos realizados por Azevedo (2003) em placa reconstrutiva fraturada; por Azevedo &

Hippert (2002) em placa para fêmur e por Katakura *et al.* (2004) em placas reconstrutivas instaladas em regiões de ressecção mandibular; também podem fraturar de forma frágil. Em muitos tipos de aplicações, uma peça metálica submetida a tensões repetitivas ou cíclicas sofre uma fratura (fadiga) a tensões muito mais baixas do que poderia suportar quando submetida a tensão estática simples (Smith & Hashemi, 2010). Presume-se que, devido ao tipo de aplicação de carga (carregamento linear), todas as amostras apresentaram padrões alveolares por fratura dúctil, mas caso as amostras fossem expostas a cargas cíclicas (como acontece durante a mastigação), poderiam apresentar micromecanismos diferentes do que foram encontrados, como estrias características de fadiga do material. Novos estudos com diferentes testes de carregamento podem ser realizados para determinar e avaliar as possíveis diferenças de micromecanismos de fratura em cada situação.

Encontra-se na literatura científica que uma das principais causas de fratura da placa de fixação é por fadiga por dobra excessiva para adaptação da placa ao contorno ósseo. Katakura *et al.* (2004), não observaram em seu estudo com análise fractográfica que a fratura por fadiga aconteceu por dobra excessiva, pois apesar de se ter observado deformação plástica nas regiões de dobra do material, a origem das trincas não estavam presentes nessas regiões. Segundo os autores, as fraturas ocorreram pela concentração de tensões. Em nosso estudo, não foi necessário realizar a dobra das placas de fixação para adaptação à mandíbula, visto que a mesma apresentava superfície lisa. Mas podemos supor, de acordo com as afirmações de Katakura *et al.*, em 2004, que mesmo que fosse necessária a dobra da placa de fixação, a realização dessa manobra poderia não interferir ativamente no micromecanismo encontrado, apesar da deformação plástica causada pela dobra. Sugere-se a realização de novos estudos para comprovar essa possibilidade.

Os aspectos de microcavidades equiaxiais foram observados nas imagens das amostras realizadas pelo MEV (Figuras 30, 31, 32 e 33), o que segundo as descrições de Callister (2002), Vander Voort (1992) e Strohecker (1993) corresponde a fratura por micromecanismo alveolar, onde se apresenta a formação de vazios (*dimples*). A forma hemisférica ou alongada das

cavidades, observada no microscópio eletrônico de varredura, depende do estado de tensão imposto ao material durante o carregamento e o tamanho dessas cavidades depende das características microestruturais e das propriedades mecânicas do material. Kerlins & Douglas (1992) relataram que fraturas em condições de carga de tensão uniaxial, como o realizado no estudo, resultam na formação de *dimples* equiaxiais delimitados por finos rebordos, o que realmente foi encontrado nas amostras.

Existem diferentes macro e micromecanismos de fratura em metais. Wouters & Froyen (1996) relataram que quando a estrutura alveolar é pura e cobre toda a superfície da fratura, uma sobrecarga externa nesse material pode ser esperada. Já a presença de clivagem pode indicar um comportamento frágil, que pode ser causado por condições externas (baixa temperatura, força de impacto, presença de entalhes) ou por uma condição desfavorável do material, geralmente causada por um tratamento de temperatura inadequado. Por fim, a fratura intergranular, segundo Stroahecker (1993) e Wouters & Froyen (1996), indica um enfraquecimento do grão, que pode ser causada por um defeito no material e estrutura metalográfica ou pelo próprio meio ambiente. Na análise fractográfica das amostras, não foi possível detectar outro tipo de micromecanismo de fratura a não ser o alveolar, o que pode sugerir que os materiais avaliados não apresentam grandes alterações estruturais, visto que não foi possível detectar qualquer característica de micro ou macromecanismo frágil.

7 CONCLUSÃO

De acordo com os resultados obtidos e dentro das limitações do trabalho, pode-se concluir:

- 1 O método de fixação com duas placas retas de quatro furos do sistema 2,0mm, nas zonas de tensão e compressão da mandíbula, apresentou diferença estatisticamente significativa em relação a resistência ao carregamento nos testes mecânico, quando comparado ao método de fixação com uma placa reta de quatro furos. Dentro de cada grupo, a marca nacional Traumec® obteve maior resistência mecânica em relação a marca nacional Tóride® no grupo de duas placas de fixação; e no grupo de apenas uma placa de fixação, a marca nacional Tóride® apresentou diferença estatisticamente significativa em relação a resistência mecânica quando comparada a marca nacional Traumec®;
- 2 A análise fractográfica demonstrou que as fraturas das placas de fixação, independente dos grupos e empresas utilizadas, ocorreram por sobrecarga dúctil, caracterizadas por micromecanismo de dano alveolar.

