

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

LUCAS CAVALIERI PEREIRA

**RESISTÊNCIA DE QUATRO TÉCNICAS DE FIXAÇÃO UTILIZADAS NO
TRATAMENTO DAS FRATURAS SUBCONDILARES. ESTUDO *IN VITRO* EM
MANDÍBULAS DE POLIURETANO.**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO APRESENTADA À
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA
UNICAMP PARA OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
MESTRE EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA, NA ÁREA DE
CIRURGIA E TRAUMATOLOGIA BUCO-MAXILO-FACIAIS

ORIENTADOR: Prof. Dr. Alexandre Elias Trivellato

CO-ORIENTADOR: Prof. Dr. Márcio de Moraes

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE À VERSÃO FINAL DA DISSERTAÇÃO

DEFENDIDA PELO ALUNO, E ORIENTADA PELO PROF.DR. ALEXANDRE ELIAS TRIVELLATO

Assinatura do Orientador

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

C314r Cavalieri-Pereira, Lucas, 1982-
Resistência de quatro técnicas de fixação utilizadas no
tratamento das fraturas subcondilares. Estudo in vitro em
mandíbulas de poliuretano / Lucas Cavalieri Pereira. -- Piracicaba,
SP : [s.n.], 2011.

Orientador: Alexandre Elias Trivellato.

Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual de
Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Cômulo mandibular. 2. Fraturas. 3. Parafusos ósseos . 4.
Placas ósseas . I. Trivellato, Alexandre Elias. II. Universidade
Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba.
III. Título.

Título em Inglês: Resistance of four fixation techniques used in the treatment
of subcondyles fractures. Study in vitro in mandibles of polyurethane

Palavras-chave em Inglês: Mandibular condyle, Fractures, Bone screws,
Bone plates

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

Titulação: Mestre em Clínica Odontológica

Banca examinadora: Alexandre Elias Trivellato [Orientador], Cláudio
Maldonado Pastori, Luciana Asprino

Data da defesa: 13-05-2011

Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica



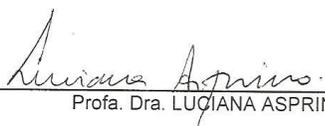
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado, em sessão pública realizada em 13 de Maio de 2011, considerou o candidato LUCAS CAVALIERI PEREIRA aprovado.


Prof. Dr. ALEXANDRE ELIAS TRIVELLATO


Prof. Dr. CLAUDIO MALDONADO PASTORI


Profa. Dra. LUCIANA ASPRINO

DEDICATÓRIA

Dedico esse trabalho à minha esposa **Larissa Gonçalves Luciano Cavaleri Pereira**, o sentido de toda luta, amor incondicional e abdicção de muito para estar ao meu lado.

À minha avó **Ovides Penacchio Pereira**, pela oportunidade de ser seu neto.

Aos meus pais, **Silvio e Cássia**, por me darem a base que precisei.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Finalizada mais uma etapa importante em minha vida, necessito agradecer todos aqueles que fizeram parte da minha história e que me ajudaram sempre que precisei.

A **Deus** por conduzir minha vida dentro de seus ensinamentos. “Entrega teu caminho ao Senhor, confia Nele e Ele tudo fará” (Sl 37: 5).

Ao **Prof. Dr. Alexandre Elias Trivellato**, meus sinceros agradecimentos pela paciência, ensinamentos e amizade estabelecida. Orientou-me em todos os sentidos.

Ao **Prof. Dr. Márcio de Moraes**, pela dedicação e árduo trabalho em prol da Pós-graduação e todos os alunos, um dos pilares em minha vida profissional.

Ao **Prof. Dr. Roger William Fernandes Moreira**, pelo exemplo de professor e transmissão de conhecimentos para seus alunos, por ter a paciência de ensinar tudo que sabe em qualquer momento.

Ao **Prof. Dr. José Ricardo de Albergaria Barbosa**, pelo exemplo de caráter, por ser espelho, e por me fazer sentir mais confortável perante as situações adversas.

Ao **Prof. Dr. Renato Mazzonetto**, pelo convívio, amizade e ensinamentos durante a Pós-graduação.

Ao **Prof. Dr. Cláudio Maldonado Pastori**, por ser meu ídolo na profissão, exemplo de caráter e dedicação à Cirurgia. Cirurgião a ser copiado, ser humano a ser imitado.

À **Profa. Dra. Luciana Asprino**, pelo bom convívio e ensinamentos durante todo o Curso.

Ao **Prof. Dr. Renato Sawasaki**, pela amizade construída, pela sensibilidade em compreender os alunos e dedicação incondicional em ensinar.

Ao **Prof. Dr. Valfrido Antônio Pereira Filho**, a pessoa amiga que me fez trilhar meus primeiros passos na cirurgia.

Ao **Prof. Dr. Alexander Tadeu Sverzut**, pela presteza e por participar de forma importante no crescimento de nosso trabalho.

Ao **Prof. Dr. Paulo Roberto Goldoni**, por toda orientação, pela honestidade e por ser uma das pessoas mais confiáveis que conheço.

Ao **Prof. Dr. Greison Rabelo de Oliveira**, pessoa extremamente gentil e disposta, pela ajuda concedida.

À **Universidade Estadual de Campinas (Unicamp)** pela oportunidade de desenvolvimento das minhas atividades na pós-graduação na Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

À **Universidade de São Paulo (USP)** pela permissão do desenvolvimento da pesquisa na Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto.

Ao **Departamento de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial e Periodontia** da FORP-USP pela oportunidade concedida.

À empresa **Tóride** pela doação dos materiais de fixação utilizados na pesquisa.

Ao **LIPEM – Laboratório Integrado de Pesquisa de Biocompatibilidade de Materiais**, Departamento de Materiais Dentários e Prótese, da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - Universidade de São Paulo, pela disponibilidade de realização dos experimentos.

Aos funcionários do LIPEM, **Edson Volta** e **Ricardo de Souza Antunes**, pelo auxílio incondicional na realização da pesquisa.

Aos meus colegas de turma, **Simei Freire, Paulo Hémerson de Moraes, Lucas Martins, Rafael Ortega, Cláudio Nóia e Gabriela Mayrink**, por tornarem a jornada mais agradável e ajudarem de forma inestimável.

Aos colegas de Pós-graduação: **Adriano Assis, Fábio Sato, Sérgio Olate, Mariana Medeiros, Henrique Duque, Felipe Nascimento, Sérgio Monteiro, Miguel Jaimes**, pelo companheirismo e ensinamentos compartilhados.

Aos colegas de Pós-graduação, da turma atual: **Érica Marchiori, Saulo Ellery, Patrício Neto, José Muñantes, Maximiana Maliska, Renato Marano, Marcelo Breno, Evandro Portela, Valdir Andrade, Castelo Cidade, Andrezza Lauria, Raquel Medeiros** pela presteza, atenção com a qual sempre me trataram e, sobretudo, pela amizade e carinho.

Aos meus amigos, **Sérgio Brandt, Leonardo Alonso, Simeir Freire e Leandro Pozzer**, por saberem ouvir quando precisei e mostrar que muitas coisas ainda valem a pena.

Às funcionárias do centro cirúrgico – **Edilaine, Angélica, Daina, Gisely e Keila**, pela ajuda e paciência em todo o tempo que convivem conosco.

À **CAPES** pelo auxílio durante a pós-graduação.

Aos **estagiários**, pela ajuda valorosa que sempre nos deram.

Aos **alunos do curso de graduação, atualização e especialização** da FOP-Unicamp, pela amizade, aprendizado e convívio durante a pós-graduação.

Aos **pacientes**, por confiarem em nossas mãos, por tudo que aprendemos com eles diariamente.

Aos **Professores da Faculdade de Odontologia de Araraquara**, em especial aos **Professores de Cirurgia Valfrido Antônio Pereira Filho, Mário Francisco Real Gabrielli, Marisa Aparecida Cabrini Gabrielli e Eduardo Hochuli Vieira**, por me conduzirem no início de minha formação e por me tratarem com amizade importante até hoje.

Aos **Professores da Residência da Associação Hospitalar de Bauru – Hospital de Base Cláudio Maldonado Pastori, João Lopes Toledo, Daniel Zorzetto, Marcos Capelari e Clóvis Marzola** por fazerem de lá uma casa para mim.

Aos meus avós **Antônio, Ovides, Jesué, Luzia (in memoriam)**, por tudo que representaram e representam na minha vida.

Aos meus sogros, **Oscar e Cristina**, por sempre estarem do nosso lado.

Ao alicerce de tudo, minha família, nas figuras da minha esposa **Larissa**, meu pai **Silvio**, minha mãe **Cássia**, meus irmãos **Renan, Samuel e Saulo** e minha segunda mãe **Teresinha**. Amor incondicional e respeito que me ajudam a vencer cada batalha diariamente.

“Pouco conhecimento faz com que as pessoas se sintam orgulhosas.

Muito conhecimento, que se sintam humildes”

Leonardo da Vinci

RESUMO

A fratura do côndilo mandibular usualmente requer tratamento cirúrgico com emprego de fixação interna estável. O objetivo neste estudo foi avaliar comparativamente a resistência de quatro técnicas de fixação utilizadas no tratamento de fraturas subcondilares. Foram empregadas 84 mandíbulas sintéticas, 147 placas retas e 546 parafusos. As mandíbulas foram submetidas a um seccionamento simulando uma fratura subcondilar esquerda e fixadas com quatro técnicas utilizando-se das placas de 2,0 e 1,5 mm, que deram origem a doze grupos experimentais, cada um com 7 mandíbulas. Chamou-se de grupos G1, G5 e G9, aqueles fixados com uma placa reta de 4 furos do sistema 2,0 mm. Os grupos G2, G6 e G10, foram fixados com uma placa de 4 furos do sistema 2,0 mm e uma placa de 3 furos do sistema 1,5 mm. Grupos G3, G7 e G11, aqueles fixados com duas placas 2,0 mm, sendo a anterior de 3 furos; Grupos G4, G8 e G12, aqueles fixados com duas placas 2,0 mm de 4 furos. Cada sistema foi submetido ao teste de resistência com aplicação de carga no sentido súpero-inferior em máquina de ensaio EMIC, modelo DL2000. Em G1, G2, G3 e G4 a aplicação de carga foi no primeiro molar do lado da fratura simulada (MF). Em G5, G6, G7 e G8, no primeiro molar contralateral à fratura simulada (MC). Em G9, G10, G11 e G12, entre os incisivos centrais (I). Foram mensurados valores de carga para os deslocamentos de 1 mm, 2 mm e 5 mm. Os resultados obtidos no teste de resistência foram comparados utilizando análise de variância (ANOVA), seguido do teste de Tukey com nível de significância de 5%. Verificou-se valores de carga menores no grupo tratado com uma placa de 4 furos do sistema 2,0 mm, nos deslocamentos de 1 e 2 mm, com aplicação de carga em MF. Pode-se concluir que a utilização do sistema de fixação com duas placas proporciona maior resistência.

Palavras-chave: Côndilo mandibular, Fraturas, Parafusos Ósseos, Placas Ósseas.

ABSTRACT

Fractures of mandibular condyles usually require surgical treatment with steady employment internal fixation. The aim in this study was to evaluate the resistance of four fixation technique used in the treatment of subcondylar fractures. Were employed 84 synthetic jaws, 147 straight plates and 546 screws. The jaws underwent a sectioning simulating a left subcondylar fracture and fixed with four techniques using 2.0 mm and 1.5 mm plates, which gave rise to twelve experimental groups, each with 7 mandibles. Drew G1, G5 and G9, those set with single straight plate 4-holes. Groups G2, G6 and G10, were fixed with one 2.0 mm system plate 4-holes and one 1.5 mm system plate 3-hole. Groups G3, G7 and G11, were fixed with two plates 2.0 mm, which more anterior had 3-hole. Groups G4, G8 and G12, those fixed with two plates 2.0 mm with 4-hole. Each system was subjected to the test of resistance with load application superior-inferior on testing machine EMIC model DL2000. In G1, G2, G3 and G4 the implementation of load was the first molar side fracture simulated (MF). In G5, G6, G7 and G8 were in the first molar contralateral to the simulated fracture (MC). In G9, G10, G11 and G12 was between the central incisors (I). Load values were measured for displacement from 1 mm, 2 mm and 5 mm. Results obtained in the test of resistance were compared using analysis of variance (ANOVA), followed by Tukey test with a significance level off 5%. There was minor loads value in the group treated with a plate of 4-hole system 2.0 mm, in displacements of 1 and 2 mm, with application in MF. Can conclude that the use of the fixation system with two plates provide greater resistance.

KEY WORDS: Mandibular condyle, Fractures, Bone Screws, Bone plates.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	1
2. REVISÃO DE LITERATURA	3
3. PROPOSIÇÃO	15
4. MATERIAIS E MÉTODOS	16
4.1 Placas e parafusos	16
4.2 Mandíbulas de poliuretano e preparo da amostra	17
4.3 Teste de resistência	24
4.4 Análise estatística	32
5. RESULTADOS	33
5.1 Teste de Resistência	33
6. DISCUSSÃO	37
7. CONCLUSÃO	46
8. REFERÊNCIAS	47
APÊNCIDES	58

1. INTRODUÇÃO

As fraturas condilares são citadas na literatura como as mais comuns na mandíbula, ocorrendo em aproximadamente 8 a 50% de todas as fraturas mandibulares (Silvernoinen *et al.*, 1992; Widmark, 2000; Schön *et al.*, 2003; Asprino *et al.*, 2006; Chen *et al.*, 2011).

Várias modalidades de tratamento foram descritas para as fraturas dos côndilos mandibulares, incluindo apenas fisioterapia de abertura bucal, imobilização maxilo-mandibular, redução cirúrgica e fixação interna (Zide & Kent, 1983; Backer *at al.*, 1998). A comparação entre os tratamentos conservador e cirúrgico é bastante extensa. Alguns parâmetros clínicos são analisados para obtenção de sucesso: limitação de movimentos excursivos da mandíbula, limitação de abertura bucal, incapacidade de se restabelecer a oclusão, cooperação do paciente, localização e número de traços de fratura (Ellis III *et al.*, 2000a; Ellis III & Throckmorton, 2000; Haug & Assael, 2001).

Fatores biológicos e mecânicos influenciam no reparo ósseo das fraturas. O estado geral do paciente e o suprimento sanguíneo são exemplos de fatores biológicos. Já entre os mecânicos pode-se destacar a quantidade de movimentação entre os segmentos fraturados. Existem basicamente dois processos pelos quais o reparo ósseo pode ocorrer: o primário e o secundário. No primário a formação óssea ocorre de forma direta, ao passo que, no secundário, existe a formação do calo ósseo. Visto isso, o processo de reparo é melhorado quando se obtém redução anatômica precisa e estabilidade na imobilização dos fragmentos (Prein & Rahn, 1998). Atualmente o dispositivo utilizado para estabilização das fraturas são as placas e parafusos. Esses são instalados em contato direto com o osso, permitindo o retorno precoce em algumas de suas funções enquanto ocorre o reparo da fratura (Ellis III & Dean, 1993).

Spiessl, em 1971, modificou alguns princípios utilizados na Ortopedia para empregá-los na cirurgia buco-maxilo-facial, visando obtenção de estabilidade pelo emprego de placas e parafusos. A Fundação “Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen” (língua alemã) e “Association for the Study of Internal Fixation” (língua inglesa) para o estudo da fixação interna determina alguns princípios básicos: redução anatômica dos fragmentos ósseos, fixação estável da fratura, emprego de técnica atraumática e retorno imediato à função. Esses são baseados na tentativa de se permitir reparo ósseo primário com manutenção da função (Prein & Rahn, 1998).

Várias técnicas são empregadas no tratamento das fraturas mandibulares, dependendo do local, tipo e tempo da fratura, gênero, idade e colaboração do paciente, experiência do cirurgião, e custo do material de fixação (Schilli, 1998). Alguns métodos são fio de aço, fio de Kirschner, parafusos compressivos e miniplacas em diferentes disposições (Sugiura *et al.*, 2001).

Testes isolados do material de fixação promovem dados incompletos para transferir seus resultados na prática clínica, diferentemente de quando um modelo biológico é utilizado (Haug *et al.*, 1994). Estudo mecânico do comportamento das diferentes técnicas de fixação de fraturas condilares se faz necessário. Ao se avaliar a estabilidade funcional dessa fixação por meio de simulação de vetores e intensidades de carga aplicados ao sistema, os resultados poderão ser projetados em estudos clínicos durante o reparo ósseo, quando aplicado *in vivo* (Ziccardi *et al.*, 1997; Haug *et al.*, 2002; Asprino *et al.*, 2006).

Dessa forma, uma possível aplicabilidade clínica de diferentes configurações de fixação com placas e parafusos poderá ser avaliada com a realização desse trabalho *in vitro*, em que o intuito foi verificar a resistência de algumas técnicas utilizadas no tratamento de fraturas subcondilares.

2 - REVISÃO DE LITERATURA

Fatores como localização geográfica, idade e nível socioeconômico influenciam na incidência das fraturas condilares. Aproximadamente 8% de todas as fraturas mandibulares correspondiam às fraturas do côndilo (Chalmers, 1947). Incidências próximas a 50% também têm sido relatadas (Silvernoinen *et al.*, 1992). Dessa forma, incidências entre 25 e 40% no grupo das fraturas mandibulares são citadas na literatura atualmente (Talwar *et al.*, 1998), ao passo que podem corresponder entre 25 e 35% das fraturas faciais (De Riu *et al.*, 2001).

