

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

ADRIANO FREITAS DE ASSIS

**ANÁLISE MECÂNICA E FOTOELÁSTICA DE SISTEMAS
DE FIXAÇÃO INTERNA ESTÁVEL UTILIZADOS PARA O
TRATAMENTO DE FRATURAS SUBCONDILARES DA
MANDÍBULA.**

Tese de Doutorado apresentada à
Faculdade de Odontologia de Piracicaba da
UNICAMP para obtenção do título de
Doutor em Clínica Odontológica na Área de
Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-
Faciais.

Orientador: Prof. Dr. Márcio de Moraes

Este exemplar corresponde à
versão final da Tese defendida
pelo aluno, e orientada pelo
Prof. Dr. Márcio de Moraes

Assinatura do Orientador

Piracicaba
2012

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

As76a Assis, Adriano Freitas de, 1977-
Análise mecânica e fotoelástica de sistemas de fixação interna
estável utilizados para o tratamento de fraturas subcondilares da
mandíbula / Adriano Freitas de Assis. -- Piracicaba, SP : [s.n.],
2012.

Orientador: Márcio de Moraes.
Tese (doutorado) - Universidade Estadual de Campinas,
Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Côndilo mandibular. 2. Parafusos ósseos. 3. Placas ósseas.
I. Moraes, Márcio de, 1966- II. Universidade Estadual de
Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações para a Biblioteca Digital

Título em Inglês: Mechanical and photoelastic analysis of internal fixation
systems used for treatment of subcondylar mandibular fractures

Palavras-chave em Inglês:

Mandibular condyle

Bone screws

Bone plates

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

Titulação: Doutor em Clínica Odontológica

Banca examinadora:

Márcio de Moraes [Orientador]

Mário Francisco Real Gabrielli

Cássio Edvard Sverzut

José Ricardo de Albergaria Barbosa

Sérgio Luis de Miranda

Data da defesa: 03-02-2012

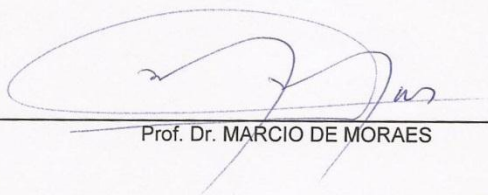
Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica



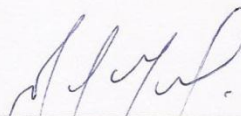
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



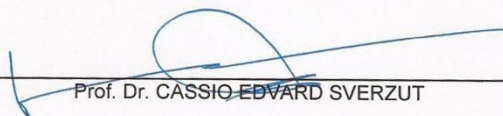
A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de Doutorado, em sessão pública realizada em 03 de Fevereiro de 2012, considerou o candidato ADRIANO FREITAS DE ASSIS aprovado.



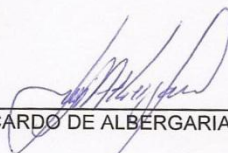
Prof. Dr. MARCIO DE MORAES



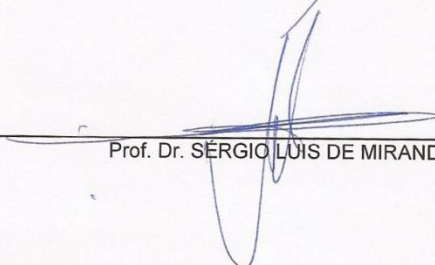
Prof. Dr. MÁRIO FRANCISCO REAL GABRIELLI



Prof. Dr. CASSIO EDVARD SVERZUT



Prof. Dr. JOSE RICARDO DE ALBERGARIA BARBOSA



Prof. Dr. SÉRGIO LUIS DE MIRANDA

Dedico este trabalho aos meus pais Augusto e Tânia, que são meus exemplos de vida, meus irmãos Danielle e Sandro, e minha esposa Camila. Todo o amor, carinho, compreensão e incentivo de forma incondicional foram o combustível que eu tive se sobra para a realização dessa conquista. Amo muito vocês!

"A sabedoria é um paradoxo. O homem que mais sabe é aquele que mais reconhece a vastidão da sua ignorância."

Friedrich Nietzsche

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Márcio de Moraes por ter me recebido como orientado, pelo aprendizado proporcionado, pela confiança, amizade e paciência.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, por possibilitar a realização deste curso de Pós-Graduação.

À CAPES pela bolsa de estudos concedida no decorrer do programa de pós-graduação.

A todos os professores que participaram da minha formação durante o curso na FOP: Prof. Dr. Márcio de Moraes, Prof. Dr. José Ricardo de Albergaria Barbosa, Prof. Dr. Renato Mazzonetto (*in memoriam*), Prof. Dr. Luis Augusto Passeri, Prof. Dr. Roger William Fernandes Moreira e Profa. Dra. Luciana Asprino. Meu eterno agradecimento pela amizade e contribuição na minha formação acadêmica e cirúrgica.

Aos professores e membros do Departamento de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial e Periodontia e do Laboratório de Cultura de Células da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo: Prof. Dr. Adalberto Luiz Rosa, Prof. Dr. Márcio Beloti, Prof. Dr. Valdemar Mallet da Rocha Barros, Prof. Dr. Alexandre Elias Trivellato, Prof. Dr. Cássio Edvard Sverzut, Prof. Dr. Paulo Tambasco de Oliveira, Prof. Dr. Samuel Porfírio Xavier e Prof. Dr. Luiz Antônio Salata. Muito obrigado pela contribuição na minha formação e pela amizade e boa convivência durante o mestrado.

Aos professores da Disciplina de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP: Prof. Dr. Mário Francisco Real Gabrielli; Profa. Dra. Marisa Aparecida Cabrini Gabrielli; Prof. Dr. Eduardo Hochuli-Vieira; Prof. Dr. Valfrido Antônio Pereira Filho; Prof. Dr. José Scarso Filho; Prof. Dr. Roberto Henrique Barbeiro e Prof. Dr. Élcio Marcantonio

pela minha formação profissional e também pela contribuição na minha formação pessoal. É um orgulho e honra tê-los como mestres.

Ao Prof. Dr. Sérgio Luis de Miranda pela oportunidade que me foi dada para fazer parte da sua equipe, pelo aprendizado, pela confiança depositada e pela amizade.

Ao Dr. Carlos Elias de Freitas pela amizade, pelo aprendizado proporcionado, incentivo e por ter me guiado nas minhas escolhas profissionais.

Aos professores Fernando Bastos e Eduardo Azoubel pelos ensinamentos e incentivo durante o período de graduação.

Aos meus amigos e colegas do curso de Pós-Graduação: Leandro Klüppel, Eduardo Serena, Renato Sawazaki, Fábio Sato, Jaime Chessa, Miguel Pérez, Rafael Grempel, Henrique Duque, Heric Iamashita, Mariana Negreiros, Sérgio Olate, Érica Marchiori, José Muñante-Cárdenas, Saulo Ellery, Sérgio Monteiro, Lucas Martins, Lucas Cavalieri, Simei Freire, Paulo Hemerson, Gabriela Mayrink, Cláudio Nóia, Rafael Lopes, Leandro Pozzer, Evandro Figueiredo, Marcelo Mendes, Valdir Andrade, Natacha Oliveira e Monokuame Castelo pela amizade, pelo convívio e pela troca de conhecimentos.

Às funcionárias da Área de Cirurgia Buco-Maxilo-Facial da FOP – UNICAMP: Didi, Daiana, Angélica, Fernanda e Keila pela amizade, paciência e por tornarem viável o funcionamento do Centro Cirúrgico.

A todos os que estiveram presentes e contribuíram para a realização deste trabalho, o meu MUITO OBRIGADO!

RESUMO

As fraturas do côndilo mandibular apresentam-se como as injúrias mais comuns ao complexo maxilo-mandibular, contudo ainda existe controvérsia quanto ao seu tratamento. O objetivo neste estudo foi avaliar comparativamente, *in vitro*, por meio de testes mecânicos e fotoelásticos a fixação de fraturas condilares com diferentes sistemas. Para os testes mecânicos foram utilizadas 60 hemimandíbulas de poliuretano, que foram divididas em 12 grupos com 5 hemimandíbulas cada, sendo dois grupos controle com hemimandíbulas íntegras e mais dois grupos de cada tipo de fixação: duas placas retas do sistema 2,0mm, uma placa trapezoidal do sistema 2,0mm, uma placa trapezoidal com extensão do sistema 2,0mm, uma placa trapezoidal do sistema 1,5mm e uma placa trapezoidal com extensão do sistema 1,5mm. Foram realizados testes de carregamento linear no sentido ântero-posterior e médio-lateral. As médias foram comparados pelo teste de Tukey. As diferenças foram consideradas estatisticamente significantes para $p \leq 0,05$. Para os testes fotoelásticos, foi utilizada uma amostra de 10 hemimandíbulas de resina fotoelástica, sendo duas para cada grupo, na mesma distribuição dos testes mecânicos, submetidas ao carregamento linear nos mesmos sentidos para análise do comportamento e distribuição das tensões. Os resultados indicaram que a fixação com duas placas apresenta maior resistência no sentido ântero-posterior e a fixação com uma placa trapezoidal com extensão apresenta maior resistência no sentido médio-lateral. A análise fotoelástica demonstrou que as tensões são melhores distribuídas nas fixações com placas trapezoidais. De acordo com os resultados foi possível concluir que a extensão posterior das placas trapezoidais aumentou a resistência do sistema de fixação e que a utilização de placa trapezoidal com ou sem extensão posterior foi favorável à distribuição de tensão de maneira mais uniforme.

Palavras-chave: Côndilo Mandibular; Fraturas-Fixação, Parafusos ósseos, Placas ósseas

ABSTRACT

Fractures of the mandibular condyle are presented as the most common injuries to the maxillo-mandibular complex, however there is still great controversy regarding treatment. The aim of this study was to assess comparatively, *in vitro*, by mechanical and photoelastic testing, fixation for condylar fractures with different systems. For the mechanical tests 60 polyurethane mandible models were used. They were divided into 12 groups of 5 mandibles, two control groups with intact mandibles and two groups of each type of fixation: two 2.0mm straight plates, a 2.0mm trapezoidal plate, a 2.0mm trapezoidal plate with extension, a 1.5mm trapezoidal plate and a 1.5mm trapezoidal plate with extension. Linear loading tests were carried out in anterior-posterior and medial-lateral directions. Mean and standard deviations were compared by Tukey test. Differences were considered statistically significant at $p \leq 0.05$. For the photoelastic tests, 10 photoelastic mandibles were used, 2 for each group, in the same distribution as the mechanical tests, submitted to linear loading in the same directions to analyze the behavior and distribution of tensile strain lines. The results indicated that the fixation with two plates presented a higher resistance in the anteroposterior direction and fixation with a plate with trapezoidal extension is more resistant towards mediolateral. The photoelastic analysis showed that the strain lines were best distributed when trapezoidal plates were used. According to the results we concluded that the posterior extension of the trapezoidal plates increased the strength of the fixation system, and the use of trapezoidal plate with or without posterior extension was favorable to a more balanced stress distribution.

Keywords: Mandibular condyle; Fractures – Fixation, Bone screws, Bone plates

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	1
2. REVISÃO DE LITERATURA	4
2.1 Incidência e classificação das fraturas condilares	4
2.2 Tratamento das fraturas condilares da mandíbula	6
2.3 Osteossíntese das fraturas de côndilo mandibular	8
3. PROPOSIÇÃO	13
4. MATERIAL E MÉTODOS	14
4.1 Placas e parafusos	14
4.2 Hemimandíbulas de poliuretano	15
4.2.1 Preparo das Amostras	17
4.2.2 Teste de carregamento	24
4.3 Hemimandíbulas de resina fotoelástica	26
4.3.1 Teste fotoelástico	33
4.4 Análise estatística	36
4.4.1 Análise mecânica	36
4.4.2 Análise fotoelástica	36
5. RESULTADOS	37
5.1 Teste de carregamento	37
5.2 Teste fotoelástico	41
5.2.1 Grupo 2 placas retas sistema 2,0mm	41
5.2.2 Grupo placa trapezoidal sistema 2,0mm	43
5.2.3 Grupo placa trapezoidal com extensão sistema 2,0mm	45
5.2.4 Grupo placa trapezoidal sistema 1,5mm	46
5.2.5 Grupo placa trapezoidal com extensão sistema 1,5mm	48

6. DISCUSSÃO	50
7. CONCLUSÕES	57
REFERÊNCIAS	58
ANEXO 1	69
ANEXO 2	77

1. INTRODUÇÃO

As fraturas do côndilo mandibular são traumas comuns ao complexo maxilo-mandibular e compreendem cerca de 17,5% a 52% das fraturas mandibulares (Zachariades *et al.*, 2006). Em um estudo realizado pela Área de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, as fraturas de côndilo compreenderam 50,09% de todas as fraturas mandibulares (Sawazaki *et al.*, 2010). Mesmo assim, ainda existe grande controvérsia quanto ao tratamento, com redução aberta e fechada e quanto ao método de fixação na redução aberta.

O osso tem potencial único para restaurar a sua estrutura original e suas propriedades mecânicas. No entanto, a capacidade de reparo ósseo tem suas limitações quando em condições adversas, como falhas de vascularização, instabilidade mecânica ou competição com tecidos de alta atividade proliferativa (Schenk, 1996).

Para a reparação óssea se processar estão envolvidos fatores biológicos e mecânicos. Como fatores biológicos estão o suprimento sanguíneo e o estado nutricional do paciente e, como mecânico, a movimentação dos segmentos fraturados (Prein & Rahn, 1998).

Quanto ao reparo ósseo, existem basicamente dois processos pelo qual o fenômeno pode ocorrer: primário e secundário. A distância entre os fragmentos ósseos e o grau de mobilidade presente são os fatores que determinam a qualidade do processo que irá ocorrer (Cawood, 1985). O reparo ósseo na mandíbula ocorre de maneira primária com formação óssea direta e em aproximadamente 16 semanas, ou secundária, quando há formação de tecido cartilaginosos precedendo o tecido ósseo, em aproximadamente 20 a 25 semanas (Luyk, 1992).

A fixação interna estável é o método utilizado para estabilização da fratura, colocado em contato direto com a estrutura óssea, permitindo sua função durante o reparo ósseo com reparação óssea primária, embora a ocorrência simultânea com a secundária possa ocorrer em uma mesma fratura (Prein & Rahn, 1998).

Os princípios básicos da fixação interna estável segundo a AO/ASIF (Arbeitsgemeinschaft fuer Osteosynthesefragen - Association for the Study of Internal Fixation) são: 1- redução anatômica dos fragmentos ósseos; 2- fixação estável da fratura; 3- emprego de técnica atraumática; e 4- retorno precoce e seguro à função (Prein & Rahn, 1998). No tratamento das fraturas da mandíbula são empregadas várias técnicas de fixação interna, selecionadas de acordo com o local, tipo e tempo de fratura, gênero, idade e personalidade do paciente, experiência do cirurgião e custo do material de fixação (Schilli, 1998).

Apesar das controvérsias a respeito do tratamento das fraturas condilares da mandíbula, existem crescentes evidências que o tratamento cirúrgico com redução aberta promove melhores resultados (Worsaae & Thorn, 1994; Ellis III *et al.*, 2000; De Riu *et al.*, 2001; Haug & Assael, 2001; Eckelt *et al.*, 2006). Especialmente em pacientes adultos, a redução aberta é considerada como a opção de tratamento mais favorável para as fraturas subcondilares deslocadas, porque permite de forma imediata o restabelecimento dos movimentos mandibulares (Hall, 1994; Joos & Kleinheinz, 1998; Santler *et al.*, 1999).

Foram descritos inúmeros métodos de osteossíntese para as fraturas de côndilo mandibular. Dentre eles podemos citar: uso de osteossíntese com fio de aço, fio de Kirschner, parafusos compressivos (lag screws), placas de compressão e miniplacas em diferentes disposições (Sugiura *et al.*, 2001). Complicações e falhas associadas à diferentes técnicas de fixação de fraturas de côndilo foram relatadas por vários autores (Lima Jr. *et al.*, 2011; Kallela *et al.*, 1995; Silvennoinen *et al.*, 1995; Hammer *et al.*, 1997; Eckelt & Hlawitschka, 1999; Choi *et al.*, 1999,

2001; Ellis *et al.*, 2000; Haug & Assael, 2001; Wagner *et al.*, 2002; Rallis *et al.*, 2003; Schön *et al.*, 2003; Meyer *et al.*, 2006).

Estudos com a utilização de duas placas para a fixação das fraturas do côndilo mandibular demonstraram maior estabilidade quando comparada à utilização de apenas uma placa (Choi *et al.*, 1999, 2001; Asprino *et al.*, 2006). De acordo com Meyer *et al.* (2002) e Wagner *et al.* (2002), a utilização de duas placas apresenta superioridade biomecânica principalmente se forem dispostas em um padrão oblíquo, seguindo as linhas de tensão e compressão nessa região, sendo uma instalada paralela ao longo eixo condilar na borda posterior da mandíbula e a outra de forma oblíqua, paralela à incisura mandibular. A grande desvantagem da utilização de duas placas é a necessidade de pelo menos quatro parafusos no segmento condilar, o que pode ser impossível em fragmentos menores, em casos de fraturas altas.

Meyer *et al.* (2007) desenvolveram e testaram biomecanicamente placas trapezoidais para fixação de fraturas subcondilares com resultados favoráveis. De acordo com o estudo, a placa trapezoidal apresenta superioridade mecânica sobre as placas retas pelo formato tridimensional com a junção dos braços anteriores e posteriores. Além disso, apresenta tamanho reduzido permitindo sua instalação em fragmentos condilares menores com apenas dois parafusos.

Apesar dos resultados favoráveis relatados com a utilização da placa trapezoidal, faltam estudos comparando a estabilidade mecânica e comportamento das forças sobre os sistemas fixados com duas placas e com a placa trapezoidal.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 INCIDÊNCIA E CLASSIFICAÇÃO DAS FRATURAS CONDILARES

Existe uma grande variação na incidência das fraturas condilares na literatura, que é influenciada por uma série de fatores como idade, localização geográfica e nível sócio-econômico da população estudada. Relatos mais antigos mostraram incidências mais baixas, em torno de 8% das fraturas mandibulares (Chalmers J. Lions Club, 1947), enquanto relatos mais atuais mostram a uma incidência de até 52% (Zachariades *et al.*, 2006). Fato que deve-se, principalmente, a melhora nas condições de diagnóstico e dos exames de imagem. Atualmente, a literatura relata uma alta incidência das fraturas condilares, sendo citada entre 25% a 35% das fraturas faciais (De Riu *et al.*, 2001), e 17,5% a 52% das fraturas mandibulares (Zachariades *et al.*, 2006).

A incidência de fraturas condilares em crianças é mais alta do que em adultos, tendo sido relatada em torno de 40% a 67% das fraturas mandibulares (Amaratunga, 1988). Isso deve-se ao fato de que em crianças com idade inferior a dois anos, o côndilo apresenta-se mais fino e vascularizado com uma cortical fina, tornando essa região mais susceptível a fraturas intra-capsulares. De acordo com o desenvolvimento mandibular, a partir dos 7 anos de idade, a maioria das fraturas passam a ser extra-capsulares (Myall *et al.*, 2000).

Um sistema de classificação das fraturas condilares deve fornecer informações importantes pelas quais é tomada a decisão do tratamento mais adequado. A falta de consistência na terminologia relacionada aos padrões da fratura torna-se um problema associado ao tratamento a ser realizado e à comunicação entre os cirurgiões e pesquisadores (Abdel-Galil & Loukota, 2010). Classificações mais antigas foram consideradas muito simplistas e não auxiliavam a direcionar o tratamento dessas fraturas além da redução fechada e bloqueio maxilo-mandibular (MacLennan, 1952; Rowe & Killey, 1955; Dingman & Natvig, 1964).