REFERÊNCIAS*

1. Alkan A, Metin M, Muglali M, Ozden B, Çelebi N. Biomechanical comparison of plating techniques for fractures of the mandibular condyle. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2007; 45(2): 145-9.
2. Anderson, TL. *Fracture mechanics: fundamentals and applications*. Boca Raton: CRC press; 1995.
3. Andreasen JO, Jensen SS, Kofod T, Schwartz O, Hillerup S. Open or closed repositioning of mandibular fractures: is there a difference in healing outcome? A systematic review. *Dent Traumatol*. 2008; 24, 17-21.
4. Asprino L, Consani S, de Moraes M. A comparative biomechanical evaluation of mandibular condyle fracture plating techniques. *J Oral Maxillofac Surg*. 2006; 64(3): 452-6.
5. Assael L, Ueeck B. Body and angle fractures of the mandible. In: Ehrenfeld M, Manson PN, Prein J. *Principles of Internal Fixation of the Craniomaxillofacial Skeleton Trauma and Orthognathic Surgery*. Davos Platz: AO Foundation; 2012. p. 147-58.
6. Assis AF. *Análise mecânica e fotoelástica de sistemas de fixação interna estável utilizados para o tratamento de fraturas subcondilares da mandíbula*. [tese]. Piracicaba: FOP/UNICAMP; 2012.

* De acordo com a norma da Unicamp/FOP baseada na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos de acordo com o Medline.

7. Azevedo CRF, Hippert Jr E. Failure analysis of surgical implants in Brazil. *Eng Fail Anal.* 2002; 9(6): 621-33.
8. Azevedo, CRF. Failure analysis of a commercially pure titanium plate for osteosynthesis. *Eng Fail Anal.* 2003; 10(2): 153-64.
9. Barbosa C, Nascimento JL, Caminha IMV, Abud IC, Carvalho SS. A microstructural and fractographic study on the failure of a drive shaft. *J Fail Anal Prev.* 2011; 11(6): 693–9.
10. Blitz M, Notarnicola K. Closed reduction of the mandibular fracture. *Atlas Oral Maxillofacial Surg Clin N Am.* 2009; 17(1): 1-13.
11. Bolourian R, Lazow S, Berger J. Transoral 2.0-mm miniplate fixation of mandibular fractures plus 2 weeks' maxillomandibular fixation: a prospective study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2002; 60(2): 167-70.
12. Bouwman JPB, Tuinzing DB, Kostense PJ. A comparative in vitro study on fixation of sagittal split osteotomies with Wurzburg screws, Champy miniplates and Biofix (biodegradable) rods. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1994; 23 (1): 46-8.
13. Block MS, Provenzano J, Neary JP. Complications of mandibular fractures. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am.* 1990; 2: 525–50.
14. 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.
15. Broek D. Elementary engineering fracture mechanics. 3 ed. Boston: Martinus Nijhoff Publishers, 1986, 469 p.

16. Callister WD. Falhas. In: Ciência e Engenharia de Materiais: Uma Introdução. 3. ed. Rio de Janeiro: LTC; 2002. p. 129-62.
17. Cavalieri-Pereira L. Resistência de três tipos de fixação utilizados no tratamento das fraturas do ângulo mandibular. [tese]. Piracicaba: FOP/UNICAMP; 2012.
18. Chacon & Larsen. Princípios de tratamento das fraturas mandibulares. In: Miloro M, Ghali PE, Waite PD. Princípios de Cirurgia Bucomaxilofacial de Peterson. São Paulo: Santos; 2004. p. 401-34.
19. Champy M, Blez P. Anatomical aspects and biomechanical considerations. In: Härle F, Champy M, Terry BC. Atlas of craniomaxillofacial osteosynthesis: Miniplates, microplates and screws. New York: Thieme Stuttgart; 1999. p. 3-7.
20. Champy M, Loddé JP, Schmitt R, Jaeger JH, Muster D. Mandibular osteosynthesis by miniature screwed plates via buccal approach. J Maxfac Surg. 1978; 6: 14-21.
21. Chiodo TA, Ziccardi VB, Janal M, Sabitini C. Failure strength of 2,0mm locking versus 2,0mm conventional syntheses mandibular plates: A laboratory model. J Oral Maxillofac Surg. 2006; 64(10): 1475-9.
22. Chiodo TA, Milles M. Use of monocortical miniplates for the intraoral treatment of mandibular fractures. Atlas Oral Maxillofac Surg Clin North Am. 2009; 17(1): 19-25.
23. Cillo JE, Ellis E 3rd. Treatment of patients with double unilateral fractures of the mandible. J Oral Maxillofac Surg. 2007; 65(8): 1461-9.

