



DANILLO COSTA RODRIGUES

**“ANÁLISE DA RESISTÊNCIA MECÂNICA E
FRACTOGRÁFICA DE PLACAS DE TITÂNIO DO
SISTEMA 1,5MM E DOIS MÉTODOS DE FIXAÇÃO
EM FRATURAS SIMULADAS EM CORPO DE
HEMIMANDÍBULAS DE ALUMÍNIO”**

Piracicaba

2013



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

DANILLO COSTA RODRIGUES

“ANÁLISE DA RESISTÊNCIA MECÂNICA E
FRACTOGRÁFICA DE PLACAS DE TITÂNIO DO SISTEMA
1,5MM E DOIS MÉTODOS DE FIXAÇÃO EM FRATURAS
SIMULADAS EM CORPO DE HEMIMANDÍBULAS DE
ALUMÍNIO”

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

Orientador: Prof. Dr. Roger William Fernandes Moreira

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDENTE À VERSÃO
FINAL DISSERTAÇÃO DEFENDIDA PELO ALUNO
DANILLO COSTA RODRIGUES, E PELO PROF.
DR. ROGER WILLIAM FERNANDES MOREIRA

Piracicaba
2013

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba
Josidelma Francisca Costa de Souza - CRB 8/5894

R618a Rodrigues, Danillo Costa, 1981-
Análise da resistência mecânica e fractográfica de placas de titânio do sistema 1,5mm e dois métodos de fixação em fraturas simuladas em corpo de hemimandíbula de alumínio / Danillo Costa Rodrigues. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2013.

Orientador: Roger William Fernandes Moreira.
Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Placas Ósseas. 2. Fixação de fratura. 3. Fraturas ósseas. I. Moreira, Roger William Fernandes Moreira, 1971-. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações para Biblioteca Digital

Título em outro idioma: Mechanical and fractographic analysis of 1,5mm titanium plates in two methods of fixation in simulated body fractures of aluminum hemimandibles

Palavras-chave em inglês:

Bone plates
Fracture fixation
Bone fracture

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

Titulação: Mestre em Clínica Odontológica

Banca examinadora:

Roger William Fernandes Moreira [Orientador]
Marcelo Marotta Araujo
Alexander Tadeu Sverzut

Data de defesa: 31-10-2013

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 31 de Outubro de 2013, considerou o candidato DANILLO COSTA RODRIGUES aprovado.

Prof. Dr. ROGER WILLIAM FERNANDES MOREIRA

Prof. Dr. ALEXANDER TADEU SVERZUT

Prof. Dr. MARCELO MAROTTA ARAÚJO

ABSTRACT

The purpose of this study was to analyze the mechanical strength of two brands of 1.5 mm system fixation through mechanical linear load test in two fixation methods in aluminum hemimandibles with simulated body fractures and perform fractographic analysis of the samples. Four aluminum structures similar to hemimandibles were fabricated with a linear sectioning simulating a fracture of mandibular body and two hemimandibles were used in each group for posterior fixation with plates and screws with two national brands: Toride® and Traumec®. The group I was fixed with a straight titanium plate with four holes in the compression zone and another one in the tension zone. Group II was fixed with a straight plate with four holes in the neutral zone. For mechanical testing, a universal mechanical testing Instron® Model 4411 was used and the test was made until final failure of the system (fracture plate). Then, the samples were submitted to fractographic analysis through a scanning electron microscope FEI®. A analysis of variance (ANOVA) Two-way and Tukey test with 5% significance ($\alpha = .05$) were applied for statistical analysis. The fixation method with two straight plates showed a higher load resistance ($p < 0.01$) when compared to the group of only one plate, regardless of the brand. The brand Toride® showed an average of peak displacement higher than Traumec® when the groups with only one plate with the extension of 5mm were evaluated. All the samples fractured by ductile overload, characterized by alveolar micromechanisms.

Keywords: bone plates, fracture fixation, bone fracture, bone screws.

RESUMO

O presente estudo teve como propósito analisar a resistência mecânica de duas marcas de fixação do sistema 1,5mm através de teste mecânico de carregamento linear em dois métodos de fixação em modelos de hemimandíbulas de alumínio com fraturas simuladas e realizar análise fractográfica. Foi realizada a confecção de quatro estruturas de alumínio semelhantes a hemimandíbula, sendo utilizada duas hemimandíbulas para cada grupo de estudo. As mesmas foram fixadas com placas e parafusos das marcas Tóride® e Traumec®. No grupo I foi empregada uma placa reta de titânio de quatro furos na zona de compressão e outra na zona de tensão mandibular; e no grupo II, foi empregada apenas uma placa reta de quatro furos na zona neutra. Para os testes mecânicos, foi utilizada a máquina para ensaio universal mecânica Instron® modelo 4411 até ocorrer a falha total do sistema de fixação (fratura da placa). Em seguida, as amostras foram submetidas a análises fractográficas das superfícies fraturadas com microscópio eletrônico de varredura FEI®. Foi aplicada a Análise de Variância (ANOVA) dois fatores e o teste de Tukey com significância de 5%. A fixação com duas placas retas de quatro furos apresentou maior resistência à carga ($p < 0,01$) em relação ao grupo de apenas uma placa, independente da marca comercial. A marca Tóride® apresentou média de deslocamento de pico maior que as placas Traumec® quando avaliadas nos grupos com uma placa e extensão de carga no deslocamento de 5mm. As amostras romperam por sobrecarga dúctil, por falha mecânica caracterizada por dano alveolar.

Palavras-Chave: placas ósseas, fixação de fratura, fraturas ósseas, parafusos ósseos.

SUMÁRIO

Introdução	1
Capítulo 1:	5
Análise da resistência mecânica de placas de titânio do sistema 1,5 mm em fraturas simuladas em corpo de hemimandíbulas de alumínio	
Capítulo 2:	23
Análise fractográfica de placas de titânio do sistema 1,5 mm através de microscopia eletrônica de varredura (MEV) em fraturas simuladas em corpo de hemimandíbulas de alumínio	
Referências	39
Apêndice 1	41

Dedico este trabalho em especial ao meu querido irmão **Henrique** (*in memoriam*), aos meus pais **Edilson** e **Maria**, ao meu irmão **Murilo** e às minhas sobrinhas **Maria Paula** e **Mariana** pelo amor, apoio, compreensão e incentivo que me deram em toda minha caminhada na busca da realização dos meus sonhos.

AGRADECIMENTOS

À Universidade Estadual de Campinas (Unicamp) pela oportunidade de realizar o curso de pós-graduação na Faculdade de Odontologia de Piracicaba – FOP/UNICAMP, na pessoa do diretor **Prof. Dr. Jacks Jorge Jr.**

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Roger William Fernandes Moreira**, primeiramente por confiar na minha capacidade e ter me escolhido como seu orientado dentre vários candidatos, mesmo quando pessoas duvidaram da minha capacidade sem antes me conhecer. Agradeço por tudo que fez e continua fazendo por mim. Pelo incentivo, amizade, compreensão e apoio no momento mais difícil que passei na minha vida. Muito obrigado professor.

Ao **Prof. Dr. José Ricardo Albergaria-Barbosa**, exemplo de professor, amizade e alegria. .

Ao **Prof. Dr. Fábio Ricardo Loureiro Sato** e **Érica Marchiori** pelos ensinamentos e contribuição com a minha formação cirúrgica.

Ao **Profs. Drs. Simonides Consani, Paulo Henrique Ferreira Caria e Fábio Ricardo Loureiro Sato** por participarem da Comissão Examinadora do exame de qualificação da minha dissertação.

À **Área de Materiais Dentários da FOP/UNICAMP** por possibilitar a realização dos experimentos da pesquisa e ao engenheiro **Marcos Blanco Cagiani** pela orientação nos testes laboratoriais.

Aos engenheiros **Rafael Simon** 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 realização da análise fractográfica dos materiais.

À **CAPES**, pela concessão da bolsa de estudo no decorrer do programa de pós-graduação.

À **Universidade Estadual de Montes Claros** onde iniciei minha formação acadêmica e ao amigo **Prof. Mário Melo**, responsável pelo início da minha trajetória na cirurgia. Um exemplo de pessoa, cirurgião e de dedicação à profissão e a família. Muito obrigado.

À **Universidade Federal de Minas Gerais**, a qual possibilitou minha formação de especialista em Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial.

Às empresas **Tóride** e **Traumec** pelo fornecimento dos materiais para realização desse estudo

Aos **pacientes**, que são fundamentais na nossa formação, obrigado pela confiança.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Agradeço primeiramente a **Deus** pelo dom da vida, o qual nada seria possível.

Ao meu querido irmão **HENRIQUE** (*in memoriam*) que nos deixou há pouco, mas que sempre estará em meu coração. Um garoto visionário, apaixonante, alegre e de bondoso coração. Guerreiro e que amava a vida. Te amo.

Aos meus pais, **Edilson e Maria**, pelo amor, dedicação e apoio incondicional em toda minha vida. Por acreditarem nas conquistas dos meus objetivos e pelas lições de vida que contribuem para o meu crescimento.

Ao meu irmão **Murilo**, exemplo de honestidade e caráter. Amigo que sempre posso contar e que vibra com as minhas conquistas.

À minha avó **Maria Cecília**, por toda dedicação à família. Um exemplo de força e superação.

Às minhas sobrinhas **Maria Paula e Mariana**, presentes de Deus que alegram minha vida.

À minha **família**, pelo apoio e por compartilhar os momentos de alegria e dificuldades. A minha eterna gratidão.

À **Andrezza** pelos ensinamentos diários e por me tornar uma pessoa melhor a cada dia. Muito obrigado pela paciência e pelo carinho.

Ao meu amigo de pós-graduação do curso de Cirurgia da UFMG, **Ricardo Gontijo** pela amizade, companheirismo e ensinamentos. Amigo e companheiro que me acolheu e compartilhou todos os momentos difíceis em Belo Horizonte.

Aos meus colegas de pós-graduação: **Gabriela Mayrink, Lucas Martins, Marcelo Mendes, Castelo Cidade, Darkilson Santos, Valdir Andrade, Evandro Portela, Andrezza Lauria, Leandro Pozzer, Raquel Medeiros, Clarice Maia, Douglas Goulart, Milton Cougo, Zarina Santos, Fabiano**

Menegatt, Pauline Magalhães, Éder Sigua, Breno Nogueira e Renato Ribeiro, pelo convívio e ajuda diária.

Aos estagiários da área de Cirurgia da FOP/UNICAMP, **Rodrigo Tavares, Antônio Lanata e Andrés Humberto** pela disposição em sempre ajudar.

Às funcionárias da área **Edilaine Felipe, Angélica Quinhones, Laís Romano, Beatriz Piga, Débora Barbeiro, Daiana Tonin, Leticia Cristina, Jade Castagna, Jaqueline Machado e Ingredi** por ajudarem no funcionamento do curso de pós-graduação.