Spiessl & Schroll, em 1972, classificaram as fraturas condilares, utilizando avaliações subjetivas, em altas e baixas, e com e sem deslocamento. Contudo, essa classificação não permite uma fácil “visualização” da fratura.

Lindahl, em 1977, propôs uma classificação considerando fatores que incluem o nível da fratura, deslocamento e a relação entre o côndilo e a fossa articular. Apesar de útil, esse sistema de classificação foi considerado complexo (Abdel-Galil & Loukota, 2009).

Loukota *et al.* (2005) propuseram uma classificação das fraturas em subcondilar alta, subcondilar baixa e intra-capsular, porém o ponto de referência para classificar em alta ou baixa é o ponto mais baixo da incisura mandibular (Figura 1). Essa classificação foi considerada de fácil utilização e de valor na decisão do tratamento e previsão de resultados (Cenzi *et al.*, 2009).

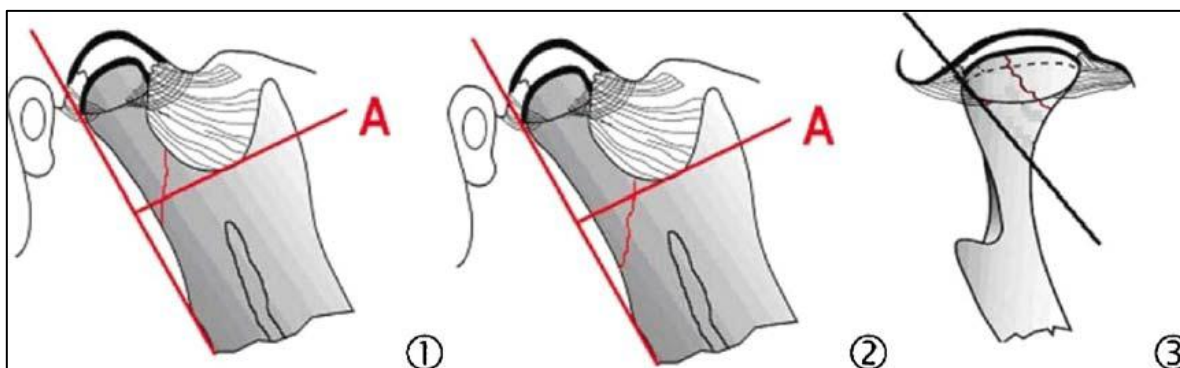


Figura 1 – Classificação das fraturas condilares proposta por Loukota *et al.* (2005). (A) linha tangente ao ponto mais baixo da incisura mandibular; (1) fratura subcondilar alta; (2) fratura subcondilar baixa; (3) fratura intra-capsular.

2.2 TRATAMENTO DAS FRATURAS CONDILARES DA MANDÍBULA

Apesar da alta incidência das fraturas de côndilo mandibular, o seu tratamento ainda é um ponto de grande controvérsia. Walker, em 1994, definiu que o maior objetivo do tratamento das fraturas de côndilo mandibular é restaurar a função, e não necessariamente a reconstrução anatômica. Ele definiu que a restauração da função deveria apresentar as seguintes características: 1- abertura bucal sem dor, com distância interincisal de no mínimo 40mm, 2- boa movimentação mandibular em todas excursões, 3- restabelecer a oclusão dentária prévia ao trauma, 4- articulação têmporo-mandibular estável, 5- simetria mandibular e facial.

Zide & Kent em 1983, relataram as indicações para tratamento aberto ou fechado das fraturas condilares, citando uma série de indicações absolutas e relativas. As indicações absolutas incluíam: 1- deslocamento do côndilo para fossa craniana; 2- impossibilidade de obter boa oclusão dentária por bloqueio maxilo-mandibular; 3- deslocamento lateral extra-capsular do fragmento condilar, com comprometimento estético; e 4- presença de corpo estranho. As indicações relativas também foram delineadas porém são mais subjetivas e variam de acordo com a experiência do cirurgião. São elas: 1- fratura condilar bilateral em paciente edêntulo; 2- fratura uni ou bilateral quando o bloqueio maxilo-mandibular é contra-indicado; 3- fratura de côndilo bilateral associada a fraturas cominuídas de terço médio da face.

Obedecendo estes critérios vários autores apresentaram formas conservadoras e cirúrgicas para o tratamento de fraturas de côndilo. De um lado os que defendiam o tratamento conservador relatavam bons resultados com terapia com elásticos e bloqueio maxilo-mandibular, sem os riscos advindos do acesso cirúrgico como cicatrizes, hemorragias e paralisia do nervo facial (Hlawitschka & Eckelt, 2002). Do outro lado o tratamento cirúrgico ganhou espaço com a introdução do material de fixação interna rígida o que proporcionou uma

melhor estabilização da fratura, eliminação dos bloqueios maxilo-mandibulares, diminuição da fisioterapia com elásticos, além de uma reabilitação mais rápida (Kalella et al. 1995).

O processo de tratamento das fraturas de mandíbula tem evoluído em vários aspectos. Tanto no equilíbrio entre as indicações do tratamento cirúrgico e conservador, como na busca de melhores métodos de redução e fixação interna rígida em que se propõem técnicas menos invasivas (como a cirurgia por endoscopia), e realização de testes de materiais e estudos da distribuição de forças durante a função mandibular (Hammer et al., 1995; Choi *et al.*, 1999; Asprino et al., 2006).

As complicações das fraturas de côndilo também são reportadas na literatura. Assim, citam-se, nos tratamentos cirúrgicos, lesão ao nervo facial, processos infecciosos do acesso cirúrgico; a Síndrome de Frey que é caracterizada por transpiração da região cutânea pré-auricular durante qualquer estímulo salivatório; sialocele; fístula da glândula parótida; falha da fixação interna rígida; deslocamento condilar; hemorragia; e cicatrizes hipertróficas. Comum também aos tratamentos conservadores observa-se a má-oclusão, mordida aberta anterior, perda da dimensão vertical posterior e disfunções têmporo-mandibulares (Baker *et al.*, 1998; Ellis *et al.*, 2000; Giroto *et al.*, 2001).

Além disso, existem complicações comuns a todos os tipos de fraturas como a não-união e a má-união. A não-união caracterizada por uma falha nos cotos ósseos da fratura ou quando todos os sinais de reparo cessam. A não-união pode ser distrófica, atrófica, defeituosa ou necrótica. Já a má-união é caracterizada quando a fratura apresenta união em uma posição não anatômica. Este tipo de complicação pode ser causada por carga prematura ou por redução ou fixação inadequada. A posição incorreta pode comprometer a função (Worsaae & Thorn, 2004).

2.3 OSTEOSSÍNTESE DAS FRATURAS DE CÔNDILO MANDIBULAR

Vários métodos foram descritos para a fixação interna das fraturas de côndilo mandibular. Entre eles podemos citar o uso de osteossíntese com fio de aço, fio de Kirschner, parafusos compressivos, parafusos posicionais, placas rígidas e miniplacas e parafusos em diferentes disposições (Sugiura *et al.*, 2001)

A redução aberta e fixação das fraturas de côndilo mandibular não fazem sentido se a fixação utilizada não apresentar a estabilidade mecânica suficiente para suportar as cargas fisiológicas. As inúmeras técnicas existentes foram e têm sido utilizadas na tentativa de alcançar esse objetivo (Meyer *et al.*, 2006).

A utilização de 1 miniplaca de 4 furos instalada verticalmente e paralela ao longo eixo condilar na borda posterior da mandíbula, onde a espessura óssea é mais acentuada é uma das técnicas preferidas (Klotch & Lundy, 1991; Sargent & Green, 1992; Ellis & Dean, 1993; Newman, 1998; Undt *et al.*, 1999; Ellis *et al.*, 2000; Haug & Assael, 2001; Hyde *et al.*, 2002). Contudo, tem-se mostrado que essa técnica é inadequada tanto com estudos *in vitro* (Choi *et al.*, 1999; Haug *et al.*, 2002; Wagner *et al.*, 2002; Meyer *et al.*, 2006), quanto em diversos estudos clínicos (Hammer *et al.*, 1997; Ziccardi *et al.*, 1997; Sugiura *et al.*, 2001; Choi *et al.*, 2001; Rallis *et al.*, 2003). Utilizando essa técnica, a placa é instalada ao longo das linhas de força compressiva, não respeitando os princípios de osteossíntese funcionalmente estável (Champy *et al.*, 1978), nem prevenindo deslocamentos secundários.

Outros grupos propuseram a utilização de uma placa mais rígida, possivelmente compressiva, como a placa de compressão dinâmica para zigomático, fixada com parafusos bicorticais (Koberg & Momma, 1978; Ellis & Dean, 1993; Ellis *et al.*, 2000; Troulis & Kaban, 2001; Laverick & Jones, 2002; Haug *et al.*, 2002; Brandt & Haug, 2003). Supostamente essas placas eram resistentes o bastante para suportar as cargas fisiológicas. Contudo, essa técnica foi pouco aceita por causa do tamanho dos fragmentos condilares e acesso

cirúrgico restrito nessa região. Algumas falhas foram, inclusive, relatadas com essas placas mais rígidas, pelo fato de não terem sido instaladas na posição adequada (Choi *et al.*, 1999, 2001; Wagner *et al.*, 2002; Schön *et al.*, 2003; Rallis *et al.*, 2003).

A utilização de parafuso compressivo tipo “lag-screw” para a fixação de fraturas condilares foi introduzida por Petzel & Bülles (1982) e popularizada posteriormente por vários autores (Krenkel, 1994; Silvennoinen *et al.*, 1995; Ziccardi *et al.*, 1997; Sugiura *et al.*, 2001). Do ponto de vista mecânico, a posição central do parafuso é ideal, já que situa-se ao longo da zona mecanicamente neutra do sistema de forças. Além disso, a compressão na linha de fratura auxilia na estabilização e conseqüentemente na consolidação óssea (Silvennoinen *et al.*, 1995). Contudo, determinar precisamente a zona neutra de um sistema mecanicamente complexo não é fácil, dessa forma o parafuso fica sujeito a tensões mecânicas prejudiciais, principalmente forças de cisalhamento (Meyer *et al.*, 2006). Isso provavelmente explica o número significativo de falhas de fixação e fratura de parafuso relatadas na literatura (Kallela *et al.*, 1995; Silvennoinen *et al.*, 1995; Eckelt & Hlawitschka, 1999; Sugiura *et al.*, 2001). Além disso, a técnica é de difícil execução e algumas vezes impossível de ser realizada por peculiaridades anatômicas (Santler, 2001).

Meyer *et al.* (2002) avaliaram num estudo fotoelástico as forças de tensão geradas na mandíbula, quando aplicada carga na região entre os primeiros molares. Segundo os autores, a função nessa área foi escolhida porque ela tem sido com freqüência usada em pesquisas, entretanto a força descrita é válida apenas para este tipo de função, porque durante a mastigação a região do côndilo é submetida a maior tensão. A análise fotoelástica revelou que durante a função de mordida unilateral, uma força tensional surge em volta da borda anterior do ramo e pescoço condilar, enquanto uma força de compressão surge em torno da borda posterior do ramo.

Asprino & Consani (2009) mostraram em um estudo fotoelástico resultados que corroboram com os de Meyer *et al.* (2002) em relação à distribuição de forças na região subcondilar após a aplicação de carga; com a presença de força tensional de maior intensidade e direção oblíqua acompanhando a incisura mandibular, e força compressiva de menor intensidade na borda posterior do ramo mandibular (Figura 2).

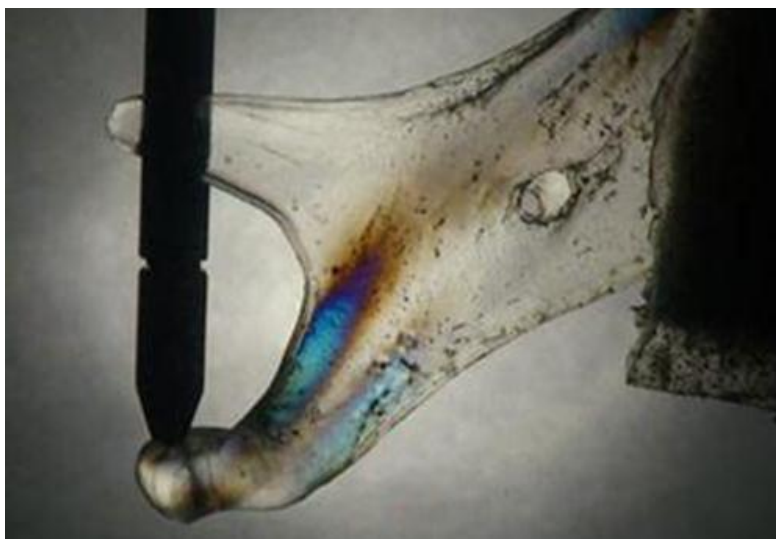


Figura 2 – Distribuição de forças em hemimandíbula de resina fotoelástica após a aplicação de carga.

Fonte: Asprino & Consani, 2009.

Vários autores propuseram a utilização de 2 miniplacas, sendo uma instalada paralela ao eixo condilar, na borda posterior da mandíbula, e a outra de forma oblíqua, paralela à incisura mandibular (Krenkel, 1994; Hammer *et al.*, 1997; Choi *et al.*, 1999, 2001; Devlin *et al.*, 2002; Rallis *et al.*, 2003; Suzuki *et al.*, 2004; Vesnaver *et al.*, 2005). Essa técnica parece respeitar os princípios de osteossíntese funcionalmente estável, com a placa oblíqua instalada ao longo das linhas de força tensional e protegendo a primeira placa de forças mecânicas tensionais. A placa vertical é responsável apenas pela manutenção da redução nos planos horizontal e frontal e fica praticamente livre de tensão (Meyer *et al.*,

2006). Wagner *et al.* (2002) com análise de elementos finitos provaram a superioridade biomecânica dessa técnica.

Asprino *et al.* (2006) avaliaram comparativamente a resistência de três técnicas de fixação interna rígida com uso de miniplacas em fratura de côndilo mandibular. Foram obtidas 80 réplicas de hemimandíbulas humanas em resina de poliuretano, sendo 20 do grupo controle. As 60 hemimandíbulas restantes foram submetidas a seccionamento simulando fratura subcondilar e em seguida fixadas com três técnicas da aplicação de placas e parafusos do sistema 2,0mm, que deram origem a seis grupos experimentais, cada um com 10 hemi-mandíbulas. As técnicas de fixação foram: uma placa de quatro furos com quatro parafusos de 6mm; uma placa de quatro furos com quatro parafusos de 8mm; e duas placas de quatro furos com quatro parafusos de 6mm cada. Cada sistema foi submetido ao teste de carregamento com aplicação de carga no sentido médio-lateral e ântero-posterior em máquina de ensaio universal Instron 4411. Foram mensurados valores de carga e deslocamento de pico. Médias e desvio padrão foram avaliados aplicando-se Análise de Variância ($P < .05$), verificada a significância estatística, aplicou-se o teste de Tukey com nível de significância de 5%. Tanto para o valor de carga como de deslocamento de pico, as hemimandíbulas fixadas com duas placas tiveram melhor comportamento, seguidas de uma placa com quatro parafusos de 8mm e uma placa com quatro parafusos de 6mm. Os sistemas de fixação aplicados foram mais resistentes ao carregamento no sentido ântero-posterior e a aplicação de parafusos de 8mm aumentou a resistência da fixação comparado à aplicação de parafusos de 6mm somente no teste ântero-posterior. Os autores concluíram que, dentro das condições testadas, que a utilização do sistema de fixação com a utilização de duas placas traz maior resistência à fixação aplicada às fraturas condilares. E que o uso de parafusos mais longos aumentaria a resistência da fixação aplicada à fratura de côndilo mandibular.

Placas tridimensionais quadradas e retangulares foram preconizadas em cirurgia buco-maxilo-facial nos anos 90 por Farmand (Meyer *et al.*, 2006). Os

trabalhos de Farmand acentuaram as principais vantagens das placas tridimensionais sobre as placas retas, como maior estabilidade devido a junção dos “braços” anterior e posterior, e menor descolamento de tecido mole graças ao seu tamanho reduzido (Meyer *et al.*, 2006).

Meyer *et al.* (2007) levando em consideração o bom mas ainda imperfeito comportamento mecânico das placas tridimensionais retangulares para a fixação de fraturas subcondilares, projetaram placas tridimensionais trapezoidais. O formato trapezoidal das placas seguiram os princípios de osteossíntese funcionalmente estável, sendo que elas adaptavam-se ao padrão das linhas de força tensional e compressiva na região do côndilo durante a função. De acordo com os autores após estudo biomecânico, as placas tridimensionais trapezoidais apresentaram resistência suficiente para suportar cargas fisiológicas.

Existem diversos modelos experimentais na literatura para testes mecânicos da fixação interna na mandíbula, conforme descrito por Ikemura *et al.* (1984) com mandíbula de cães; com mandíbula de cadáveres humanos (Ardary *et al.*, 1989; Kim *et al.*, 1995; Tams *et al.*, 1997; Tharanon, 1998; Meyer *et al.*, 2002, 2006, 2007); mandíbulas de macacos (Ellis III *et al.*, 1988); com mandíbulas de carneiros (Wittenberg *et al.*, 1997); mandíbulas sintéticas de poliuretano (Haug *et al.*, 2002; Shetty *et al.*, 1995; Asprino *et al.*, 2006); costelas bovinas (Armstrong *et al.*, 2001; Trivellato, 2001); madeira de carvalho vermelho (Haug *et al.*, 1999). Crofts *et al.* (1990) notaram que existe amplo grau de respostas das forças mecânicas quando se utiliza a mandíbula de cadáveres humanos em modelos de estudo *in vitro*. De qualquer forma o funcionamento *in vivo* da mandíbula possui uma variedade complexa de vetores que influenciam nos testes mais extremos, não existindo assim modelo *in vitro* capaz de reproduzir fielmente o funcionamento da mandíbula humana (Tucker, 2000).

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo neste estudo foi avaliar comparativamente, *in vitro*, a resistência ao deslocamento e a distribuição de forças promovidas pela fixação de fraturas subcondilares por meio de duas placas retas do sistema 2,0mm ou placas trapezoidais do sistema 2,0mm ou 1,5mm com e sem extensão.

4. MATERIAL E MÉTODOS

4.1 PLACAS E PARAFUSOS

Para a realização deste estudo foram utilizadas 24 placas retas de 4 furos do sistema 2,0mm, 12 placas trapezoidais do sistema 2,0mm, 12 placas trapezoidais com extensão do sistema 2,0mm, 12 placas trapezoidais do sistema 1,5mm, 12 placas trapezoidais com extensão do sistema 1,5mm, 192 parafusos de 8mm do sistema 2,0mm e 96 parafusos de 8mm do sistema 1,5mm (Tóride Ind. Com. Ltda. EPP, Mogi-Mirim – SP – Brasil) (Figura 3). Segundo o fabricante as placas são de titânio comercialmente puro de grau II de acordo com ASTM F67, e os parafusos são de liga de titânio-6 alumínio-4 vanádio (Ti-6Al-4V) ASTM F136. As placas trapezoidais e trapezoidais com extensão dos sistemas 1,5mm e 2,0mm foram confeccionadas especialmente para a realização da pesquisa. As placas trapezoidais com extensão foram fabricadas com o intuito inicial de auxiliar na manutenção da redução da fratura antes e durante a inserção dos parafusos, uma vez que, após dobrada, ela contorna a borda posterior da mandíbula.