As fraturas em crianças comumente são localizadas em região superior do côndilo, no interior da cápsula articular, sendo esses tipos de fraturas mais incidentes nas crianças que em adultos, com índices próximos de 40 a 67% das fraturas mandibulares (Lehman & Saddawi, 1976; Amaratunga, 1988). A susceptibilidade desta região às fraturas intracapsulares é devido, provavelmente, a características peculiares, pois crianças menores que dois anos de idade apresentam côndilo mais curto e muito vascularizado, associadas a uma cortical fina. Com o desenvolvimento estrutural da articulação, a partir dos 7 ou 8 anos, as fraturas passam a ser extracapsulares, na região do pescoço do côndilo (Myall *et al.*, 2000).

O planejamento do tratamento para uma determinada condição é importante e isso é baseado em situações similares, isto é, previamente ocorrida e descrita. Dessa forma, um sistema de classificação, terminologias e indicações de aplicação de determinada terapia devem existir. Quando se trata de fraturas do côndilo mandibular existem diversos sistemas de classificação e esquemas de indicação de terapia (Brandt & Haug, 2003).

A região condilar difere das demais áreas da mandíbula porque as fraturas geralmente são causadas por uma força indireta, que atinge primariamente o corpo ou a sínfise da mandíbula (Ziccardi *et al.*, 1997).

A anatomia, o mecanismo da lesão e traumas associados produzem fraturas condilares de diferentes configurações. Em vista disso, várias classificações foram propostas com intuito de se elaborar um meio de comunicação e esquemas de terapias (Wassmund, 1927; MacLennan, 1952; Spiessl & Schroll, 1972; Lindhal, 1977; Brandt & Haug, 2003).

Wassmund, em 1927, segundo Joos & Kleinheinz (1998), introduziu a primeira classificação para as fraturas de côndilo mandibular. Entretanto, pela complexidade dessas fraturas, diferentes sistemas de classificação para as fraturas baseadas em sua localização anatômica, relação do fragmento condilar com a mandíbula e a cavidade articular (Rombach & Quinn, 1997).

MacLennan, em 1952, estabeleceu uma classificação das fraturas condilares, baseando-se primariamente na relação entre os segmentos proximal e distal. Este sistema de classificação é composto por: Fratura tipo I – não deslocada; Fratura tipo II – fratura em galho verde; Fratura tipo III – fratura com deslocamento entre os segmentos; Fratura tipo IV – fratura com deslocamento do côndilo para fora da cavidade articular.

Spiessl & Schroll, em 1972, estabeleceram uma classificação amplamente utilizada nos dias atuais. Descrevem como sendo fratura condilar do tipo I: fratura do pescoço do côndilo sem ou com mínimo de deslocamento; tipo II: fratura baixa do pescoço do côndilo com deslocamento, porém com contato ósseo entre os fragmentos; tipo III: fratura alta do pescoço do côndilo com deslocamento (anterior, posterior ou medial), sem contato entre os fragmentos ósseos; tipo IV: fratura baixa com angulação do pescoço do côndilo; tipo V: fratura alta com angulação do pescoço do côndilo; e, tipo VI: fratura da cabeça do côndilo (intracapsular).

Em 1977, Lindahl propôs uma classificação baseada em um estudo prospectivo da avaliação de 123 pacientes com 138 fraturas de côndilo mandibular. Este sistema considera a localização anatômica em fratura da cabeça do côndilo (região delimitada pela porção mais superior do côndilo até o limite de inserção da cápsula articular e ligamentos), pescoço do côndilo (área de maior constrição do côndilo mandibular) e subcondilar (fratura que parte da incisura sigmóide da mandíbula até a região posterior, logo abaixo do pescoço do côndilo); relação do segmento condilar com o mandibular em não deslocada, desviada, deslocada com desvio para medial ou lateral, deslocada com desvio para anterior ou posterior, e sem contato entre os fragmentos; e a relação do segmento condilar com a cavidade articular em não deslocada, deslocada e fora da cavidade.

O componente mais utilizado e citado na literatura, segundo a classificação de Lindhal (1977), tem sido a delineação da localização anatômica da fratura, em fratura da cabeça do côndilo, pescoço do côndilo e subcondilar (Ellis III *et al.*, 1999; Ellis III *et al.*, 2000b; Haug *et al.*, 2002; Brandt & Haug, 2003).

O tratamento das fraturas do côndilo mandibular é bastante controverso, visto que existe uma alta incidência e diferentes padrões de fraturas. Definiu-se que o maior objetivo do tratamento das fraturas do côndilo mandibular é restaurar a função, e não necessariamente a reconstrução anatômica, e definiu restaurar a função após a fratura de côndilo mandibular por cinco fatores: 1) abertura bucal sem dor, com distância interincisal de no mínimo 40 mm; 2) boa movimentação mandibular em todas excursões; 3) restabelecer a oclusão dentária prévia ao trauma; 4) articulação temporomandibular estável e; 5) simetria mandibular e facial (Walker, 1994).

A instituição de tratamentos cirúrgico ou conservador dependem de indicações precisas, sendo um tema extensamente discutido na literatura científica.

Archer, em 1975, de acordo com Brandt & Haug (2003), afirmou que não existiam indicações para redução aberta das fraturas subcondilares, visto que essa abordagem resultava em trismo com certa freqüência, bem como anquilose e reabsorção condilar.

Zide & Kent, 1983, também relataram as indicações para o tratamento aberto ou fechado das fraturas condilares, explicitando uma série de indicações e contra-indicações absolutas e relativas. Nessa estavam incluídas: deslocamento do côndilo para a fossa craniana, impossibilidade de obter boa oclusão dentária por bloqueio maxilo-mandibular, deslocamento extracapsular do côndilo, com comprometimento estético e presença de corpo estranho. As indicações relativas também foram relatadas: fratura bilateral de côndilo em paciente edêntulo, fratura uni ou bilateral quando bloqueio maxilo-mandibular é contra-indicado, fratura de côndilo bilateral associada a fraturas cominuídas de terço médio de face.

As características anatômicas e os efeitos em longo prazo das fraturas condilares são dependentes da idade do paciente e mudanças decorrentes do desenvolvimento do esqueleto facial (McGraw & Cole, 1990).

Publicaram um estudo com tempo médio de preservação de 10,1 anos de 55 pacientes pediátricos tratados de forma conservadora de fratura condilar. Este estudo envolveu pacientes de 5 a 20 anos de idade, que foram divididos em grupos de idade, sendo de 5 a 9, 10 a 14, 15 a 17 e 18 a 20 anos. Os tratamentos instituídos variaram da simples observação ao bloqueio maxilo-mandibular. Observaram que, quanto maior o grupo de idade, maior a incidência de disfunção temporomandibular. Não foi observado nenhum caso de anquilose e assimetria mandibular. Os autores concluíram que o tratamento conservador é suficiente para pacientes pediátricos, porém em pacientes no final da adolescência o tratamento conservador foi menos satisfatório, devendo ser ponderado de acordo com os conceitos para pacientes adultos (Nørholt *et al.*, 1993).

Quanto às fraturas intracapsulares, existe concordância na literatura em tratá-las com terapia conservadora, sendo esse tratamento baseado nos resultados satisfatórios e na dificuldade e/ou impossibilidade de redução e fixação dessas fraturas, uma vez que o padrão destas fraturas geram, usualmente, pequenos fragmentos ósseos (Hlawitschka & Eckelt, 2002).

As indicações do tratamento cirúrgico têm aumentado e ocorrem principalmente para pacientes adultos com deslocamento do côndilo para fora da cavidade articular, grandes deslocamentos entre os segmentos, com encurtamento do ramo mandibular, fraturas bilaterais ou associação com outras fraturas faciais (Kallela *et al.*, 1995).

Brandt & Haug (2003), realizaram uma revisão da literatura sobre o tratamento das fraturas condilares, enfatizando as tendências atuais e provável evolução. Os autores colocam que embora seja reconhecido que a redução aberta e aplicação de fixação interna apresente melhores resultados funcionais do que a redução fechada com imobilização maxilo-mandibular, ainda existem as adversidades relacionadas a lesões de alguns nervos e cicatrizes indesejadas associadas ao tratamento cirúrgico. Os autores relatam que o uso da endoscopia podem substituir a técnica convencional e permitir que se consiga as vantagens funcionais e reconstrutivas da redução aberta e fixação interna, minimizando as complicações.

Vários estudos comparam os resultados do tratamento cirúrgico em detrimento ao conservador, existindo relatos da avaliação de diversos aspectos, como oclusão dentária, função mandibular, e simetria facial. As vantagens do tratamento cirúrgico são relatadas, como redução anatômica e retorno precoce de algumas funções da articulação (Upton, 1991; Jeter & Hackney, 1992).

O advento da fixação interna propiciou melhores resultados para o tratamento cirúrgico das fraturas condilares. Contudo, poucos relatos oferecem informação definitiva sobre qual forma de fixação oferece melhores resultados.

Sabe-se que os benefícios da intervenção cirúrgica são consideráveis, entretanto, existe a necessidade de se avaliar seus riscos potenciais (Ellis III *et al.*, 2000c).

Com a aplicação das técnicas de fixação interna ao esqueleto facial, diversas indicações têm sido propostas. Alguns autores redefiniram as indicações relativas e absolutas do tratamento cirúrgico. Citam como relativas: mandíbulas edêntulas, comprometimento psicológico, estado neurológico e uso de drogas entorpecentes; e, como absolutas: quando a manipulação e tratamento fechado não pode restabelecer a oclusão, quando a fixação interna é utilizada para tratamento de outras fraturas faciais e quando a estabilidade oclusal é limitada, com menos de 3 dentes por quadrante ou doença periodontal (Haug & Assael, 2001).

Zide, em 2001, afirmou que as únicas verdadeiras indicações para redução aberta e fixação interna da fratura condilar são o deslocamento condilar e a instabilidade na manutenção da altura do ramo mandibular.

Vários estudos clínicos têm demonstrado melhores resultados do tratamento cirúrgico em comparação ao conservador (Worsae & Thorn, 1994; Widmark *et al.*, 1996; Ellis III *et al.*, 2000). Entretanto, má oclusão e limitações de movimentos excursivos da mandíbula podem ocorrer mesmo com a utilização do tratamento cirúrgico, podendo ser pela redução inadequada dos segmentos ou por falha no método de fixação (Widmark *et al.*, 1996; Hammer *et al.*, 1997).

Um estudo retrospectivo avaliou os resultados funcionais do tratamento cirúrgico das fraturas dos processos condilares. Cinquenta e um pacientes adultos com fratura bilateral de côndilo foram estudados. Todos os pacientes foram submetidos à redução aberta e fixação interna. Quatro pacientes apresentaram desvio do mento, 6 evoluíram com má-oclusão e 8 com limitação de abertura bucal. Os autores concluíram que os resultados funcionais obtidos foram satisfatórios (Chen *et al.*, 2011).

Outro estudo comparou o tratamento conservador à redução aberta para tratamento de fraturas deslocadas unilaterais subcondilares e de colo de côndilo. Um total de 32 pacientes foram divididos em 2 grupos, sendo o grupo I pacientes tratados com redução fechada e bloqueio maxilomandibular, e grupo II tratados com redução aberta e fixação interna. Não se observou diferença significativa entre os dois grupos quanto à máxima abertura bucal, protrusão, movimentos excursivos laterais, má-oclusão e dor na articulação temporomandibular. Entretanto, uma diferença estatisticamente significativa foi observada quando da observação da redução anatômica, demonstrando melhor posicionamento dos côndilos após realização de fixação interna (Danda *et al.*, 2010).

Métodos de fixação são descritos para estabilização das fraturas dos côndilos mandibulares, destacando-se as osteossínteses com fios de aço, fios de Kirschner, parafusos compressivos, parafusos posicionais e placas e parafusos em diferentes disposições. Os autores utilizaram parafuso compressivo em 26 fraturas de 23 pacientes, fio de Kirschner em 10 fraturas de 10 pacientes e placas em 22 fraturas de 21 pacientes. Realizaram avaliação radiográfica da redução e do restabelecimento da altura do ramo mandibular. Relatam redução precisa em 90% dos casos, com os 3 diferentes tipos de fixação empregados, contudo, o encurtamento do ramo e desvio mandibular durante abertura bucal ocorreram mais no grupo que recebeu placas. Concluíram, então, que a osteossíntese com parafuso compressivo é superior às placas ou fio de Kirschner na restauração da dimensão vertical do ramo mandibular (Sugiura *et al.*, 2001).

Ellis *et al.* (1993) relataram falha em cerca de 35% na fixação de fratura de côndilo mandibular com uma placa, por fratura da placa ou perda do parafuso. Problemas de falha da fixação aplicada nas fraturas condilares com uma placa seja por fratura da mesma, torção ou perda do engajamento de um ou mais parafusos têm sido discutido por vários autores (Hammer *et al.*, 1997; Choi *et al.*, 2001).

Kallela *et al.* (1995), relataram má união em 4 pacientes dentro de uma amostra de 11, tratados com parafusos compressivos. Salientam a importância do uso de bloqueio maxilo-mandibular pós-operatória nesses casos.

Em um estudo clínico, retrospectivo, 37 pacientes com 40 fraturas condilares foram submetidos à redução aberta e fixação interna, sendo 17 fraturas com uma única placa, 13 fraturas com uma placa de compressão dinâmica e 10 fraturas com 2 placas. A melhor estabilidade funcional foi obtida com o uso de duas placas (Choi *et al.*, 2001). Os autores afirmam, ainda, que a utilização de placa de compressão dinâmica não assegura estabilidade da fixação nas fraturas de côndilo mandibular e não propicia resultados melhores sobre o uso de 2 placas. Creditam isso à eficácia da aplicação de duas placas, principalmente devido à habilidade de neutralizar a carga funcional imposta ao pescoço do côndilo.

A utilização de placas de quatro furos na borda posterior com dois parafusos em cada segmento é a técnica mais frequentemente empregada. Contudo, isso torna a interface parafuso/osso o ponto fraco do sistema de fixação, ao invés da rigidez da placa. Falhas na interface parafuso/osso e fratura da placa são as principais razões de insucesso do sistema de fixação interna em fraturas condilares. Assim, é importante propiciar um maior contato entre parafuso e osso com o emprego de parafusos bicorticais (Ellis III, 2002).

A fratura da placa normalmente é consequência de fadiga por deformação, que ocorre pela contínua torção médio-lateral que o côndilo sofre durante a função. Devido suas propriedades relativamente elásticas o osso responde bem à deformação, ao contrário das placas de titânio. A utilização de placas de compressão dinâmica com dois parafusos bicorticais, de 8 mm, em cada segmento da fratura é defendido por Ellis III (2002), para inibir a torção.

Alguns autores avaliaram de forma comparativa os resultados e complicações da aplicação de uma ou duas placas do sistema 2,0 mm, e placas de compressão dinâmica aplicadas no tratamento de fraturas condilares. Concluiu-

se que o uso de uma única miniplaca de compressão dinâmica ou do sistema 2,0 mm produz estabilidade pós-operatória inadequada. O uso de duas placas do sistema 2,0 mm produz resultados mais estáveis com menor índice de complicações (Rallis *et al.*, 2003).

Um estudo prospectivo clínico e radiológico foi realizado com intuito de se avaliar os resultados de uma placa (Modus TCP® - Trapezoidal Condylar Plates, Medartis, Basel, Switzerland), especificamente desenvolvida para tratamento de fraturas subcondilares. Em 6 meses pós-operatórios observaram consolidação correta da fratura em 79% dos casos e deslocamento secundário da fratura em 6,6%. Não houve fratura do material de fixação (Meyer *et al.*, 2008).

O comportamento mecânico da fixação interna em fraturas faciais, com enfoque principal em fraturas mandibulares, têm sido amplamente estudado. Entretanto, a maioria dos estudos é clínica. Estudos laboratoriais *in vitro* para fixação de fraturas condilares são relativamente escassos e se fazem necessários para possibilitar desenvolvimento de novos materiais e técnicas (Haug *et al.*, 2002).

Em vista disso, vários modelos experimentais são citados na literatura para realização de testes mecânicos de fixação interna na mandíbula, dentre eles estão: mandíbula de cachorro (Ikemura *et al.*, 1984), mandíbula de cadáveres humanos (Ardary *et al.*, 1989; Tharanon, 1998), mandíbulas de carneiro (Gomes, 2002), mandíbulas sintéticas de poliuretano (Haug *et al.*, 2002; Shetty *et al.*, 1995; Asprino *et al.*, 2006) e costela bovina (Armstrong *et al.*, 2001; Trivellato, 2001; Trivellato & Passeri, 2006).

Uma avaliação comparativa foi realizada para mensurar o torque requerido para inserir parafusos de 1,0 e 2,4 mm de diâmetro e a força necessária para removê-los de alguns modelos experimentais. Esses foram separados em três grupos, distribuídos em: de origem animal (costela bovina e suína), sintéticos (resina fotoelástica e poliuretano) e carvalho vermelho, sendo comparados ao

osso humano fresco. Diferenças significativas foram encontradas entre os materiais, sendo o osso suíno o que apresentou os piores resultados. Dentre os materiais sintéticos, a resina de poliuretano apresentou resultados estatisticamente similares ao osso de cadáver humano. Dessa forma, afirmou-se que o osso humano pode ser simulado por materiais sintéticos em estudos de fixação, principalmente devido às dificuldades éticas e falta de padronização (Bredbenner *et al.*, 2000).

Testes isolados do material de fixação geram dados incompletos para aplicabilidade clínica, diferindo de quando se utiliza em conjunto com algum modelo biológico. Entretanto, não existe um substituto ósseo ideal para realização de testes mecânicos (Haug, 1994).

Ziccardi *et al.*, em 1997, realizaram um estudo mecânico da resistência da fixação aplicada à fraturas de côndilo mandibular, em réplicas de mandíbula humana de resina de poliuretano. Comparou-se o uso de fixação com uma placa fixa com 5 parafusos do sistema 2,0 mm, com o sistema de uma placa mantida por dois parafusos mais um parafuso compressivo, que une os segmentos proximal e distal. O sistema de placa com parafuso compressivo mostrou-se mais resistente.