24. Cobden R. Aluminium: Physical Properties, Characteristics and Alloys. Bruxelas: TALAT lecture 1501, EAA; 1994. p. 8-19.
25. Coletti DP & Caccamese JF. Diagnosis and management of mandible fractures. In: Fonseca RJ, Marciani RD, Turvey TA. Oral and maxillofacial surgery. 2.ed. St Louis: Saunders; 2009. v. 3. p. 139-61.
26. Cordey J. Introduction: Basic concepts and definitions in mechanics. Injury. 2000; 31 Suppl 2: S-B1-13.
27. Dedavid BA, Gomes CI, Machado G. Microscopia eletrônica de varredura: Aplicações e preparação de amostras. Porto Alegre: EdPUCRS; 2007. p. 9-16.
28. Dodson T, Perrott DH, Kaban LB, Gordon NC. Fixation of mandibular fractures: A comparative analysis of rigid internal fixation standard fixation techniques. J Oral Maxillofac Surg. 1990; 48(4): 362-6.
29. Dingman RO, Natvig P. A mandíbula. In: Dingman RO, Natvig P. Cirurgia das fraturas faciais. São Paulo: Santos; 1983. p. 133-210.
30. Ellis III E 3rd. Rigid Skeletal fixation of fractures. J Oral Maxillofac Surg. 1993; 51(2): 163-73.
31. Ellis III E 3rd. Use of lag screws for fractures of the mandibular body. J Oral Maxillofac Surg. 1996; 54(11): 1314-6.
32. Ellis III E 3rd, Graham J. Use of a 2,0-mm locking plate/screw system for mandibular fracture surgery. J Oral Maxillofac Surg. 2002; 60(6): 642-5.

33. Ellis III E 3rd, Miles BA. Fractures of the mandible: a technical perspective. *Plast Reconstr Surg*. 2007;120(7 Suppl 2): 76S-89S.
34. Ellis III E 3rd. Management of fractures through the angle of the mandible. *Oral Maxillofacial Surg Clin N Am*. 2009; 21(2): 163–74.
35. Ellis III E 3rd. A study of 2 bone plating methods for fractures of the mandibular symphysis/body. *J Oral Maxillofac Surg*. 2011; 69(7): 1978-87.
36. Eusterman VD. Mandibular trauma. In: Holt GR & Brennan JA. *Resident Manual of Trauma to the Face, Head and Neck*. Alexandria: American Academy of Otolaryngology-Head and Neck Surgery Foundation; 2012. p. 100-39.
37. Gabrielli MA, Real Gabrielli MF, Marcantonio E, Hochuli-Vieira E. Fixation of mandibular fractures with 2.0-mm miniplates: review of 191 cases. *J Oral Maxillofac Surg*. 2003; 61(4): 430-6.
38. Haug HH, Serafin BL. Mandibular angle fractures: a clinical and biomechanical comparison—the works of Ellis and Haug. *Craniomaxillofac Trauma Reconstr*. 2008; 1(1): 31-8.
39. Haug RH, Street CC, Goltz M. Does plate adaptation affect stability? A biomechanical comparison of locking and nonlocking plates. *J Oral Maxillofac Surg*. 2002 Nov;60(11):1319-26.