A fim de determinar possíveis variações nos resultados devido à falta de padronização dimensional das placas e parafusos, foi realizada avaliação dimensional, conforme estudo de Trivellato (2001) e Asprino (2005), com o uso de paquímetro digital marca Mitutoyo Modelo Série 500 (Mitutoyo Sul Americana Ltda., São Paulo – SP – Brasil), com precisão de 0,01 mm. Foram avaliadas dimensões específicas de 10 placas de cada modelo e quatro dimensões de 10 parafusos de 8mm do sistema 2,0mm e 10 parafusos de 8mm do sistema 1,5mm, escolhidos aleatoriamente. Cada uma das dimensões de cada peça foi mensurada três vezes e estabelecida uma média final (Anexo 1).

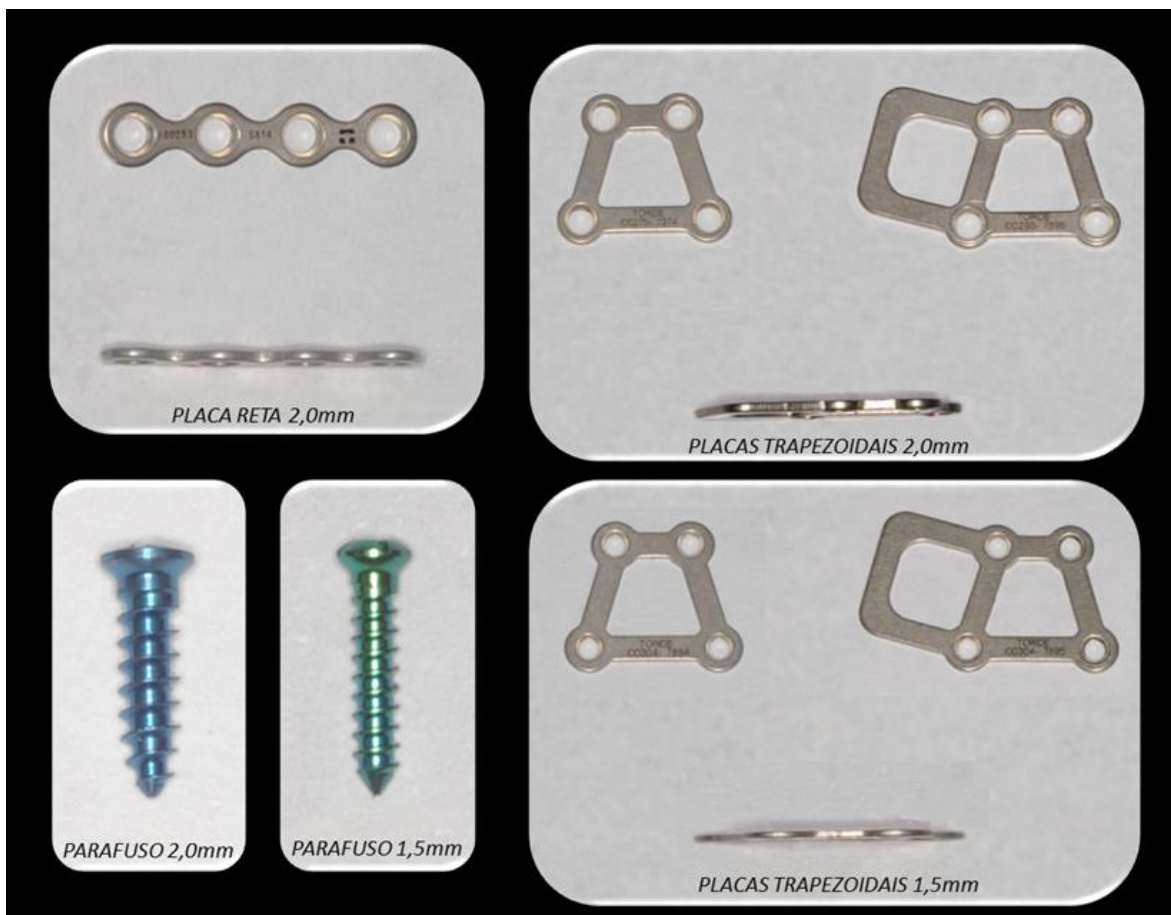


Figura 3 – Placas e parafusos dos sistemas 2,0mm e 1,5mm utilizados no estudo.

4.2 HEMIMANDÍBULAS DE POLIURETANO

Para o presente estudo foram utilizadas 60 réplicas de hemimandíbulas humanas em resina de poliuretano rígido (Nacional®, Jaú – SP – Brasil). O comprimento da borda inferior das hemimandíbulas, **medida A**, referente a distância do ângulo mandibular a linha média sínfisária foi de 83mm; **medida B**, altura da borda inferior a borda superior, correspondente ao processo alveolar, foi de 26mm; **medida C**, referente a largura do ramo mandibular no sentido antero-posterior foi de 24mm; **medida D**, o comprimento do côndilo ao ponto mais anterior da sínfise foi de 123mm; **medida E**, referente a altura posterior do ramo

mandibular medida de um ponto fixo na sua borda inferior ao ponto mais alto do côndilo foi de 81mm; **medida F**, referente a altura mediana do ramo mandibular medida de um ponto fixo na sua borda inferior ao ponto mais profundo na incisura sigmóide foi de 55mm; **medida G**, referente a altura anterior do ramo mandibular medida de um ponto fixo na sua borda inferior ao ponto mais alto no processo coronóide foi de 72mm; **medida H**, a maior espessura do ramo mandibular no sentido médio-lateral, na região da secção, que simulava a fratura subcondilar, foi de 8mm. Estas medidas estão representadas nas figuras 4 e 5. Para a escolha da resistência da mandíbula de poliuretano, que podia ser normal ou extra-duro, foi realizado teste de carregamento linear em corpos de prova (2X2 cm) na máquina servohidráulica para ensaio universal Instron, modelo 4411 (Instron Corp., Norwood, MA, EUA) do Departamento de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas (FOP - UNICAMP). Desta forma, foi obtido o módulo de elasticidade do corpo de prova que mais se aproximasse ao osso humano (Anexo 2).

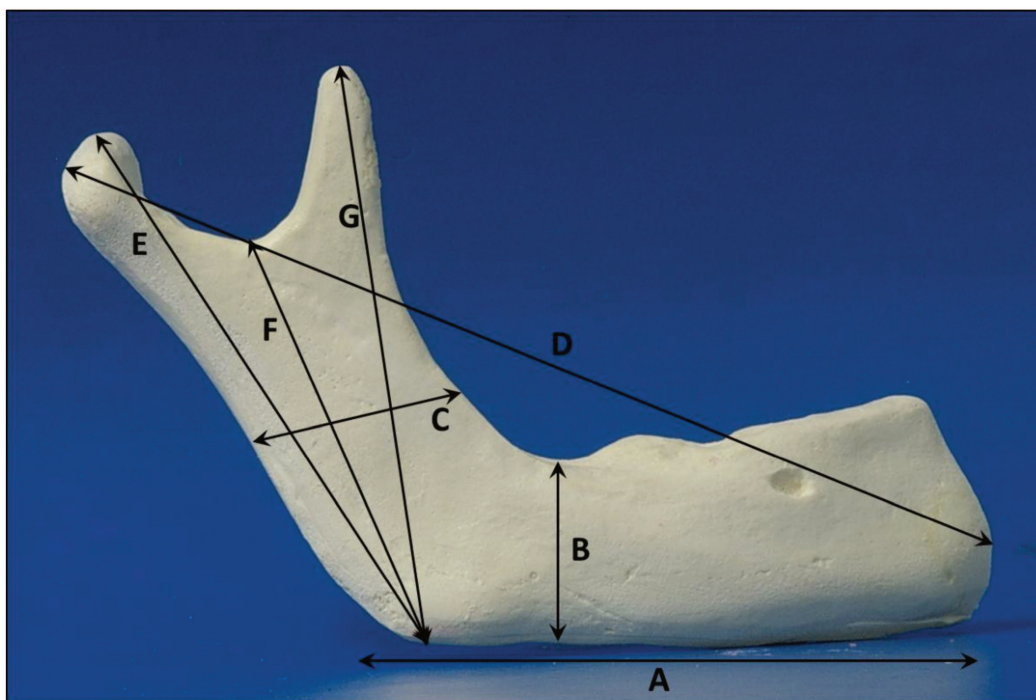


Figura 4 – Hemimandíbula de poliuretano (vista lateral) e medidas lineares de A a G.

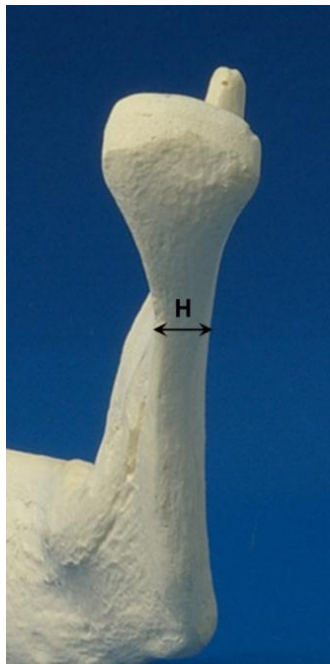


Figura 5 – Medida H (vista posterior).

4.2.1 Preparo das Amostras

As hemimandíbulas foram divididas em 12 grupos, cada um contendo 5 unidades (Quadro 1). Sendo dois grupos controle, que consistiram em dois grupos de hemimandíbulas íntegras submetidas aos testes ântero-posterior e médio-lateral a fim de testar o substrato. As 50 hemimandíbulas restantes foram uniformemente seccionadas de forma linear e perpendicular à superfície lateral da mandíbula utilizando um guia confeccionado em resina acrílica incolor quimicamente ativada (Artigos Odontológicos Clássico Ltda., Campo Limpo Paulista – SP – Brasil). Tal seccionamento foi realizado por disco diamantado (Diaflex-F, Horico – Alemanha) acoplado a peça-reta em micromotor elétrico (Figura 6). A altura escolhida para a realização da secção foi a mais alta possível abaixo da cápsula articular, porém onde ainda fosse viável a instalação de duas

placas retas de quatro furos com dois furos de cada lado da linha de secção em cada placa. Sendo uma placa paralela à borda posterior da mandíbula e a outra oblíqua, paralela à incisura da mandíbula. A **medida J**, do ponto mais alto do côndilo à linha de secção na borda posterior da mandíbula, foi de 34mm; a **medida K**, do ponto mais alto do côndilo à linha de secção na incisura da mandíbula, foi de 25mm. (Figura 7)

GRUPOS	TIPO DE FIXAÇÃO	TESTE APLICADO
CONTROLE	Hemimandíbula íntegra	Ântero-posterior
CONTROLE	Hemimandíbula íntegra	Médio-lateral
1	2 placas retas sistema 2,0mm	Ântero-posterior
2	2 placas retas sistema 2,0mm	Médio-lateral
3	Placa trapezoidal sistema 2,0mm	Ântero-posterior
4	Placa trapezoidal sistema 2,0mm	Médio-lateral
5	Placa trapezoidal c/ extensão sistema 2,0mm	Ântero-posterior
6	Placa trapezoidal c/ extensão sistema 2,0mm	Médio-lateral
7	Placa trapezoidal sistema 1,5mm	Ântero-posterior
8	Placa trapezoidal sistema 1,5mm	Médio-lateral
9	Placa trapezoidal c/ extensão sistema 1,5mm	Ântero-posterior
10	Placa trapezoidal c/ extensão sistema 1,5mm	Médio-lateral

Quadro 1 – Grupos divididos de acordo com o tipo de fixação e teste aplicado.



Figura 6 – Seccionamento da hemimandíbula com o auxílio do guia em acrílico.

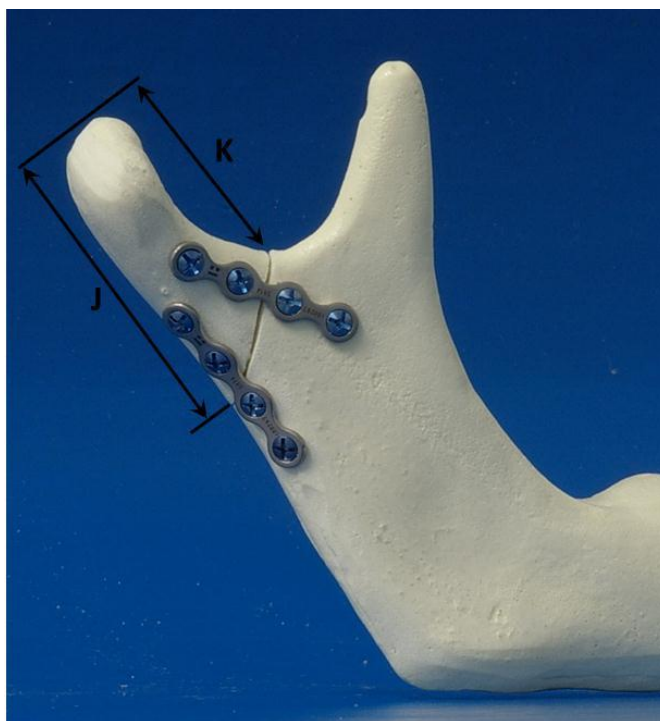


Figura 7 – Medida posterior (J) e anterior (K) da secção.

A fim de padronizar a instalação das placas e parafusos para a redução e fixação, assim como o preparo do ponto de aplicação de carga, foram confeccionados guias em acrílico para minimizar variações devido a falha manual no preparo das amostras (Figuras 8 e 9). A seguir as hemimandíbulas foram fixadas com cinco técnicas diferentes, que deram origem aos dez grupos experimentais deste estudo, cada um com 5 hemimandíbulas (Figuras 10 a 14).

Foi confeccionado um bloco de resina acrílica incolor quimicamente ativada, que encaixava-se em toda extensão da borda inferior da hemimandíbula e região de corpo mandibular (Figura 15). Esse bloco permitiu o posicionamento e apreensão das hemimandíbulas nos suportes em que foram levadas à máquina de ensaio.

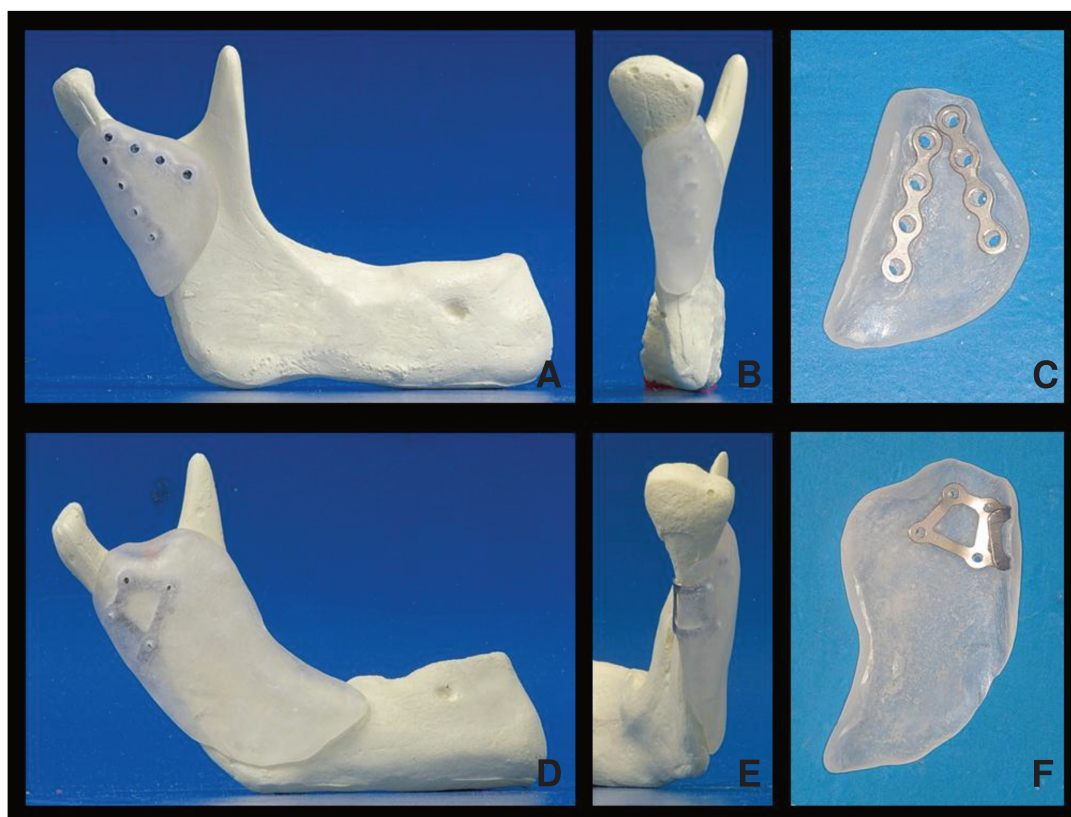


FIGURA 8 – Guias em resina acrílica para redução e fixação com 2 placas retas (A, B e C) e com placas trapezoidais (D, E e F).



Figura 9 – Guia para redução e preparo do ponto de aplicação de carga.

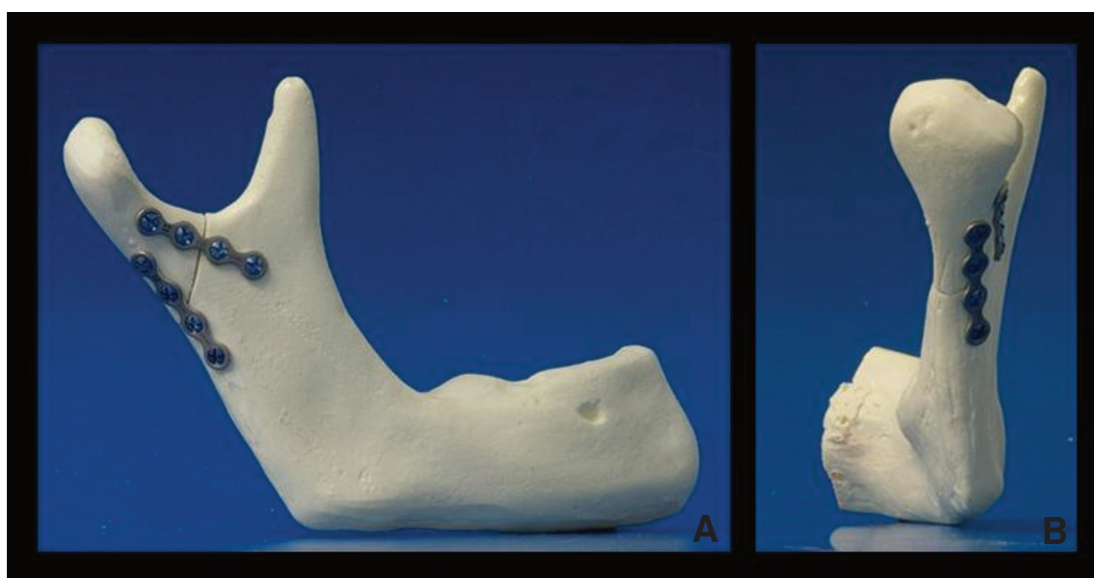


Figura 10 – Vista lateral (A) e vista posterior (B) da fixação com 2 placas do sistema 2,0mm.