“A mente que se abre para uma
nova ideia jamais voltará ao seu tamanho original”

Albert Einstein

INTRODUÇÃO

Segundo a Organização Mundial de Saúde, o trauma é considerado como um problema de saúde pública, sendo causa comum de morbidade e mortalidade, com elevado número de indivíduos envolvidos (Fedok *et al.*, 2003).

A sociedade moderna apresenta na atualidade estilo de vida que expõe as pessoas a maiores riscos de traumas faciais. A posição e a morfologia da região buco-maxilo-facial a torna particularmente vulnerável, levando a uma alta incidência, sendo as lesões resultantes extremamente variáveis. Geralmente os traumas da região maxilofacial estão relacionados a grande morbidade, deformidades faciais, perda ou limitação funcional e elevado custo financeiro empregado no diagnóstico, tratamento e processo de reabilitação (Oji, 1999; Qudah & Bataineh, 2002).

Dentre as etiologias das fraturas faciais estão os acidentes automobilísticos, acidentes motociclísticos, agressões físicas, quedas, acidentes esportivos, patologias e iatrogenias (Wittenberg *et al.*, 1997; Fedok *et al.*, 2003; Punjabi & Herford, 2004).

A mandíbula, devido a sua topografia, anatomia e projeção no terço inferior da face, é frequentemente atingida por traumatismos (Zachariades *et al.*, 1994), sendo a segunda região do esqueleto maxilofacial mais acometida por fraturas (Ogundare *et al.*, 2003). De acordo com a localização as fraturas de mandíbula podem ser classificadas em dentoalveolar, sínfise, parassínfise, corpo, ângulo, ramo, processos coronóide e côndilo mandibular (Dingman & Natvig, 1983), sendo a região de corpo o sítio mais comum de fratura mandibular (Chacon & Larsen, 2004).

O diagnóstico das fraturas mandibulares é realizado através de análises clínicas e imagiológicas 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).

Quando não identificadas ou tratadas impropriamente, podem levar a consequências severas do ponto de vista estético e funcional (Natu *et al.*, 2012). Os tratamentos das fraturas mandibulares são diversificados e seguem um padrão histórico de evolução, baseados nos princípios ortopédicos de redução, fixação, imobilização e terapias de suporte (Ellis III, 1999).

Com a criação do grupo AO/ASIF (Association for the Study of Internal Fixation) na Suíça, a partir de 1958 foram estabelecidos os princípios para a utilização dos materiais de síntese (Prein, 1998). Como vantagens da fixação interna estável, pode-se citar a liberação do bloqueio maxilo-mandibular pós-operatório, possibilidade de retorno do paciente as suas atividades sociais de forma rápida, movimentação mandibular precoce e manutenção da alimentação mais próxima do normal (Trivellato, 2001).

A escolha das placas de fixação utilizadas depende da região e da característica da fratura, assim como da experiência e do julgamento do cirurgião. É necessário estimar a magnitude e duração da carga para cada situação específica de fixação. Os materiais de fixação são projetados para ser inertes, biocompatíveis e para possuir um desempenho mecânico frente às forças mastigatórias. No entanto, algumas vezes esses materiais falham e terminam por desencadear alterações como infecção local, maloclusão e pseudoartrose, determinando sua remoção (Prein *et al.*, 1998).

As placas se quebram por um grande número de razões, mas a maioria é fraturada *in vivo* devido à fadiga (Katakura *et al.*, 2004). Esses materiais precisam ser capazes não apenas de resistir intensamente às forças de deformação aplicadas, mas devem também resistir à carga cíclica aplicada cronicamente até o momento em que o osso estiver reparado (Prein *et al.*,

1998). Todas essas considerações devem ser analisadas para que o material de fixação seja utilizado da melhor forma, minimizando as chances de falha da osteossíntese (Azevedo & Hippert, 2002).

A fractografia é uma das principais ferramentas utilizadas no processo de análise após danos ou falhas. Consiste em identificar aspectos fractográficos e estabelecer 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. A fractografia confirma ou remove as suspeitas que possam recair sobre os modos de falha ocorridos. Esta área de estudos teve como um dos seus primeiros estudiosos os pesquisadores Sohn e Hu (Sohn & Hu, 1995).

Esta ferramenta é importante para se determinar a sequência dos eventos ocorridos durante o processo de fratura e identificar o estado de tensões atuantes no momento da falha. Outros fatores como condições ambientais, defeitos do material e outras anomalias que podem contribuir para o início, crescimento e término da fratura também podem ser avaliados pelo uso da fractografia. Normalmente, esta área de pesquisa faz uso de diferentes técnicas, podendo-se citar a observação visual, óptica macroscópica, seguida da microscópica óptica, microscopia eletrônica de varredura e, em alguns casos, microscopia eletrônica de transmissão. A observação deve atentar não somente para a identificação e documentação da morfologia da falha, mas também para informações que ajudem a determinar as causas da falha (Parrington, 2002; Rezende, 2007).

A análise fractográfica em materiais de fixação interna estável utilizados em fraturas dos ossos da face permite investigar a causa da falha, proporcionando a implementação de medidas preventivas para corrigir deficiências do material e conseqüentemente proporcionar melhorias do produto. Estudos sobre análise fractográfica em materiais de fixação interna estável, utilizados em fraturas do esqueleto maxilofacial, são restritos na literatura. A identificação da falha pode ser adquirida com esse tipo de análise,

determinando a causa do dano. O presente trabalho propõe avaliar materiais de fixação para o osso mandibular com o intuito de definir e aplicar medidas corretivas e preventivas para evitar ou diminuir a incidência do dano. Os resultados do trabalho podem contribuir para melhoria dos materiais de fixação interna estável fabricados atualmente.

Essa dissertação foi desenvolvida em formato alternativo, de acordo com deliberação CCPG 002/06, portanto dividida em dois capítulos, no qual o Capítulo 1 descreve uma análise de resistência mecânica *in vitro* de placas de fixação do sistema 1,5 mm em hemimandíbulas de alumínio com fraturas simuladas em corpo mandibular. O Capítulo 2 trata-se da análise fractográfica das placas utilizadas no estudo, através de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) para avaliar e determinar as causas da falha.

CAPÍTULO 1

ANÁLISE DA RESISTÊNCIA MECÂNICA DE PLACAS DE TITÂNIO DO SISTEMA 1,5mm EM FRATURAS SIMULADAS EM CORPO DE HEMIMANDÍBULAS DE ALUMÍNIO

Objetivos: Analisar a resistência mecânica de duas marcas de fixação do sistema 1,5mm através de teste mecânico de carregamento linear em dois métodos de fixação em hemimandíbulas de alumínio com fraturas simuladas de corpo mandibular.

Materiais e Métodos: Foi realizada a confecção de quatro estruturas de alumínio semelhantes a hemimandíbula, sendo utilizada duas hemimandíbulas para cada grupo de estudo. As mesmas foram fixadas com placas e parafusos das marcas nacionais Tóride® e Traumec®. No grupo I foi empregada uma placa reta de titânio de quatro furos na zona de compressão e outra na zona de tensão da mandíbula; e no grupo II, foi empregada uma placa reta de quatro furos na zona neutra. Para os testes mecânicos de carregamento linear das hemimandíbulas foi utilizada a máquina para ensaio universal mecânica Instron®, modelo 4411, com registros da carga de pico (em N) e a da carga nos deslocamentos de 3mm, 5mm e 7mm. Os valores foram analisados no programa de análise estatística SAS. Em seguida, foi aplicada a Análise de Variância (ANOVA) dois fatores e, posteriormente, o teste de Tukey com significância de 5%.

Resultados: As placas do fabricante Tóride® apresentaram média de carga de pico (N) significativamente maior que as placas fabricadas pela Traumec®. Em relação ao deslocamento de pico, observou-se que somente existiu diferença significativa entre os fabricantes Traumec® e Tóride® quando avaliados os

grupos com uma placa e deslocamento de 5mm ($p<0,01$). No deslocamento de 3mm observou-se diferenças significativas entre as médias com uma placa, e duas placas ($p=0,0001$), onde o uso de duas placas se mostrou superior. Já em relação ao deslocamento de 5mm, o efeito do fabricante foi significativo ($p=0,0481$) no qual a marca Tóride[®] apresentou maior média de resistência mecânica.

Conclusão: O grupo com duas placas retas do sistema 1,5mm apresentou maior resistência ao carregamento nos testes mecânicos em relação ao grupo de apenas uma placa reta, independente da marca comercial. Em relação aos grupos avaliados, a marca nacional Tóride[®] apresentou maior resistência mecânica quando comparada a marca nacional Traumec[®].

Palavras-chave: fixação interna, placas ósseas, parafusos ósseos.

1 INTRODUÇÃO

Traumatismos maxilofaciais são frequentes e podem causar alterações funcionais e estéticas importantes. Os principais objetivos do tratamento das fraturas faciais são a restauração das estruturas e função, o que requer adequada redução e imobilização da fratura. Isso assegura a consolidação dos segmentos ósseos, sem as quais, sequelas importantes podem advir, alterando significativamente a qualidade de vida do paciente (Singh *et al.*, 2012).

A mandíbula, devido a sua topografia, anatomia e projeção no terço inferior da face, é frequentemente atingida por traumatismos podendo resultar em fraturas, principalmente em acidentes de trânsito, agressões, quedas ou acidentes esportivos (Zachariades, *et al.*, 1994).

A escolha do tratamento adequado para as fraturas mandibulares está diretamente ligada ao tipo de fratura, à idade do paciente e ao grau de alteração funcional em decorrência do trauma (Figueredo, *et al.*, 2007).

Ao longo dos anos, diversas técnicas foram desenvolvidas no intuito de adquirir bons resultados, que vão desde o tratamento conservador com bloqueio maxilo-mandibulares à redução aberta com o uso de fixação com placas, parafusos e fios de aço (Shankar *et al.*, 2012; Macleod, 2011).

Os primeiros relatos de uso de placas e parafusos para fixação do esqueleto humano datam de 1800, porém na área da cirurgia buco-maxilo-facial, sua utilização ocorreu somente no início do século passado com Lambotte (1907) na Bélgica e Thoma (1948) na América do Norte (Alpert & Seligson, 1996).

A Associação de Osteossíntese para o Estudo de Fixação Interna Rígida (AO/ASIF) divulgou ao final da década de 50, quatro 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 permitindo 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 materiais utilizados para confecção das placas e parafusos metálicos utilizados no emprego da fixação interna estável evoluíram desde a utilização de fio de aço e ligas de cromo-cobalto, passando pelo aço inoxidável até chegar ao titânio (Prein & Rahn, 1998).

Os métodos de fixação podem ser avaliados empiricamente através de testes mecânicos em máquinas universais e a preparação de substratos deve ser realizada 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).