Também foi encontrado, por Choi *et al.*, em 2001, que a utilização de duas placas em detrimento a uma placa sem compressão ou uma placa de compressão dinâmica propicia melhores resultados funcionais, visto que a eficácia da aplicação das duas placas é devida, principalmente, à capacidade de neutralizar as cargas funcionais impostas ao pescoço do côndilo mandibular, pela sua disposição. Assim, se torna importante o estudo de como duas placas dispostas em uma determinada configuração e diferentes tamanhos da placa anterior podem se comportar durante a aplicação de carga tanto no lado da fratura, quanto na região anterior e contralateral da mandíbula.

O comportamento mecânico da fixação interna para tratamento das fraturas mandibulares necessita de melhor compreensão, para viabilizar o

desenvolvimento de materiais e técnicas satisfatórios. Desta maneira, estudos experimentais *in vitro*, em resina de poliuretano, têm sido realizados (Haug *et al.*, 2002).

Meyer *et al.* (2006) relataram que existe a necessidade de avaliação de diferentes meios de fixação, visto que existem linhas ideais de osteossíntese na região do côndilo mandibular, que se localizam próximas à borda posterior da mandíbula e à incisura da mandíbula. Ainda, uma das linhas de tensão está adjacente a parte mais inferior da incisura, praticamente em posição horizontal.

Parascandolo *et al.*, em 2010, realizaram um estudo em modelo de elementos finitos para analisar a efetividade da utilização de uma ou duas placas para fixação das fraturas subcondilares. Devidos às forças de torção na região da fratura, oriundas das atividades musculares, os autores concluíram que o uso de duas placas proporciona melhor estabilidade, reduzindo a possibilidade de deslocamento do fragmento.

Pilling *et al.*, em 2010, compararam a estabilidade de diferentes métodos de osteossíntese utilizados para tratamento de fraturas do côndilo mandibular em mandíbulas de mini-porcos. Dez sistemas de osteossíntese foram empregados, sendo os testes mecânicos realizados após o reposicionamento e fixação do côndilo. As cargas foram aplicadas em quatro direções: de lateral para medial, anterior para posterior, posterior para anterior e medial para lateral. O parafuso compressivo Eckelt, uma ou duas placas do sistema 2,0 mm, uma placa com barra (KLS Martin), placa de minicompressão (Medicon), placa de compressão zigomática (Medartis), placa de fratura condilar (Medartis), placa de 4 furos quadrada (KLS Martin) e placa reabsorvível de 4 furos (Resorb-X) foram utilizadas para osteossíntese. Observou-se que a fixação com uma placa reabsorvível não foi funcionalmente estável e, independentemente, da direção da carga aplicada, duas placas se mostraram a técnica mais estável.

Estudos mecânicos do comportamento de diferentes técnicas de fixação interna de fraturas subcondilares se fazem necessários. A avaliação da estabilidade funcional das fixações através da simulação com cargas aplicadas em diferentes regiões da mandíbula é importante, podendo os resultados ser projetados em estudos clínicos. Em virtude disto, como já mencionado na literatura, utilizamos como substituto da mandíbula humana em testes mecânicos (Ziccardi *et al.*, 1997; Haug *et al.*, 2002) uma réplica de poliuretano.

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo neste estudo foi avaliar comparativamente a resistência de quatro técnicas de fixação utilizadas no tratamento das fraturas subcondilares, realizando-se estudo *in vitro* em mandíbulas de poliuretano.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1- Placas e Parafusos

Para realização deste estudo foram utilizadas 147 placas retas, sendo destas 105 placas de 4 furos sistema de fixação 2,0 mm, 21 placas de 3 furos sistema de fixação 2,0 mm e 21 placas de 3 furos sistema de fixação 1,5 mm. Foram utilizados também 546 parafusos, sendo 84 parafusos de 12 mm, 252 parafusos de 10 mm e 147 parafusos de 5 mm de comprimento do sistema 2,0 mm. Os 63 parafusos restantes são de 5 mm de comprimento do sistema 1,5 mm (Tóride Implantes Ind. Com. Ltda. - Mogi Mirim, São Paulo - Brasil) (Figura 1). Segundo o fabricante as placas são de titânio comercialmente puro, e os parafusos de liga de titânio-6alumínio-4vanádio. Realizou-se análise dimensional de placas de 4 furos do sistema 2,0 mm, de parafusos de 5, 10 e 12 mm do sistema 2,0 mm e de parafusos de 5 mm do sistema 1,5 mm (Apêndice 2).

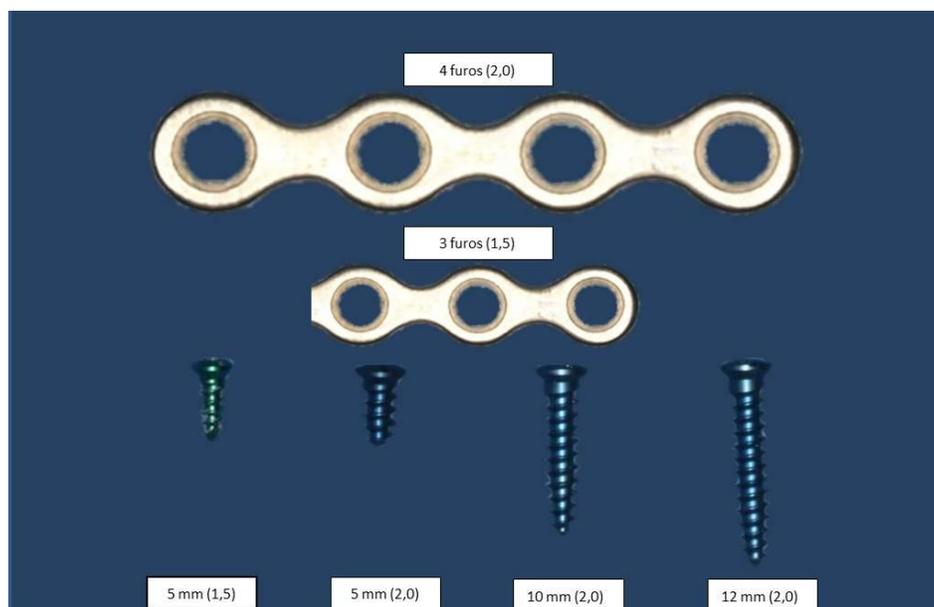


Figura 1 – A) Placa reta sistema 2,0 mm de 4 furos; B) Placa reta sistema 1,5 mm de 3 furos; C) Parafuso de 5 mm do sistema 1,5 mm; D) Parafuso de 5 mm do sistema 2,0 mm; E) Parafuso de 10 mm do sistema 2,0 mm; F) Parafuso de 12 mm do sistema 2,0 mm.

4.2- Mandíbulas de Poliuretano e Preparo da Amostra

No presente estudo foram utilizadas 84 réplicas de mandíbulas humanas em resina de poliuretano rígido (Nacional Ossos Ltda. - Jaú, São Paulo - Brasil). As mandíbulas foram submetidas a um aumento personalizado da espessura dos processos coronóides, com intuito de se aumentar a resistência às fraturas desses. O aumento foi realizado com auxílio de resina acrílica incolor quimicamente ativada (Dental Vipi Ltda., Pirassununga, São Paulo, Brasil). Em seguida, a mandíbula com aumento personalizado foi enviada à empresa para confecção de um molde. Desse molde foram confeccionadas todas as mandíbulas de poliuretano utilizadas no estudo (Figura 2). Os processos coronóides funcionaram como eixo de rotação mandibular durante a aplicação dos testes de resistência. Todas as mandíbulas foram submetidas à seccionamento simulando uma fratura subcondilar unilateral esquerda, segundo classificação proposta por Lindhal (1977), a partir da confecção de um guia em resina acrílica quimicamente ativada para padronizar os cortes (Figura 3). Foram realizadas secções lineares, perpendiculares à superfície lateral da mandíbula, com auxílio de serra recíprocante de 0,2 mm de espessura, da marca comercial Dentscler (Dentscler Indústria de Aparelhos Odontológicos Ltda. - Ribeirão Preto, São Paulo - Brasil) (Figura 4). Como referências para o seccionamento, utilizamos o ponto mais inferior da incisura da mandíbula até a região posterior da mandíbula, abaixo do colo do côndilo, a uma distância de aproximadamente 35 mm da parte mais superior do côndilo (Figura 5).

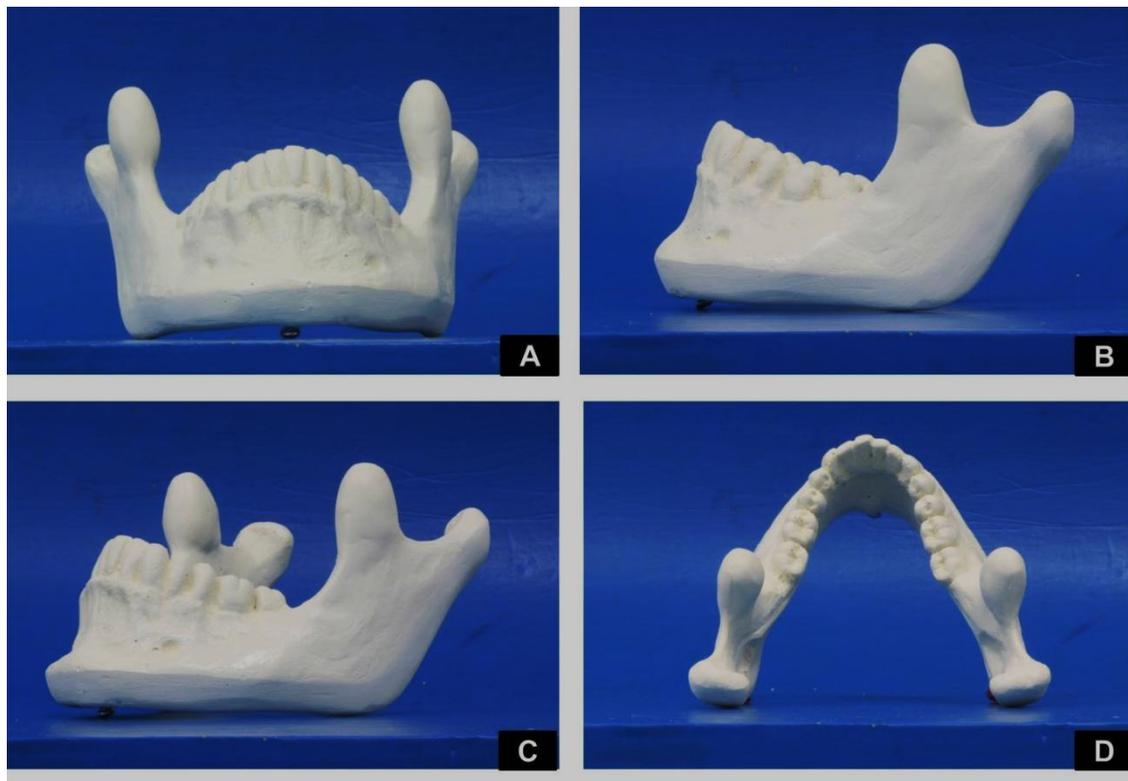


Figura 2 – A) Mandíbula de resina de poliuretano com aumento dos processos coronóides, vista frontal; B) Vista lateral; C) Vista em $\frac{3}{4}$ evidenciando o aumento dos coronóides; D) Vista superior em que se observa a espessura obtida.

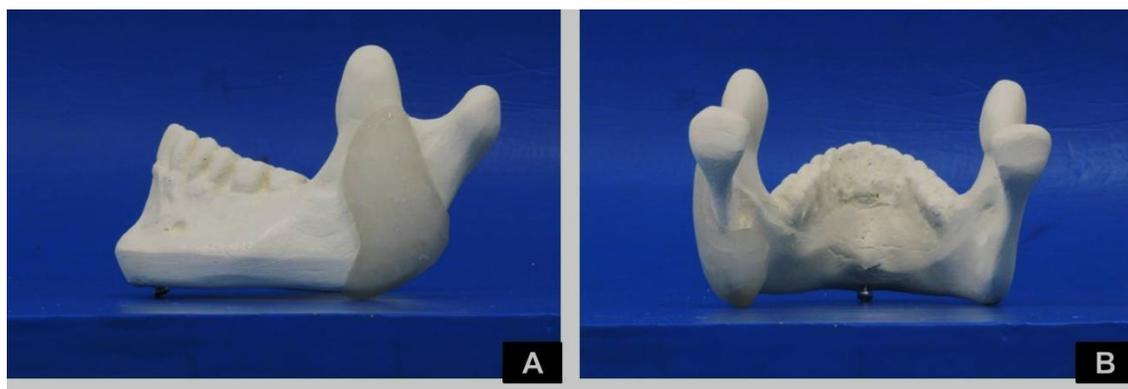


Figura 3 – A) Guia de resina acrílica para realização do corte, delimitando do ponto mais inferior da incisura até a metade da altura do ramo mandibular, vista lateral; B) Vista posterior em que o contorno do guia até a região medial do ramo mandibular.



Figura 4 – Seccionamento realizado com serra recíprocante.



Figura 5 – Seccionamento realizado simulando fratura subcondilar.

Antes do seccionamento, um guia de redução da fratura também foi confeccionado com resina acrílica quimicamente ativada, com objetivo de se manter o posicionamento correto do segmento condilar durante a instalação da primeira placa na borda posterior da mandíbula (Figura 6).



Figura 6 – Guia de resina acrílica para redução do segmento.

As mandíbulas foram fixadas com quatro técnicas utilizando-se das placas de 2,0 e 1,5 mm, que deram origem a doze grupos experimentais, cada um com 7 mandíbulas. Foram chamados de G1, G5 e G9 os grupos aqueles fixados com uma única placa reta de 4 furos, sendo 3 parafusos de 10 mm e 1 de 12 mm (apenas o parafuso distal do segmento proximal será de 12 mm, visto que a espessura nessa região mais superior é maior). O intuito era que todos esses parafusos apresentassem engajamento bicortical. Para padronização, a placa distará 5 mm do centro dos furos até a margem posterior do ramo. Um guia de resina acrílica foi confeccionado para manutenção do posicionamento da placa durante as perfurações (Figura 7).

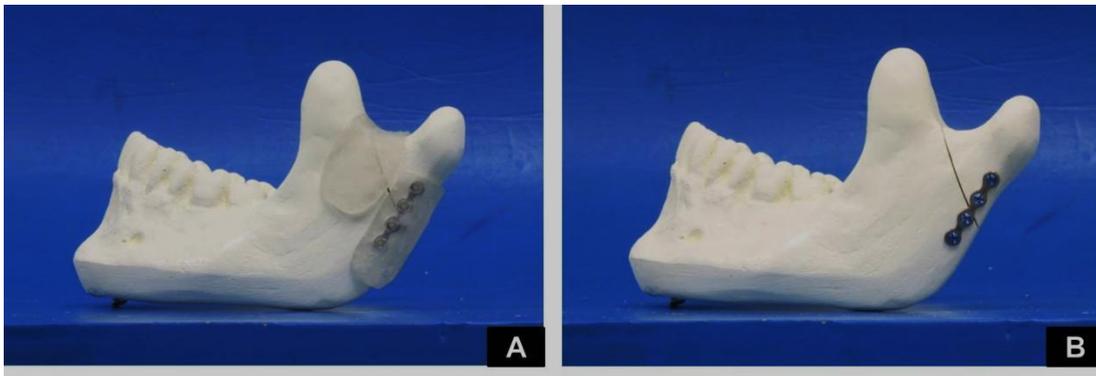


Figura 7 – A) Guia de resina para instalação da placa de 4 furos do sistema 2,0 mm próxima à margem posterior do ramo mandibular; B) Placa instalada com 4 parafusos, sendo o mais superior de 12 mm e os demais de 10 mm de comprimento.

Quando utilizadas duas placas, a disposição entre elas foi de tal forma que, independentemente do sistema utilizado, fosse mantida uma angulação de 45°. Para isso, também foram confeccionados guias de resina acrílica para perfuração correta durante a instalação das placas. G2, G6 e G10 foram os grupos fixados com 1 placa de 4 furos do sistema 2,0 mm e 1 placa de 3 furos do sistema 1,5 mm, sendo a mais próxima à borda posterior do ramo a placa de 2,0 mm com 3 parafusos de 10 mm e 1 de 12 mm e, a mais anterior, a placa de 1,5 mm com 3 parafusos de 5 mm, com apenas um dos furos no segmento proximal (Figura 8).

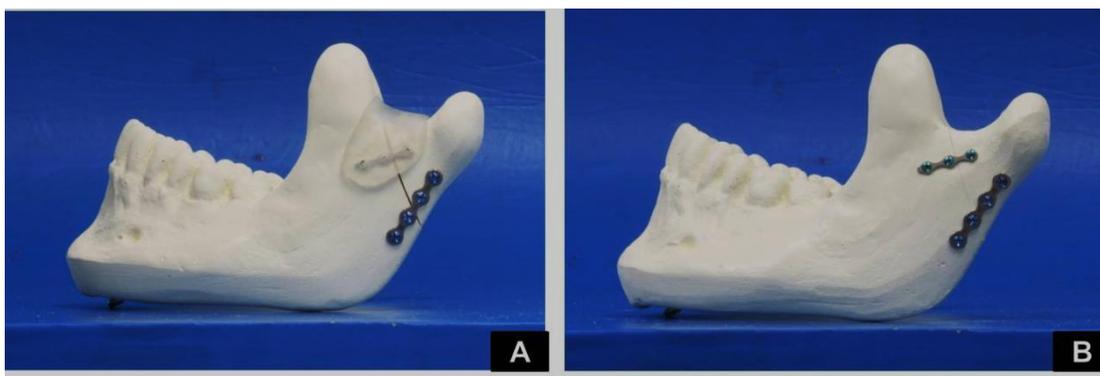


Figura 8 – A) Guia de resina acrílica para padronização da instalação da placa de 3 furos do sistema 1,5 mm na região anterior; B) Placa anterior instalada com parafusos de 5 mm de comprimento.