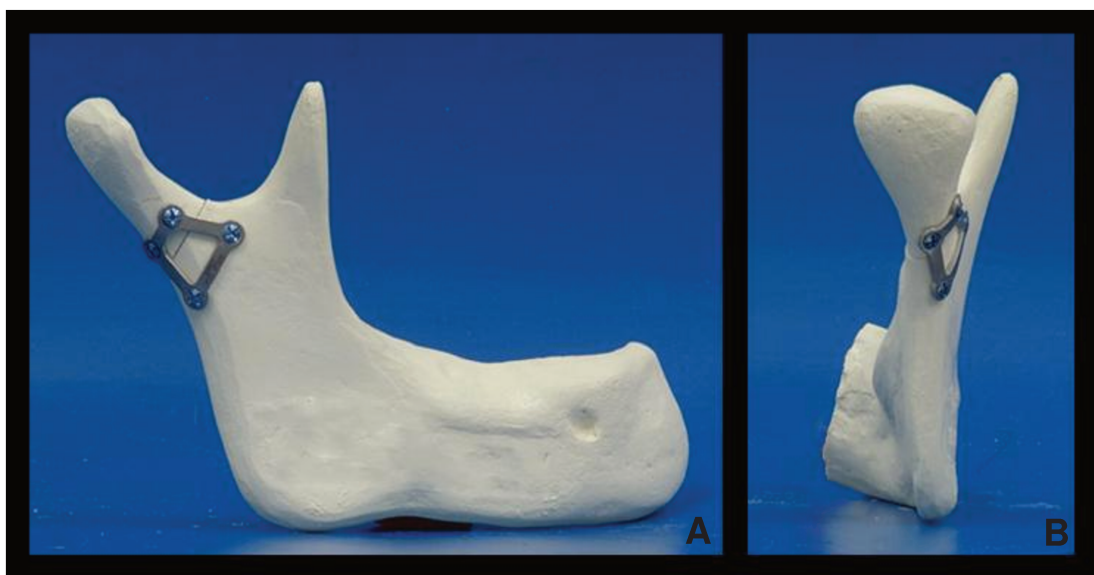


Figura 11 – Vista lateral (A) e vista posterior (B) da fixação com placa trapezoidal do sistema 2,0mm.

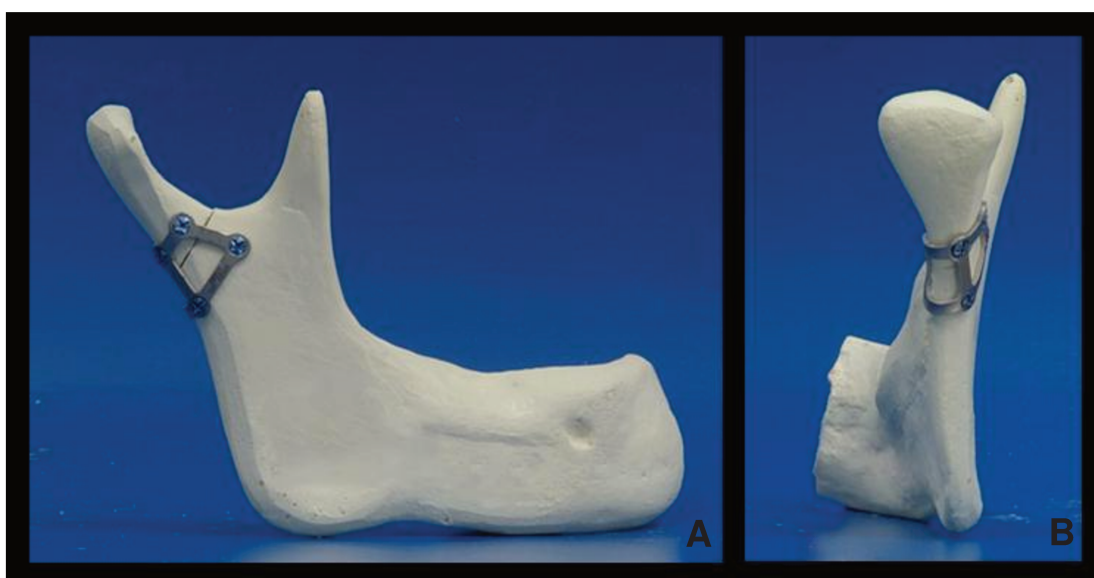


Figura 12 – Vista lateral (A) e vista posterior (B) da fixação com placa trapezoidal c/ extensão do sistema 2,0mm.

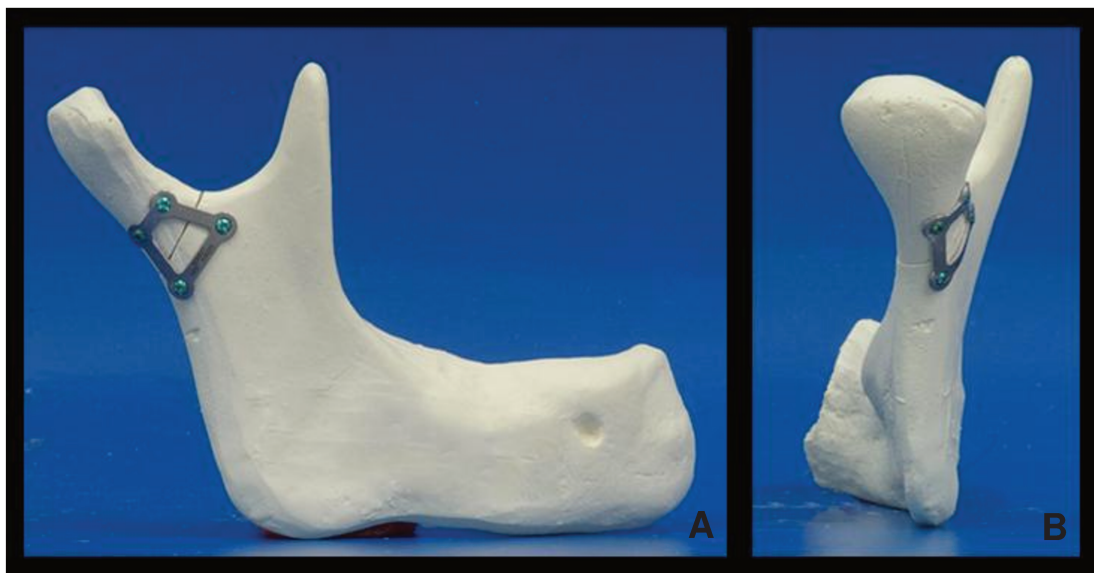


Figura 13 – Vista lateral (A) e vista posterior (B) da fixação com placa trapezoidal do sistema 1,5mm.

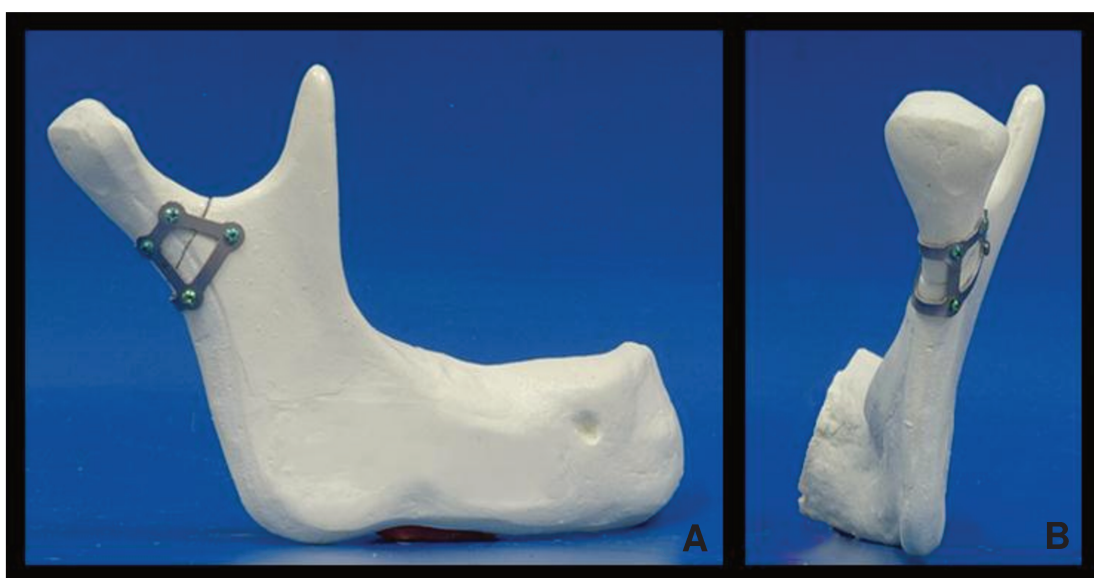


Figura 14 – Vista lateral (A) e vista posterior (B) da fixação com placa trapezoidal c/ extensão do sistema 1,5mm.

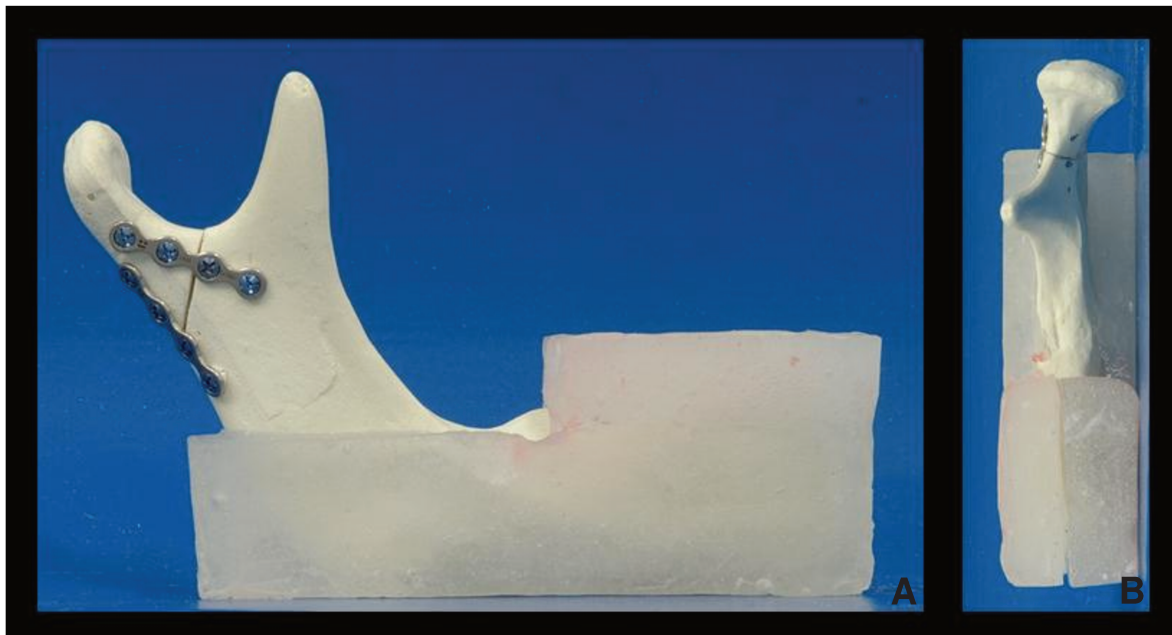


Figura 15 – Vista lateral (A) e vista superior (B) do bloco de resina para posicionamento e fixação nos suportes.

4.2.2 – Teste de carregamento

O teste de carregamento foi realizado em máquina servohidráulica para ensaio universal Instron, modelo 4411 (Instron Corp., Norwood, MA, EUA) do Departamento de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas (FOP - UNICAMP). Para isso foram confeccionados, em aço inoxidável, dois dispositivos de fixação (suportes) das hemimandíbulas, um para o teste ântero-posterior (Figura 16) e outro para o teste médio-lateral (Figura 17). Os grupos 1, 3, 5, 7 e 9 foram submetidos a aplicação de força linear ântero-posterior. Os grupos 2, 4, 6, 8 e 10 foram submetidos a aplicação de força linear médio-lateral. Foi estabelecida uma velocidade de 1mm/min, para aplicação de carga progressiva sobre o sistema, quando foi realizada a obtenção do valor de resistência ao carregamento, em quilograma-

força, na carga de pico e carga final e aferido o deslocamento imposto pelo ensaio, em milímetros, nestes dois estágios. A carga foi sempre aplicada no segmento proximal, em um ponto fixo, que recebia o dispositivo de aplicação de carga. Os valores de carga de pico foram tomados no momento da primeira falha do sistema, logo após esta, a carga começava a diminuir, e podíamos observar na máquina de ensaio, o registro deste valor, chamado pela máquina de carga de pico. Além do valor da carga era registrado o deslocamento que o ensaio havia sofrido até o momento da carga de pico, chamado de deslocamento de pico. Após a obtenção da carga de pico, ou seja, carga máxima antes da primeira falha do sistema, e seu respectivo deslocamento, na aplicação de carga progressiva o sistema continuou a ser submetido ao teste até a falha total do mesmo, quando havia perda da resistência e a máquina terminava o ensaio, também registrando valores de carga e deslocamento finais.



Figura 16 – Suporte para teste ântero-posterior instalado na máquina.



Figura 17 – Suporte para teste médio-lateral instalado na máquina.

4.3 HEMIMANDÍBULAS DE RESINA FOTOELÁSTICA

Os modelos das mandíbulas de resina fotoelástica foram obtidos por duplicação das hemimandíbulas de poliuretano, conforme estudo de Sato *et al.*, 2010. Os grupos de 1 a 10 foram reproduzidos a partir de uma hemimandíbula que sofreu a secção já descrita, o que permite afirmar que todas as hemimandíbulas e suas “fraturas subcondilares” são semelhantes entre si, pois foram confeccionadas a partir de uma mesma matriz.

Para duplicação das hemimandíbulas de poliuretano foram selecionadas moldeiras plásticas. A seguir foi preparado o material de moldagem a base de silicone Silibor (Artigos Odontológicos Clássico Ltda., Campo Limpo Paulista – SP – Brasil). Este material foi manipulado na proporção de 3 a 4% de

líquido catalisador para cada porção de silicone dosada, a fim de preencher completamente as moldeiras. O preenchimento da moldeira com o material de moldagem foi realizado de maneira lenta, a fim de se evitar a formação de qualquer tipo de bolha no material. Cada segmento da hemimandíbula foi então inserido lentamente na silicona, de modo a estar totalmente imerso no material. Para cada segmento da hemimandíbula seccionada (parte proximal e distal) foi realizado um molde de silicone.

Foi aguardado então um período de 24 horas para a completa presa do material de moldagem e a separação do molde/matriz, de acordo com a recomendação do fabricante. Cada segmento da hemimandíbula foi então retirado do material de moldagem com o máximo de cuidado possível para evitar que a moldagem sofresse alterações como perfurações ou rasgamento (Figuras 18 e 19).



Figura 18 – Abertura e retirada do segmento distal da hemimandíbula do interior do molde.



Figura 19 – Abertura e retirada do segmento proximal da hemimandíbula do interior do molde.

A confecção dos modelos fotoelásticos foi realizada com resina Araldite (Araltec Produtos Químicos Ltda, Guarulhos – SP – Brasil) que possui dois componentes líquidos, a GY-279 modificada, com diluído reativo, de baixa até média viscosidade, formulada à base de bisfenol A, e um endurecedor HY 2964 à base de amina cicloalifática, modificado, de baixa viscosidade, o que permite maior aplicação e manuseio.

A cura deste material ocorre à temperatura ambiente por meio de um sistema endurecedor, o que possibilita a confecção de modelos de plástico fotoelástico, transparente, de alto brilho e sem exsudação.

Ambas as porções foram vertidas em um recipiente tipo Becker e misturadas de forma manual com um bastão de vidro bem vagarosamente, de modo a evitar a incorporação de bolhas no material, que poderiam dificultar o processo de leitura.

A resina e o endurecedor foram misturados até a completa homogeneização dos produtos e com o auxílio de uma seringa foram injetados

lentamente no interior do molde até completar todo o conteúdo interno do mesmo (Figura 20).

Após a conclusão do processo de preenchimento da moldagem, o molde foi recoberto com filme plástico tipo PVC para proteção de sua superfície contra a deposição de impurezas ou poeira em suspensão, durante sua polimerização.

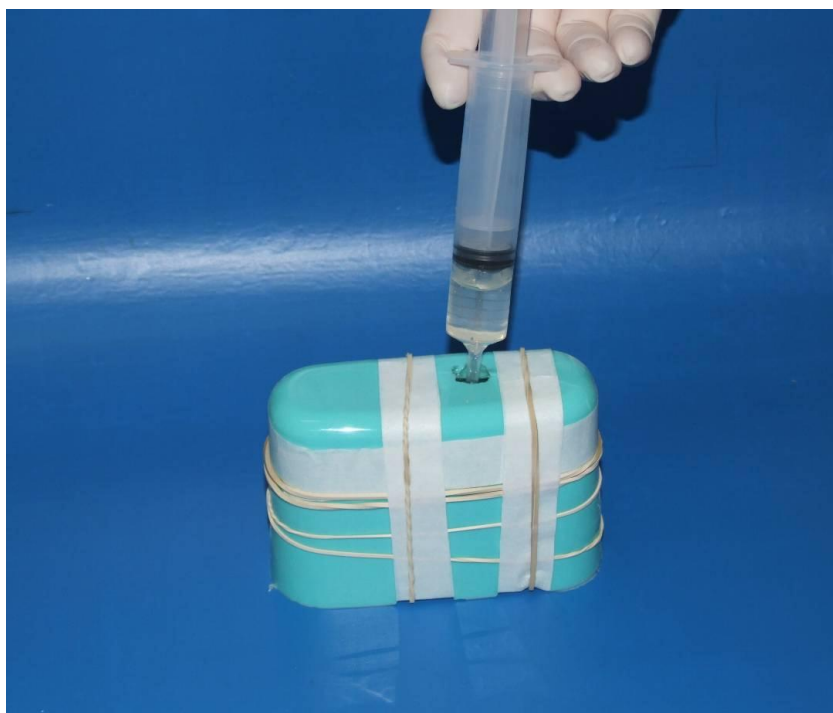


Figura 20 – Aplicação da resina fotoelástica no interior do molde.

O tempo estimado para o modelo fotoelástico alcançar o estágio de recontorneamento é de 2 a 3 horas após o início da mistura, dependendo do tamanho da amostra, espessura e do ambiente de polimerização. Foi aguardado um período adicional de 72 horas, seguindo recomendações do fabricante, para a remoção dos modelos fotoelásticos dos moldes.

Após o período necessário para a presa da resina fotoelástica, foi realizado um corte no molde e a hemimandíbula retirada com cuidado para evitar ao máximo a indução de tensões.

As perfurações para inserção da fixação nas amostras foram realizadas com brocas do sistema 1,5mm e 2,0mm, a 30.000 rpm com irrigação abundante para evitar a indução de tensões no modelo de resina fotoelástica. Os segmentos da hemimandíbula foram então fixados, de acordo com os grupos de estudo previamente descritos, com o auxílio dos guias confeccionados em resina acrílica, idênticos aos utilizados na fixação das hemimandíbulas em poliuretano (Figuras 21 a 25).



Figura 21 – Hemimandíbula em resina fotoelástica fixada com 2 placas retas do sistema 2,0mm.



Figura 22 – Hemimandíbula em resina fotoelástica fixada com placa trapezoidal do sistema 2,0mm.



Figura 23 – Hemimandíbula em resina fotoelástica fixada com placa trapezoidal com extensão do sistema 2,0mm.



Figura 24 – Hemimandíbula em resina fotoelástica fixada com placa trapezoidal do sistema 1,5mm.



Figura 25 – Hemimandíbula em resina fotoelástica fixada com placa trapezoidal com extensão do sistema 1,5mm.

Para tentar minimizar as tensões geradas nos modelos fotoelásticos, os mesmos foram levados a estufa com temperatura de 40°C onde permaneceram por 90 minutos para eliminação das tensões residuais.

4.3.1 – Teste fotoelástico

Após a fixação dos modelos, os mesmos foram levados à máquina de ensaio universal Instron, modelo 4411, acoplada ao polariscópio plano (Eikonal Instrumentos Ópticos Comércio e Serviço Ltda., São Paulo – SP – Brasil) do Departamento de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas (FOP - UNICAMP) (Figuras 26 e 27).