Portanto, o objetivo desse trabalho foi analisar a resistência de duas marcas de fixação do sistema 1,5mm através de teste mecânico de carregamento

linear em dois métodos de fixação em hemimandíbulas de alumínio com fraturas simuladas de corpo mandibular.

2 MATERIAL E MÉTODOS

2.1 Modelo de Teste Mecânico

Foi realizada a confecção de quatro estruturas de alumínio 5052-F (ASTM B- 209-M-AA) pela empresa Tóride[®] (Tóride Indústria e Comércio Ltda. – Mogi Mirim, SP – Brasil), semelhante ao desenho de uma hemimandíbula com seccionamento linear simulando uma fratura de corpo mandibular em região entre segundo pré-molar e primeiro molar inferior.

As estruturas foram perfuradas de acordo com os grupos para inserção dos parafusos de cada marca comercial e mensuradas para determinação de suas dimensões.

2.2 Placas e Parafusos

Para realização do estudo foram selecionadas 30 placas de titânio comercialmente puro, grau II (ASTM-67), retas e de quatro furos do sistema 1,5mm, 80 parafusos de 1,5x6mm e 40 parafusos de 1,5x10mm, totalizando 120 parafusos de liga de titânio- alumínio-vanádio (Ti-6Al-4V). Os materiais 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).

2.3 Amostras

As amostras foram divididas em dois grupos.

- **Grupo I** - Duas estruturas de alumínio semelhantes a hemimandíbulas foram fixadas com uma placa reta de titânio com quatro furos do sistema 1,5mm e quatro parafusos de titânio de 1,5x 6mm na zona de tensão da mandíbula e uma placa reta de titânio com quatro furos do sistema 1,5mm e quatro parafusos de 1,5x10mm na zona de compressão. Foram utilizadas cinco amostras da marca Tóride® e cinco da marca Traumecc® (Figuras 1 e 2).

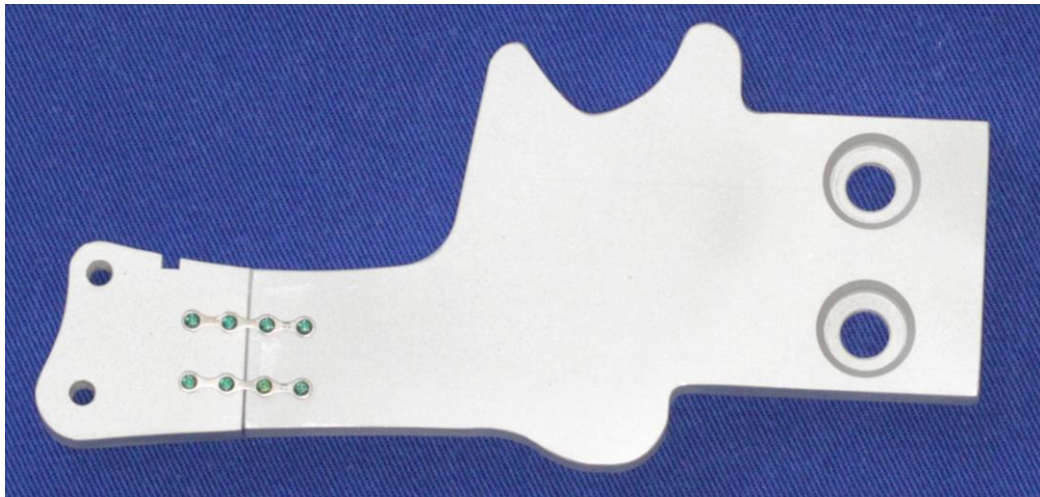


Figura 1. Hemimandíbula com duas placas retas de quatro furos do sistema 1,5mm da marca Tóride® e respectivos parafusos.

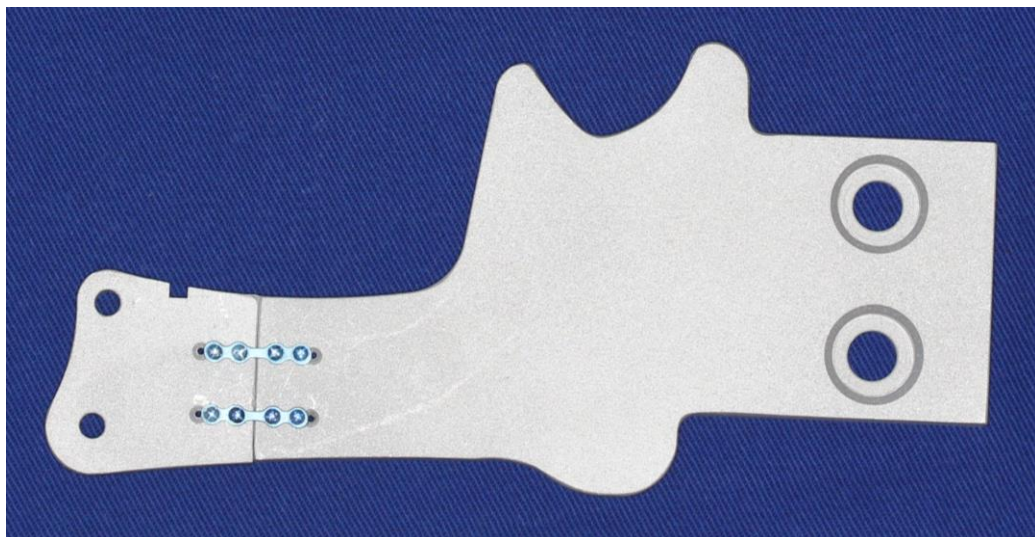


Figura 2. Hemimandíbula com duas placas retas de quatro furos do sistema 1,5mm da marca Traumecc® e respectivos parafusos.

- **Grupo II** - Duas estruturas de alumínio semelhantes a hemimandíbulas foram fixadas com uma placa reta de titânio com quatro furos do sistema 1,5mm e quatro parafusos de titânio de 1,5x6mm na zona neutra da mandíbula. Foram utilizadas cinco amostras da marca Tóride® e cinco amostras da marca Traumecc® (Figuras 3 e 4).

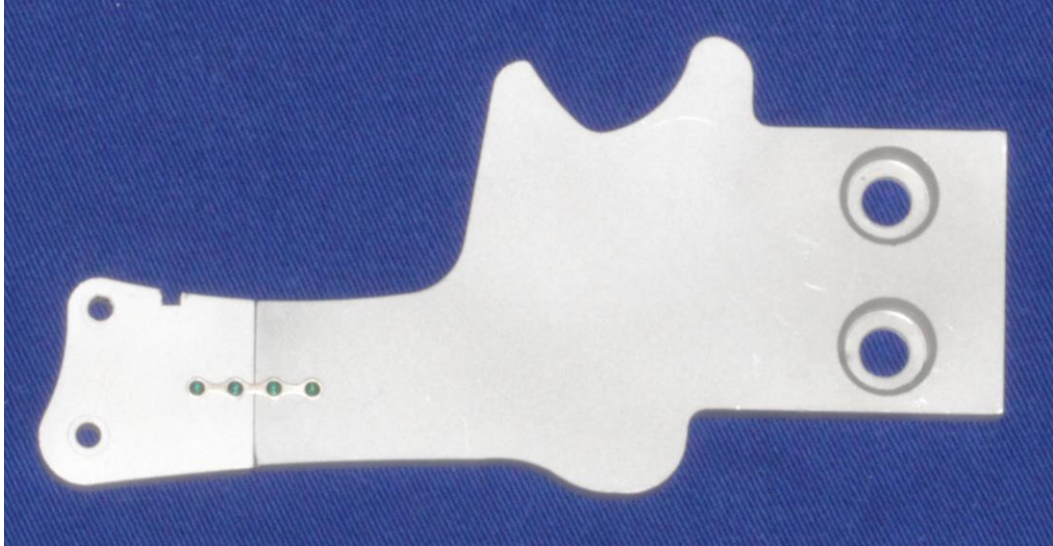


Figura 3. Hemimandíbula com uma placa reta de quatro furos do sistema 1,5mm na zona neutra da marca Tóride®.



Figura 4. Hemimandíbula com uma placa reta de quatro furos do sistema 1,5mm na zona neutra da marca Traumecc®.

2.4 Teste mecânico

Para realização do teste mecânico 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). Um dispositivo para suporte das hemimandíbulas foi confeccionado pela empresa Tóride® para adaptação ao equipamento e realização do teste.

Para o teste de carregamento linear, foi estabelecida uma velocidade de 1 mm/min para aplicação de carga progressiva sobre o sistema para obter o valor de resistência ao carregamento, em newton (N), e o deslocamento imposto pelo ensaio em milímetros (mm). A carga foi aplicada em um sulco confeccionado a 1,2cm da borda anterior da hemimandíbula. Os valores foram tomados no momento da primeira falha do sistema com registro do valor de máxima resistência (carga de pico) e da carga nos deslocamentos de 3, 5 e 7mm. Após a aferição da carga de pico e seu respectivo deslocamento, o sistema continuou a ser submetido ao teste até a fratura da placa (falha do sistema de fixação).

2.5 Análise dos dados

Os dados foram analisados no programa de análise estatística SAS (SAS Institute Inc., Cary NC, EUA). Foi aplicada a Análise de Variância (ANOVA) Two-way e o teste de Tukey com significância de 5% ($\alpha=0,05$).

3 RESULTADOS

Os valores de carga de pico (em N) e dos deslocamentos de 3, 5 e 7mm dos dois grupos nos testes de carregamento linear estão expostos a seguir.

3.1 Carga de Pico

Na tabela 1, as médias e desvios padrão da carga de pico indicaram que as placas do fabricante Tóride[®] apresentaram média de Máxima Carga Compressiva (N) significativamente maior que as placas fabricadas pela Traumec[®]. Também se conclui que a medida observada no tratamento com duas placas é significativamente maior que a de uma placa.

Tabela 1. Média, desvio padrão, limites do intervalo de confiança da média (95%) da variável Máxima Carga Compressiva (N).

Efeito	Média	Desvio padrão	Teste de Tukey ($\alpha=0,05$)	Intervalo de confiança (95%)	
				limite superior	limite inferior
Fabricante					
Traumec	279,140	108,630	B	356,849	201,431
Tóride	335,716	82,600	A	394,804	276,627
Número de placas					
1	227,369	63,044	B	272,468	182,270
2	387,487	46,731	A	420,916	354,058

Médias com letras iguais não diferem entre si pelo teste de Tukey com nível de significância de 5%.

3.2 Deslocamento de Pico

De acordo com a média e desvio padrão do deslocamento de pico (tabela 2), observou-se que somente existiu diferença entre os fabricantes Traumec[®] e Tóride[®] quando avaliados os grupos com uma placa ($p<0,01$), não havendo indícios de outras diferenças ($p>0,05$).