40. Hull D. Applications of fractography. In: Hull D. Fractography, observing, measuring and interpreting fracture surface topography. Cambridge: Cambridge University Press; 1999. p. 293-327.
41. Jain MK, Manjunath KS, Bhagwan BK, Shah, DK. Comparison of 3-Dimensional and Standard Miniplate Fixation in the Management of Mandibular Fractures. J Oral Maxillofac Surg. 2012; 68:1568-72.
42. Jaques B, Richter M, Arza A. Treatment of mandibular fractures with rigid osteosynthesis: Using the AO system. Oral Maxillofac Surg. 1997; 55(12): 1402-6.
43. Jones JK, Van Sickels JE. Rigid fixation: A review of concepts and treatment of fractures. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1988; 65(1): 13-8.
44. 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.
45. Kammlott GW. Some aspects of scanning electron microscopy. Surf Sci. 1971; 25(1): 120-46.
46. Katakura A, Shibahara T, Noma H, Yoshinari M. Material analysis of AO plate fracture cases. J Oral Maxillofac Surg. 2004; 62(3): 348-52.
47. Kerlins V, Douglas M. Modes of fracture. In: ASM Handbook: Fractography. USA: ASM International, 1992. v. 12.

48. Kraft A, Abermann E, Stigler R, Zsifkovits C, Pedross F, Kloss F, Gassner R. Craniomaxillofacial Trauma: 14,654 cases with 35,129 lesões em 15 anos. *Craniomaxillofac Trauma Reconstr.* 2012; 5(1): 41-50.
49. Kreutziger KL, Kreutziger KL. Comprehensive surgical management of mandibular fractures. *South Med J.* 1992; 85(5): 506–18.
50. Kroon FH, Mathisson M, Cordey JR, Rahn BA. The use of miniplates in mandibular fractures. An in vitro study. *J Craniomaxillofac Surg.* 1991; 19(5): 199–204.
51. Korkmaz HH. Evaluation of different miniplates in fixation of fractured human mandible with the finite element method. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007; 103(6): e1-13. Epub 2007 Apr 30.
52. Kumar I, Singh V, Singh A, Arora V, Bajaj A. Comparative evaluation of 2,0-mm locking plate system vs. 2,0-mm nonlocking plate system for mandibular fractures — A retrospective study. *Oral Maxillofac Surg.* 2012 Nov 25. Epub ahead of print.
53. Lindqvist C, Soderholm AL, Salo A, Subasinghe J, Ylijoki S, Skutnabb K, *et al.* A comparative study on four screw-plate locking systems in sheep: A clinical and radiological study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2001; 30(2): 160-6.
54. Lamphier J, Ziccardi V, Ruvo A, Janel M. Complications of mandibular fractures in an urban teaching center. *J Oral Maxillofac Surg.* 2003; 61(7): 745-9.

55. Lynch SP, Moutsos S. A Brief history of fractography. *J Fail Anal Prev.* 2006; 6(6): 54-69.
56. Mathog RH, Toma V, Clayman L, Wolf S. Nonunion of the mandible: an analysis of contributing factors. *J Oral Maxillofac Surg.* 2000; 58(7): 746-52.
57. Macleod SPR. Mandibular Fractures. In: Bagheri SC, Bell B, Khan HA. *Current therapy in Oral and Maxillofacial Surgery.* 1. ed. Philadelphia: Saunders; 2011. p. 292-8.
58. Matos FP, Arnez FM, Sverzut CE, Trivellato AE. A retrospective study of mandibular fracture in a 40-month period. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2010; 39(1): 10-5.
59. Madsen MJ, McDaniel CA, Haug RH. A biomechanical evaluation of plating techniques used for reconstructing mandibular symphysis/parasymphysis fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 2008; 66(10): 2012-9.
60. Mayrink G, Moreira RWF, Araujo MM. Prospective study of postoperative sensory disturbances after surgical treatment of mandibular fractures. *Oral Maxillofac Surg.* 2013; 17: 27–31.
61. Natu SS, Pradhan H, Gupta H, Alam S, Gupta S, Pradhan R *et al.* An epidemiological study on pattern and incidence of mandibular fractures. *Plast Surg Int.* 2012; 2012. Epub 2012 nov 8.

62. Oikarinen K, Altonen M, Kauppi H, Laitakari K. Treatment of mandibular fractures - need for rigid internal fixation. *J Craniomaxillofac Surg.* 1989; 17(1): 24-30.
63. Oliveira LB, Sant'Ana E, Manzato AJ, Guerra FLB, Arnett GW. 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.* 2012; 20(4): 419-26.
64. Ogundare BO, Bonnick A, Bayley N: Pattern of mandibular fractures in an urban major trauma center. *J Oral Maxillofac Surg.* 2003; 61(6): 713-8.
65. Pantazopoulos GA. Damage assessment using fractography as failure surface evaluation: applications in industrial metalworking machinery. *J Fail Anal Prev.* 2011; 11(6): 588-94.
66. Pape HD, Gerlach KL, Champy M. Mandibular fractures including atrophied mandible. In: Härtle F, Champy M, Terry BC. *Atlas of craniomaxillofacial osteosynthesis: Miniplates, microplates and screws.* New York: Thieme Stuttgart; 1999. p. 31-9.
67. Parrington RJ. Fractography of Metals and Plastics. *Prac Fail Anal.* 2002; 2(5): 16-19 e 44-46.
68. Passeri LA, Ellis 3rd E, Sinn DP. Relationship of substance abuse to complications with mandibular fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 1993; 51: 22–5.