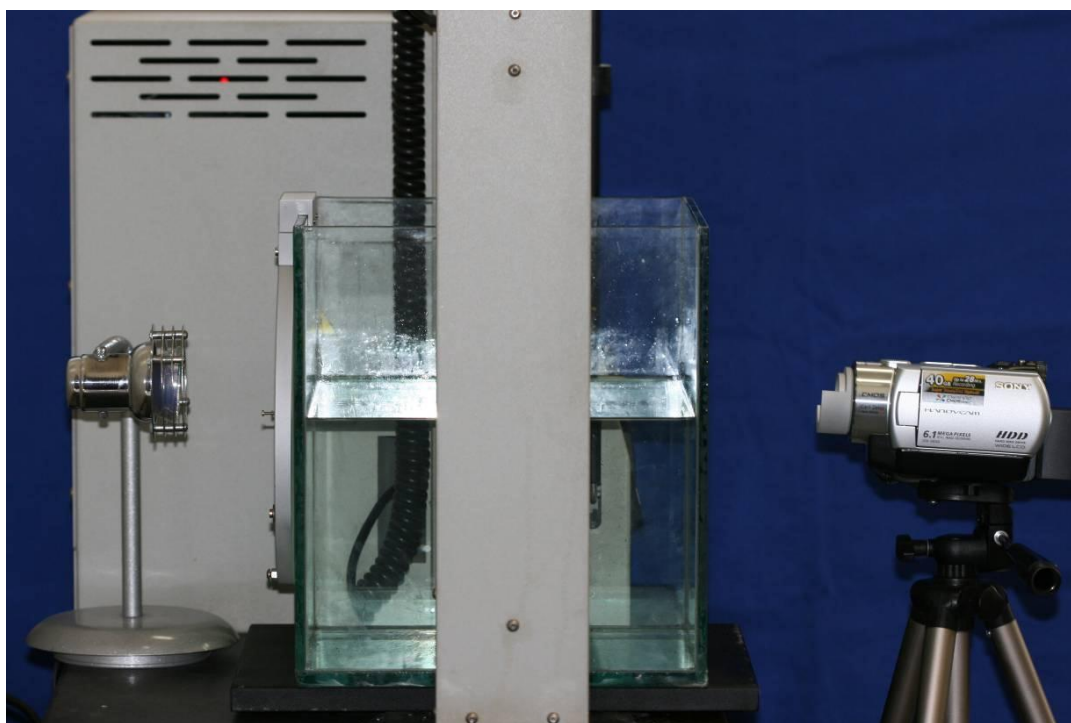


Figura 26 - Vista lateral do polariscópio já acoplado à máquina de ensaio Instron e com a câmera em posição.



Figura 27 - Vista frontal do polariscópio acoplado à máquina de ensaio Instron, durante teste de carregamento e análise fotoelástica.

A máquina de ensaio foi programada para realizar o teste a uma velocidade de 1mm/min até atingir o deslocamento determinado para o teste, que foi de 5mm, quando era realizada a tomada fotográfica das franjas isocromáticas. Além da tomada fotográfica no deslocamento final, também foi realizada a tomada fotográfica inicial, a fim de se demonstrar a ausência de tensões residuais na amostra.

Para a análise fotoelástica desse trabalho, a opção principal foi pela padronização do deslocamento, e de forma secundária pela carga. Isso se deve ao fato de que os sistemas de fixação apresentam diferentes resistências, e dessa forma o deslocamento parece ser a melhor forma de se padronizar e avaliar as franjas isocromáticas das amostras.

Os valores do deslocamento realizados neste ensaio foram calibrados em testes pilotos de tal forma que possibilitasse a melhor resolução de ordens de franjas no modelo e permitissem a comparação entre os diferentes tipos de fixação.

A partir dos testes pilotos, as hemimandíbulas foram filmadas e fotografadas no deslocamento de 5mm, por ser aquele que apresentou a ordem de franjas mais nítidas para as análises. Antes de iniciar os testes fotoelásticos, foram realizadas fotos iniciais com uma Máquina Sony Modelo Handycam DCR-SR300 6.1 MP (Sony Corporation, Japão) para registro das mínimas tensões residuais remanescentes nas amostras, em decorrência das perfurações realizadas previamente à inserção dos parafusos de fixação, bem como a própria pressão dos parafusos sob o substrato. O teste foi filmado na íntegra com o uso de uma filmadora Sony Modelo Handycam DCR-SR300 6.1 MP (Sony Corporation, Japão). Após a máquina de ensaio universal ter realizado o deslocamento desejado (5mm), a mesma era automaticamente colocada em pausa e uma foto final realizada.

4.4 – ANÁLISE ESTATÍSTICA

4.4.1 – Avaliação mecânica

A análise estatística foi realizada para comparar, quantitativamente, as médias de carga de pico e carga final, em kgf; e deslocamento de pico e deslocamento final, em mm; de todos os grupos estudados, nos dois testes aplicados. Os valores foram analisados no programa estatístico SAS 9.1.3 (SAS Institute, Cary, NC, EUA). Foi realizada comparação múltipla entre as médias pelo teste de Tukey. As diferenças foram consideradas estatisticamente significantes para $p \leq 0,05$.

4.4.2 – Avaliação fotoelástica

Para a análise fotoelástica, foi adotado o método qualitativo, que é composto pela avaliação descritiva e comparativa da localização, distribuição e concentração das franjas formadas durante e após a realização de cada sequência de testes, sem a sua quantificação. Não houve preocupação em descrever os padrões de cores visualizados, pois não foi objetivo quantificar o padrão de tensões, e sim avaliar comparativamente a sua distribuição e concentração de acordo com a fixação empregada.

5. RESULTADOS

5.1 TESTE DE CARREGAMENTO

Os valores das médias e desvio padrão de carga de pico, em kgf; deslocamento do pico, em mm; carga final, em kgf e deslocamento final, em mm; de todos os grupos, nos dois testes aplicados, estão apresentados nas Tabelas 10 a 13.

As médias e desvio padrão da carga de pico indicaram que no teste ântero-posterior o tratamento com duas placas retas 2,0mm obteve o melhor comportamento, seguido do tratamento com a placa trapezoidal com extensão 2,0mm, placa trapezoidal 2,0mm, placa trapezoidal com extensão 1,5mm e placa trapezoidal 1,5mm, respectivamente, havendo diferença estatisticamente significativa comparando todos os grupos. No teste médio-lateral o tratamento com a placa trapezoidal com extensão 2,0mm obteve o melhor resultado, com diferença estatisticamente significativa dos demais grupos, seguido do tratamento com a placa trapezoidal 2,0mm, duas placas retas 2,0mm e placa trapezoidal com extensão 1,5mm, respectivamente, sem diferença estatisticamente significativa entre esses 3 grupos. Ainda no teste médio-lateral o tratamento com a placa trapezoidal 1,5mm apresentou o pior resultado, e foi observado diferença estatisticamente significativa entre as placas de mesmo formato do sistema 2,0mm e do sistema 1,5mm (Tabela 10).

Tabela 10 - Médias e desvio padrão de carga de pico em kgf em função do tratamento e do teste.

TRATAMENTO	TESTE	
	Ântero-Posterior	Médio-Lateral
Mandíbula Íntegra	33,13 (2,40) a	8,32 (1,34) a
2 placas retas 2,0mm	28,57 (1,80) b	3,18 (0,52) b
Placa trapezoidal 2,0mm	16,77 (1,71) c	3,54 (0,47) b d
Placa trapezoidal c/ ext. 2,0mm	19,00 (1,15) d	5,23 (0,72) c
Placa trapezoidal 1,5mm	9,78 (1,39) e	2,89 (0,46) b e
Placa trapezoidal c/ ext. 1,5mm	13,05 (1,40) f	3,02 (0,56) b

Letras distintas indicam diferença estatística pelo teste de Tukey ($p \leq 0,05$).

As médias e desvio padrão do deslocamento de pico indicaram que no teste ântero-posterior o tratamento com duas placas retas 2,0mm obteve o melhor comportamento, com diferença estatisticamente significativa dos demais grupos, seguido do tratamento com a placa trapezoidal com extensão 2,0mm e placa trapezoidal 2,0mm, respectivamente, sem diferença estatisticamente significativa entre ambos, seguido do tratamento com placa trapezoidal 1,5mm e placa trapezoidal com extensão 1,5mm, respectivamente, sem diferença estatisticamente significativa entre ambos. Foi observado diferença estatisticamente significativa entre as fixações com o sistema 2,0mm e 1,5mm. No teste médio-lateral o tratamento com a placa trapezoidal com extensão 2,0mm obteve o melhor comportamento, com diferença estatisticamente significativa dos demais grupos, seguido do tratamento com a placa trapezoidal 2,0mm, placa trapezoidal com extensão 1,5mm, placa trapezoidal 1,5mm e duas placas retas 2,0mm, respectivamente, sem diferença estatisticamente significativa entre esses 3 grupos (Tabela 11).

Tabela 11 - Médias e desvio padrão de deslocamento de pico em *mm* em função do tratamento e do teste.

TRATAMENTO	TESTE	
	Ântero-Posterior	Médio-Lateral
Mandíbula Íntegra	6,08 (0,71) a	20,08 (1,87) a
2 placas retas 2,0mm	14,12 (1,36) b	9,86 (1,62) b
Placa trapezoidal 2,0mm	10,30 (1,44) c	11,48 (0,75) b
Placa trapezoidal c/ ext. 2,0mm	10,65 (1,29) c	12,63 (1,94) c
Placa trapezoidal 1,5mm	8,05 (1,39) d	10,31 (0,72) b
Placa trapezoidal c/ ext. 1,5mm	7,95 (0,92) d	11,00 (1,64) b

Letras distintas indicam diferença estatística pelo teste de Tukey ($p \leq 0,05$).

As médias e desvio padrão da carga final indicaram que no teste ântero-posterior o tratamento com duas placas retas 2,0mm obteve o melhor comportamento, com diferença estatisticamente significativa dos demais grupos, seguido do tratamento com a placa trapezoidal com extensão 2,0mm e placa trapezoidal 2,0mm, respectivamente, sem diferença estatisticamente significativa entre ambos, seguido do tratamento com placa trapezoidal com extensão 1,5mm e placa trapezoidal 1,5mm, respectivamente, com diferença estatística significativa entre ambos. Foi observado diferença estatisticamente significativa entre as fixações com o sistema 2,0mm e 1,5mm. No teste médio-lateral o tratamento com a placa trapezoidal com extensão 2,0mm obteve o melhor comportamento, com diferença estatisticamente significativa dos demais grupos, seguido do tratamento com a placa trapezoidal 2,0mm, duas placas retas 2,0mm, placa trapezoidal 1,5mm e placa trapezoidal com extensão 1,5mm, respectivamente, com diferença estatística significativa apenas entre o grupo da placa trapezoidal 2,0mm e os grupos das placas do sistema 1,5mm (Tabela 12).

Tabela 12 - Médias e desvio padrão da carga final em *kgf* em função do tratamento e do teste.

TRATAMENTO	TESTE	
	Ântero-Posterior	Médio-Lateral
Mandíbula Íntegra	33,07 (2,40) a	8,06 (1,60) a
2 placas retas 2,0mm	25,50 (2,09) b	2,66 (0,47) b
Placa trapezoidal 2,0mm	12,51 (1,58) c	3,01 (0,53) b d
Placa trapezoidal c/ ext. 2,0mm	13,27 (1,75) c	4,78 (0,73) c
Placa trapezoidal 1,5mm	5,53 (0,95) d	2,23 (0,20) b e
Placa trapezoidal c/ ext. 1,5mm	10,17 (1,28) e	2,19 (0,57) b e

Letras distintas indicam diferença estatística pelo teste de Tukey ($p \leq 0,05$).

As médias e desvio padrão do deslocamento final indicaram que no teste ântero-posterior o tratamento com duas placas retas 2,0mm obteve o melhor comportamento, com diferença estatisticamente significativa dos demais grupos, seguido do tratamento com a placa trapezoidal com extensão 2,0mm e placa trapezoidal 2,0mm, respectivamente, sem diferença estatisticamente significativa entre ambos, seguido do tratamento com placa trapezoidal com extensão 1,5mm e placa trapezoidal 1,5mm, respectivamente, sem diferença estatisticamente significativa entre ambos. Foi observado diferença estatisticamente significativa entre as fixações com o sistema 2,0mm e 1,5mm. No teste médio-lateral os resultados indicaram que não houve diferença entre os tratamentos aplicados e que as mandíbulas íntegras obtiveram melhor comportamento (Tabela 13).

Tabela 13 - Médias e desvio padrão do deslocamento final em *mm* em função do tratamento e do teste.

TRATAMENTO	TESTE	
	Ântero-Posterior	Médio-Lateral
Mandíbula Íntegra	6,09 (0,71) a	21,89 (3,26) a
2 placas retas 2,0mm	15,14 (1,05) b	15,00 (0,00) b
Placa trapezoidal 2,0mm	11,31 (1,39) c	15,00 (0,00) b
Placa trapezoidal c/ ext. 2,0mm	11,74 (1,18) c	15,00 (0,00) b
Placa trapezoidal 1,5mm	9,33 (1,33) d	15,00 (0,00) b
Placa trapezoidal c/ ext. 1,5mm	9,65 (1,04) d	15,00 (0,00) b

5.2 TESTE FOTOELÁSTICO

Para a análise dos resultados dos testes fotoelásticos, foi adotado o método qualitativo, que consiste basicamente numa avaliação descritiva e comparativa entre os grupos da localização, distribuição e concentração da franjas fotoelásticas formadas durante e após a realização de cada seqüência de teste. Não houve preocupação em descrever os padrões de cores visualizados, pois não foi objetivo quantificar o padrão de tensões, e sim avaliar comparativamente a sua distribuição e concentração de acordo com a fixação empregada.

5.2.1 Grupo 2 placas retas sistema 2,0mm

Na avaliação ântero-posterior pôde-se observar uma distribuição com vetor oblíquo, direcionando-se para o ramo mandibular. Observou-se que a maior concentração de tensão ocorreu na região adjacente a placa mais anterior no ramo mandibular, principalmente no segmento distal, após o deslocamento de 5mm (Figura 29).

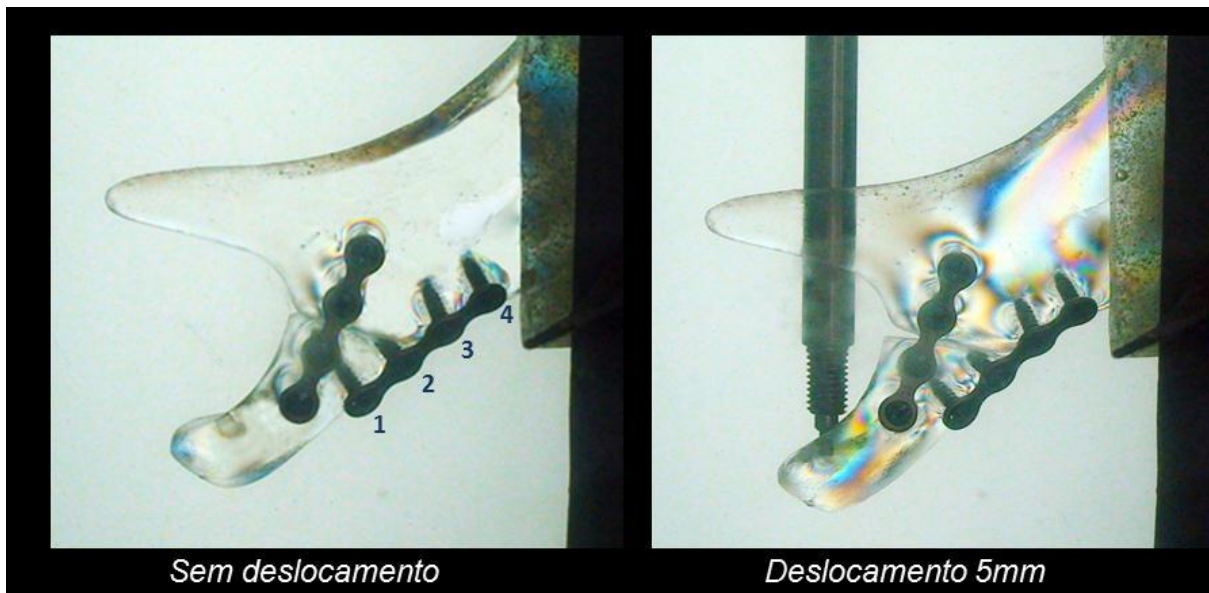


FIGURA 29 – Avaliação ântero-posterior no grupo fixado com 2 placas retas 2,0mm mostrando a maior concentração de tensão na placa mais anterior após o deslocamento.

Na avaliação médio-lateral pôde-se constatar que a maior concentração de tensões ocorreu na região dos parafusos localizados nas extremidades da placa mais anterior (parafusos 1 e 4) após o deslocamento de 5mm. Houve uma menor concentração de tensão adjacente à placa mais posterior, localizada principalmente no segmento distal (parafusos 3 e 4) (Figura 30).

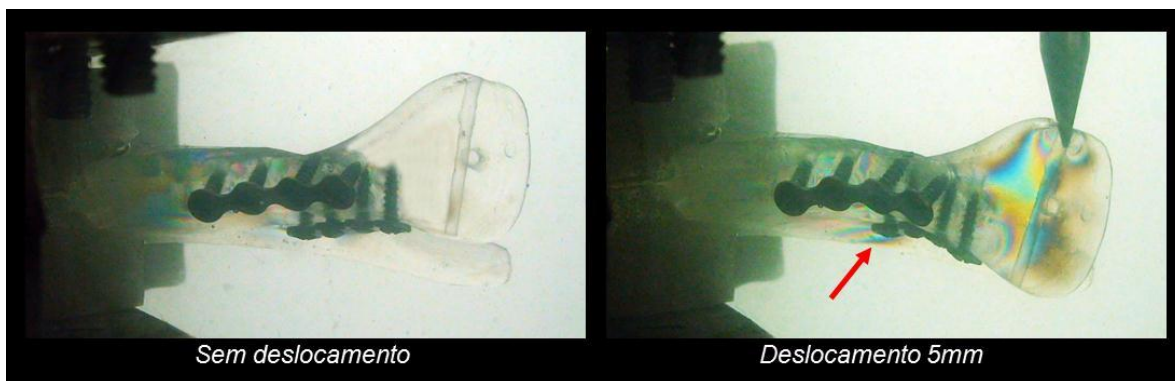


Figura 30 - Avaliação médio-lateral no grupo fixado com 2 placas retas 2,0mm mostrando a maior concentração de tensão nos parafusos das extremidades da placa mais anterior (seta) após o deslocamento.

5.2.2 Grupo placa trapezoidal sistema 2,0mm

Na avaliação ântero-posterior pôde-se observar concentração de tensão distribuída de forma razoavelmente equivalente pelos parafusos da placa, após o deslocamento de 5mm. Houve uma menor concentração de tensão adjacente à linha de fratura no segmento proximal (Figura 31).