Tabela 2. Média, desvio padrão, limites do intervalo de confiança da média (95%) da variável Extensão na Máxima Carga Compressiva (mm).

Fabricante	Número de placas	Média	Desvio padrão	Teste de Tukey ($\alpha=0,05$)	Intervalo de confiança (95%)	
					limite superior	limite inferior
Tóride	1	5.734	0.453	A	6.296	5.171
Tóride	2	4.392	0.730	A B	5.298	3.487
Traumec	2	4.268	1.074	A B	5.602	2.935
Traumec	1	3.856	0.818	B	5.887	1.825

Médias com letras iguais não diferem entre si pelo teste de Tukey com nível de significância de 5%.

3.3 Extensão de carga nos deslocamentos de 3, 5 e 7mm

No deslocamento de 3mm não foram observados diferenças significativas entre as médias dos fabricantes ($p=0,362$). No entanto, observou-se diferenças entre as médias verdadeiras com uma placa e duas placas ($p=0,0001$). Sendo duas placas (302,68 N) superior a uma placa (159,68 N), independente da marca comercial. Não foram observados indícios de diferenças entre as médias das combinações de fabricante e número de placas ($p=0,6710$).

Em relação ao deslocamento de 5mm o efeito do fabricante foi significativo ($p=0,0481$), na qual a marca Tóride[®] apresentou média de 298,95N e a marca Traumec[®] 234,80N, assim como o número de placas ($p=0,0008$) no qual duas placas apresentou valor de 354,75N e uma placa 198,53N. Já a interação entre os dois efeitos principais (produto x número de placas) não foi significativo ($p=0,5120$).

Por fim, no deslocamento de 7mm em função da torção do segmento anterior da mandíbula durante o teste de carregamento, só foi possível avaliar o efeito dos fabricantes e não foram observados diferenças significativas entre as médias ($p=0,0529$).

4 DISCUSSÃO

Atualmente, a utilização da fixação interna estável é amplamente difundida entre os profissionais, sendo utilizada em praticamente todos os procedimentos cirúrgicos para tratamento das fraturas dos ossos da face. Sendo assim, a avaliação de placas empregadas nas técnicas de fixação é de grande importância, principalmente quando os estudos são direcionados para melhorar a qualidade desses materiais para o uso clínico.

A padronização de variáveis presentes no estudo é de extrema importância para que o resultado final não apresente interferências que possam comprometer a pesquisa. Determinadas características como espessura, extensão, número de parafusos, curvaturas e localização das miniplacas no substrato, e o próprio substrato são referidos como variáveis importantes durante os testes laboratoriais (Trivellato, 2001).

Segundo Haug (1994) testes isolados do material de fixação não promovem dados adequados, diferentemente de quando um sistema biológico é utilizado. De acordo com a literatura existem diversos modelos experimentais utilizados para testes biomecânicos, como mandíbulas cadavéricas humanas (Ardary *et al.*, 1989; Tharanon, 1998), mandíbulas frescas de carneiro (Foley & Beckman, 1992), costelas bovinas (Anucul *et al.*, 1992; Armstrong *et al.*, 2001; Trivellato, 2001), costelas de porco (Foley *et al.*, 1989), carvalho vermelho (Haug *et al.*, 1999) e poliuretano (Bredbenner & Haug, 2000; Haug *et al.*, 2002; Asprino *et al.*, 2006; Madsen *et al.*, 2008; Haug & Serafin, 2008; Sato, 2009) servindo de substrato para testar métodos de fixação interna. No presente estudo, com o objetivo de promover a fratura das placas utilizadas nas amostras, foi confeccionada uma hemimandíbula de alumínio para suportar o carregamento linear durante o teste mecânico até ocorrer a falha final do material de fixação.

Apesar do alumínio apresentar módulo de elasticidade inferior ao titânio (propriedade mecânica relacionada a deformação), o maior volume da

hemimandíbula de alumínio, que apresenta medidas semelhantes às mandíbulas de poliuretano utilizadas nos estudos de Asprino *et al.*, (2006) e Assis (2012), proporcionou maior resistência à estrutura em relação as placas de titânio submetidas ao carregamento linear.

São inúmeros os trabalhos envolvendo a avaliação das diversas formas de fixação interna estável em cirurgia de fraturas mandibulares relacionados com testes mecânicos. Através desses testes, podemos determinar a resistência do sistema de fixação. Dessa forma, o objetivo desse estudo foi realizar uma avaliação da resistência total das placas de fixação utilizadas. O material escolhido para esse estudo foram duas marcas comerciais nacionais (Sato, 2009).

Estudos já demonstraram a efetividade de ensaios mecânicos de carregamento utilizando a máquina universal Instron 4411 (Trivelatto, 2001; Guimarães-Filho, 2003; Asprino *et al.*, 2006; Foley *et al.*, 1989 e Peterson *et al.*, 2005), que foi regulada em relação a velocidade da carga (mm/minuto) e deslocamento (em mm) para a realização desse trabalho.

Considerando que movimentos acima de um determinado deslocamento limite para os testes biomecânicos não seriam compatíveis com as condições fisiológicas, alguns autores como Foley *et al.* (1989) padronizaram um deslocamento máximo de 3 mm para registro do final do teste. Outros autores como Trivellato (2001) e Guimarães-Filho (2003) padronizaram um deslocamento maior, de 10 mm, ou até realizar falha do sistema, caso esse acontecesse antes do deslocamento pré-determinado. No entanto, ao invés de definir o deslocamento de pico, alguns autores preconizaram o deslocamento até o momento em que ocorre a falha do sistema (Bouwman *et al.*, 1994; Asprino *et al.*, 2006). Dessa forma, obtêm-se quatro medidas: carga e deslocamento de pico; carga e deslocamento finais.

Algumas vantagens descritas na literatura quando se opta por limitar o deslocamento: 1) diminuição da influência das forças torcionais durante o teste em um modelo de hemimandíbula; 2) racionalizar o tempo dispensado para a

realização dos testes e, 3) representar mais fielmente um modelo clínico em humanos, uma vez que deslocamentos superiores a 10 mm entre os segmentos não são fisiológicos (Foley *et al.*, 1989; Kohn *et al.*, 1995).

Caso o deslocamento tivesse sido definido em 3 mm, como descrito nos estudos de Foley *et al.* (1989) e Kohn *et al.* (1995), não haveria ocorrido a falha do sistema antes mesmo de atingir o objetivo final, que era a obtenção da fratura das placas. Portanto, nesse estudo optou-se por realizar deslocamento de 3, 5 e 7 mm no teste mecânico.

Em relação à velocidade de deslocamento, é possível encontrar na literatura diversos protocolos, que variam de 0,5 mm/minuto até 1 cm/s (Foley *et al.*, 1989; Bowman *et al.*, 1994; Kohn *et al.*, 1995; Trivellato, 2001; Guimarães-Filho, 2003; Peterson *et al.*, 2005; Asprino, 2006). No presente experimento apresentado, o deslocamento foi definido em 1 mm/min.

Os testes mecânicos *in vitro* são de grande importância. No entanto, conforme afirma Cordey (2000), “experimentos biomecânicos não devem estar interessados em uma diferença estatisticamente significativa, mas sim em uma diferença clinicamente significativa”, por isso, a transferência desses resultados para a prática clínica é de suma importância (Sato, 2009).

Atualmente a fixação interna estável com emprego de miniplacas do sistema 2,0mm, placas do sistema 2,4mm, parafusos compressivos e placas reconstrutivas é comumente usada para o tratamento de fraturas mandibulares. (Dodson *et al.*, 1990; Assael & Ueek, 2012). No entanto, a utilização de miniplaca do sistema 1,5mm em fratura de corpo de mandíbula é escassa. Assim, esse estudo, propôs avaliar o comportamento mecânico do sistema 1,5mm em dois diferentes métodos de fixação expostos na literatura científica.

No grupo I do presente estudo, os modelos de hemimandíbulas foram fixadas com uma placa reta de titânio com quatro furos na zona de tensão mandibular e uma placa reta de titânio com quatro furos na zona de compressão. Autores como Gabrielli *et al.* (2003) e Ellis (2011), comprovaram

em seus estudos a efetividade clínica do uso de duas miniplacas de fixação para fraturas de mandíbula. No entanto, o método de fixação do grupo II desse estudo com uso de apenas uma placa reta para tratamento de fraturas mandibulares, apesar de indicada por autores como Champy *et al.* (1978); Champy & Blez (1999) e Assael & Ueeck (2012) por ser uma técnica simples e efetiva, ainda restam dúvidas em relação a estabilidade. Definir o método de fixação adequado para uma fratura de mandíbula 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.

Apesar da menor estabilidade mecânica observada em relação ao método de utilização de apenas uma placa de 1,5mm na zona neutra mandibular, tais diferenças podem não ser realmente importantes clinicamente, tendo em vista que a carga suportada no período pós-operatório de fraturas mandibulares é bem menor 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 devido ao dano traumático e cirúrgico aos músculos da mastigação. Ellis III (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.

Nesse estudo, os testes mecânicos em relação a resistência à cargas (carga de pico) apresentaram média de 227,369N para o grupo de uma placa e 387,487N para o grupo de duas placas. Portanto, o emprego das placas do sistema 1,5mm pode ser indicado no tratamento de fraturas mandibulares.

Em estudo realizado por Ellis III (1999), 51 fraturas de ângulo mandibular foram tratadas através de redução aberta e fixação utilizando uma miniplaca do

sistema 1,3 mm e parafusos monocorticais. Como resultado, foi observada fratura de cinco placas no pós-operatório. Três desses pacientes tiveram o diagnóstico de fratura da miniplaca através de radiografia pós-operatória sem apresentar qualquer sintomatologia, não sendo necessária qualquer intervenção. Dois pacientes tiveram fratura da placa com mobilidade da fratura e foram tratados através de bloqueio maxilo-mandibular por um período de seis semanas. A vantagem do emprego da miniplaca deve-se ao fato de sua maleabilidade permitir melhor adaptação ao contorno ósseo através de menor manipulação. O autor relata que segundo sua experiência as placas do sistema 1,3mm oferecem fixação adequada para a maioria das fraturas do ângulo. No entanto, o mesmo acredita que miniplacas 2,0mm ou miniplacas 1,5mm apresentam resultados mais satisfatórios por promover melhor estabilidade.

No presente estudo, foi observado que houve diferença estatisticamente significativa entre as marcas e grupos, com maior resistência mecânica da marca Tóride[®] em relação a Traumec[®] quando se utilizou o método de fixação com duas placas e quando se utilizou apenas uma placa de fixação (279,140N x 335,716N). A magnitude da resistência do material deriva principalmente do design da placa, propriedades do material, sítio de aplicação e mecanismo de transmissão de forças (Shetty *et al.*, 1995). Segundo os fabricantes, a composição dos materiais utilizados são semelhantes: titânio comercialmente puro, grau II (ASTM-F67) e parafusos de liga de titânio- alumínio-vanádio (Ti-6Al-4V – ASTM-F136). O sítio de aplicação e mecanismo de transmissão de forças foram padronizados para diminuir a possibilidade de interferências nos resultados. Assim, sugere-se que a maior resistência das placas da marca Tóride[®] em relação a Traumec[®] deve-se ao design das mesmas.