Denominou-se G3, G7 e G11 os grupos fixados com duas placas 2,0 mm, sendo a mais posterior, próximo da borda mais posterior do ramo da mandíbula, de 4 furos com 3 parafusos de 10 mm e 1 de 12 mm e, a mais anterior, de 3 furos com 3 parafusos de 5 mm, com apenas um dos furos no segmento proximal (Figura 9).

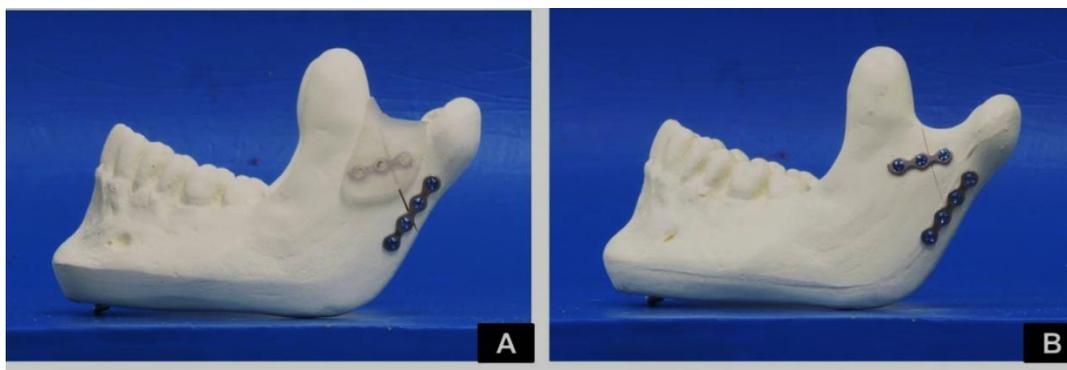


Figura 9 – A) Guia de resina acrílica para padronização da instalação da placa de 3 furos do sistema 2,0 mm na região anterior; B) Placa anterior instalada com parafusos de 5 mm de comprimento.

Os grupos 4, 8 e 12, aqueles fixados com duas placas 2,0 mm, sendo a mais posterior, próximo da borda mais posterior do ramo da mandíbula, de 4 furos com 3 parafusos de 10 mm e 1 de 12 mm e, a mais anterior, também de 4 furos, com 4 parafusos de 5 mm, sendo dois deles no segmento proximal (Figura 10).

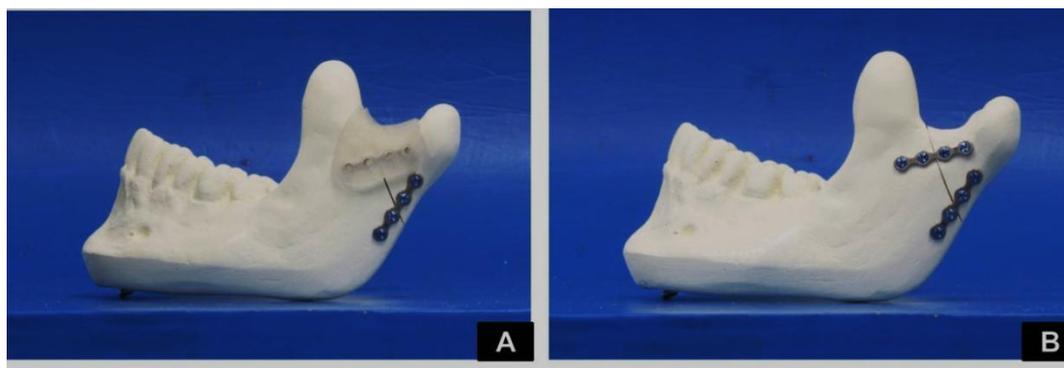


Figura 10 – A) Guia de resina acrílica para padronização da instalação da placa de 4 furos do sistema 2,0 mm na região anterior; B) Placa anterior instalada com parafusos de 5 mm de comprimento.

Dessa forma, as quatro técnicas de fixação utilizadas neste trabalho foram submetidas aos testes mecânicos. Os 12 grupos foram denominados G1, G2, G3, G4, G5, G6, G7, G8, G9, G10, G11 e G12 (Figura 11, Tabela 1).

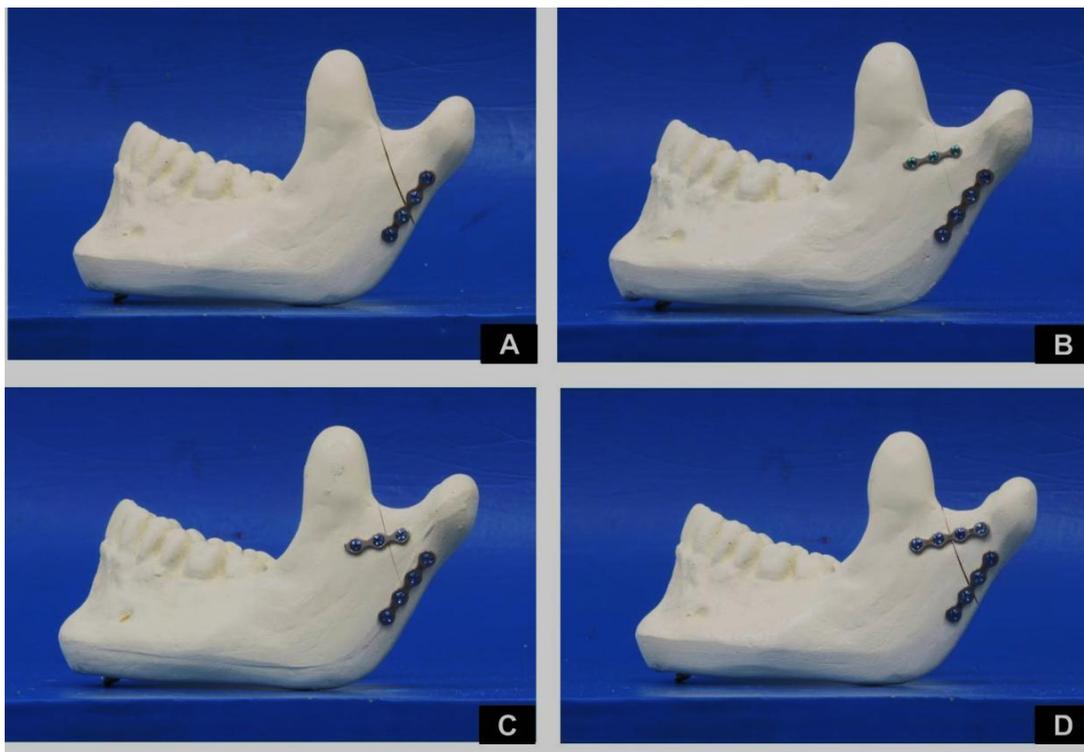


Figura 11 – Grupos de estudo. A) Fixação com 1 placa sistema 2,0 mm; B) Fixação com duas placas, uma do sistema 2,0 e outra 1,5mm; C) Fixação com duas placas, ambas do sistema 2,0 mm, porém anterior com 3 furos; D) Fixação com duas placas de 4 furos dos sistema 2,0 mm.

Tabela 1- Grupos de mandíbulas submetidos às diferentes técnicas de fixação.

GRUPOS	TÉCNICA DE FIXAÇÃO
G1	Placa 4 furos 2,0 mm
G2	Placa 4 furos 2,0 mm + placa 3 furos 1,5 mm
G3	Placa 4 furos 2,0 mm + placa 3 furos 2,0 mm
G4	2 placas 4 furos 2,0 mm
G5	Placa 4 furos 2,0 mm
G6	Placa 4 furos 2,0 mm + placa 3 furos 1,5 mm
G7	Placa 4 furos 2,0 mm + placa 3 furos 2,0 mm
G8	2 placas 4 furos 2,0 mm
G9	Placa 4 furos 2,0 mm
G10	Placa 4 furos 2,0 mm + placa 3 furos 1,5 mm
G11	Placa 4 furos 2,0 mm + placa 3 furos 2,0 mm
G12	2 placas 4 furos 2,0 mm

4.3- Teste de Resistência

O estudo foi realizado junto ao Departamento de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial e Periodontia da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto (FORP) - Universidade de São Paulo (USP). O teste de resistência foi realizado em uma máquina universal de ensaios, da marca comercial EMIC, modelo DL2000 (EMIC Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda. - São José dos Pinhais, São Paulo - Brasil) pertencente ao LIPEM (Laboratório Integrado de Pesquisa e Biocompatibilidade de Materiais) do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da FORP-USP. Para tal finalidade foram utilizados dois dispositivos de aço, um de suporte para a mandíbula (Figuras 12, 13 e 14) e outro para aplicação de carga vertical, em formato de “T” invertido, composto pela união/solda de dois fios de aço cilíndricos com diâmetro de 3 mm (Figura 15).

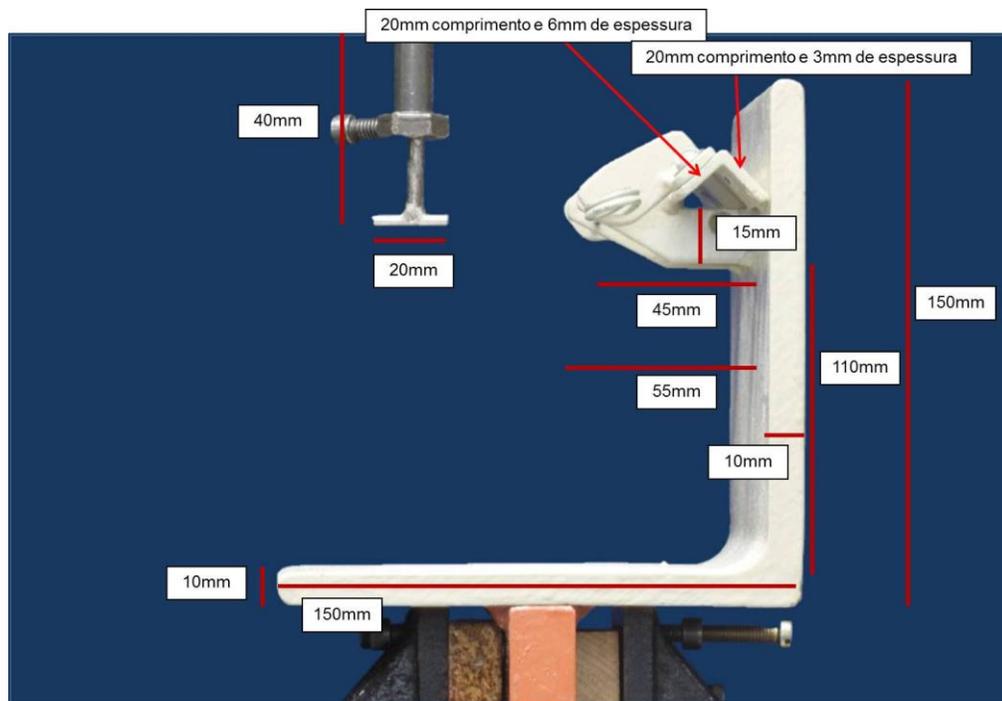


Figura 12 – Suporte para fixação das mandíbulas e aplicação de carga com as determinadas dimensões, em vista lateral.

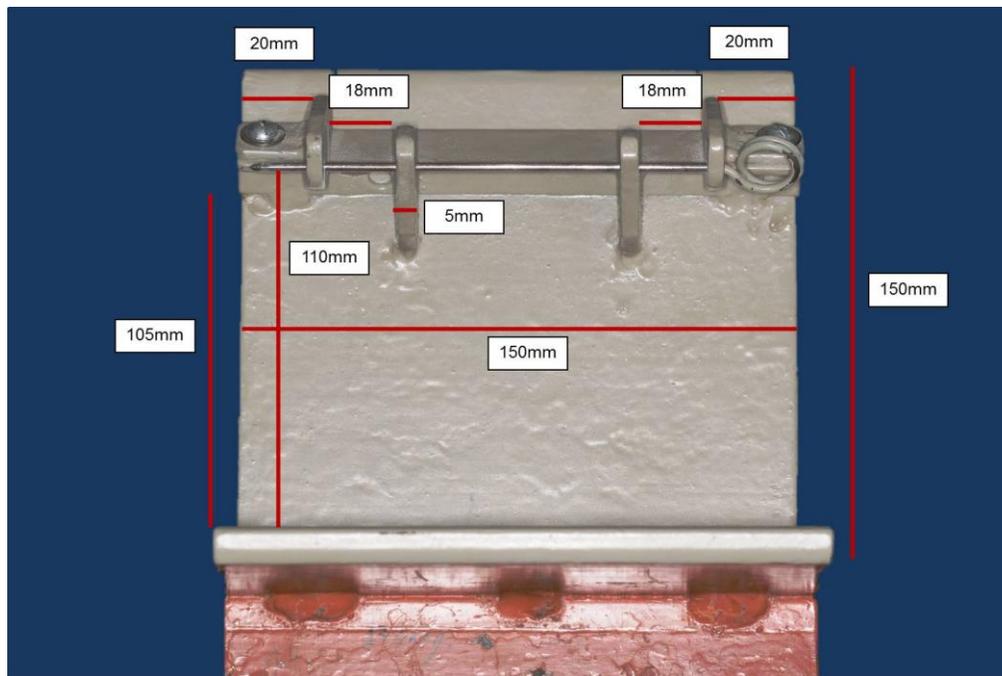


Figura 13 – Vista frontal do suporte para testes, demonstrando todas as dimensões.

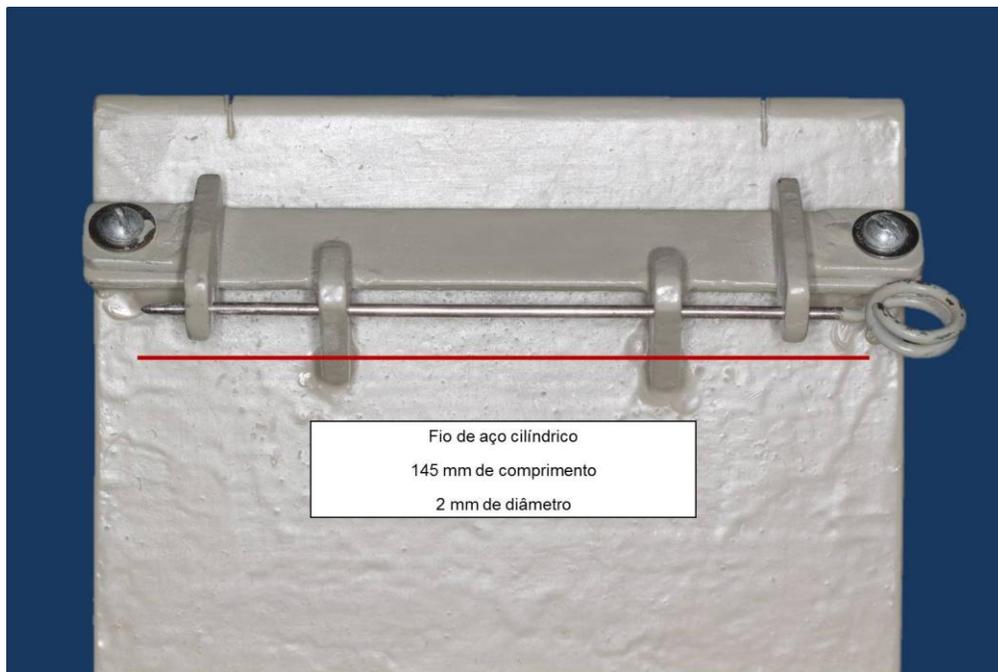


Figura 14 – Vista aproximada haste para estabilização das mandíbulas, bem como suas dimensões.

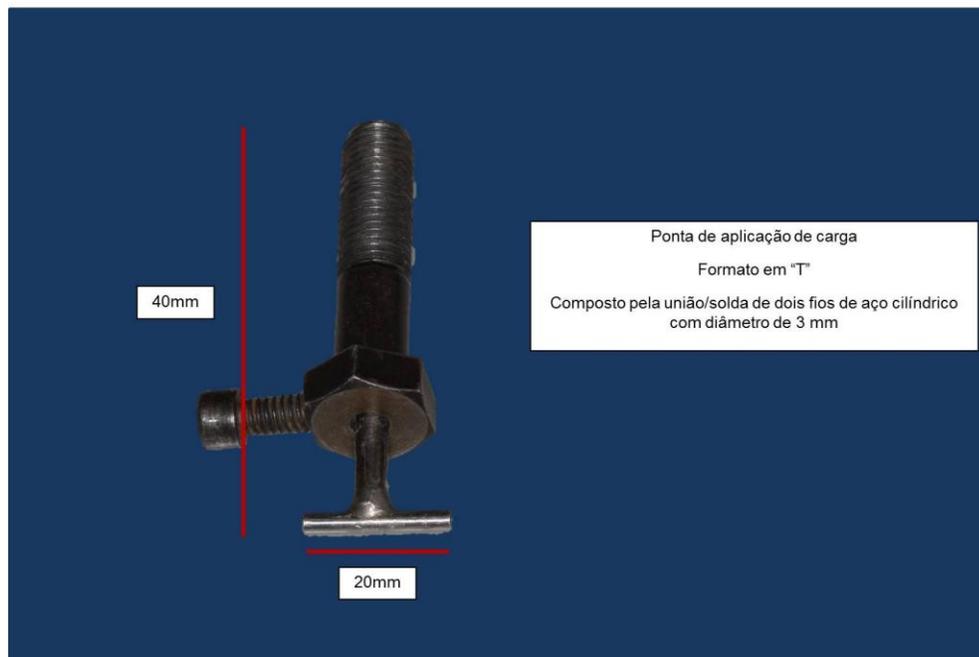


Figura 15 – Ponta de aplicação de carga em formato de "T" invertido.