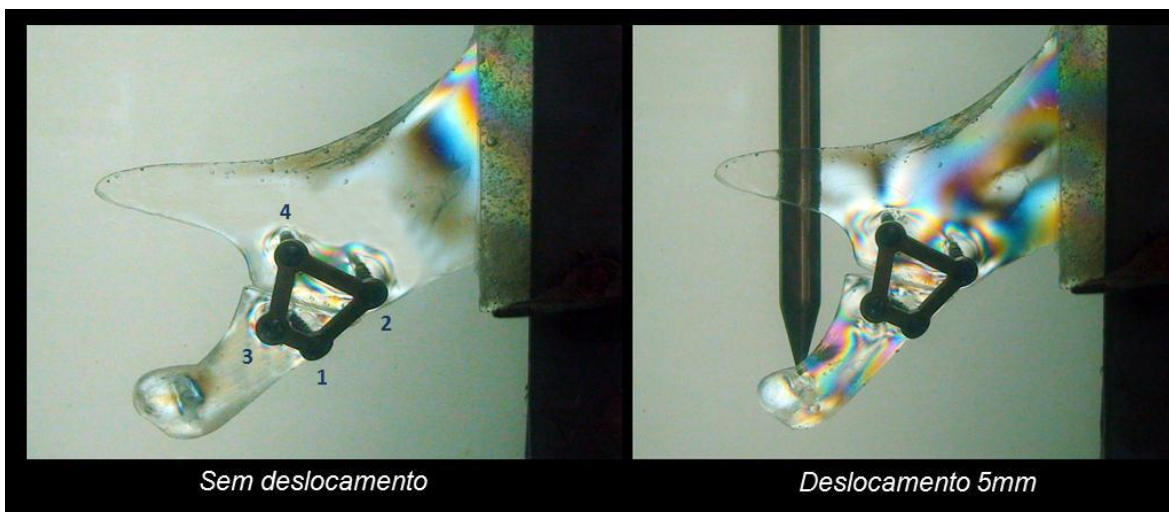


Figura 31 - Avaliação ântero-posterior no grupo fixado com a placa trapezoidal 2,0mm mostrando a maior concentração de tensão na região mais anterior do segmento distal (parafuso 4) após o deslocamento.

Na avaliação médio-lateral obervou-se a presença de linhas de tensão distribuídas em todos os parafusos, porém a maior concentração de tensão ocorreu na região dos parafusos localizados no braço anterior da placa trapezoidal (parafusos 3 e 4), após o deslocamento de 5mm (Figura 32).

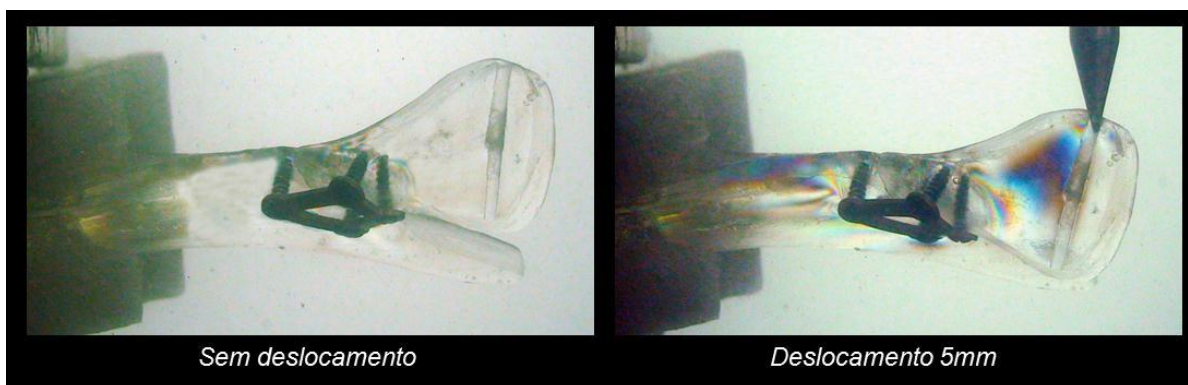


Figura 32 - Avaliação médio-lateral no grupo fixado com a placa trapezoidal 2,0mm mostrando a maior concentração de tensão nos parafusos do braço anterior da placa após o deslocamento.

5.2.3 Grupo placa trapezoidal com extensão sistema 2,0mm

Na avaliação ântero-posterior esse grupo apresentou um comportamento similar ao grupo fixado com placa trapezoidal 2,0mm sem extensão, porém com áreas de concentração de tensão mais intensas, principalmente no segmento distal (parafuso 4), após o deslocamento de 5mm (Figura 33).

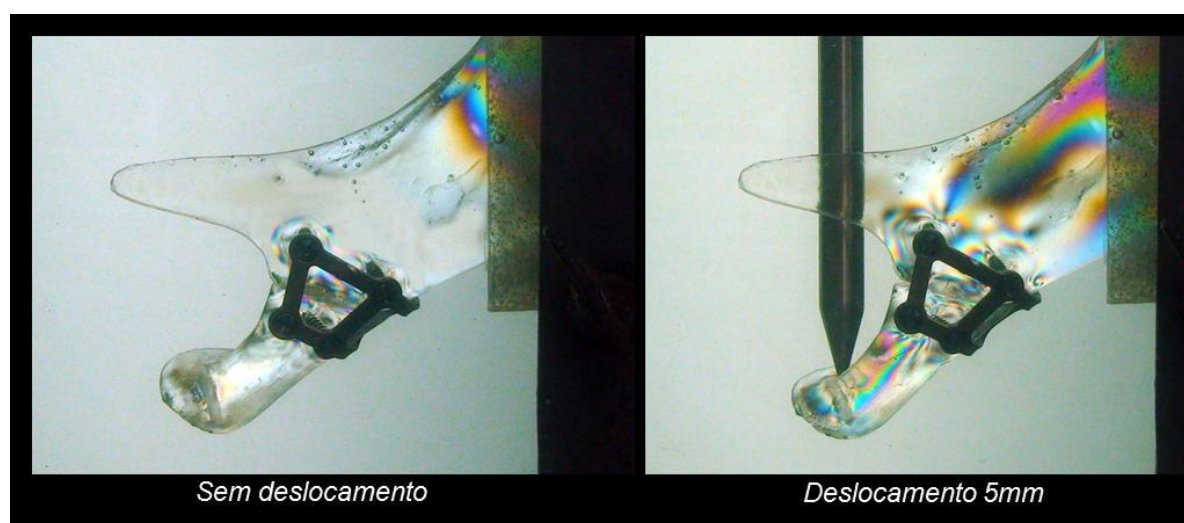


Figura 33 - Avaliação ântero-posterior no grupo fixado com a placa trapezoidal com extensão 2,0mm mostrando a maior concentração de tensão na região mais anterior do segmento distal após o deslocamento.

Na avaliação médio-lateral observou-se a presença de linhas de tensão distribuídas em todos os parafusos, similar ao grupo fixado com placa trapezoidal 2,0mm sem extensão, porém a maior concentração de tensão ocorreu na região dos parafusos localizados no braço anterior da placa trapezoidal (parafusos 3 e 4) após o deslocamento de 5mm, com áreas de concentração de tensão mais intensas (Figura 34).

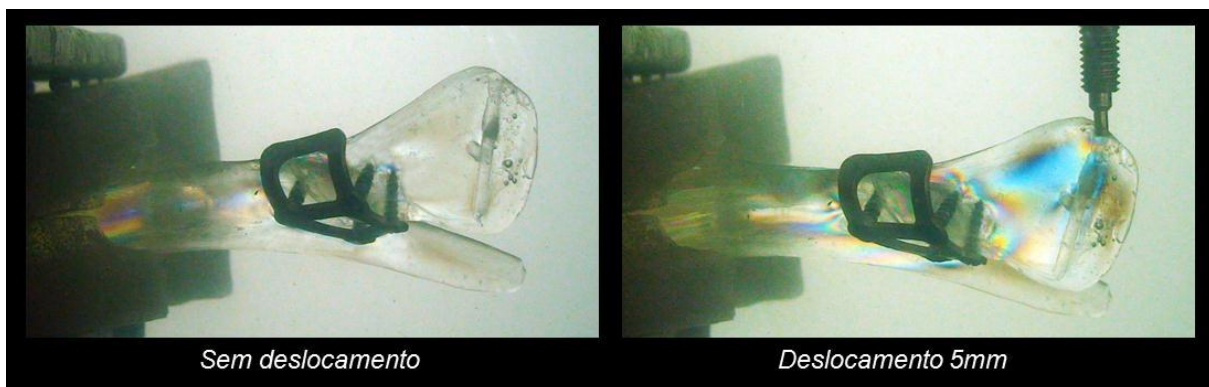


Figura 34 - Avaliação médio-lateral no grupo fixado com a placa trapezoidal com extensão 2,0mm mostrando a maior concentração de tensão nos parafusos do braço anterior da placa após o deslocamento, com áreas de concentração de tensão mais intensas.

5.2.4 Grupo placa trapezoidal sistema 1,5mm

Nas avaliações ântero-posterior e médio-lateral esse grupo apresentou um comportamento similar aos grupos fixados com placas trapezoidais do sistema 2,0mm com e sem extensão, porém com áreas de concentração de tensão de menor intensidade após o deslocamento de 5mm (Figuras 35 e 36).

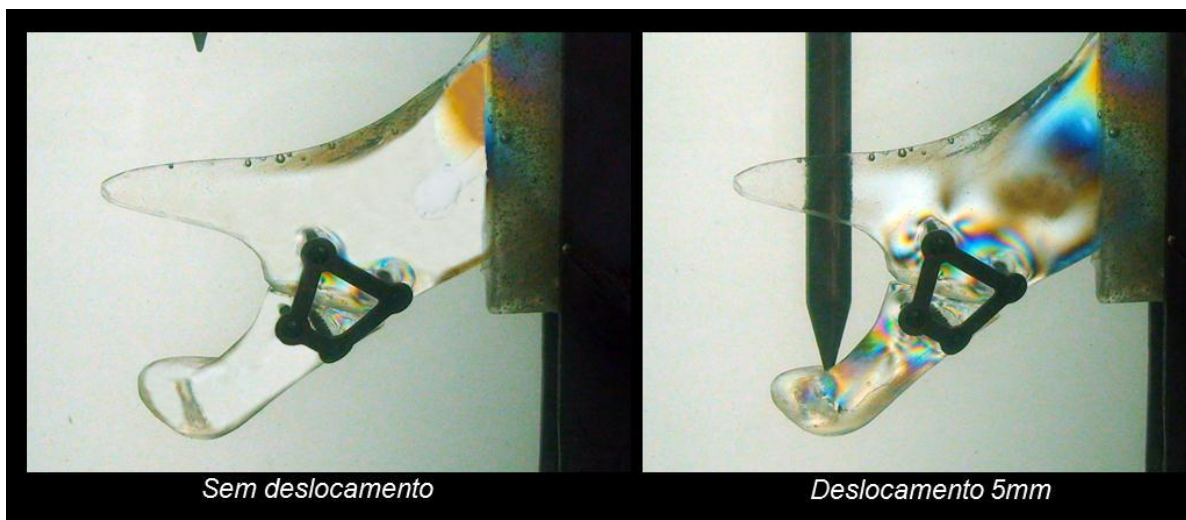


Figura 35 - Avaliação ântero-posterior no grupo fixado com a placa trapezoidal 1,5mm mostrando a maior concentração de tensão na região mais anterior do segmento distal após o deslocamento.

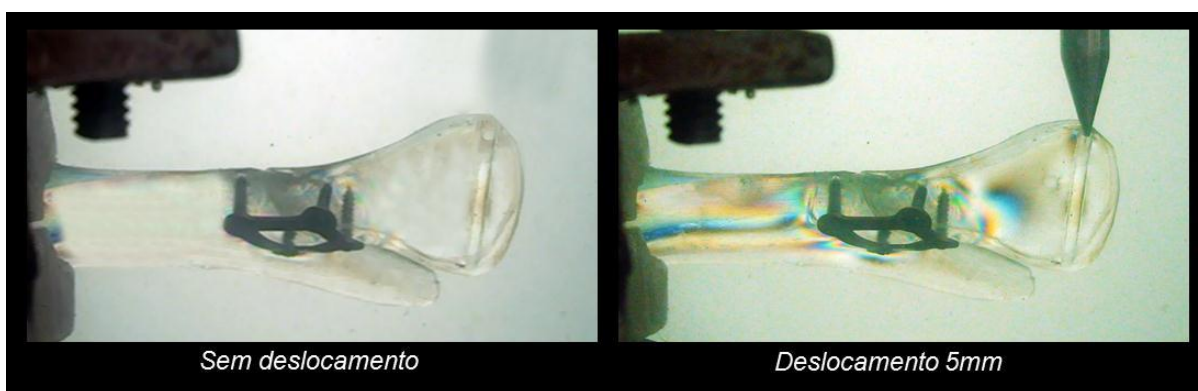


Figura 36 - Avaliação médio-lateral no grupo fixado com a placa trapezoidal 1,5mm mostrando a maior concentração de tensão nos parafusos do braço anterior da placa após o deslocamento, com áreas de concentração de tensão de menor intensidade.

5.2.5 Grupo placa trapezoidal com extensão sistema 1,5mm

Nas avaliações ântero-posterior e médio-lateral esse grupo apresentou um comportamento similar ao grupo fixado com placa trapezoidal 1,5mm, porém com áreas de concentração de tensão mais intensas após o deslocamento de 5mm (Figuras 37 e 38).

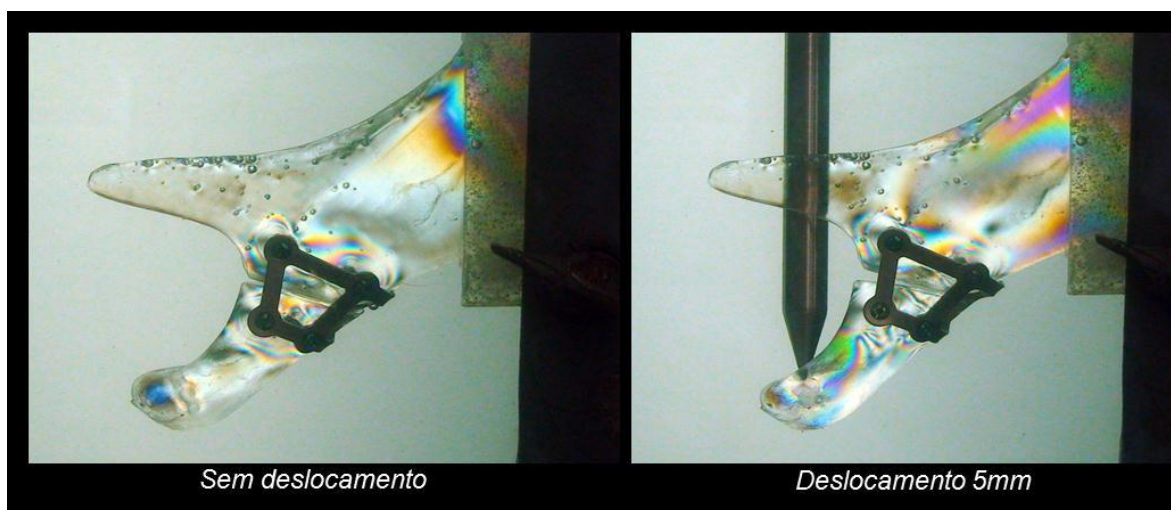


Figura 37 - Avaliação ântero-posterior no grupo fixado com a placa trapezoidal com extensão 1,5mm mostrando a maior concentração de tensão na região mais anterior do segmento distal após o deslocamento.

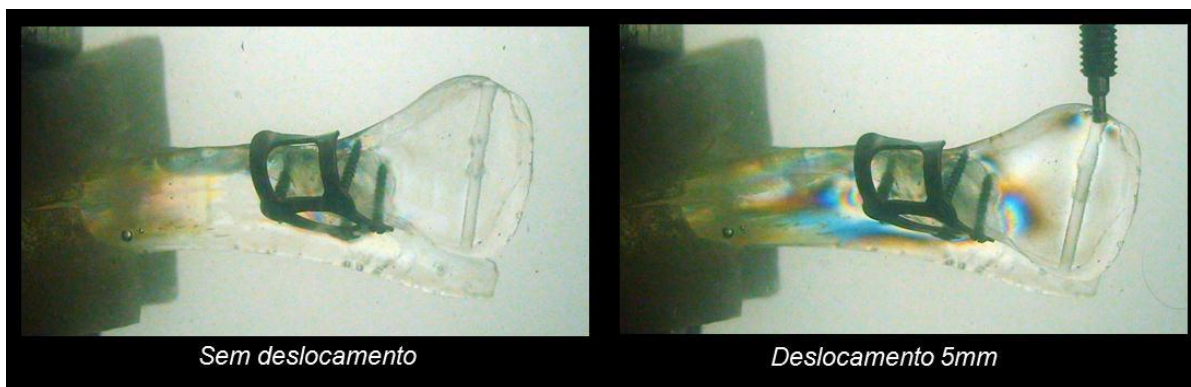


Figura 38 - Avaliação médio-lateral no grupo fixado com a placa trapezoidal com extensão 1,5mm mostrando a maior concentração de tensão nos parafusos do braço anterior da placa após o deslocamento.

6. DISCUSSÃO

O tratamento das fraturas condilares continua sendo um tema controverso entre os cirurgiões buco-maxilo-faciais. Anteriormente, as indicações para a redução aberta eram limitadas aos critérios propostos por Zide & Kent em 1983, pelo fato de estarem baseados em técnicas, materiais e relatos científicos daquela época. Com o tempo, o conceito de fixação interna rígida e estável tem sido cada vez mais aplicado nas fraturas faciais. Com o desenvolvimento de melhores materiais de fixação e refinamento das técnicas cirúrgicas, uma quebra de paradigma ocorreu, com a aceitação e até mesmo a confiança na fixação interna estável pelo cirurgião e pelo paciente. O resultado disso é que surgiram novas considerações a respeito das indicações ou contra-indicações e vantagens ou desvantagens da redução aberta sobre a redução fechada.

Apesar das controvérsias, existem crescentes evidências que o tratamento cirúrgico com redução aberta promove melhores resultados (Worsaae & Thorn, 1994; Ellis III *et al.*, 2000; De Riu *et al.*, 2001; Haug & Assael, 2001; Eckelt *et al.*, 2006). Especialmente em pacientes adultos, a redução aberta é considerada como a opção de tratamento mais favorável para as fraturas subcondilares deslocadas, porque permite de forma imediata o restabelecimento dos movimentos mandibulares (Hall, 1994; Joos & Kleinheinz, 1998; Santler *et al.*, 1999).

Existem vários estudos sugerindo diferentes técnicas para fixação das fraturas condilares. Porém poucos comparam as diferentes formas de fixação através de análise da resistência e comportamento das forças. De acordo com a literatura, os melhores resultados mecânicos e clínicos para fixação das fraturas condilares têm sido obtidos com a utilização de duas placas com parafusos bicorticais (Choi *et al.*, 1999, 2001; Asprino *et al.*, 2006), principalmente se as placas forem dispostas de forma oblíqua ao longo das linhas de tensão e compressão nessa região (Meyer *et al.*, 2002; Wagner *et al.*, 2002). Com a desvantagem da necessidade de pelo menos quatro parafusos no segmento

condilar, o que pode ser impossível em fragmentos menores, em casos de fraturas mais altas.

Meyer *et al.* (2007) desenvolveram e testaram biomecanicamente placas trapezoidais para a fixação de fraturas condilares. O formato da placa permite que a mesma seja instalada ao longo das linhas de tensão e compressão na região da fratura, respeitando o princípio de osteossíntese funcionalmente estável. De acordo com os resultados, os autores concluíram que essa placa apresentava resistência suficiente para suportar cargas funcionais. A grande vantagem da utilização da placa trapezoidal sobre duas placas é a necessidade de menor descolamento já que apenas 2 parafusos são instalados no fragmento condilar, possibilitando a sua instalação em fraturas subcondilares mais altas.