5 CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia e considerando as limitações deste estudo, pode-se concluir que:

Os modelos das hemimandíbulas fixadas com duas placas retas de quatro furos do sistema 1,5mm (uma placa na zona de tensão e outra na de compressão) apresentaram diferença estatisticamente significativa quanto a resistência ao carregamento nos testes mecânico em relação ao método de fixação com uma placa reta de quatro furos fixada na zona neutra, independente da marca comercial. Nos dois grupos avaliados, a marca nacional Tóride[®] apresentou maior resistência mecânica quando comparada a marca nacional Traumecc[®].

6 REFERÊNCIAS

1. Alpert B, Seligson D. Removal of asymptomatic bone plates used for orthognathic surgery and facial fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 1996; 54(5): 618-21.
2. Anucul B, Waite PD, Lemons JE. In vitro strength analysis of sagittal split osteotomy fixation: noncompression monocortical plates versus bicortical position screws. *J Oral Maxillofac Surg.* 1992; 50(12): 1295-9.
3. Ardary WC. Prospective clinical evaluation of the use of compression plates and screws in the management of mandible fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 1989; 47(11): 1150-3.
4. Armstrong JE, Lapointe HJ, Hogg NJ, Kwok AD. Preliminary investigation of the biomechanics of internal fixation of sagittal split osteotomies with miniplates using a newly designed in vitro testing model. *J Oral Maxillofac Surg.* 2001; 59(2): 191-5.
5. 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.
6. 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.

7. 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.
8. Bouwman JPB, Tuinzing DB, Kostense PJ. A comparative in vitro study on fixation of sagittal split osteotomies with Würzburg screws, Champy miniplates, and Biofix (biodegradable) rods. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1994; 23(1): 46-8.
9. 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.
10. Champy M, Blez P. Anatomical aspects and biomechanical considerations. In: Härtle F, Champy M, Terry BC. *Atlas of craniomaxillofacial osteosynthesis: Miniplates, microplates and screws.* New York: Thieme Stuttgart; 1999. p. 3-7.
11. 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.
12. Cordey J. Introduction: basic concepts and definitions in mechanics. *Injury* 2000; Suppl 2: S B1-13.
13. 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.
14. Ellis III E 3rd. Treatment of Mandibular Angle Fractures with a Malleable Noncompression Miniplate. *J Oral Maxillofac Surg.* 1999; 57: 288-92,
15. Ellis III E 3rd. Management of fractures through the angle of the mandible. *Oral Maxillofacial Surg Clin N Am.* 2009; 21(2): 163–74.
16. 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.
17. Figueredo PZ, Zorzeto DL, Marzola CG, Toledo-Filho JL, Pastori CM, Capelari MM. Fratura do côndilo mandibular: Tratamento conservador e cirúrgico, Revista da literatura e Apresentação de caso clínico cirúrgico (Monografia de conclusão do Curso de Especialização em Cirurgia e Traumatologia Buco Maxilo Facial, 2007).
18. Foley WL; Beckman TB. In vitro comparison of screws versus plate fixation in the sagittal split osteotomy. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.* 1992; 7: 147-51.

19. Foley WL; Frost DE; Paulin Jr WB; Tucker MR. Internal screw fixation: comparison of placement pattern and rigidity. *J Oral Maxillofac Surg.* 1989; 47(7): 720-3.
20. 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.
21. Guimarães-Filho, R. Avaliação in vitro da resistência mecânica entre parafusos metálicos e reabsorvíveis. [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2003.
22. 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.
23. Haug RH, Hevtvedt AK, Michaels GC, Beals DW. Comparison of the resistance of miniplates and microplates to various in vitro forces [Discussion]. *J Oral Maxillofac Surg.* 1994; 52(3): 257-258.
24. Haug RH, Barber JE, Punjabi AP. An in vitro comparison of the effect of number and pattern of positional screws on load resistance. *J Oral Maxillofac Surg.* 1999; 57(3): 300-8.
25. Haug RH, Barber JE, Punjabi AP. An in vitro comparison of the effect of number and pattern of positional screws on load resistance. *J Oral Maxillofac Surg.* 1999; 57(3):300-8; discussion 308-9.
26. Haug RH, Street CC, Goltz M. Does plate adaptation affect stability? A biomechanical comparison of locking and nonlocking plates. *J Oral Maxillofac Surg.* 2002; 60(11): 1319-26.
27. Kohn DH, Richmond EM, Dootz ER, Feinberg SE, Pietrzak WS. In vitro comparison of parameters affecting the fixation strength of sagittal split osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg.* 1995; 53(12): 1374-83.
28. 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.
29. 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.

30. Peterson, GP; Haug, RH; Van Sickels, J. A biomechanical evaluation of bilateral sagittal ramus osteotomy fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg.* 2005; 63(9): 1317-24.
31. Prein J. *Manual of Internal Fixation in the Cranio-Facial Skeleton.* Germany: Springer, 1998.
32. 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.
33. Sato FRL. *Avaliação mecânica e fotoelástica de diferentes técnicas de fixação interna rígida da osteotomia sagital em avanços mandibulares.* [dissertação]. Piracicaba: FOP/UNICAMP; 2009.
34. Schilli W, Ewers R, Niederdellmann H. Bone fixation with screws and plates in the maxillo-facial region. *Int J Oral Surg.* 1981; 10(Suppl 1): 329-32.
35. Shankar DP, Manodh P, Devadoss P, Thomas TK. Mandibular fracture scoring system: for prediction of complications. *Oral Maxillofac Surg.* 2012; 16(4): 355–60.
36. Singh V, Malkunje L, Mohammad S, Singh N, Dhasmana S, Das SK. The maxillofacial injuries: A study. *Natl J Maxillofac Surg.* 2012; 3(2): 166-71.
37. Tharanon, W. Comparison between the rigidity of bicortical screws and a miniplate for fixation of a mandibular setback after a simulated bilateral split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg.* 1998; 56 (9): 1055-8.
38. 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.
39. 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.
40. Zachariades N, I Papademetriou, G Rallis. Mandibular fractures treated by bone plating and intraosseous wiring. *Rev. Stomatol. Chir. Maxillofac.,* 1994; 95(5):386- 90.

CAPÍTULO 2

ANÁLISE FRACTOGRÁFICA DE PLACAS DE TITÂNIO DO SISTEMA 1,5mm ATRAVÉS DE MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV) EM FRATURAS SIMULADAS EM CORPO DE HEMIMANDÍBULAS DE ALUMÍNIO

Objetivos: Analisar através da fractografia por Microscopia Eletrônica de Varredura, as fraturas de placas de duas marcas de fixação do sistema 1,5mm em dois métodos de fixação submetidos a teste mecânico de carregamento linear.

Material e Método: Foi realizada a confecção de quatro estruturas de alumínio semelhante ao desenho de uma hemimandíbula com seccionamento linear simulando uma fratura de corpo mandibular, sendo duas hemimandíbulas para cada grupo de estudo para posterior fixação com placas e parafusos das marcas nacionais Tóride® e Traumec®. O grupo I foi fixado com uma placa de quatro furos, com quatro parafusos de 6 mm simulando a utilização de parafusos monocorticais na zona de tensão e uma placa de 4 furos, com 4 parafusos de 10 mm simulando a utilização de parafusos bicorticais na zona de compressão. O grupo II foi fixado com uma placa de 4 furos com 4 parafusos de 6 mm (simulando a utilização de parafusos monocorticais) na zona neutra. Os grupos foram submetidos a testes mecânicos de carregamento linear vertical na máquina para ensaio universal mecânica Instron®, modelo 4411 (Instron Corp, Norwood, MA) até ocorrer a falha final do sistema de fixação (fratura da placa). Em seguida, as amostras foram submetidas a análises fractográficas das superfícies fraturadas através de microscópio eletrônico de varredura FEI®, para analisar orientações, texturas e falhas dos materiais.

Resultados e Conclusão: A análise fractográfica empregada no estudo evidenciou que todas as fraturas das amostras ocorreram de forma dúctil. Não

foram observadas evidências de anormalidades quanto ao tipo de fratura, que tivessem relação com o material ou sua estrutura.

Palavras-chave: fixação interna, placas ósseas, parafusos ósseos.

1 INTRODUÇÃO

O trauma é um dos mais importantes problemas de saúde pública no mundo, estando as lesões da região buco-maxilo-facial entre as mais comuns nos centros de tratamento de emergência (Lalani & Bonanthaya, 1997). As consequências das injúrias faciais podem gerar problemas emocionais, sociais e comportamentais, causar um impacto social negativo e proporcionar altos custos financeiros para o governo, desde o diagnóstico, tratamento e reabilitação dos indivíduos envolvidos (Levine *et al.*, 2005).

As fraturas mandibulares apresentam alta incidência e correspondem a cerca de dois terços das fraturas faciais devido a sua proeminência e posição no esqueleto da face, podendo ser classificadas em diferentes categorias de acordo com a etiologia, direção, tipo e localização anatômica (Dingman & Natvig, 1983; Thaller, 1994).

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). Diversas técnicas foram desenvolvidas para o tratamento das fraturas mandibulares, que vão desde métodos conservadores com bloqueio maxilo-mandibular à redução aberta com o uso de fixação com placas e parafusos (Shankar *et al.*, 2012; Macleod, 2011).

A fixação interna estável por meio de parafusos e/ou placas metálicas é um método que permite estabilizar os segmentos ósseos fraturados. Este tipo de fixação favorece uma recuperação clínica e um processo de reparação mais rápido, garantindo redução do uso de bloqueio maxilo-mandibular e período

pós-operatório com menor incidência de complicações (Ellis III & Dean, 1993). O método de fixação interna estável com miniplacas em fraturas mandibulares é realizado com a adaptação das mesmas ao longo da face vestibular da mandíbula, assegurando a estabilidade através da sua compressão com a fixação dos parafusos nas perfurações da placa (Michelet, 1971; Luhr *et al.*, 1986; Tulasne & Schendel, 1989).

Os materiais utilizados para confecção destas placas e parafusos metálicos evoluíram desde a utilização de fio de aço e ligas de cromo-cobalto, passando pelo aço inoxidável até chegar ao titânio (Prein & Rahn, 1998). E apesar da evolução desses materiais, fraturas de miniplacas e de placas de reconstrução são descritas na literatura (Bruce e Ellis, 1993; Eyrich *et al.*, 1997; 2002; Katakura *et al.*, 2004). As falhas dos materiais de fixação podem ser desencadeadas por vários fatores como seleção imprópria do material, erro de fabricação e instalação das placas, falhas na reparação óssea, posicionamento inadequado ou técnica cirúrgica errônea (Azevedo & Hippert, 2002).