Os coronóides foram perfurados com broca helicoidal de 3,0 mm de diâmetro com auxílio de peça reta manual. Em seguida, a mandíbula foi posicionada de maneira que o plano mandibular formasse ângulo reto com o longo eixo do dispositivo de carga, a partir da fixação nos processos coronóides e estabilização dos côndilos no suporte, com apoios superior e posterior (Figuras 16 e 17).



Figura 16 – Posicionamento da mandíbula de poliuretano no suporte de testes, sendo os côndilos estabilizados na região posterior e os coronóides como eixo de rotação.



Figura 17 – Aplicação de carga na máquina de ensaios EMIC, modelo DL2000.

O dispositivo de aplicação de carga teve velocidade estabelecida de 2 mm/min, sendo a carga progressiva. Verificou-se o deslocamento vertical de 1, 2 e 5 mm, considerando-se que o sistema de fixação com deslocamento maior que 2 mm já é passível de sofrer falência. Anotou-se o valor de carga aplicada em cada um dos deslocamentos pré-estabelecidos, em quilograma-força (kgf). A carga foi sempre aplicada no segmento distal em três diferentes pontos fixos, que receberam o dispositivo de aplicação de carga.

G1, G2, G3 e G4 foram submetidos ao teste de carregamento com ponto de aplicação na região de primeiro molar do lado do côndilo com fratura simulada, sendo chamado MF (Figura 18). G5, G6, G7 e G8 tiveram ponto de aplicação no primeiro molar contralateral à fratura simulada, sendo chamado de MC (Figura 19). E, finalmente, G9, G10, G11 e G12 foram submetidos ao teste tendo como ponto de aplicação a região central entre os incisivos centrais I (Figuras 20, 21 e 22, Tabela 2).

Tabela 2- Grupos de mandíbulas submetidos às diferentes técnicas de fixação e seus respectivos locais de aplicação de carga.

GRUPOS	TÉCNICA DE FIXAÇÃO	LOCAL APLICAÇÃO DE CARGA
G1	Placa 4 furos 2,0 mm	MF*
G2	Placa 4 furos 2,0 mm + placa 3 furos 1,5 mm	MF
G3	Placa 4 furos 2,0 mm + placa 3 furos 2,0 mm	MF
G4	2 placas 4 furos 2,0 mm	MF
G5	Placa 4 furos 2,0 mm	MC**
G6	Placa 4 furos 2,0 mm + placa 3 furos 1,5 mm	MC
G7	Placa 4 furos 2,0 mm + placa 3 furos 2,0 mm	MC
G8	2 placas 4 furos 2,0 mm	MC
G9	Placa 4 furos 2,0 mm	I***
G10	Placa 4 furos 2,0 mm + placa 3 furos 1,5 mm	I
G11	Placa 4 furos 2,0 mm + placa 3 furos 2,0 mm	I
G12	2 placas 4 furos 2,0 mm	I

MF*: molar do lado da fratura simulada; MC**: molar contralateral à fratura simulada; I***: entre os incisivos.

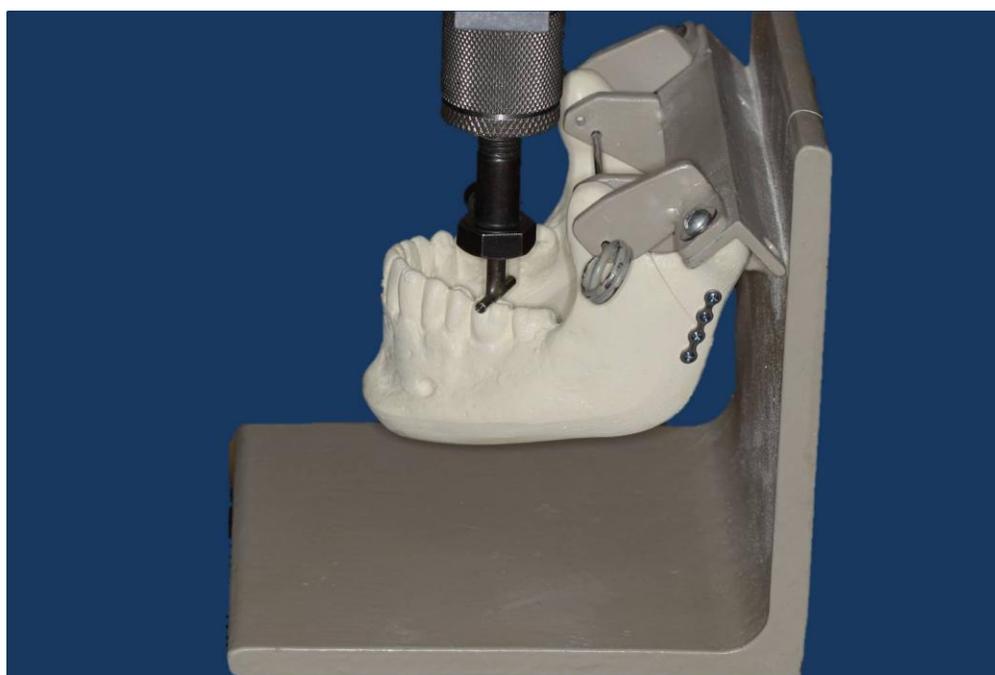


Figura 18 – Aplicação de carga no molar do lado do seccionamento (MF).

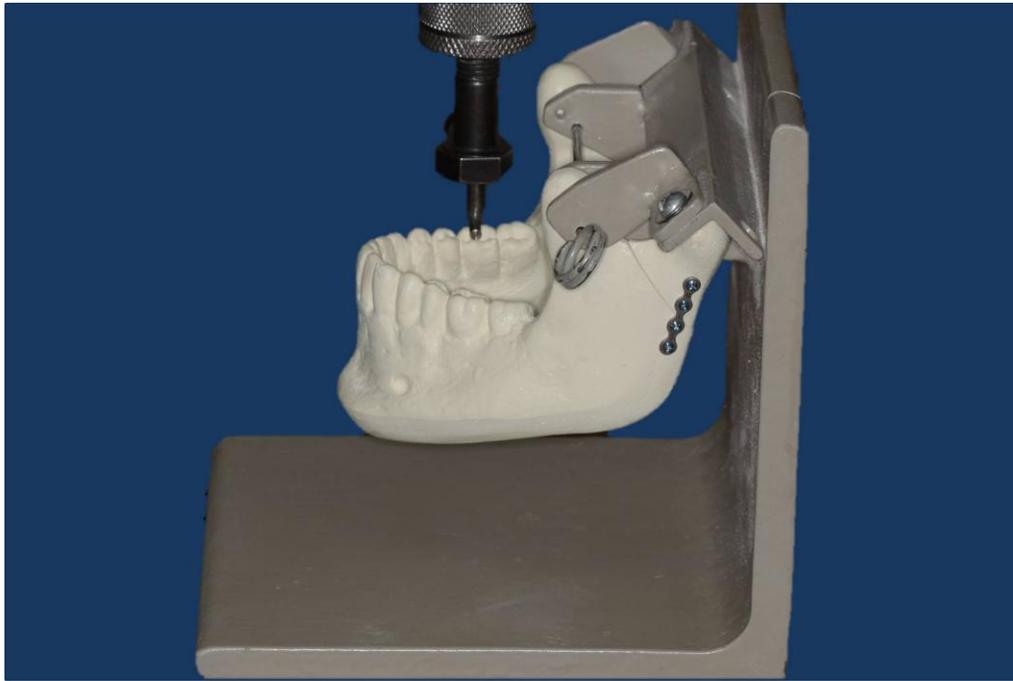


Figura 19 – Aplicação de carga no molar do lado contralateral (MC).

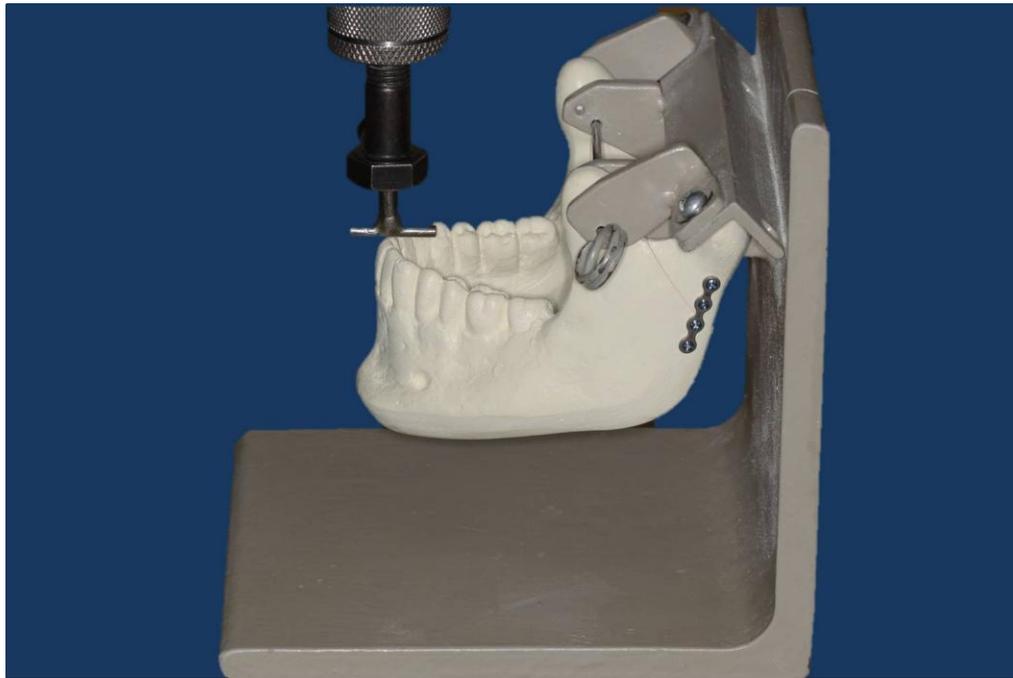


Figura 20 – Aplicação de carga entre os incisivos centrais (I).

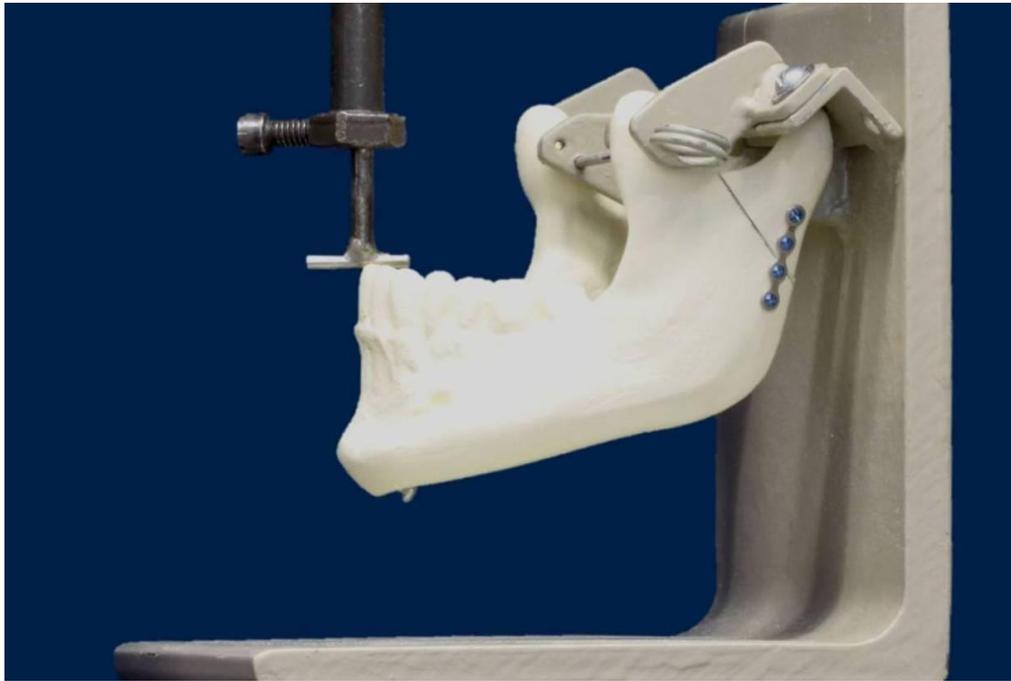


Figura 21 – Início de aplicação de carga entre os incisivos centrais no grupo com 1 placa.

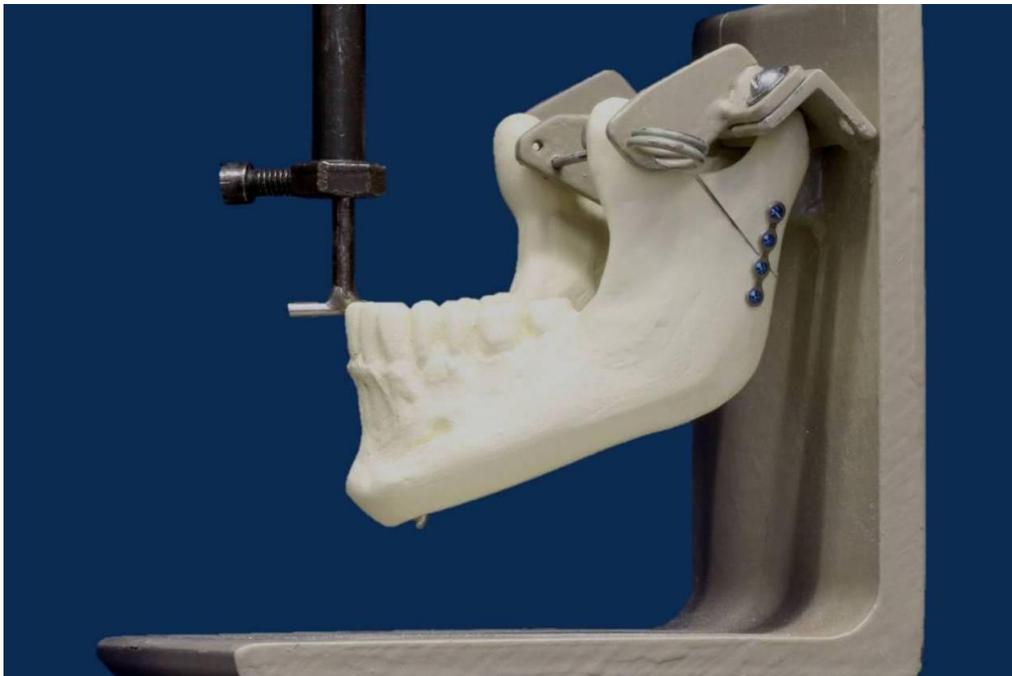


Figura 22 – Deslocamento de 5 mm da ponta de aplicação de carga no grupo com 1 placa.

4.4- Análise Estatística

Para a análise estatística dos resultados obtidos no teste de resistência, os dados foram comparados utilizando análise de variância (ANOVA) com três fatores de variação (fixação utilizada, local de aplicação de carga e deslocamento da ponta de aplicação), utilizando o teste de Tukey com nível de significância de 5%, como pós-teste.

5. RESULTADOS

5.1- Teste de Resistência

Com a análise de variância (ANOVA), verificada a significância estatística, com os resultados da análise de variância, aplicou-se o teste de Tukey com nível de significância de 5% para comparação múltipla entre as médias.

Os valores das médias e desvio padrão das cargas, em kgf, para o deslocamento de 1 mm, em G1, G2, G3 e G4, mostraram que os grupos 2 e 4 apresentaram a maior resistências às cargas no teste de carregamento, respectivamente. Em ordem decrescente estão G3 e G1. Médias e desvio padrão das cargas para o deslocamento de 2 mm demonstraram que a resistência às cargas foi maior no G2, seguido de G4, G3 e G1. Com relação ao deslocamento de 5 mm, pôde-se observar, em ordem decrescente, que a maior resistência às cargas ocorreu em G3, seguido de G2, G4 e G1. Houve diferença estatisticamente significativa para o G1 comparado a G2, G3 e G4 quando avaliados os valores de carga para os deslocamentos de 1 mm e 2 mm, não sendo essa diferença encontrada no deslocamento de 5 mm (Figura 23 e Tabela 3). Assim, verificou-se diferença estatística significativa nos deslocamentos de 1 e 2 mm quando a carga foi aplicada no MF, no grupo tratado com uma placa de quatro furos do sistema 2,0 mm, observando-se valores de carga inferiores em relação aos demais grupos tratados com duas placas, independente da associação.

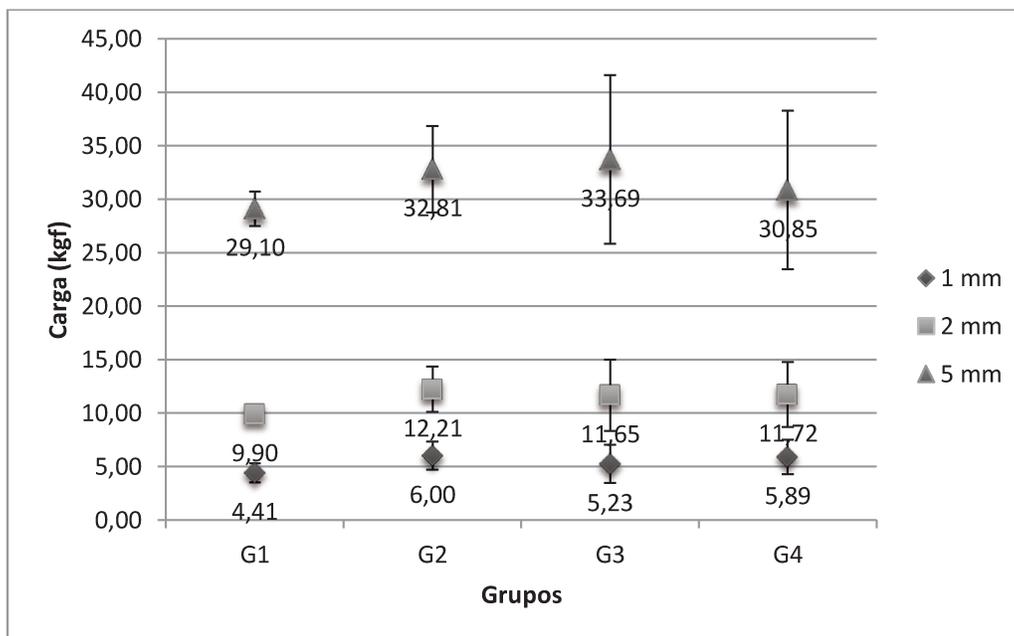


Figura 23 – Médias dos valores de resistência às cargas, em kgf, para os deslocamentos de 1 mm, 2 mm e 5 mm, para G1, G2, G3 e G4, com aplicação de carga em MF.