69. Punjabi AP, Herford AS. Mandibular Fractures. In: Thaller SR & McDonald WS. Facial Trauma. New York: Marcel Dekker; 2004. p. 381-414.
70. Renton TF, Wiesenfeld D. Mandibular fracture osteosynthesis: comparison of three techniques. Br J Oral Maxillofac Surg. 1996; 34(2): 166-73.
71. Rezende MC. Fractografia de compósitos estruturais. Polímeros. 2007; 17(3): 4-11.
72. Righi E, Carta M, Bruzzone AA, Lonardo PM, Marinaro E, Pastorino A. Experimental analysis of internal rigid fixation osteosynthesis performed with titanium bone screw and plate systems. J Craniomaxillofac Surg. 1996; 24(1): 53-7.
73. Rudderman R, Mullen R. Biomechanics of the craniomaxillofacial skeleton. In: Ehrenfeld M, Manson PN, Prein J. Principles of Internal Fixation of the Craniomaxillofacial Skeleton Trauma and Orthognathic Surgery. Davos Platz: AO Foundation; 2012. p. 21-6.
74. Sato FRL. Avaliação mecânica e fotoelástica de diferentes técnicas de fixação interna rígida da osteotomia sagital em avanços mandibulares. [dissertação]. Piracicaba: FOP/UNICAMP; 2009.
75. Sauerbier S, Schon R, Otten J, 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.

76. Schilli W, Stoll P, Bähr W, Prein J. In: Assael LA, Klotch DW, Manson PN, Prein J, Rahn BA, Schilli W. Manual of internal fixation in the cranio-facial skeleton. New York: Springer; 1998. p. 57-94.
77. Schmelzeisen R, McIlff T, Rahn B. Further development of titanium miniplate fixation for mandibular fractures. Experience gained and questions raised from a prospective clinical pilot study with 2,0 mm fixation plates. J Craniomaxillofac Surg. 1992; 20(6): 251-6.
78. Shankar DP, Manodh P, Devadoss P, Thomas TK. Mandibular fracture scoring system: for prediction of complications. Oral Maxillofac Surg. 2012; 16(4): 355–60.
79. Shetty V, McBrearty D, Fournery M, Caputo AA. Fracture line stability as a function of the internal fixation system: an in vitro comparison using a mandibular angle fracture model. J Oral Maxillofac Surg. 1995; 53: 791-801.
80. Smith WF, Hashemi J. Fundamentos de engenharia e ciência dos materiais. Porto Alegre: AMGH, 2010. p. 197-226.
81. Strohaecker TR. Efeitos de entalhes e trincas. In: Strohaecker TR. Aplicação da mecânica da fratura. Porto Alegre: LAMEF, 1993. p. 6-18.
82. Tate GS, Ellis 3rd E, Trockmorton G. Bite forces in patients treated for mandibular angle fractures: implications for fixation recommendations. Oral Maxillofac Surg. 1994; 52: 734-6
83. Thaller SR. Management of mandibular fractures. Arch Otolaryngol Head Neck Surg. 1994; 120(1): 44–7.

84. 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.
85. Tuovinen V, Norholt SE, Sindet-Pedersen S, Jensen J. A Retrospective Analysis of 279 Patients With Isolated Mandibular Fractures Treated With Titanium Miniplates. J Oral Maxillofac Surg. 1994; 52: 931 -5.
86. Van den Bergh B, Heymans MW, Duvekot F, Forouzanfar T. Treatment and complications of mandibular fractures: A 10-year analysis. J Craniomaxillofac Surg. 2012; 40(4): 108-11.
87. Vander Voort GF. Visual examination and light microscopy. In: ASM Handbook: Fractography. USA: ASM International, 1992. v. 12.
88. Vander Voort GF. Metallography: Principles and Practices. In: ASM Handbook: Material Science and Engineering. USA: ASM International, 1999.
89. Vieira e Oliveira TR, Passeri LA. Mechanical evaluation of different techniques for symphysis fracture fixation — an in vitro polyurethane mandible study. J Oral Maxillofac Surg. 2011; 69(6): e141-6. Epub 2011 Mar 12.
90. Wong RCW, Tideman H, Merckx MAW, Jansen, Goh SM, Liao K: Review of biomechanical models used in studying the biomechanics of reconstructed mandibles. Int J Oral Maxillofac Surg. 2011; 40(4): 393-400.