Para análise a falha desses materiais, quase sempre se torna necessário analisar sua microestrutura para compreensão dos defeitos do mesmo, além de predizer suas propriedades quando estas correlações são estabelecidas. A superfície de fratura do material de fixação registra o comportamento da falha, contendo informações sobre os efeitos do meio-ambiente, a qualidade do material e os carregamentos, aos quais a peça esteve submetida. Por esta razão, a fractografia é a principal técnica utilizada para determinar como o material fraturou (Metals Handbook, 1987).

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 fractografia 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 permite analisar a superfície da 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, que permite observar, gravar, medir e analisar a fratura, fornecendo a maioria dos dados sobre os processos de fratura do material. As causas estão geralmente associadas pelo desenho, fabricação, uso ou o próprio material. (Pantazopoulos, 2011; Parrington, 2002).

O emprego da análise fractográfica em materiais de fixação interna no tratamento de fraturas dos ossos da face possibilita investigar a causa da fratura do material e indicar medidas que contribuirão na melhoria do produto. Assim, a realização desse estudo objetivou analisar através da fractografia por Microscopia Eletrônica de Varredura as fraturas das placas de duas marcas de fixação do sistema 1,5mm em dois métodos de fixação submetidos a teste mecânico de carregamento linear.

2 MATERIAL E MÉTODOS

2.1 Modelo de Teste Mecânico

Foi realizada a confecção de quatro estruturas de alumínio 5052-F (ASTM B- 209-M-AA) pela empresa Tóride® (Tóride Indústria e Comércio Ltda. – Mogi Mirim, São Paulo – Brasil), semelhante ao desenho de uma hemimandíbula com seccionamento linear simulando uma fratura de corpo mandibular em região de segundo pré-molar e primeiro molar inferior.

As estruturas foram perfuradas de acordo com os grupos para inserção dos parafusos de cada marca comercial e mensuradas para determinação de suas dimensões.

2.2 Placas e Parafusos

Para realização do estudo foram selecionadas 30 placas de titânio comercialmente puro, grau II (ASTM-67), retas e de quatro furos do sistema 1,5mm, 80 parafusos de 1,5x6mm e 40 parafusos de 1,5x10mm, totalizando 120 parafusos de liga de titânio- alumínio-vanádio (Ti-6Al-4V). Os materiais 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).

2.3 Amostras

As amostras foram divididas em dois grupos:

Grupo I - Duas estruturas de alumínio semelhantes a hemimandíbulas foram fixadas com uma placa reta de titânio com quatro furos do sistema 1,5mm e quatro parafusos de titânio de 1,5x 6mm na zona de tensão da mandíbula e uma placa reta de titânio com quatro furos do sistema 1,5mm e quatro parafusos de 1,5x10mm na zona de compressão. Foram utilizadas cinco amostras da marca Tóride[®] e cinco da marca Traumec[®].

Grupo II - Duas estruturas de alumínio semelhantes a hemimandíbulas foram fixadas com uma placa reta de titânio com quatro furos do sistema 1,5mm e quatro parafusos de titânio de 1,5x6mm na zona neutra da mandíbula. Foram utilizadas cinco amostras da marca Tóride[®] e cinco amostras da marca Traumec[®].

2.4 Teste mecânico

Para realização do teste mecânico 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). Um dispositivo para suporte das hemimandíbulas foi confeccionado pela empresa Tóride[®] junto ao equipamento para a realização do teste.

Para o teste de carregamento linear não cíclico, 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), e o deslocamento imposto pelo ensaio em milímetros (mm). A carga foi aplicada em um ponto pré-estabelecido da região anterior da hemimandíbula de alumínio. Os valores foram tomados no momento da primeira falha do sistema com registro do valor de máxima resistência (carga de pico) e da carga nos deslocamentos de 3, 5 e 7mm. Após a aferição da carga de pico e seu respectivo deslocamento, o sistema continuou a ser submetido ao teste até a fratura da placa (falha do sistema de fixação).

2.5 Microscopia Eletrônica De Varredura (MEV)

Para análise fractográfica através do MEV foi selecionada uma amostra de cada marca comercial e de cada grupo, totalizando quatro amostras. Primeiramente as placas foram submetidas ao processo de limpeza através do ultrassom Ultramet 2003 Sonic Cleaner Buehler[®] (Buehler, Lake Bluff, Illinois, USA).

A análise topográfica da superfície foi realizada com microscópio eletrônico de varredura Quanta 400 - FEI[®] (FEI Corp, Hillsboro, Oregon, USA) do Centro de Caracterização e Desenvolvimento de Materiais da Universidade Federal de São Carlos – CCDM/UFSCar/UNESP. As amostras foram posicionadas sobre o porta-amostras com uma fita de carbono e analisadas com diferentes aumentos. Com o propósito de mostrar uma visão panorâmica da superfície das placas, foi utilizado aumento de 85 vezes; para mostrar mais detalhes da superfície foram utilizados aumentos de 450 e 1500 vezes nas

regiões das fraturas das placas, com o objetivo de analisar orientações, contornos e texturas para determinar o micromecanismo da fratura.

3 RESULTADOS

Após o teste mecânico, no grupo I, apenas as placas fixadas na zona de tensão fraturaram, ficando as placas da zona de compressão intactas. Já no grupo II, todas as placas fraturaram. Foram selecionadas para realização da análise fractográfica através do MEV uma amostra de cada marca comercial e de cada grupo (Grupo I: duas placas da zona de tensão, sendo uma da marca Tóride[®] e uma da marca Traumec[®] e Grupo II: duas placas de titânio da zona neutra, sendo uma da marca Tóride[®] e uma da marca Traumec[®]).

Todas as fraturas ocorreram no elo próximo a linha de fratura da hemimandíbula, independentemente dos grupos. No grupo I, apenas as placas fixadas na zona de tensão fraturaram, sendo que, tanto as placas da marca comercial Traumec[®] quanto a marca comercial Tóride[®], apresentaram fraturas das porções superior e inferior do elo da placa (Figuras 1A e 1B). No grupo II, em relação a marca comercial Traumec[®], quatro placas fraturaram apenas na porção mais superior do elo e uma placa fraturou as porções superior e inferior do elo. Em relação a marca comercial Tóride[®], três placas fraturaram apenas na porção mais superior do elo e duas placa fraturaram as porções superior e inferior do elo.

As fraturas de todas as amostras analisadas ocorreram de forma dúctil, caracterizadas por micromecanismo de dano alveolar, como esperado em materiais dúcteis submetidos a carregamento monotônico até a ruptura. Não foram observadas anormalidades quanto ao tipo de fratura que apresentassem relação com o material ou sua estrutura (Figuras 2 e 3).

Microcavidades equiaxiais foram observadas na análise das superfícies, demonstrando a origem da fratura. A presença de cavidades hemisféricas ou

parabólicas irregulares caracteriza a deformação plástica sofrida pelas amostras.

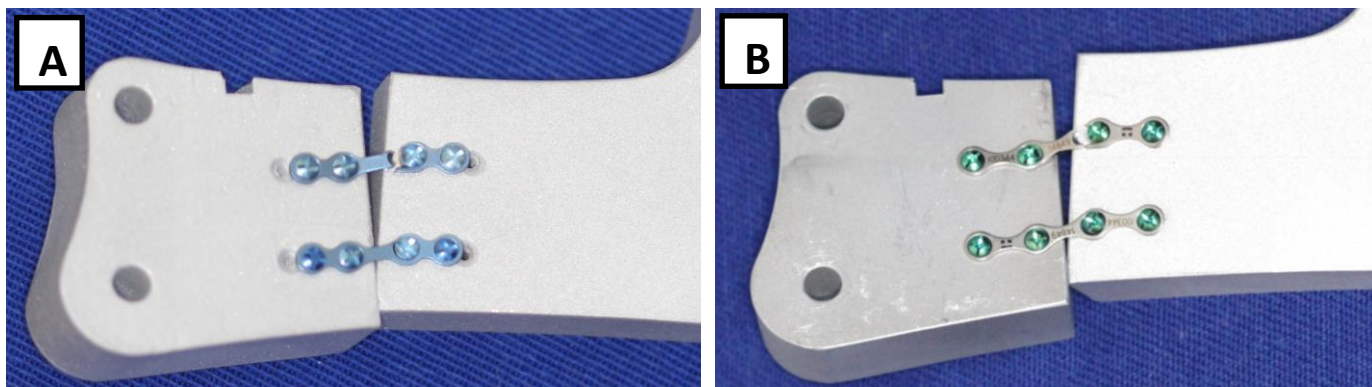


Figura 1A. Placa da zona de tensão da marca comercial Traumeec evidenciando fratura das porções superior e inferior do elo próximo a linha de fratura da hemimandíbula.

Figura 1B. Placa da zona de tensão da marca comercial Tóride evidenciando fratura das porções superior e inferior do elo próximo a linha de fratura da hemimandíbula.