O fato de não existirem outros estudos comparando a resistência mecânica e comportamento das forças sobre sistemas fixados com duas placas e com placas trapezoidais incentivou a realização deste estudo. Além das placas trapezoidais tradicionais do sistema 2,0mm e 1,5mm, foram criadas e testadas pelos autores deste trabalho, placas trapezoidais modificadas, com extensão posterior, que contorna a borda posterior da mandíbula. Essa placa trapezoidal modificada foi criada com o intuito inicial de auxiliar na manutenção da redução da fratura antes e durante a inserção dos parafusos.

Para a realização do nosso estudo, inicialmente foi avaliada a padronização do material de fixação empregado. Na avaliação dimensional das placas retas 2.0 foram constatadas pequenas variações, com valores do coeficiente de variação atingindo o máximo de 0,81% na medida III (menor distância entre os furos), nas placas trapezoidais com e sem extensão do sistema 2.0 o maior valor do coeficiente de variação foi 1,07% na medida I (menor distância das bordas da placa), e nas placas com e sem extensão do sistema 1.5 o maior valor do coeficiente de variação foi 0,91% também na medida I. Nos parafusos o maior

valor do coeficiente de variação foi de 0,44% na media III (diâmetro externo da rosca) do parafuso de 1.5 x 8mm.

Apesar de existirem variações nas dimensões, estas não são significativas e não trouxeram interferências nos resultados obtidos dentro de cada grupo, significando que, as variações dimensionais nas placas e parafusos utilizados não interferiram na avaliação comparativa das técnicas de fixação empregadas. Baseado nos valores encontrados é possível determinar a boa qualidade da padronização dimensional das placas e parafusos utilizados no trabalho, favorecendo a execução controlada dos testes mecânicos.

Além disto, as placas e parafusos não foram considerados variáveis, pois foram obtidos num único lote, possibilitando a análise por amostragem. A decisão para a utilização de parafusos de 8mm veio da análise anterior das dimensões do côndilo da réplica, visto que todos parafusos deveriam ser inseridos com ancoragem bicortical.

Segundo Haug (1994) em testes biomecânicos o material de fixação deve ser aplicado a um substrato com características semelhantes ao local que o sistema de fixação seria aplicado *in vivo*. Além disso, Bredbenner & Haug (2000) realizaram uma avaliação comparativa do torque requerido para inserir parafusos de 1,0 e 2,4mm e a força requerida para removê-lo de 7 substratos diferentes utilizados em pesquisas de fixação rígida. As mandíbulas de poliuretano apresentaram bons resultados. Os autores concluíram que o osso humano pode ser simulado em estudos de fixação, por materiais sintéticos, que descartam as dificuldades éticas e falta de padronização na obtenção de osso humano fresco, e apresentam as vantagens de padronização na forma, dimensões, propriedades mecânicas e baixo custo.

O uso de réplicas sintéticas idênticas traz melhor padronização do substrato, sendo isto uma interferência a menos nos resultados. Porém, não se pode transferir diretamente os resultados deste ou de qualquer outro trabalho *in*

vitro para a aplicação clínica, devendo-se avaliar o benefício e a limitação da pesquisa.

A escolha do poliuretano utilizado neste estudo de acordo com a análise do módulo de elasticidade realizada, que foi de 113,21 MPa, está em conformidade com o módulo de elasticidade do osso encontrado na literatura. As medidas dos módulos de elasticidade das amostras de osso esponjoso obtidas pelos ensaios mecânicos realizados por Kunkel et al. (2000) foi de ($E = 105,89 \pm 86,56$ MPa) são comparáveis com os resultados citados na literatura, que mostram essa variação como sendo esperada no caso do osso esponjoso, devido à variabilidade da orientação das trabéculas entre os indivíduos (Linde & Hvid, 1987).

A escolha de testes de carregamento que avaliassem a resistência em duas direções foi elaborada a partir da idéia que o côndilo é submetido à forças vindas de diferentes direções, durante a função. Analisando conceitos da função condilar, a força de torção e deformação cíclica também deveriam ter sido considerados. Porém, foram realizados somente os vetores de força ântero-posterior e médio-lateral, também realizados por Haug *et al.* (2002).

Os testes de carregamento realizados com as hemimandíbulas íntegras nos mostraram que tínhamos um substrato com resistência suficiente para testar os sistemas de fixação aplicados, uma vez que as hemimandíbulas íntegras obtiveram maior carga de pico e maior deslocamento do que os grupos teste. Em relação a proximidade dos valores de carga de pico e carga final e também do deslocamento de pico e deslocamento final nas hemimandíbulas íntegras, justifica-se pois representavam a falha da resina de poliuretano, seguida imediatamente da fratura da mesma, uma vez que o ensaio mecânico não foi interrompido.

O estudo de Asprino *et al.*, 2006, demonstrou que a utilização do sistema de fixação, com a utilização de duas placas, trouxe maior resistência, comparada a utilização de uma placa; e que o uso de parafusos mais longos aumentou a

resistência do sistema, tendo em vista a maior superfície de contato com o substrato do modelo experimental.

O presente estudo, baseado nos resultados obtidos por Asprino *et al.*, 2006, comparou mecanicamente e através de análise fotoelástica a utilização de duas placas do sistema 2,0mm dispostas de forma oblíqua fixadas com parafusos de 8mm a uma placa trapezoidal com e sem extensão do sistema 2,0mm e 1,5mm, todas fixadas com parafusos de 8mm respeitando o devido sistema.

As médias e desvio padrão da carga de pico indicaram que no teste ântero-posterior o tratamento com duas placas 2,0mm apresentou o melhor comportamento, o que pode ser devido à maior extensão das placas retas sobre os segmentos da fratura e/ou à maior quantidade de parafusos utilizados nesse tipo de tratamento. Já no teste médio-lateral o tratamento com a placa trapezoidal com extensão 2,0mm apresentou melhor comportamento, e o tratamento com a placa trapezoidal com extensão 1,5mm não apresentou diferença estatística significativa ao tratamento com duas placas 2,0mm. Esses resultados sugerem que a extensão posterior nas placas trapezoidais podem aumentar a resistência da fixação às forças laterais.

Os resultados referentes às médias e desvio padrão da carga final também mostraram maior resistência para o tratamento com duas placas no teste ântero-posterior, e maior resistência para o tratamento com a placa trapezoidal com extensão 2,0mm no teste médio-lateral, não havendo diferença estatística significativa entre as placas trapezoidais com e sem extensão 1,5mm e as duas placas 2,0mm. Esses resultados sugerem que, além da extensão da placa trapezoidal aumentar a resistência à cargas médio-laterais, as placas trapezoidais 2,0mm e 1,5mm sem extensão apresentam um comportamento favorável ao vetor de força médio-lateral, sem diferença estatística de duas placas 2,0mm.

A falha total dos sistemas não ocorreu em nenhum caso por fratura do material de fixação, e sim pelo rompimento do contato deste com o substrato, ou

nova fratura do substrato em um ponto adjacente à fixação. Porém, este estudo não submeteu o sistema à deformação cíclica, e sim ao carregamento ininterrupto, por isso após o momento em que passa pela carga de pico, este sistema não pode ser comparado à situação clínica, em que a fratura da placa, quando ocorre, usualmente é consequência de fadiga por deformação cíclica, imposta pela contínua torção médio-lateral, que o côndilo sofre durante a função (Ellis III, 2002).

Os resultados observados neste estudo após a avaliação fotoelástica permitem uma análise do comportamento das tensões oriundas das cargas funcionais sobre os sistemas de fixação citados.

Quando comparamos a distribuição e áreas de concentração de tensão entre o grupo com duas placas e os grupos com placas trapezoidais, observamos uma melhor distribuição da concentração de tensão pelos parafusos das placas trapezoidais, sugerindo que os braços que unem a porção posterior à porção anterior da placa são responsáveis por essa distribuição.

Na comparação da distribuição e áreas de concentração de tensão entre os grupos com placa trapezoidal sem extensão e os grupos com placa trapezoidal com extensão do mesmo sistema, observamos que a distribuição das tensões foi similar, porém com áreas de maior intensidade nos grupos onde havia a extensão, principalmente nos testes médio-laterais. Isso pode ser explicado pelo fato de que estes sistemas são mais resistentes gerando consequentemente maior carga sobre o sistema e maior tensão.

Comparando a distribuição e áreas de concentração de tensão entre os grupos com placas trapezoidais iguais porém de sistemas diferentes (1,5mm x 2,0mm), observamos mais uma vez a distribuição similar das tensões, com áreas de maior intensidade nos grupos com a placa trapezoidal 2,0mm. Sendo a explicação a mesma, grupo de maior resistência, gera maior carga e consequentemente maior tensão.

As placas trapezoidais com extensão posterior foram desenhadas com o intuito inicial de auxiliar a redução da fratura previamente e durante a instalação dos parafusos. Porém, durante o estudo foi observado que a extensão posterior acarretou em um aumento da resistência do sistema principalmente em forças laterais. A idéia para a utilização clínica dessa placa era que ela viesse pré-dobrada, com uma dobra universal e fosse ajustada para cada caso específico. O que foi observado é que a placa trapezoidal com extensão 2,0mm utilizada neste estudo apresenta uma rigidez acentuada para a realização desse tipo de dobra, o que torna o procedimento muito difícil, podendo impossibilitar a sua utilização clínica. Tal fato não ocorre com a placa trapezoidal com extensão 1,5mm, que apresenta, contudo, menor resistência principalmente no sentido ântero-posterior, porém apresenta resistência similar à fixação com 2 placas 2,0mm no sentido médio-lateral. Novos estudos, incluindo testes de deformação cíclica, devem ser realizados para avaliar se a resistência obtida com a placa trapezoidal com extensão 1.5mm é suficiente para suportar as cargas funcionais.

Acreditamos que este estudo vem a contribuir com a indicação do uso de duas placas do sistema 2,0mm dispostas de forma oblíqua, ao longo das linhas de tensão e compressão, para a fixação das fraturas subcondilares da mandíbula. E nos casos onde a altura da fratura não possibilitar a instalação de duas placas, o uso da placa trapezoidal do sistema 2,0mm pode ser indicada pelos resultados deste estudo.

7. CONCLUSÕES

De acordo com a metodologia aplicada podemos concluir que:

- 1- A extensão posterior das placas trapezoidais aumentou a resistência ao deslocamento do sistema de fixação em relação às placas sem extensão.
- 2- A fixação com a utilização de duas placas retas do sistema 2,0mm apresentou maior resistência ao deslocamento no sentido ântero-posterior.
- 3- A fixação com a utilização de placas trapezoidais do sistema 1,5mm com e sem extensão apresentou resistência ao deslocamento semelhante à fixação com duas placas do sistema 2,0mm no sentido médio-lateral.
- 4- No carregamento ântero-posterior o sistema de fixação com a utilização de placa trapezoidal com e sem extensão posterior foi favorável à distribuição de tensão de maneira mais equilibrada quando comparado ao sistema com duas placas.

REFERÊNCIAS*

Abdel-Galil K, Loukota R. Fractures of the mandibular condyle: evidence base and current concepts of management. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2010; 48(7): 520-6.

Amaratunga NA. Mandibular fractures in children--a study of clinical aspects, treatment needs, and complications. *J Oral Maxillofac Surg*. 1988; 46(8): 637-40.

Ardary WC, Tracy DJ, Brownridge GW2nd, Urata MM. Comparative evaluation of screw configuration on the stability of the sagittal split osteotomy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1989; 68(2): 125-9.

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.

Asprino L. Comparação da resistência ao carregamento de três técnicas de fixação interna rígida utilizada no tratamento de fraturas condilares. Estudo in vitro em hemimandíbulas de poliuretano. [Tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP, 2005.

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.

Asprino L, Consani S. Análise fotoelástica comparativa de diferentes técnicas de fixação interna rígida utilizadas para fraturas condilares. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2009.

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

Baker AW, McMahon D, Moos KF. Current consensus on the management of fractures of the mandibular condyle. A method by questionnaire. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1998; 27: 258-266.

Brandt MT, Haug RH. Open versus closed reduction of adult mandibular condyle fractures: a review of the literature regarding the evolution of current thoughts on management. *J Oral Maxillofac Surg*. 2003; 61(11): 1324-32.

Bredbenner T L, Haug R H. Substitutes for human cadaveric bone in maxillofacial rigid fixation research. *Oral Surg Oral med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2000; 90: 574-580.

Cawood JI. Small plate osteosynthesis of mandibular fractures. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 1985; 23(2): 77-91.

Cenzi R, Burlini D, Arduin L, Zollino I, Guidi R, Carinci F. Mandibular condyle fractures: evaluation of the Strasbourg Osteosynthesis Research Group classification. *J Craniofac Surg* 2009; 20: 24–8.

Chalmers J. Lions Club. Fractures involving the mandibular condyle: a post-treatment survey of 120 cases. *J Oral Surg*. 1947; 5: 45 apud Rombach & Quinn, 1997 – Ref. 50.

Champy M, Loddé JP, Schmitt R, Jaeger JH, Muster D. Mandibular osteosynthesis by miniature screwed plates via a buccal approach. *J Maxillofac Surg*. 1978; 6(1): 14-21.

Choi BH, Kim KN, Kim HJ, Kim MK. Evaluation of condylar neck fracture plating techniques. *J Craniomaxillofac Surg*. 1999; 27(2): 109-12.

Choi BH, Yi CK, Yoo JH. Clinical evaluation of 3 types of plate osteosynthesis for fixation of condylar neck fractures. *J Oral Maxillofac Surg*. 2001; 59(7): 734-7; discussion 738.

Crofts C, Trowbridge A, Aung T *et al.*: A comparative in vitro study of fixation of mandibular fractures with paraskeletal clamps or screw plates. J Oral Maxillofac Surg. 1990; 48: 461.

De Riu G, Gamba U, Anghinoni M, Sesenna E. A comparison of open and closed treatment of condylar fractures: a change in philosophy. Int J Oral Maxillofac Surg. 2001; 30(5): 384-9.

Devlin MF, Hislop WS, Carton AT. Open reduction and internal fixation of fractured mandibular condyles by a retromandibular approach: surgical morbidity and informed consent. Br J Oral Maxillofac Surg. 2002; 40(1): 23-5.

Dingman RO, Natvig P. Surgery of facial fractures. Philadelphia: Saunders; 1964. p. 177–184.

Eckelt U, Hlawitschka M. Clinical and radiological evaluation following surgical treatment of condylar neck fractures with lag screws. J Craniomaxillofac Surg. 1999; 27(4): 235-42.

Eckelt U, Schneider M, Erasmus F, Gerlach KL, Kuhlisch E, Loukota R, et al. Open versus closed treatment of fractures of the mandibular condylar process - a prospective randomized multicenter study. J Craniomaxillofac Surg 2006; 34(5): 306-14.

Ellis E 3rd, Reynolds S, Carlson DS. Stability of the mandible following advancement: a comparison of three postsurgical fixation techniques. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1988; 94(1): 38-49.

Ellis E 3rd, Dean J. Rigid fixation of mandibular condyle fractures. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1993; 76(1): 6-15.

Ellis E 3rd, Simon P, Throckmorton GS. Occlusal results after open or closed treatment of fractures of the mandibular condylar process. J Oral Maxillofac Surg. 2000; 58(3): 260-8.

Ellis E 3rd, Throckmorton GS, Palmieri C. Open treatment of condylar process fractures: assessment of adequacy of repositioning and maintenance of stability. J Oral Maxillofac Surg. 2000; 58(1): 27-34; discussion 35.

Ellis E 3rd. A biomechanical evaluation of mandibular condyle fracture plating techniques [Discussion]. J Oral Maxillofac Surg. 2002; 60: 80-81.

Giroto JA, MacKenzie E, Fowler C, Redett R, Robertson B, Manson PN. Long-term physical impairment and functional outcomes after complex facial fractures. Plast Reconstr Surg. 2001; 108: 312.

Hall MB. Condylar fractures: surgical management. J Oral Maxillofac Surg. 1994; 52(11): 1189-92.

Hammer B, Schier P, Prein J. Osteosynthesis of condylar neck fractures: a review of 30 patients. Br J Oral Maxillofac Surg. 1997; 35(4): 288-91.

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.

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.

Haug RH, Assael LA. Outcomes of open versus closed treatment of mandibular subcondylar fractures. J Oral Maxillofac Surg. 2001; 59(4): 370-5; discussion 375-6.

Haug RH, Peterson GP, Goltz M. A biomechanical evaluation of mandibular condyle fracture plating techniques. *J Oral Maxillofac Surg.* 2002; 60(1): 73-80; discussion 80-1.

Hlawitschka M, Eckelt U. Assessment of patients treated for intracapsular fractures of the mandibular condyle techniques. *J Oral Maxillofac Surg.* 2002; 60: 784-79.

Hyde N, Manisali M, Aghabeigi B, Sneddon K, Newman L. The role of open reduction and internal fixation in unilateral fractures of the mandibular condyle: a prospective study. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2002; 40(1): 19-22.

Ikemura K, Kouno Y, Shibata H, Yamasaki K. Biomechanical study on monocortical osteosynthesis for the fracture of the mandible. *Int J Oral Surg.* 1984; 13(4): 307-12.

Joos U, Kleinheinz J. Therapy of condylar neck fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1998; 27(4): 247-54.

Kallela I, Söderholm AL, Paukku P, Lindqvist C. Lag-screw osteosynthesis of mandibular condyle fractures: a clinical and radiological study. *J Oral Maxillofac Surg.* 1995; 53(12): 1397-404; discussion 1405-6.

Kim HC, Essaki S, Kameyama T. Comparison of screw placement patterns on the rigidity of the sagittal split ramus osteotomy: technical note. *J Craniomaxillofac Surg.* 1995; 23(1): 54-6.

Klotch DW, Lundy LB. Condylar neck fractures of the mandible. *Otolaryngol Clin North Am.* 1994; 24(1): 181-94.

Koberg WR, Momma WG. Treatment of fractures of the articular process by functional stable osteosynthesis using miniaturized dynamic compression plates. *Int J Oral Surg.* 1978; 7(4): 256-62.

Krenkel C: Biomechanics and osteosynthesis of condylar neck fractures of the mandible. Carol Stream, IL: Quintessence Publishing Co., 1994.

Kunkel E. M.; Rollo A.D.M.A; Leivas P.T. et al. Correlação entre as propriedades do osso esponjoso analisado por ultra-sonometria e por ensaio mecânico de compressão. Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, São Paulo(SP), Brasil, 2000.

Laverick S, Jones DC. Re: Devlin et al. Open reduction and internal fixation of fractured mandibular condyles by a retromandibular approach: surgical morbidity and informed consent. Br J Oral Maxillofac Surg 2002; 40: 23-25. Br J Oral Maxillofac Surg. 2002; 40(5): 453-4.

Lima SM Jr, Asprino L, Moreira RW, de Moraes M. Surgical complications of mandibular condylar fractures. J Craniofac Surg. 2011; 22(4): 1512-5.

Lindahl L. Condylar fractures of the mandible. I. Classification and relation to age, occlusion, and concomitant injuries of teeth and teethsupporting structures, and fractures of the mandibular body. Int J Oral Surg 1977; 6: 12–21.

Linde F.; Hvid, I. Stiffness Behaviour of trabecular bone specimens. J. Biomechanics.1987; 20: 83-89.

Loukota RA, Eckelt U, De Bont L, Rasse M. Subclassification of fractures of the condylar process of the mandible. Br J Oral Maxillofac Surg 2005; 43: 72–3.

Luyk NH. Principles of management of fractures of the mandible. In: Peterson, LJ et al. Principles of oral and maxillofacial surgery. Philadelphia: JB Lippincott, 1992, chap. 5, p. 407-434.