Tabela 3 – Valores referentes às médias dos valores de cargas, em kgf, e o desvio padrão (DP) em G1, G2, G3 e G4 para os deslocamentos de 1 mm, 2 mm e 5 mm.

Grupos	Deslocamento					
	1 mm	DP	2 mm	DP	5 mm	DP
1	4,41*	0,88	9,90*	0,59	29,10	1,58
2	6,00	1,30	12,21	2,12	32,81	4,05
3	5,23	1,79	11,65	3,35	22,69	7,89
4	5,89	1,63	11,72	3,05	30,85	7,40

* Houve diferença estatisticamente significativa.

Os valores das médias e desvio padrão das cargas, em kgf, para o deslocamento de 1 mm, em G5, G6, G7 e G8, mostraram que os grupos 6 e 8 apresentaram a maior resistência às cargas, respectivamente, seguidos dos grupos 5 e 7. Observou-se, para o deslocamento de 2 mm, que a resistência às cargas foi maior no G6, seguido de G8, G5 e G7. Com relação ao deslocamento de 5 mm, pôde-se observar, em ordem decrescente, que a maior resistência às cargas ocorreu em G6 e G7, seguido de G8 e G5. Contudo, as diferenças não

foram estatisticamente significantes em nenhum dos deslocamentos (Figura 24 e Tabela 4).

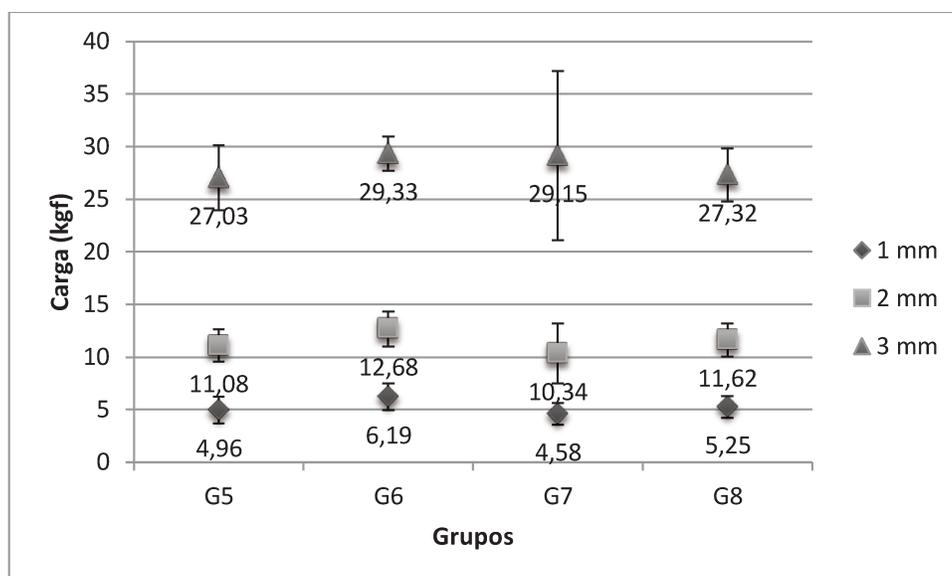


Figura 24 – Médias dos valores de resistência às cargas, em kgf, para os deslocamentos de 1 mm, 2 mm e 5 mm, para G5, G6, G7 e G8, com aplicação de carga em MC.

Tabela 4 – Valores referentes às médias dos valores de cargas, em kgf, e o desvio padrão (DP) em G5, G6, G7 e G8 para os deslocamentos de 1 mm, 2 mm e 5 mm.

Grupos	Deslocamento					
	1 mm	DP	2 mm	DP	5 mm	DP
5	4,96	1,27	11,08	1,53	27,03	3,10
6	6,19	1,27	12,68	1,66	29,33	1,62
7	4,58	1,02	10,34	2,84	29,15	8,06
8	5,25	1,02	11,62	1,56	27,32	2,51

Os valores das médias e desvio padrão das cargas, em kgf, para o deslocamento de 1 mm, em G9, G10, G11 e G12, mostraram que os grupos 12 e 10 apresentaram a maior resistência às cargas, respectivamente, seguidos dos grupos 11 e 9. Observou-se, para o deslocamento de 2 mm, que a resistência às cargas foi maior no G12, seguido de G10, G11 e G9. Considerando-se o deslocamento de 5 mm, observou-se manutenção da maior resistência às cargas dos demais deslocamentos, ou seja, maior no G12, seguido de G10, G11 e G9.

Contudo, as diferenças não foram estatisticamente significantes em nenhum dos deslocamentos (Figura 25 e Tabela 5).

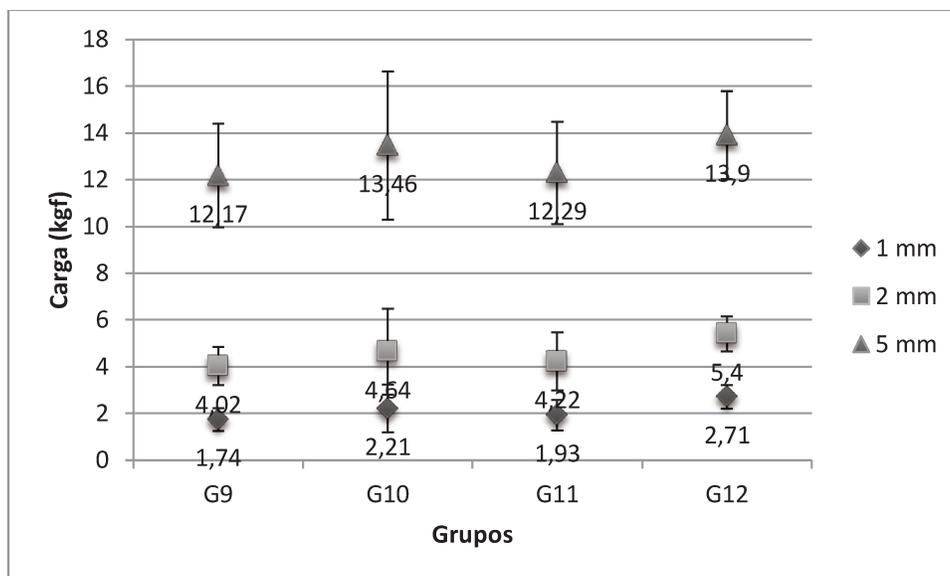


Figura 25 – Médias dos valores de resistência às cargas, em kgf, para os deslocamentos de 1 mm, 2 mm e 5 mm, para G9, G10, G11 e G12, com aplicação de carga em I.

Tabela 5 – Valores referentes às médias dos valores de cargas, em kgf, e o desvio padrão (DP) em G9, G10, G11 e G12 para os deslocamentos de 1 mm, 2 mm e 5 mm.

Grupos	Deslocamento					
	1 mm	DP	2 mm	DP	5 mm	DP
9	1,74	0,49	4,02	0,82	12,17	2,22
10	2,21	1,02	4,64	1,83	13,46	3,18
11	1,93	0,66	4,22	1,24	12,29	2,18
12	2,71	0,50	5,40	0,75	13,90	1,88

Em análise comparativa entre os grupos, considerando-se os três diferentes pontos de aplicação de carga, observou-se maior resistência às cargas, para o deslocamento de 1 mm, de G6, seguido de G2, G4, G8, G3, G5, G7, G1, G12, G10, G11 e G9. Para o deslocamento de 2 mm, em ordem decrescente, que a resistência em G6 também foi maior, seguido de G2, G4, G3, G8, G5, G7, G1, G12, G20, G11 e G9. Para deslocamento de 5 mm, ocorreu maior resistência de G3, seguido de G2, G4, G6, G7, G1, G8, G5, G12, G20, G11 e G9.

6. DISCUSSÃO

As fraturas dos côndilos mandibulares são das mais comuns entre todas as fraturas faciais. Quando essas fraturas necessitam de tratamento cirúrgico, a fixação interna com placas e parafusos tem sido muito aceita para resolução. A comparação mecânica entre as diferentes formas de fixação com placas e parafusos é importante para que ocorra um direcionamento para a prática clínica.

Não há um consenso a respeito do melhor tipo de osteossíntese para as fraturas dos côndilos mandibulares. A partir da revisão da literatura é evidente que a técnica mais frequentemente utilizada para fixação é o posicionamento de uma única placa, que às vezes pode sofrer complicações como fratura e/ou perda do parafuso, como relatado por vários autores (Gysi, 1921; Lindhal, 1977; Kubein & Jähnig, 1983; Hart *et al.*, 1988; Iizuka *et al.*, 1991; Paydar *et al.*, 1991; Sargent & Green, 1992; Ellis & Dean, 1993; Meijer *et al.*, 1993; Krenkel, 1994; Throckmorton & Dechow, 1994; Hammer *et al.*, 1997; Choi *et al.*, 1999, 2001; Meyer *et al.*, 2002, 2006; Rallis *et al.*, 2003; Tominaga *et al.*, 2006; Seeman *et al.*, 2007). Em virtude disso, a comparação entre a fixação com uma placa posterior e duas placas é cabível, visto que pode haver diferença quanto à resistência de cada técnica à aplicação de cargas.

Uma das variáveis quando se realiza estudos mecânicos de fixação com placas e parafusos é o substrato utilizado. Segundo Haug (1994), em testes mecânicos o material de fixação deve ser aplicado a substrato com características semelhantes ao local que o sistema de fixação seria aplicado *in vivo*. Além disso, Bredbenner & Haug, em 2000, realizaram uma avaliação comparativa do torque requerido para inserir parafusos de 1,0 mm e 2,4 mm e a força requerida para removê-los de 7 substratos diferentes utilizados em pesquisas de fixação rígida. As mandíbulas de resina 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 encontradas com osso humano fresco, como éticas e falta de padronização, e apresentam as vantagens de padronização na forma, dimensões, propriedades mecânicas e baixo custo.

Currey *et al.*, em 1995, afirmaram que o armazenamento em formol do osso bovino, que seria outra possibilidade para realização dos testes, pode alterar as propriedades físicas do osso e de maneira diferente para cada amostra. A transferência direta dos resultados em osso fresco, humano ou animal, devido às variações dimensionais e morfológicas, devem ser avaliados de forma cuidadosa.

De acordo com Bredbenner & Haug, em 2000, Haug *et al.*, em 2002, Ziccardi *et al.*, em 1997, Asprino *et al.*, em 2006, utilizamos réplicas sintéticas de mandíbulas de resina de poliuretano. Isso devido à sua densidade, dureza, tamanho e módulo de elasticidade, pela sua padronização em formato anatômico e similaridade com a mandíbula humana, sendo réplica a partir da impressão de mandíbula de cadáver humano, facilidade de obtenção e reprodução das fraturas e fixação. Esse modelo de resina também elimina variáveis relacionadas ao acondicionamento de osso animal e seu descongelamento para utilização.

O modelo de mandíbula inteira reproduz melhor o que ocorre na clínica, devido à utilização de todo o arco mandibular e não de um segmento. Isso possibilita variação nos locais de aplicação de força, promovendo a alternância de área de compressão e de tensão (Kroon *et al.*, 1991; Rozema *et al.*, 1992; Rudderman & Mullen, 1992; Tams *et al.*, 1997). Dessa forma, o modelo por nós utilizado possibilitou testar o sistema de fixação variando a aplicação de carga em molar do lado da fratura (MF), em molar contralateral à fratura (MC) e em incisivos (I)

A escolha de testes de resistência com aplicação de carga em diferentes locais em um modelo de mandíbula inteira foi elaborado a partir da idéia que o côndilo é submetido a forças de diferentes direções, durante a função. O modelo tridimensional propicia avaliar o resultado da aplicação de carga nos dentes e,

consequentemente, os reflexos dessas cargas na região da fixação do côndilo fraturado, haja vista que o sistema estomatognático é composto pelas duas articulações temporomandibulares e as articulações dentais, que funcionam de forma dependente. Analisando conceitos de função condilar, a deformação cíclica e a força de torção também deveriam ser consideradas. Porém, devido ao tipo de dispositivo de sustentação do sistema, a aplicação de cargas foi direcionada no sentido vertical. Haug *et al.*, em 2002, já salientaram a dificuldade de reproduzir a complexa função da articulação temporomandibular.

Choi *et al.*, em 2001, comparando a estabilidade mecânica de quatro diferentes técnicas de fixação utilizadas para fraturas condilares quando submetidas a carga funcional, demonstraram que duas placas são mais estáveis que uma única placa. Relataram suas experiências com 40 fraturas condilares em 37 pacientes que foram tratados com uma placa de compressão dinâmica ou com duas placas. Complicações inerentes ao material de fixação (fratura da placa ou perda de engajamento do parafuso) ocorreram exclusivamente nos grupos que foram tratados com uma placa.

O uso de duas placas comparadas a uma placa é também recomendado por outros autores. Em estudo retrospectivo de 45 pacientes tratados com uma ou duas placas demonstrou que o uso de duas placas de 2,0 mm propicia melhor estabilidade e menores complicações (Rallis *et al.*, 2003).

Em 2006, Tominaga *et al.*, através do uso de 18 mandíbulas sintéticas, nas quais realizaram seccionamento subcondilar e, em seguida, fixaram as fraturas subcondilares com diferentes técnicas de osteossíntese, demonstraram, pela submissão das mandíbulas ao teste de resistência, que as fixadas com duas placas mostraram melhor estabilidade.

Diferentes estudos (Paydar *et al.*, 1992; Sargent & Green, 1992; Meijer *et al.*, 1993; Throckmorton & Dechow, 1994; Meyer *et al.*, 2002, 2006; Rallis *et al.*, 2003; Seeman *et al.*, 2007) têm relatado que o conceito de osteossíntese estável é

correlacionada com forças mecânicas ao redor da região condilar durante a mastigação, devido a ação dos músculos que atuam sobre a mandíbula.

Throckmorton & Dechow, em 1994, através de um experimento *in vitro*, identificaram a presença de forças de tensão ocorrentes nas superfícies anterior e lateral do processo condilar e forças compressivas na superfície posterior. Porém, foram Meyer *et al.*, em 2002, que primeiro desenvolveram um dispositivo de carga mastigatória capaz de reproduzir as forças aplicadas sobre a mandíbula durante a mastigação. Utilizando mandíbulas de cadáveres confirmaram pela análise fotoelástica, a presença de forças de compressão na região da borda posterior do ramo e forças de tensão posicionadas paralelamente e abaixo da incisura da mandíbula. Esses resultados sugerem que novos conceitos são necessários e devem ser considerados no posicionamento das placas de fixação junto às linhas de forças de tensão. Essas são as principais responsáveis pelas complicações de fratura de placa ou perda de parafusos.

No presente estudo a comparação entre os grupos fixados com uma placa e os fixados com duas placas evidenciaram diferença estatisticamente significativa somente quando a aplicação de carga foi realizada no molar do lado da fratura. Isso corrobora com as afirmações de âmbito clínico de Parascandolo *et al.*, em 2010, em que a utilização de duas placas proporcionou melhor estabilidade na fixação das fraturas condilares. Citam que a primeira placa fixada com quatro parafusos, é posicionada paralelamente ao eixo do pescoço do côndilo, onde se concentram as forças de compressão. Essa primeira placa auxilia na obtenção de “estabilidade intermediária”, permitindo a restauração da altura do ramo. Mas que essa mesma placa não é capaz de resistir a todas as forças mecânicas que ocorrem na região condilar durante a mastigação e, mais precisamente, às forças de tensão que se concentram nessa área e facilitam o deslocamento do fragmento condilar. Essa é a razão para que se utilize uma segunda placa em direção oblíqua junto às essas linhas de tensão.

Outros fatores analisados em nosso estudo foram o número de furos e o sistema aplicado da placa anterior, todas anguladas em 45° em relação à placa posterior. Não observamos diferença estatisticamente significativa em valores de carga em nenhum dos grupos fixados com duas placas, de forma que a dimensão e a extensão da segunda placa não influenciaram na resistência dos sistemas. Autores como Krenkel, em 1994, e Choi *et al.*, em 1999, afirmam que segunda placa deve ser fixada com pelo menos um parafuso em cada lado da fratura, pois protege a primeira placa das forças mecânicas que poderiam causar falha da placa mais posterior.

Durante os testes de resistência as mandíbulas suportaram adequadamente os deslocamentos de 1 mm, 2 mm e 5 mm, sem sofrer alteração estrutural. É cabível salientar que esses deslocamentos são suficientes para ocorrer falência do sistema de fixação, por isso não foi necessário avaliar a carga de pico, carga final e o deslocamento final do sistema.