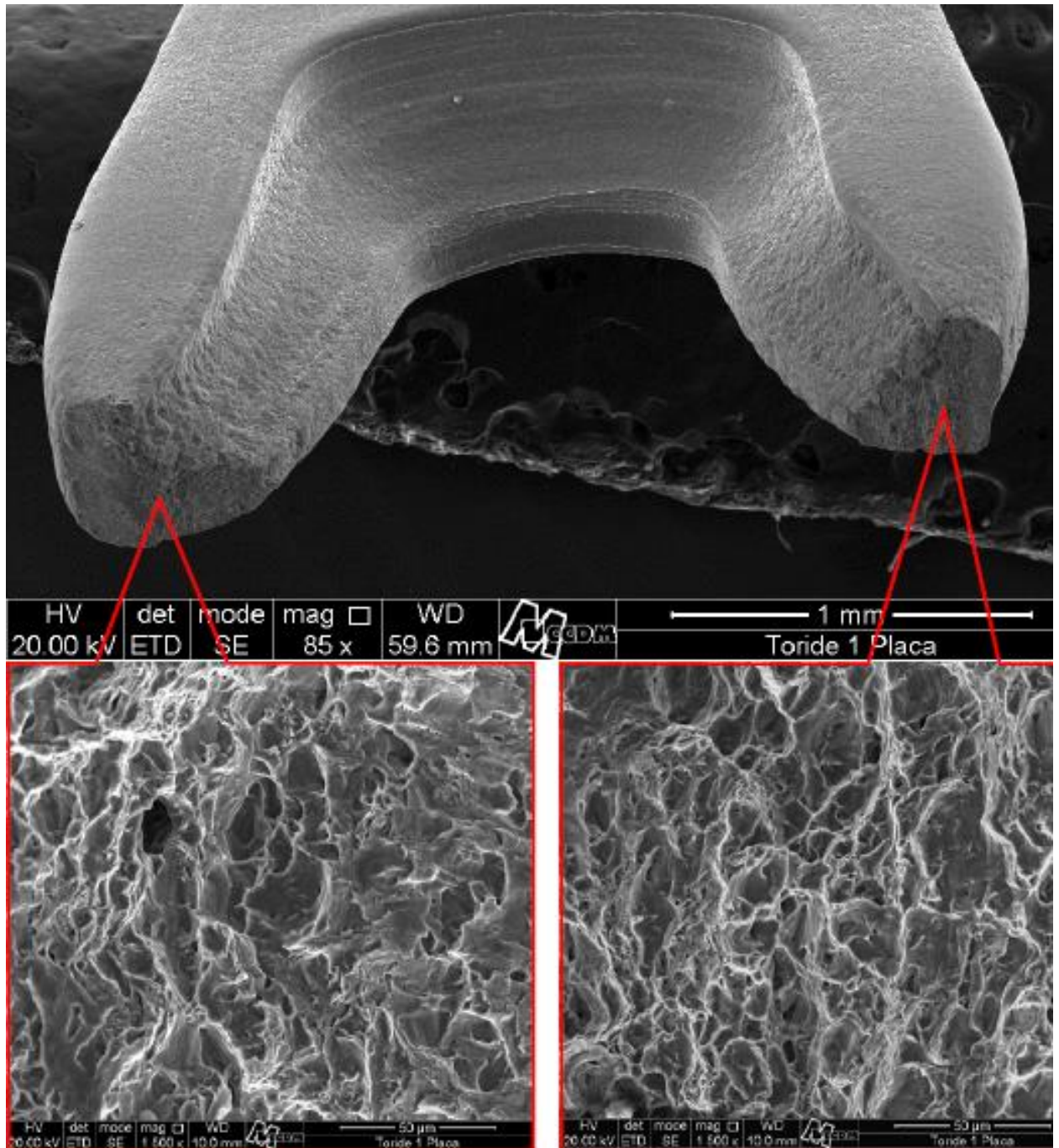


Figura 2. Aspectos da fratura da amostra referente ao grupo I da marca Tóride®, em aumento de 85x e 1500x: lado esquerdo e direito da fratura, evidenciando micromecanismo alveolar, com “dimples” equiaxiais.

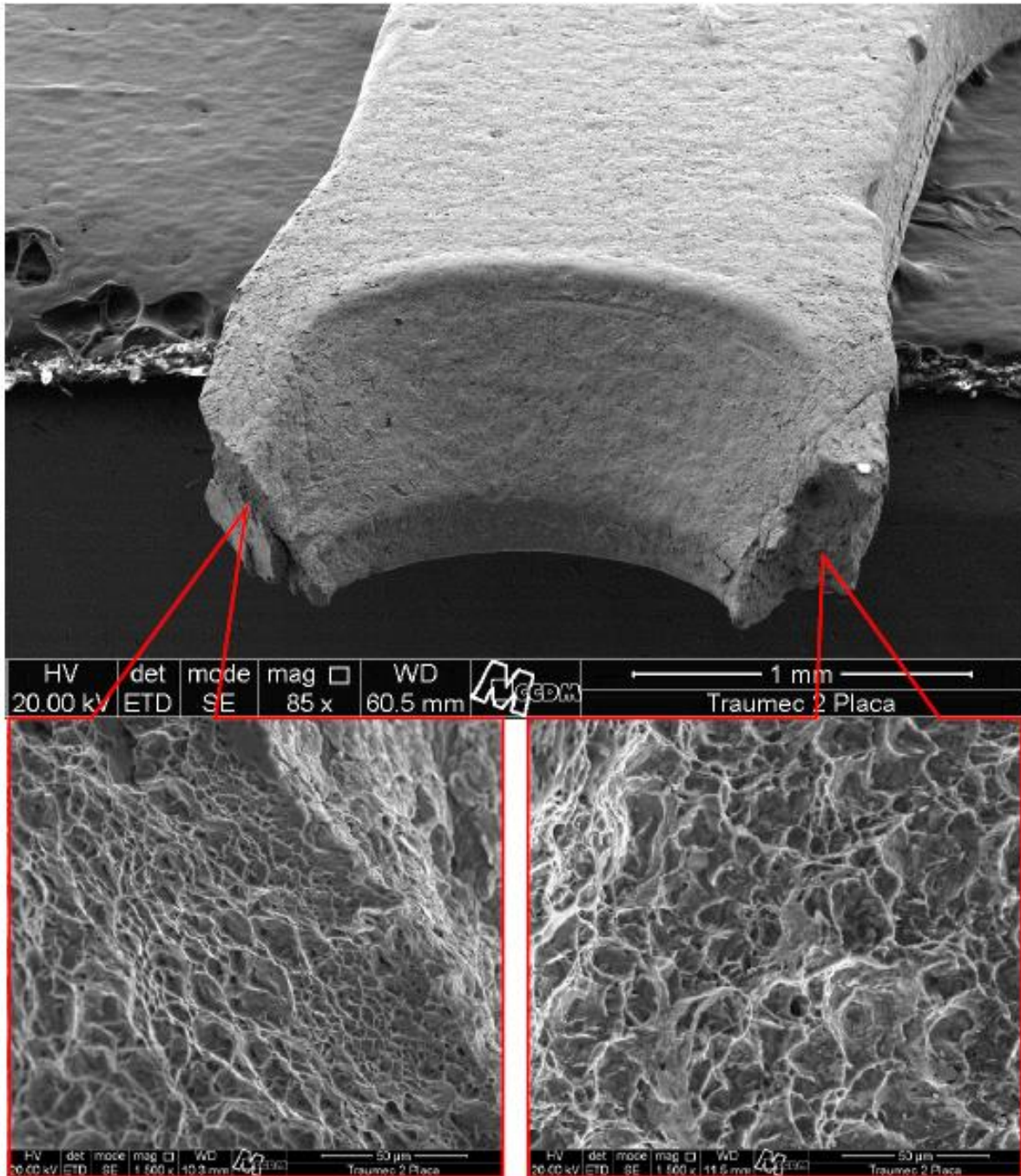


Figura 3. Aspectos da fratura da amostra referente ao grupo II da marca Traumecc[®], em aumento de 85x e 1500x: lado esquerdo e direito da fratura, evidenciando micromecanismo alveolar, com “dimples” equiaxiais

4 DISCUSSÃO

Os primeiros estudos sobre o comportamento mecânico dos metais sob condições de carregamento foram conduzidos por *John Hopkinson*, no ano de 1872, com o intuito de se medir a resistência dinâmica de fios metálicos. Nos dias atuais, esse tópico tem sido investigado pelo setor industrial, visando, principalmente, o controle de qualidade dos materiais para aplicações em diversas áreas (Rogers, 1979). Dentro desse contexto, encontram-se os materiais de fixação interna estável utilizados na realização desse estudo.

Desde o início das cirurgias com uso de materiais de fixação, tanto as técnicas cirúrgicas como os materiais de fixação foram desenvolvidos e aperfeiçoados ao longo dos anos (Paulus & Steinhauser, 1982). No entanto, existem situações em que a estrutura do material fica completamente inutilizada ou perde sua capacidade de desempenhar a sua função satisfatoriamente ou ainda pode ocorrer sua deterioração que a torna insegura para ser utilizada (Ferrandini, 1997). Para simular a falha do material no presente trabalho foi realizada aplicação de carga linear não cíclica utilizando a máquina de ensaio universal Instron® 4411 até ocorrer fratura das placas.

Para muitos casos de falha dos materiais de fixação, o exame macroscópico permite a discriminação entre fraturas de fadiga e/ou fraturas de sobrecarga, classificando-as em fratura dúctil, frágil e semi-frágil. A fratura dúctil ocorre por deformação plástica através de um lento rompimento e elevado gasto de energia, apresentando a formação de vazios (*dimples*). A fratura frágil ocorre sem deformação plástica macroscópica, propaga-se por clivagem com numerosos platôs, normalmente mostrando um alto grau de perfeição geométrica e refletividade; “marcas de rios” (*river patterns*), resultantes do crescimento de trincas. E a fratura semi-frágil que apresenta características intermediárias entre as fraturas dúctil e frágil. No entanto, para obtenção de dados que indicam a provável causa da falha é necessário lançar mão da microscopia eletrônica de varredura (Parrington, 2002; Callister, 2002; Azevedo, 2003).

A fractografia tem inúmeras aplicações em um amplo número de materiais, e é particularmente relevante na ciência dos materiais e temas interdisciplinares. A análise fractográfica possibilita a avaliação da falha e identificação da causa, mecanismo, propagação e direção, interação ambiental, defeitos do material e a natureza das tensões (Parrington, 2002), o que permite observar, gravar, medir e analisar a fratura, fornecendo a maioria dos dados sobre os processos de fratura do material (Pantazopoulos, 2011). Para realização da análise microscópica das placas fraturadas desse estudo, foi utilizado o microscópio eletrônico de varredura Quanta 400 - FEI® (FEI Corp, Hillsboro, OR).

A técnica é baseada em observar e interpretar a topografia da superfície da fratura através do microscópio eletrônico de varredura tornando possível determinar as características da microestrutura dos materiais e os mecanismos da fratura, o que viabiliza a correção das anormalidades e permite a melhoria do material (Pantazopoulos *et al.*, 2011).

Na área de cirurgia e traumatologia buco-maxilo-faciais a metodologia da fractografia é empregada em número relativamente pequeno frente ao potencial da sua aplicabilidade. Na revisão de literatura realizada para a pesquisa não foi encontrado estudo sobre fractografia em materiais de fixação do sistema 1,5mm.

Os metais dúcteis como o titânio (Azevedo, 2003), quando são submetidos a processos de deformação plástica severa, podem sofrer fratura repentina, sendo que tal fato ocorre quando duas ou mais partes de um corpo ficam sob a ação direta de tensões monotônicas ou cíclicas. O processo é governado pela acumulação e propagação de danos e se caracteriza por apresentar uma forte dependência, tanto do modo e da taxa de deformação aplicada, quanto da microestrutura (tamanho de grão, densidade de discordâncias, estrutura dos contornos/ subcontornos e das fases e partículas presentes) do material (Lins *et al.*, 2009).

No presente estudo, a ruptura das placas ocorreu de forma dúctil, passando pelos estágios de nucleação, crescimento e coalescimento de vazios formando as microcavidades que são os alvéolos ou “dimples” sobre a superfície dos materiais fraturados que foram expostos a uma tensão maior que a carga de pico. A microestrutura e a superfície de fratura das amostras foram de cavidades esféricas quando observadas no microscópio eletrônico de varredura. As características fractográficas apresentadas igualmente por todas as amostras do trabalho podem ser atribuídas ao metal (titânio) empregado na confecção das placas e ao carregamento linear realizado durante o teste mecânico.