91. Wouters R; Froyen L. Scanning electron microscope fractography in failure analysis of steels. *Mat Charact.* 1996; 36(4-5): 357-64.
92. Zachariades N, Papademetriou I, Rallis G. Complications associated with rigid internal fixation of facial bone fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 1993; 51(3): 275-8.
93. Zhou HH, Hu TQ, Liu Q, Ongodia D, Li ZB. Does trauma etiology affect the pattern of mandibular fracture? *J Craniomaxillofac Surg.* 2012; 23(5): 494-7.
94. Zweig BE. Complications of mandibular fractures. *Atlas Oral Maxillofacial Surg Clin N Am.* 2009; 17(1): 93–101.

ANEXOS

ANÁLISE DIMENSIONAL DAS PLACAS E PARAFUSOS

Os dados obtidos na análise dimensional das placas e parafusos, conforme metodologia descrita no estudo de Trivellato (2001), onde se mensurou os valores médios após a realização de três mensurações, em cada dimensão proposta das placas e parafusos, são apresentados com valores de média final, desvio-padrão e coeficiente de variação.

Tabela 1. Valores referentes às placas, em milímetros, das medidas e de acordo com os fabricantes.

Medida	Fabricante	Média	Desvio Padrão	Coeficiente de variação
<i>Comprimento da placa (I)</i>	<i>Traumec</i>	23.89	0.00	0.02
	<i>Tóride</i>	24.03	0.10	0.40
<i>Distância entre furos (II)</i>	<i>Traumec</i>	2.92	0.04	1.54
	<i>Tóride</i>	3.43	0.06	1.68
<i>Diâmetro dos furos (III)</i>	<i>Traumec</i>	2.57	0.02	0.61
	<i>Tóride</i>	2.53	0.02	0.64
<i>Espessura da placa (IV)</i>	<i>Traumec</i>	1.03	0.00	0.35
	<i>Tóride</i>	0.98	0.02	2.24
<i>Largura entre os furos (V)</i>	<i>Traumec</i>	1.98	0.02	0.77
	<i>Tóride</i>	2.01	0.02	1.01
<i>Largura nos furos (VI)</i>	<i>Traumec</i>	4.44	0.01	0.22
	<i>Tóride</i>	4.79	0.10	2.11

Tabela 2. Valores referentes aos parafusos de 6mm.

Medida	Fabricante	Média	Desvio padrão	Coefficiente de variação
<i>Comprimento do parafuso (I)</i>	<i>Traumec</i>	5.74	0.17	3.05
	<i>Tóride</i>	5.99	0.01	0.09
<i>Diâmetro da cabeça (II)</i>	<i>Traumec</i>	3.15	0.01	0.16
	<i>Tóride</i>	2.97	0.01	0.24
<i>Diâmetro da haste (III)</i>	<i>Traumec</i>	1.97	0.01	0.39
	<i>Tóride</i>	1.99	0.01	0.43
<i>Diâmetro externo da rosca (IV)</i>	<i>Traumec</i>	1.99	0.01	0.63
	<i>Tóride</i>	1.99	0.01	0.37

Tabela 3. Valores referentes aos parafusos de 10mm.

Medida	Fabricante	Média	Desvio Padrão	Coefficiente de Variação
<i>Comprimento do parafuso (I)</i>	<i>Traumec</i>	10.05	0.03	0.33
	<i>Tóride</i>	10.07	0.02	0.16
<i>Diâmetro da cabeça (II)</i>	<i>Traumec</i>	3.17	0.01	0.28
	<i>Tóride</i>	2.99	0.01	0.41
<i>Diâmetro da haste (III)</i>	<i>Traumec</i>	2.00	0.01	0.32
	<i>Tóride</i>	1.99	0.01	0.45
<i>Diâmetro externo da rosca (IV)</i>	<i>Traumec</i>	2.01	0.01	0.41
	<i>Tóride</i>	2.01	0.01	0.65