Neste estudo mecânico, o conjunto formado pela mandíbula tridimensional e a base de suporte, gerou uma alavanca classe II, onde o ponto de fulcro foram os processos coronóides, a carga foi aplicada nos dentes e o ponto de resistência foram os côndilos, de forma que a força aplicada foi transmitida para ambos os côndilos e o sistema de fixação utilizado na fratura condilar. Tal teste difere da afirmação de Hylander, em 1975, em que a mandíbula pode ser comparada a uma alavanca de classe III, onde o côndilo atuaria como fulcro, os músculos elevadores aplicariam a força e a força oclusal atuaria como resistência, exibindo as forças de tensão na porção superior e de compressão inferior. Entretanto, essa diferença não impediu que as técnicas de fixação fossem avaliadas adequadamente, visto que o anteparo ao qual os côndilos foram estabilizados permitiu que as cargas aplicadas nos dentes fossem transmitidas indiretamente às placas e parafusos aplicados no traço de fratura.

O modelo tridimensional reproduz melhor o que ocorre na clínica devido à utilização do arco mandibular e não de um segmento, e por possibilitar variação nos locais de aplicação de força, promovendo a alternância de área de compressão e de tensão (Kroon *et al.*, 1991; Rozema *et al.*, 1992; Rudderman & Mullen, 1992; Tams *et al.*, 1997).

Em raras situações uma fratura do processo condilar da mandíbula permite a aplicação de uma placa de seis furos com três parafusos em cada segmento. Dessa forma, é mais frequente o uso de placas de quatro furos com dois parafusos em cada segmento, tornando a interface parafusos/osso o ponto fraco do sistema de fixação, em vez da rigidez da placa. Falha na interface parafuso/osso e fratura da placa são as principais razões de falha do sistema de fixação em fraturas condilares. Assim, segundo Ellis III (2002), para prover maior contato entre o parafuso e o osso podem-se utilizar parafusos bicorticais em vez de monocorticais. Outra solução seria aumentar o diâmetro dos parafusos. Por isso, optamos por testar as técnicas de fixação em que a placa posterior sempre foi fixada com parafusos bicorticais, para garantir maior superfície de contato com o substrato da réplica utilizada.

Alguns autores variaram apenas a dimensão da placa anterior, sendo os parafusos monocorticais. O uso de duas placas com parafusos monocorticais vem de citações de outros estudos mecânicos e clínicos, que relatam superioridade em prover estabilidade e resistência em relação a utilizar-se apenas uma placa (Choi *et al.*, 1999; Rallis *et al.*, 2003).

Diversos trabalhos já demonstraram a efetividade dos estudos de resistência (Foley *et al.*, 1989; Anucul *et al.*, 1992; Kohn *et al.*, 1995; Haug *et al.*, 1999; Trivellato, 2001; Guimarães-Filho, 2003; Peterson *et al.*, 2005; Van Sickels *et al.*, 2005; Asprino *et al.*, 2006; Serra & Silva, 2006; Bregagnolo *et al.*, 2010). Em nosso estudo utilizamos a máquina de ensaios EMIC, modelo DL 2000, que

permite a regulação da velocidade de incidência de força (em mm/minuto) e a quantidade de deslocamento (em mm).

Com relação ao deslocamento máximo, alguns autores como Foley *et al.* (1989) e Kohn *et al.* (1995) padronizaram um deslocamento máximo de 3 mm para registro da carga de pico, ao passo que afirmaram que movimentos acima disso não seriam compatíveis com as condições fisiológicas. Já Ardary *et al.* (1989) e Kim *et al.* (1995) determinaram um deslocamento máximo ainda menor de 1 mm como o ponto de falha do sistema. Essas medidas foram tomadas a partir do deslocamento da ponta de aplicação de carga.

Outros autores como Trivellato (2001), Guimarães-Filho (2003) e Trivellato & Passeri (2006) padronizaram o deslocamento de 10 mm ou até a falha do sistema, caso acontecesse antes do deslocamento pré-determinado.

Alguns estudos, em vez de definir um determinado deslocamento, determinaram o deslocamento final como indo até a falha do sistema (Bouwman *et al.*, 1994; Asprino *et al.*, 2006). Dessa forma, obtêm-se quatro medidas: carga e deslocamento de pico; carga e deslocamento finais.

Neste trabalho optamos por realizar o teste mecânico até a o deslocamento máximo de 5 mm, avaliando-se as variáveis de comparação em deslocamentos de 1 mm, 2 mm e 5 mm. Não mensuramos a cargas e deslocamentos finais, justamente por concordarmos com Foley *et al.* (1989) e Kohn *et al.* (1995), que afirmam que deslocamentos acima de 3 mm não são compatíveis com parâmetros fisiológicos e, na prática, já implica em falha do material de fixação. Segundo esses autores, as vantagens em se limitar o deslocamento são: 1) diminuição das forças torcionais durante o teste; 2) racionalizar o tempo dispensado para a realização dos testes; e, 3) representar modelo clínico de forma mais fiel.

Avaliando-se as fixações, G1, G2, G3 e G4 receberam carga na região de molar do lado da fratura condilar. Apenas o G1 apresentou diferença

estatisticamente significativa quando comparado aos demais grupos, apresentando menor resistência à carga nos deslocamentos de 1 mm e 2 mm.

As médias e o desvio padrão das cargas observadas nos deslocamentos padronizados indicaram que no teste, tendo como pontos de aplicação os incisivos centrais e os molares contralaterais, todos os sistemas de fixação utilizados se comportaram de forma satisfatória, não sendo encontrada diferença estatisticamente significativa. Quando se considera o molar do lado do côndilo fraturado, observou-se menor resistência ao teste de carregamento no grupo com somente uma placa próxima à borda posterior em relação aos demais grupos (associação de duas placas). Avaliando-se os demais grupos que foram submetidos à aplicação do teste no molar do lado da fratura, não se observou diferença estatisticamente significativa.

Na disposição das placas variando o número, disposição, dimensão e extensão da placa anterior, o resultado do teste de resistência mecânica foi influenciado mais pela disposição e pelo número de placas, do que pela dimensão e extensão. Isso foi evidente de forma estatística apenas do grupo que não continha a placa mais anterior e com aplicação da carga no molar do lado da fratura, apresentando os menores valores médios (para deslocamento de 1 mm: 4,41 kgf; e para deslocamento de 2 mm: 9,90 kgf) quando comparados aos demais grupos com carga aplicada nos incisivos centrais e molar contralateral (Tabela 3, pág. 34).

Além disso, os valores de carga referentes ao deslocamento de 5 mm foram superiores aos valores já publicados por Talwar *et al.*, em 1998, para força de mordida dos pacientes que sofreram fratura condilar há seis semanas (3,6 kgf em incisivo direito e 17,3 kgf em molar direito). Isso nos dá indício de que os resultados obtidos em nosso estudo podem ser referências para uma situação clínica, e também indica que o aumento do braço de alavanca oriundo da aplicação de carga em incisivos, sendo o côndilo o ponto de resistência, propicia

menores valores de carga aos quais os sistemas de fixação são submetidos, como observado em G9, G10, G11 e G12.

O comportamento mecânico da fixação interna com placas e parafusos no tratamento de fraturas dos côndilos mandibulares necessita ser avaliado e isso pode possibilitar o desenvolvimento de diferentes técnicas de fixação e materiais utilizados. O estudo *in vitro* pode servir como direcionamento para a aplicação clínica. O uso de duas placas parece prover maior resistência ao sistema, de forma que, apresentou melhores resultados quando da aplicação de carga em molar do lado da fratura subcondilar.

7. CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia aplicada e os resultados obtidos, podemos concluir:

1- Na avaliação do sistema de fixação, o uso de duas placas não apresentou maior resistência, com diferença estatística, quando comparada aos grupos com uma placa, exceto naquele onde se aplicou carga no molar do lado da fratura.

2- Quando se compara os diferentes grupos onde se utilizou duas placas, não se observa diferença estatística significativa dependente da dimensão do sistema de fixação ou da extensão das placas.

8. REFERÊNCIAS¹

Amaratunga NS. Mandibular fractures in children - a study of clinical aspects, treatment needs, and complications. *J Oral Maxillofac Surg.* 1988; 46: 637-640.

Anucul B, Waite Pd, Lemons JE. In vitro strength analysis of sagittal Split osteotomy fixation: noncompression monocortical plates versus bicortical position screws. *J Oral Maxillofac Surg.* 1992; 50(12): 1295-1299.

Archer HW. *Oral and Maxillofacial Surgery.* Philadelphia: PA Saunders; 1975.

Ardary WC, Tracy DJ, Brownridge GW, Urata MM. Comparative evaluation of screw configuration on the stability of the sagittal split osteotomy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Endod.* 1989; 68(2): 125-129.

Armstrong JE, Lapointe HJ, Hogg NJ, Kwok AD. Preliminary investigation of the biomechanics of internal fixation of sagittal split osteotomy with miniplates using a newly designed in vitro testing model. *J Oral Maxillofac Surg.* 2001; 59(2): 191-195.

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 fracture plating techniques. *J Oral Maxillofac Surg.* 2006; 64(3): 452-456.

¹ De acordo com a norma da Unicamp/FOP baseada na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos de acordo com o Medline

Backer AW, McMahon J, 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.

Bouwman JPB, Tuinzing Db, Kostense PJ. A comparative in vitro study on fixation of sagittal split osteotomies with Wurzburg screws, Champy miniplates and Biofix (biodegradable) rods. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1994; 23(1): 46-48.

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 [Clinical Controversies]. *J Oral Maxillofac Surg.* 2003; 61: 1324-1332.

Brasileiro BF. Avaliação biomecânica in vitro de técnicas de fixação interna rígida metálica para a osteotomia sagital do ramo mandibular em movimentos de avanço e recuo [Tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP, 2007.

Bredbenner TL, Haug RH. Substitutes for human cadaveric bone in maxillofac rigid fixation research. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2000; 90:574-580.

Bregagnolo LA, Bertelli PF, Ribeiro MC, Sverzut CE, Trivellato AE. Evaluation of in vitro resistance of titanium and resorbable (poly-L-DL-lactic acid) fixation systems on the mandibular angle fracture. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2010; 40:316-321.

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.

Chen CT, Feng Ch, Tsay PK, Lai JP, Chen YR. Functional outcomes following surgical treatment of bilateral mandibular condylar fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2011; 40(1): 38-44.

Choi BH, Kim KN, Kim HJ, Kim MK. Evaluation of condylar neck fractures plating techniques. *J Craniomaxillofac Surg.* 1999; 27: 109-112.

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: 734-737.

Currey JD, Brear K, Zioupos P. Effect of formaldehyde fixation on some mechanical, properties of bovine bone. *Biomaterial.* 1995; 15: 1267-1271.

Danda AK, Muthusekhar MR, Narayanan V, Baig MF, Siddareddi A. Open versus closed treatment of unilateral subcondylar and condylar neck fractures: a prospective, randomized clinical study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2010; 68: 1238-1241.

De Riu G, Gamba U, Anghiononi M, Sesenna E. A comparison of open and closed treatment of condylar fractures: a change in philosophy. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2001; 30: 384-389.

Ellis III E. Rigid skeletal fixation of fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 1993; 51(2); 163-173.

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

Ellis III E, Dean J. Rigid fixation of mandibular condyle fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Endod.* 1993; 76: 6-15.

Ellis III E, Palmieri C, Throckmorton GS. Further displacement of condylar process fractures after closed treatment. *J Oral Maxillofac Surg.* 1999; 57: 1307-1316.

Ellis III E, Throckmorton GS. Facial symmetry after closed and open treatment of fractures of the mandibular condylar process. *J Oral Maxillofac Surg.* 2000; 58: 719-728.

Ellis III E, Throckmorton GS, Palmieri C. Open treatment of condylar process fractures: assessment of adequacy of repositioning and maintenance of stability. J Oral Maxillofac Surg. 2000a; 58: 27-34.

Ellis III E, McFadden D, Simon P, Throckmorton GS. Surgical complications with open treatment of mandibular condylar process fractures. J Oral Maxillofac Surg. 2000b; 58: 950-958.

Ellis III E, Simon P, Throckmorton GS. Occlusal results after open or closed treatment of fractures of the mandibular condylar process. J Oral Maxillofac Surg. 2000c; 58: 260-268.

Foley WL, Frost DE, Paulin Jr WB, Tucker Mr. Internal screw fixation: comparison of placement pattern and rigidity. J Oral Maxillofac Surg. 1989; 47(7): 729-723.

Gomes PP. Avaliação da resistência à flexão da fixação interna utilizando parafusos absorvíveis e metálicos, na osteotomia sagital do ramo de hemimandíbulas de carneiros. Estudo *in vitro* [Tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2002.

Guimarães-Filho R. Avaliação *in vitro* da resistência mecânica entre parafusos metálicos e reabsorvíveis [Tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP, 2003.

Gysi A. Study on the leverage problem of the mandible. Dent Dig. 1921; 27: 144-203.

Hammer B, Schier P, Prein J. Osteosynthesis of condylar neck fractures: a review of 30 patients. Br J Oral Maxillofac Surg. 1997; 35: 288-291.

Hart RT, Thongpresa N, Van Buskirk WC. Supercomputer use in orthopaedic biomechanics research: focus on functional adaption of bone. IEEE Eng Med Biol Mag. 1988; 7: 39-43.

Haug R, Assael L. Outcomes of open versus closed treatment of mandibular subcondylar fractures. J Oral Maxillofac Surg. 2001; 59: 370-375.

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): 300-308.

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, Peterson GP, Goltz M. A biomechanical evaluation of mandibular condyle fracture plating techniques. *J Oral Maxillofac Surg.* 2002; 60: 71-80.

Hlawitschka M, Eckelt U. Assessment of patients treated for intracapsular fractures of the mandibular condyle techniques. *J Oral Maxillofac Surg.* 2002; 60: 784-791.

Hylander W. The human mandible: lever or link. *Am J Phys Anthropol.* 1975; 43: 227-232.

Iizuka T, Lindqvist C, Hallikainen D, Mikkonen P, Paukku P. Severe bone resorption and osteoarthritis after miniplate fixation of high condylar fractures – a clinical and radiologic study of thirteen patients. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Endod.* 1991; 72: 400-407.

Ikemura K, Kouno Y, Shibata H, Yamasaki K. Biomechanical study on monocortical osteosynthesis for the fractures of the mandible. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1984; 13(4): 307-312.

Jeter TS, Hackney FI. Open reduction and rigid fixation of subcondylar fractures. In: Yaremchuk MJ, Gruss JS, Manson PN. *Rigid fixation of craniomaxillofacial skeleton.* Boston: Butterworth-Heinemann; 1992, p 121.

Joos U, Kleinheinz J. Therapy of condylar neck fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1998; 27: 254-274.

Kallela I, Söderholm AL, Pakku P, Lindqvist C. Lag-screw osteosynthesis of mandibular condyle fractures: a clinical and radiological study. *J Oral Maxillofac Surg.* 1995; 53: 1397-1404.

Kim HC, Essaki S, Kameyama T. Comparison of screw placement patterns on the rigidity of the sagittal ramus osteotomy: technical note. *J Craniomaxillofac Surg.* 1995; 23(1): 54-56.

Kohn Dh, Richmond Em, Dootz ER, Feinberg SE, Pietrzak WS. In vitro comparison of parameters affecting the fixation strength of sagittal split osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg.* 1995; 53(12): 1374-1383.

Krenkel C. Biomechanics and osteosynthesis of condylar neck fractures of the mandible. Illinois: Quintessence Publishing Co; 1994.

Kroon FHM, Mathisson M, Cordey JR, Rahn BA. The use of miniplates in mandibular fractures. An *in vitro* study. *J Cranio Maxillofac Surg.* 1991; 19(7): 199-204.

Kubein D, Jähnig, Biomechanics of the human temporomandibular joint (a study of the functional structures of the temporale in the sagittal-vertical plane). *Dtsch Zahnarztl.* 1983; 38: 32-39.

Lehman JA Jr, Saddawi ND. Fractures of the mandible in children. *J Trauma.* 1976; 16: 773-777.

Lindahl L. condylar fractures of the mandible. I. Classification and relation to age, occlusion and concomitant injuries in the teeth and teeth-supporting structures and fractures of the mandibular body. *Int J Oral Surg.* 1977; 6: 12-21.

MacLennan WD. Consideration of 180 cases of typical fracture of mandibular condyloid process. *Br J Oral Surg.* 1952; 5: 123. *Apud* Rombach DM, Quinn PD; 1997 – Ref. 50.

McGraw BL, Cole RR. Pediatric maxillofacial trauma: age-related variations in injury. *Arch Otolaryngol Head and Neck Surg.* 1990; 116(1): 41-45.

Meijer HJ, Starmans Fj, Bosman F, Steen WH. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehabil.* 1993; 20:147-154.

Meyer C, Zink S, Chatelanin B, Wilk A. Clinical experience with osteosynthesis of subcondylar fractures of the mandible using TCP[®] plates. *J Cranio Maxillofac Surg.* 2008; 36: 260-268.

Meyer C, Kahn JL, Boutemi P, Wilk A. Photoelastic analysis of bone deformation in the region of the mandibular condyle during mastication. *J Cranio Maxillofac.* 2002; 30: 160-169.

Meyer C, Serhir L, Boutemi P. Experimental evaluation of three osteosynthesis devices used for stabilizing condylar fractures of the mandible. *J Cranio Maxillofac Surg.* 2006; 34: 173-181.

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

NØrholt SE, Krishnan V, Sindet-Pedersen S, Jensen IB. Pediatric condylar fractures: a long term follow-up study of 55 patients. *J Oral Maxillofac Surg.* 1993; 51: 1302-1310.

Parascandolo S, Spinza A, Parascandolo S, Piombino P, Califano L. Two load sharing plates in mandibular condylar fractures: biomechanical basis. *J Craniomaxillofac.* 2010; 38: 385-390.

Paydar N, Akay HU, Poyraz CI, Roberts WE. Finite element model of a human mandible for investigating joint reactions and bone stresses during mastication. In: *Advances in Bioengineering: ASME;* 1991. v. 20.