Provavelmente, se o material em estudo fosse submetido a testes com cargas cíclicas, poderiam apresentar micromecanismos diferentes do que foram encontrados, como estrias características de fadiga do material e fraturas do tipo frágil.

Na fratura frágil o processo de propagação de trincas tanto sobre a superfície como no corpo de uma amostra pode ser o mesmo, o que é comprovado em fratura que ocorrem por fadiga. No entanto, a superfície de um fratura dúctil tem uma zona de contração e de cisalhamento, onde o processo difere radicalmente do que ocorre no corpo do material (Smith & Hashemi, 2010).

Dessa forma, outros estudos com diferentes testes mecânicos se fazem necessários para melhor avaliação de diferentes micromecanismos de fratura dos materiais de fixação interna estável e contribuir com a produção de materiais de melhor qualidade.

5 CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia e considerando as limitações deste estudo, pode-se concluir que:

As amostras de placas de titânio utilizadas romperam por sobrecarga dúctil, caracterizadas por micromecanismo de dano alveolar. Não sendo observadas evidências de anormalidades quanto ao tipo de fratura, que tivessem relação com o material ou sua estrutura, o que evidencia a qualidade adequada dos materiais de fixação utilizados no presente estudo.

6 REFERÊNCIAS

1. Azevedo CRF, Hippert Jr E .Failure Analysis of Surgical implants in Brazil. *Engineering Failure Analysis*. 2002; 621-633.
2. Bruce RA, Ellis E: The second Chalmers J. Lyons Academy study of fractures of the edentulous mandible. *J Oral Maxillofac Surg*. 1993; 51:904
3. Callister WD. Falhas. In: *Ciência e Engenharia de Materiais: Uma Introdução*. 3. ed. Rio de Janeiro: LTC; 2002. p. 129-62.
4. Dingman RO, Natvig P. A mandíbula. In: Dingman RO, Natvig P. *Cirurgia das fraturas faciais*. São Paulo: Santos; 1983. p. 133-210.
5. Ellis III E 3rd. Rigid Skeletal fixation of fractures. *J Oral Maxillofac Surg*. 1993; 51(2): 163-73.
6. Eyrich GK, Gratz KW, Sailer HF. Surgical treatment of fractures of the edentulous mandible. *J Oral Maxillofac Surg*. 1997; 55:1081.
7. Ferrandini, PL; Ferreira, I. Avaliação dos micromecanismos de fratura de um aço microligado de Ti e Nb em algumas condições microestruturais [dissertação]. UNICAMP/FEM; 1997.
8. 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.
9. Katakura A, Shibahara T, Noma H. Material analysis of AO plate fracture cases. *J Oral Maxillofac Surg*. Mar 2004; 62(3): 348-52.

10. Lalani Z, Bonanthaya KM. Cervical spine injury in maxillofacial trauma. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1997; 35: 243-245.
11. Levine E, Degutis L, Pruzinsky T, Shin J, Persing J A. Quality of life and facial trauma: psychological and body image effects. *Ann Plast Surg*. 2005; 54(5):502-10.
12. Lins JFC, Sandim HRZ, Vecchio KS. Microstructural aspects of failure of an IF steel deformed by dynamic compression at -196°C. *Rev. Esc. Minas*. 2009;62(2).
13. Luhr HG, Schauer W, Jager A, Kubein-Meesenburg. Changes in the shape of the mandible by orthodontic surgical technics with stable fixation of the segments. *Fortschr Kieferorthop*. 1986; 47(1):39-47.
14. Lynch SP, Moutsos S. A Brief history of fractography. *J Fail Anal Prev*. 2006; 6(6): 54-69.
15. Macleod SPR. Mandibular Fractures. In: Bagheri SC, Bell B, Khan HA. *Current therapy in Oral and Maxilofacial Surgery*. 1. ed. Philadelphia: Saunders; 2011. p. 292-8.
16. *Metals Handbook. Failure Analysis and Prevention*, ASM. 9 ed., Vol. 11. 1986; 843 p.
17. Michelet FX, Quentin D. Apport des plaques vissées dans les clivages sagittaux pour prognathisme mandibulaire. *Ver d'Odonto-Stomat du Midi de la France*. 1971; 29-106.
18. Pantazopoulos GA. Damage assessment using fractography as failure surface evaluation: applications in industrial metalworking machinery. *J Fail Anal Prev*. 2011; 11(6): 588-94.
19. Parrington RJ. Fractography of Metals and Plastics. *Prac Fail Anal*. 2002; 2(5): 16-19 e 44-46.
20. Paulus GW, Steinhauser EW. A comparative study of wire osteosynthesis versus bone screws in the treatment of mandibular prognathism. *Oral Surg*. 1982; 54: 2.
21. Prein, J; Rahn, BA. Scientific and technical background. In: Prein, J et al. *Manual of internal fixation of the cranio-facial skeleton*. Berling: Springer-Verlag, 1998; 1-49.

22. Roger, H.C. Adiabatic plastic deformation. *Annual Review Materials Science*. 1979; 9: 283-311.
23. Shankar DP, Manodh P, Devadoss P, Thomas TK. Mandibular fracture scoring system: for prediction of complications. *Oral Maxillofac Surg*. 2012; 16(4): 355–60.
24. Smith WF, Hashemi J. Fundamentos de engenharia e ciência dos materiais. Porto Alegre: AMGH, 2010. p. 197-226.
25. Spina, AM; Marciani, RD. Mandibular fractures. In: Fonseca RJ; Marciani RD; Hender BH. *Oral and Maxillofacial Surg – Trauma*, Philadelphia: W.B. Saunders, 2000; chap.4: 85-135.
26. Thaller SR. Management of mandibular fractures. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*. 1994; 120(1): 44–7.
27. Tuslane JF; Schendel AS. Transoral placement of rigid fixation following sagittal ramus split osteotomy, *J Oral Maxillofac Surg*. 1989; 47(6):651-2.

REFERÊNCIAS

1. Azevedo CRF, Hippert Jr E. Failure analysis of surgical implants in Brazil. *Eng Fail Anal.* 2002; 9(6): 621-33.
2. Azevedo, CRF. Failure analysis of a commercially pure titanium plate for osteosynthesis. *Eng Fail Anal.* 2003; 10(2): 153-64.
3. 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.
4. Ellis III E. Treatment methods for fractures of the mandibular angle . *J Oral Maxillofac Surg.* V.28, n.4, p.243-252, 1999.
5. Fedok, F.G., Van Kooten, D.W., DeJoseph, L.M., McGinn, J.D., Sobota, B., Levin, R.J., Jacobs, C.R. Plating techniques and plat orientation in repair of mandibular angle fractures: An in vitro study. *Laryngoscope.* V.108, n.2, p.118-126, 2003.
6. Katakura A, Shibahara T, Noma H, Yoshinari M. Material analysis of AO plate fracture cases. *J Oral Maxillofac Surg.* 2004; 62(3): 348-52.
7. 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.
8. Ogundare, B.O., Bonnick, A., Bayley, N. Pattern of mandibular fracture in an urban major trauma center. *J Oral Maxillofac Surg.*, v.61, n.6, p. 713-8, 2003.
9. Oji C. Jaw fractures in Enugu, Nigeria, 1985-95. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.*1999; 37: 106-109
10. Prein, J; Rahn, BA. Scientific and technical background. In: Prein, J et al. *Manual of internal fixation of the cranio-facial skeleton.* Berling: Springer-Verlag, 1998; 1-49.
11. Punjabi AP, Herford AS. Mandibular Fractures. In: Thaller SR & McDonald WS. *Facial Trauma.* New York: Marcel Dekker; 2004. p. 381-414.

12. Qudah MA, Bataineh AB. A retrospective study of selected oral and maxillofacial fractures in a group of Jordanian children. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2002; 94: 310-314.
13. Sohn, M.-S. & Hu, X.-Z. – Composites. 1995; 12: p.849-858.
14. Parrington RJ. Fractography of Metals and Plastics. *Prac Fail Anal.* 2002; 2(5): 16-19 e 44-46.
15. Rezende MC. Fractografia de compósitos estruturais. *Polímeros.* 2007; 17(3): 4-11.
16. 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.
17. Wittenberg, J.M., Mukherjee, D.P., Smith, B.R., Kruse, R.N. Biomechanical evaluation of new fixation devices for mandibular angle fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg*, v. 26, n.1, p.68-73, 1997.
18. Zachariades N, Papademetriou I, Rallis G. Complications Associated With Rigid Internal Fixation of Facial Bone Fractures. *J Oral Maxillofac Surg*, 1993, 51, 275-278.

APÊNDICE

Apêndice 1



Figura 1. Máquina de ensaio universal Instron® 4411.

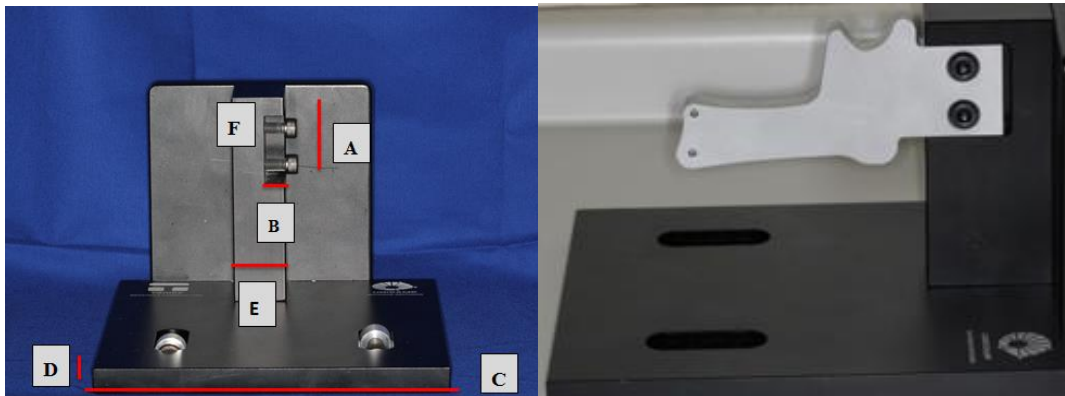


Figura 2. Dispositivo de suporte fabricado pela empresa Tóride® para adaptação da hemimandíbula de alumínio para realização do ensaio mecânico. Dimensões do suporte de teste em vista frontal: A) altura interna da haste onde a mandíbula foi adaptada = 4,5cm; B) comprimento interno da haste = 1,4cm; C) 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 3. Incidência da carga axial no sulco em região anterior do modelo mandibular de Alumínio.



Figura 4. Microscópio eletrônico de varredura Quanta 400 FEI® (CCDM-UfSCar).