MacLennan WD. Consideration of 180 cases of typical fractures of the mandibular condylar process. Br J Plast Surg 1952; 5: 122–8.

Meyer C, Kahn JL, Boutemi P, Wilk A. Photoelastic analysis of bone deformation in the region of the mandibular condyle during mastication. *J Craniomaxillofac Surg.* 2002; 30(3): 160-9.

Meyer C, Serhir L, Boutemi P. Experimental evaluation of three osteosynthesis devices used for stabilizing condylar fractures of the mandible. *J Craniomaxillofac Surg.* 2006; 34(3): 173-81.

Meyer C, Martin E, Kahn JL, Zink S. Development and biomechanical testing of a new osteosynthesis plate (TCP) designed to stabilize mandibular condyle fractures. *J Craniomaxillofac Surg.* 2007; 35(2): 84-90.

Myall RWT, Dawson KH, Egbert MA. Maxillofacial injuries in children. In: Fonseca RJ: Oral and maxillofacial surgery. Philadelphia. PA Saunders. 2000; p. 421.

Newman L. A clinical evaluation of the long-term outcome of patients treated for bilateral fracture of the mandibular condyles. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 1998; 36(3): 176-9.

Petzel JR, Büllles G. Stability of the mandibular condylar process after functionally stable traction-screw-osteosynthesis (TSO) with a self-tapping screw-pin. *J Maxillofac Surg.* 1982; 10(3): 149-54.

Prein J, Rahn BA. Scientific and technical background. In: Prein J et al. Manual of internal fixation of the cranio-facial skeleton. Berlin: Springer-Verlag, 1998. chap. 1, p. 1-49.

Rallis G, Mourouzis C, Ainatzoglou M, Mezitis M, Zachariades N. Plate osteosynthesis of condylar fractures: a retrospective study of 45 patients. *Quintessence Int.* 2003; 34(1): 45-9.

Rowe NL, Killey HC. Fractures of the facial skeleton. Baltimore: Williams & Silkins; 1955. p. 202–204.

Santler G, Kärcher H, Ruda C, Köle E. Fractures of the condylar process: surgical versus nonsurgical treatment. *J Oral Maxillofac Surg.* 1999; 57(4): 392-7; discussion 397-8.

Santler G: Discussion about: “A comparative evaluation of osteosynthesis with lag screws, miniplates, or Kirschner wires for mandibular condylar process fractures” by Sugiura et al. M. *J Oral Maxillofac Surg.* 2001; 59: 1169–1170.

Sargent LA, Green JF Jr. Plate and screw fixation of selected condylar fractures of the mandible. *Ann Plast Surg.* 1992; 28(3): 235-41.

Sato FR, Asprino L, Consani S, de Moraes M. Comparative biomechanical and photoelastic evaluation of different fixation techniques of sagittal split ramus osteotomy in mandibular advancement. *J Oral Maxillofac Surg.* 2010; 68(1): 160-6.

Sawazaki R, Lima Júnior SM, Asprino L, Moreira RW, de Moraes M. Incidence and patterns of mandibular condyle fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 2010; 68(6): 1252-9

Schenk RK. Regeneração Óssea: Bases Biológicas. In: Regeneração Óssea Guiada em Implantodontia. São Paulo: São Paulo, 1996; cap.3, p.49-100.

Schili W. Mandibular fractures. In: Prein J et al. Manual of internal fixation of the cranio-facial skeleton. Berling: Springer-Verlag, 1998, chap. 3, p. 57-93.

Schön R, Schramm A, Gellrich NC, Schmelzeisen R. Follow-up of condylar fractures of the mandible in 8 patients at 18 months after transoral endoscopic-assisted open treatment. *J Oral Maxillofac Surg.* 2003; 61(1): 49-54.

Shetty V, McBrearty D, Fourney 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(7): 791-801; discussion 801-2.

Silvennoinen U, Iizuka T, Pernu H, Oikarinen K. Surgical treatment of condylar process fractures using axial anchor screw fixation: a preliminary follow-up study. *J Oral Maxillofac Surg.* 1995; 53(8): 884-93; discussion 894.

Sugiura T, Yamamoto K, Murakami K, Sugimura M. A comparative evaluation of osteosynthesis with lag screws, miniplates, or Kirschner wires for mandibular condylar process fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 2001; 59(10): 1161-8; discussion 1169-70.

Suzuki T, Kawamura H, Kasahara T, Nagasaka H. Resorbable poly-L-lactide plates and screws for the treatment of mandibular condylar process fractures: a clinical and radiologic follow-up study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2004; 62(8): 919-24.

Tams J, van Loon JP, Otten E, Rozema FR, Bos RR. A three-dimensional study of bending and torsion moments for different fracture sites in the mandible: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1997; 26(5): 383-8.

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

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

Troulis MJ, Kaban LB. Endoscopic approach to the ramus/condyle unit: Clinical applications. *J Oral Maxillofac Surg.* 2001; 59(5): 503-9

Tucker MR: An in vitro study of the effect of bony buttressing on fixation strength of a fractured atrophic edentulous mandible model. *J Oral Maxillofac Surg.* 2000; 58:62.

Undt G, Kermer C, Rasse M, Sinko K, Ewers R. Transoral miniplate osteosynthesis of condylar neck fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1999; 88(5): 534-43.

Vesnaver A, Gorjanc M, Eberlinc A, Dovsak DA, Kansky AA. The periauricular transparotid approach for open reduction and internal fixation of condylar fractures. *J Craniomaxillofac Surg.* 2005; 33(3): 169-79.

Wagner A, Krach W, Schicho K, Undt G, Ploder O, Ewers R. A 3-dimensional finite-element analysis investigating the biomechanical behavior of the mandible and plate osteosynthesis in cases of fractures of the condylar process. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2002; 94(6): 678-86.

Walker RV. Condylar fractures: nonsurgical management. *J Oral Maxillofac Surg.* 1994; 52 (11): 1185-8.

Wittenberg JM, Mukherjee DP, Smith BR, Kruse RN. Biomechanical evaluation of new fixation devices for mandibular angle fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1997; 26(1): 68-73.

Worsaae N, Thorn JJ. Surgical versus nonsurgical treatment of unilateral dislocated low subcondylar fractures: a clinical study of 52 cases. *J Oral Maxillofac Surg.* 1994; 52(4): 353-60; discussion 360-1.

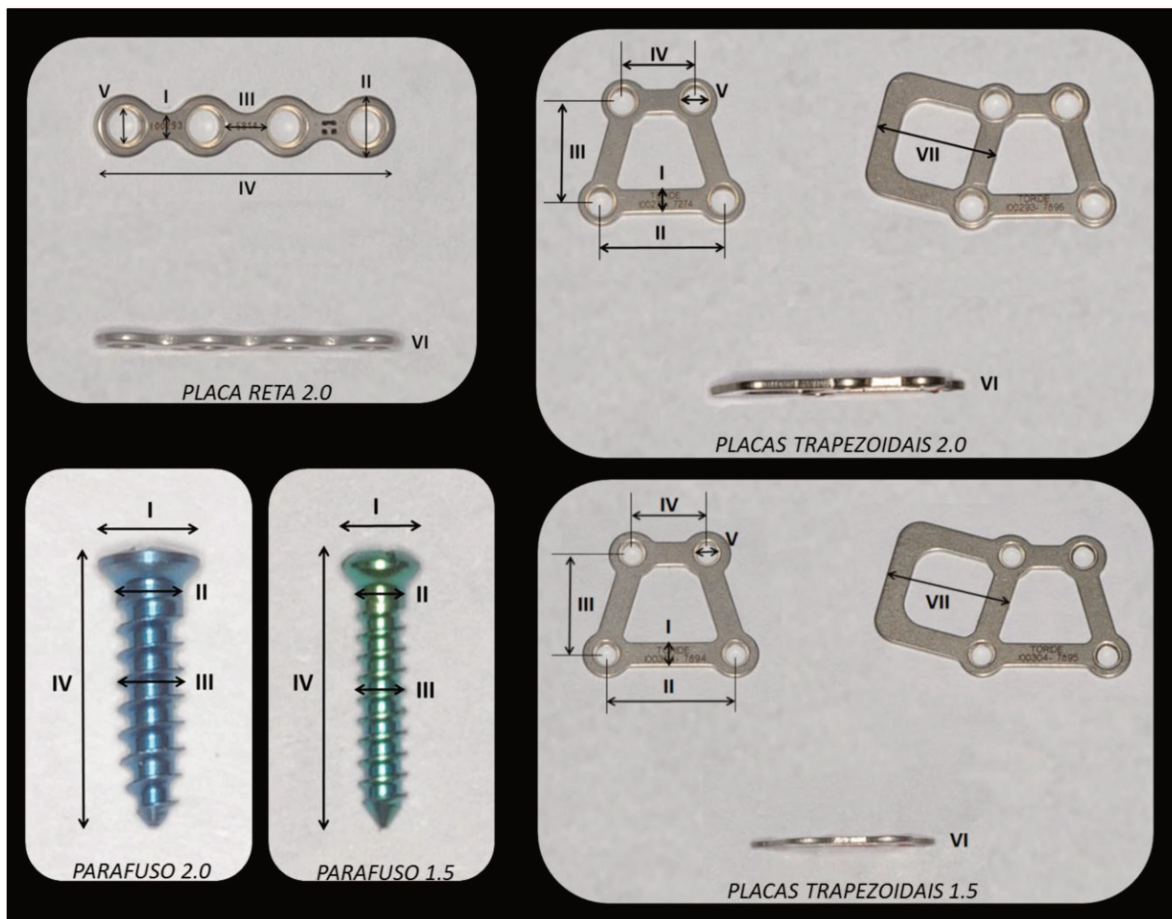
Zachariades N, Mezitis M, Mourouzis C, Papadakis D, Spanou A. Fractures of the mandibular condyle: a review of 466 cases. Literature review, reflections on treatment and proposals. *J Craniomaxillofac Surg.* 2006; 34(7): 421-32.

Ziccardi VB, Schneider RE, Kummer FJ. Würzburg lag screw plate versus four-hole miniplate for the treatment of condylar process fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 1997; 55(6): 602-7; discussion 608-9.

Zide MF, Kent JN. Indications for open reduction of mandibular condyle fractures. J Oral Maxillofac Surg. 1983; 41(2): 89-98.

ANEXO 1

ANÁLISE DIMENSIONAL DAS PLACAS E PARAFUSOS



Dimensões avaliadas das placas e parafusos dos diferentes sistemas.

Valores referentes às placas retas do sistema 2,0mm, em milímetros, onde a dimensão I representa a menor distância das bordas da placa entre os furos, II o diâmetro externo na área do furo, III a menor distância entre os furos da placa, IV o comprimento, V o diâmetro interno da área do furo e VI a espessura da placa.

<i>PLACA RETA (sist. 2.0)</i>	<i>MEDIDAS (mm)</i>					
	I	II	III	IV	V	VI
1	2,09	4,7	3,43	23,92	2,36	0,89
2	2,06	4,67	3,39	23,81	2,4	0,9
3	2,07	4,67	3,38	23,85	2,36	0,89
4	2,10	4,71	3,36	23,88	2,42	0,89
5	2,06	4,69	3,43	23,91	2,38	0,89
6	2,09	4,68	3,44	23,82	2,38	0,89
7	2,09	4,7	3,40	23,79	2,39	0,9
8	2,07	4,68	3,45	23,9	2,39	0,87
9	2,05	4,66	3,41	23,78	2,4	0,89
10	2,06	4,7	3,39	23,82	2,4	0,89
M	2,07	4,69	3,41	23,85	2,39	0,89
DP	0,02	0,02	0,03	0,05	0,02	0,01
CV (%)	0,97	0,47	0,88	0,21	0,84	0,87

Valores referentes às placas trapezoidais do sistema 2.0, em milímetros, onde a dimensão I representa a menor distância das bordas da placa entre os furos, II a distância entre os centros dos furos da base maior (inferior), III a distância entre os centros dos furos inferior e superior, IV a distância entre os centros dos furos da base menor (superior), V o diâmetro interno da área do furo e VI a espessura da placa.

<i>PLACA TRAPEZOIDAL</i>	<i>MEDIDAS (mm)</i>					
(sist. 2.0)	I	II	III	IV	V	VI
1	2,24	12,05	10,08	6,95	2,39	0,61
2	2,25	12,01	10,01	7,01	2,35	0,6
3	2,25	12,01	10,11	6,98	2,33	0,6
4	2,28	12,03	10,08	6,98	2,32	0,61
5	2,27	11,98	10,04	6,99	2,35	0,6
6	2,23	12,05	9,98	7	2,35	0,6
7	2,30	12,03	10,09	6,96	2,38	0,6
8	2,31	12,02	10,05	6,99	2,39	0,61
9	2,26	12,03	10,01	6,96	2,36	0,61
10	2,27	12,01	10,11	6,96	2,36	0,6
M	2,27	12,02	10,06	6,98	2,36	0,60
DP	0,02	0,02	0,04	0,02	0,02	0,00
CV (%)	1,07	0,17	0,43	0,27	0,94	0,00

Valores referentes às placas trapezoidais com extensão do sistema 2.0, em milímetros, onde a dimensão I representa a menor distância das bordas da placa entre os furos, II a distância entre os centros dos furos da base maior (inferior), III a distância entre os centros dos furos inferior e superior, IV a distância entre os centros dos furos da base menor (superior), V o diâmetro interno da área do furo, VI a espessura da placa e VII a distância entre a borda interna da placa e a borda externa da extensão.

<i>PLACA TRAPEZOIDAL</i>	<i>MEDIDAS (mm)</i>						
<i>C/ EXTENSÃO (sist. 2.0)</i>	I	II	III	IV	V	VI	VII
1	2,22	12,05	10,08	6,95	2,39	0,61	12,31
2	2,26	12,01	10,01	7,01	2,35	0,6	12,23
3	2,25	12,01	10,11	6,98	2,33	0,6	12,27
4	2,28	12,03	10,08	6,98	2,32	0,61	12,3
5	2,27	11,98	10,04	6,99	2,35	0,6	12,22
6	2,23	12,05	9,98	7	2,35	0,6	12,22
7	2,30	12,03	10,09	6,96	2,38	0,6	12,28
8	2,25	12,02	10,05	6,99	2,39	0,61	12,27
9	2,26	12,03	10,01	6,96	2,36	0,61	12,31
10	2,27	12,01	10,11	6,96	2,36	0,6	12,28
M	2,26	12,02	10,06	6,98	2,36	0,60	12,27
DP	0,02	0,02	0,04	0,02	0,02	0,00	0,03
CV (%)	0,98	0,17	0,43	0,27	0,94	0,00	0,27

Valores referentes às placas trapezoidais do sistema 2.0, em milímetros, onde a dimensão I representa a menor distância das bordas da placa entre os furos, II a distância entre os centros dos furos da base maior (inferior), III a distância entre os centros dos furos inferior e superior, IV a distância entre os centros dos furos da base menor (superior), V o diâmetro interno da área do furo e VI a espessura da placa.

<i>PLACA TRAPEZOIDAL</i>	<i>MEDIDAS (mm)</i>					
(sist. 1.5)	I	II	III	IV	V	VI
1	2,42	12,04	10,03	7,02	1,85	0,6
2	2,45	12,09	10,08	6,92	1,87	0,61
3	2,38	12,09	10,11	6,97	1,85	0,6
4	2,37	12,07	10,04	6,99	1,85	0,6
5	2,41	12	10,04	6,89	1,88	0,6
6	2,4	12,02	10,06	6,93	1,89	0,6
7	2,4	12,02	10,08	6,93	1,88	0,6
8	2,38	12,03	10,09	6,99	1,9	0,6
9	2,4	12,02	10,08	7	1,87	0,6
10	2,39	12,07	10,1	6,96	1,88	0,6
M	2,40	12,05	10,07	6,96	1,87	0,60
DP	0,02	0,03	0,03	0,04	0,02	0,00
CV (%)	0,91	0,26	0,26	0,56	0,89	0,00

Valores referentes às placas trapezoidais com extensão do sistema 2.0, em milímetros, onde a dimensão I representa a menor distância das bordas da placa entre os furos, II a distância entre os centros dos furos da base maior (inferior), III a distância entre os centros dos furos inferior e superior, IV a distância entre os centros dos furos da base menor (superior), V o diâmetro interno da área do furo, VI a espessura da placa e VII a distância entre a borda interna da placa e a borda externa da extensão.

<i>PLACA TRAPEZOIDAL</i>	<i>MEDIDAS (mm)</i>						
<i>C/ EXTENSÃO (sist. 1.5)</i>	I	II	III	IV	V	VI	VII
1	2,42	12,04	10,03	7,02	1,85	0,6	12,25
2	2,45	12,09	10,08	6,92	1,87	0,61	12,21
3	2,38	12,09	10,11	6,97	1,85	0,6	12,14
4	2,37	12,07	10,04	6,99	1,85	0,6	12,23
5	2,41	12	10,04	6,89	1,88	0,6	12,18
6	2,4	12,02	10,06	6,93	1,89	0,6	12,21
7	2,4	12,02	10,08	6,93	1,88	0,6	12,15
8	2,38	12,03	10,09	6,99	1,9	0,6	12,19
9	2,4	12,02	10,08	7	1,87	0,6	12,22
10	2,39	12,07	10,1	6,96	1,88	0,6	12,23
M	2,40	12,05	10,07	6,96	1,87	0,60	12,20
DP	0,02	0,03	0,03	0,04	0,02	0,00	0,03
CV (%)	0,91	0,26	0,26	0,56	0,89	0,00	0,28

Valores referentes aos parafusos de 8mm do sistema 2.0, onde a medida I é referente ao diâmetro da cabeça, II ao diâmetro da haste, III ao diâmetro externo da rosca e IV ao comprimento.

<i>PARAFUSO (sist. 2.0)</i>	<i>MEDIDAS (mm)</i>			
	I	II	III	IV
1	2,93	1,95	1,96	7,96
2	2,93	1,95	1,95	7,96
3	2,93	1,96	1,96	7,97
4	2,94	1,97	1,97	7,97
5	2,93	1,96	1,96	7,96
6	2,93	1,95	1,97	7,97
7	2,93	1,95	1,96	7,96
8	2,93	1,96	1,96	7,98
9	2,94	1,95	1,95	7,96
10	2,93	1,96	1,97	7,98
M	2,93	1,96	1,96	7,97
DP	0,00	0,01	0,01	0,01
CV (%)	0,00	0,34	0,36	0,10

Valores referentes aos parafusos de 8mm do sistema 2.0, onde a medida I é referente ao diâmetro da cabeça, II ao diâmetro da haste, III ao diâmetro externo da rosca e IV ao comprimento.

<i>PARAFUSO (sist. 1.5)</i>	<i>MEDIDAS (mm)</i>			
	I	II	III	IV
1	2,32	1,51	1,5	7,97
2	2,34	1,52	1,49	7,97
3	2,32	1,52	1,49	7,96
4	2,33	1,56	1,5	7,97
5	2,33	1,51	1,49	7,95
6	2,33	1,51	1,5	7,95
7	2,34	1,51	1,49	7,97
8	2,32	1,52	1,5	7,97
9	2,33	1,51	1,51	7,97
10	2,33	1,51	1,49	7,96
M	2,33	1,52	1,50	7,96
DP	0,01	0,01	0,01	0,01
CV (%)	0,30	0,00	0,44	0,10

ANEXO 2

MÓDULO DE ELASTICIDADE DO POLIURETANO

Valores dos módulos de elasticidade em MPa do poliuretano normal e extra-duro.

<i>CORPO DE PROVA</i>	<i>MÓDULO DE ELASTICIDADE (MPa)</i>
Poliuretano normal	113,21
Poliuretano extra-duro	624,42