Peterson GP, Haug RH, Van Sickels J. A biomechanical evaluation of bilateral sagittal ramus osteotomy fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg.* 2005; 63(9): 1317-1324.

Pilling E, Eckelt U, Loukota R, Schneider K, Stadlinger B. Comparative evaluation of ten different condylar base fracture osteosynthesis techniques. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2010; 48: 527-531.

Prein J, Rahn BA. Scientific and technical background. In: Prein J. *Manual of internal fixation of the cranio-facial skeleton.* Berling: 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: 45-49.

Rombach DM, Quinn PD. Trauma to the temporomandibular joint region. In: Fonseca RJ, Wlaker RV. *Oral and Maxillofacial Trauma.* WB Saunders: Philadelphia; 1997. p. 527-571.

Rozema FR, Otten E, Bos RRM, Boering G, van Willigen JD. Computer aided optimization of choice and positioning of bone plates and screws used for internal fixation of mandibular fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1992; 21(4): 373-377.

Rudderman RH, Mullen RL. Biomechanics of the facial skeleton. *Clin Plast Surg.* 1992; 19(1): 11-29.

Sargent LA, Green Jr JF. Plate and screw fixation of selected condylar fractures of the mandible. *Ann Plast Surg.* 1992; 28: 235-241.

Schilli W. Mandibular fractures. In: Prein J. *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: 49-54.

Seeman R, Schicho K, Reichwein A, Eisenmenger G, Ewers R, Wagner A. Clinical evaluation of mechanically optimized plates for the treatment of condylar process fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007; 104:1-4.

Serra e Silva FM. Avaliação mecânica in vitro da resistência de parafusos reabsorvíveis utilizados como fixação rígida de osteotomias sagitais em hemimandíbulas de poliuretano. [Tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP, 2006.

Shetty V, McBrearty D, Fournay M, Caputo AA. Fracture line stability as a function of the internal fixation system: an in vitro comparison using a mandibular angle fracture model. *J Oral Maxillofac Surg.* 1995; 53: 791-801.

Silvernoinen U, Iizuka T, Lindqvist C, Okarinen K. Different patterns of condylar fractures: an analysis of 382 patients in a 3-year period. *J Oral Maxillofac Surg.* 1992; 50: 1032-1037.

Spiessl B. Rigid internal fixation of fractures of the lower jaw. *Reconstr Surg Traumatol.* 1972; 13: 124-140.

Spiessl B, Schroll K: Gesichtsschädel. In: Nigg H. Spezielle Fracturen und Luxationslehre. Thieme: Stuttgart; 1972, p 1.

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: 1161-1168.

Talwar RM, Ellis III E, Throckmorton GS. Adaptations of the masticatory system after bilateral fractures of the mandibular condylar process. *J Oral Maxillofac Surg.* 1998; 56: 430-439.

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(6): 383-388.

Tharanon W. Comparison between the rigidity of bicortical screws and miniplate for fixation of a mandibular setback after a simulated bilateral sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg.* 1998; 56(12): 1055-1058.

Throckmorton GS, Dechow PC. In vitro strain measurements in the condylar process of the human mandible. *Arch Oral Biol.* 1994; 39: 853-867.

Throckmorton GS, Ellis III E. recovery of mandibular motion after closed and open treatment of unilateral mandibular condylar process fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2000; 29: 421-427.

Tominaga K, Habu M, Khanal A, Mimori Y, Yoshioka I, Fukuda J. Biomechanical evaluation of different types of rigid internal fixation techniques for subcondylar fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 2006; 64: 1510-1516.

Trivellato AE, Mazzoneto R, Passeri LA, Consani S. Estudo químico, macroscópico e da resistência à flexão de placas e parafusos de titânio usados na fixação interna rígida. *Pesqui Odontol Bras.* 2000; 14(4): 392-398.

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.

Trivellato AE, Passeri LA. Evaluation of osteotomy fixation changing the number, extension and the location of the plates. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2006; 44: 377-381.

Upton LG. Management of injuries to the temporomandibular joint region. In: Fonseca RJ, Wlaker RV. *Oral and Maxillofac Trauma.* Philadelphia: WB Saunders, 1991. *Apud* Rombach DM, 1997 – Ref. 50.

Van Sickels JE, Peterson GP, Holms S, Haug RH. An in vitro comparison of an adjustable bone fixation system. *J Oral Maxillofac Surg.* 2005; 63 (11): 1620-1625.

Ziccardi VB, Schneider RE, Kummer FJ. Wurzburg lag screw plate versus four-hole minipalte for the treatment of condylar process fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 1997; 55:602-607.

Zide MF. Outcomes op open versus closed treatment of mandibular subcondylar fractures [Discussion]. *J Oral Maxillofac Surg.* 2001; 59: 375-376.

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

Walker RV. Condylar fractures: nonsurgical management. *J Oral Maxillofac Surg.* 1994; 52: 1185-1188.

Wassmund M. Frakturen und luxation-en des gesichtsschädels unter berücksichtigung der komplikationem des hirnschädels. Berlin: Meusser; 1927.

Widmark G. [Discussion]. Facial symmetry after closed and open treatment of fractures of the mandibular condylar process. *J Oral Maxillofac Surg.* 2000; 58: 729-730.

Widmark G, Bageholm T, Kanhnberg KE, Lindhal L. Open reduction of subcondylar fractures: a study of functional rehabilitation. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1996; 25: 107-111.

Worsae 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: 353-360.

APÊNDICE 1

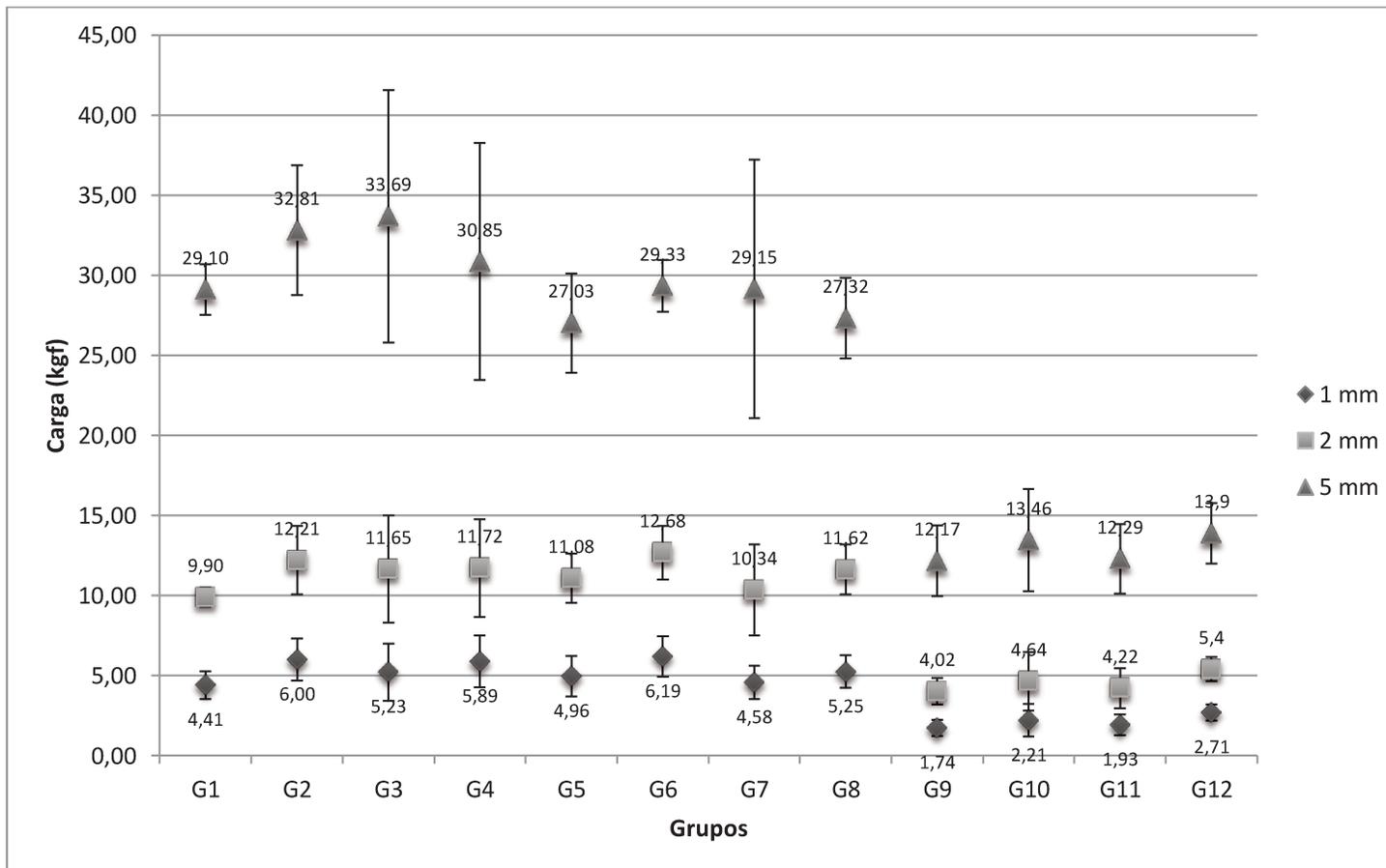


Figura 26 – Médias dos valores de resistência às cargas, em kgf, para os deslocamentos de 1 mm, 2 mm e 5 mm, para os grupos todos os grupos.

APÊNDICE 2

Análise Dimensional das Placas e Parafusos

Com intuito de determinar possível variação nos resultados devido à falta de padronização dimensional das placas e parafusos, realizou-se uma avaliação em seis dimensões nas placas e em quatro nos parafusos, conforme descrito por Trivellato & Passeri, em 2006. Cada uma das placas foi mensurada três vezes e estabelecida uma média final. Nas placas a medida I refere a menor distância das bordas da placa entre os furos, II ao diâmetro externo na área do furo, III a menor distância entre os furos da placa, IV ao comprimento, V ao diâmetro interno da área do furo e VI à espessura. Nos parafusos a medida I é referente ao diâmetro da cabeça, II ao diâmetro da haste, III ao diâmetro externo da rosca e IV ao comprimento (Figura 27). As mensurações foram realizadas com auxílio de um paquímetro digital (Paquímetro Digital 150mm - 6", DC-60 Western, Importador E. I. C. Ltda., origem: China) em 10 placas de 4 furos do sistema 2,0 mm, 10 parafusos de 5 mm de comprimento, 10 parafusos de 10 mm de comprimento e 10 parafusos de 12 mm de comprimento, também do sistema 2,0 mm. Por fim, realizou-se medida de 10 parafusos de 5 mm de comprimento do sistema 1,5 mm. Todos os materiais foram selecionados de forma aleatória.

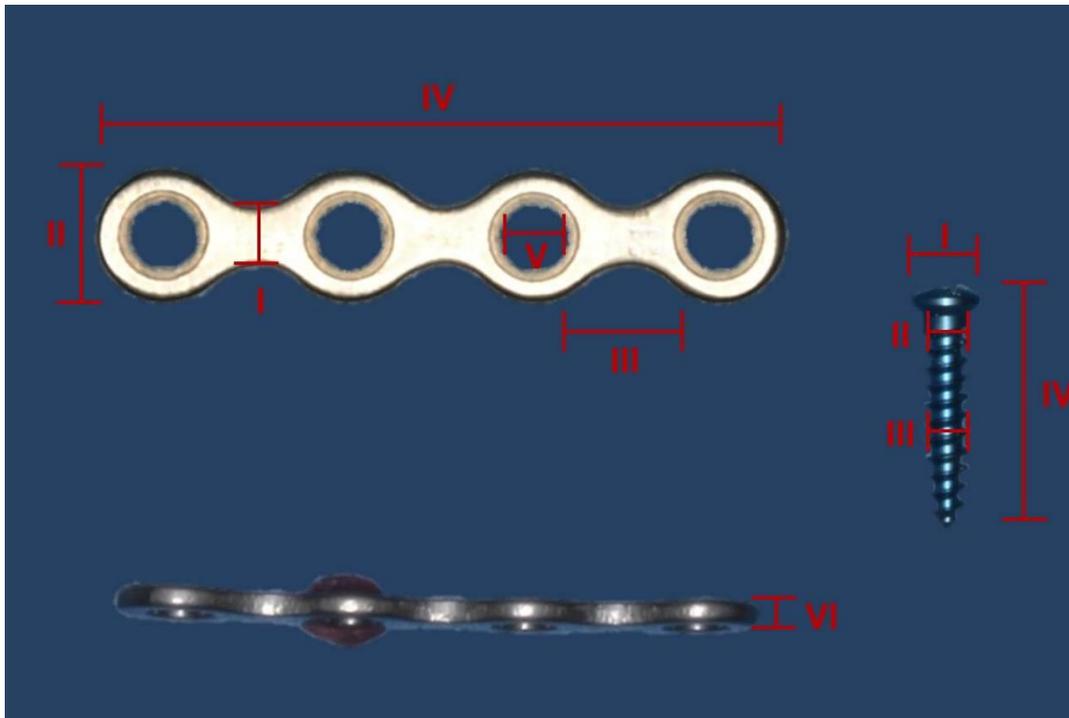


Figura 27 – Mensurações realizadas na placa e parafusos.

Resultados da Análise Dimensional das Placas e Parafusos

Os dados obtidos na análise dimensional das placas e parafusos, conforme metodologia proposta por Trivellato *et al.* (2000), onde se mensurou os valores médios após a realização de três mensurações, em cada dimensão proposta para o material de fixação interna, são apresentados nas Tabelas 6 a 10, com valores de média final, desvio padrão e coeficiente de variação.

Na avaliação dimensional das placas, de acordo com o coeficiente de variação, a menor diferença dimensional ocorreu na medida III, seguido pelas medidas IV e V. A medida que apresentou maior diferença foi a I, seguido das medidas II e VI.

Tabela 6 – Valores referentes às placas, em milímetros, onde I representa a menor distância das bordas das placas entre os furos, II o diâmetro externo da área do furo, III a menor distância entre os furos das placas, IV o comprimento, V o diâmetro interno da área do furo e VI a espessura da placa.

Amostra	Medidas					
	I	II	III	IV	V	VI
1	2,01	4,91	3,90	23,90	2,41	0,89
2	2,01	4,70	3,91	23,84	2,39	0,90
3	2,08	4,70	3,91	23,90	2,37	0,90
4	2,09	4,70	3,90	23,97	2,40	0,90
5	2,09	4,73	3,91	23,88	2,38	0,90
6	2,04	4,69	3,91	23,80	2,38	0,90
7	2,04	4,70	3,88	23,78	2,39	0,90
8	2,08	4,69	3,89	23,77	2,39	0,88
9	2,11	4,70	3,90	23,92	2,41	0,90
10	2,09	4,74	3,91	23,66	2,40	0,90
Média	2,06	4,73	3,90	23,84	2,39	0,90
Desvio Padrão	0,04	0,07	0,01	0,09	0,01	0,01
Coefficiente de Variação	0,017	0,014	0,003	0,004	0,006	0,008

Na análise dos parafusos do sistema de 1,5 mm, com comprimento de 5 mm, e considerando-se o coeficiente de variação, as maiores diferenças dimensionais ocorreram nas medidas II e IV, seguido pela medida III. A medida I não apresentou variação dimensional.

Tabela 7 – Valores referentes aos parafusos do sistema 1,5 mm, de 5 mm de comprimento, onde a medida I é referente ao diâmetro da cabeça, II ao diâmetro das haste, III ao diâmetro externo da rosca e IV ao comprimento.

Amostra	Medidas			
	I	II	III	IV
1	2,34	1,47	1,47	4,85
2	2,34	1,47	1,47	4,91
3	2,34	1,47	1,47	4,89
4	2,34	1,49	1,47	4,89
5	2,34	1,48	1,47	4,89
6	2,34	1,48	1,47	4,91
7	2,34	1,47	1,47	4,86
8	2,34	1,47	1,47	4,85
9	2,34	1,47	1,47	4,91
10	2,34	1,48	1,46	4,88
Média	2,34	1,48	1,47	4,88
Desvio Padrão	0,00	0,01	0,00	0,02
Coefficiente de Variação	0,000	0,005	0,002	0,005

Quando se avaliou os parafusos do sistema de 2,0 mm, com comprimento de 5 mm, considerando-se o coeficiente de variação, observou-se as medidas I, IV, II e III, em ordem crescente de variação dimensional.

Tabela 8 – Valores referentes aos parafusos do sistema 2,0 mm, de 5 mm de comprimento, 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.

Amostra	Medidas			
	I	II	III	IV
1	2,95	1,99	1,97	4,96
2	2,95	1,97	1,98	4,95
3	2,94	2,02	2,01	4,98
4	2,94	1,98	1,96	4,95
5	2,94	1,98	1,95	4,99
6	2,93	1,98	1,96	4,94
7	2,95	1,98	1,97	4,94
8	2,92	1,97	1,96	4,93
9	2,93	2,01	1,95	4,93
10	2,93	2,00	1,96	4,92
Média	2,94	1,99	1,97	4,95
Desvio Padrão	0,01	0,02	0,02	0,02
Coeficiente de Variação	0,004	0,008	0,009	0,005

Na avaliação dimensional dos parafusos do sistema de 2,0 mm, com 10 mm de comprimento, observou-se menor variação dimensional nos grupos I e IV, respectivamente. Os grupos II e III apresentaram a maior variação.

Tabela 9 – Valores referentes aos parafusos do sistema 2,0 mm, de 10 mm de comprimento, 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.

Amostra	Medidas			
	I	II	III	IV
1	2,96	2,01	2,01	10,05
2	2,95	2,01	1,98	10,00
3	2,95	2,00	1,98	9,99
4	2,96	2,00	1,99	10,02
5	2,95	2,00	1,95	9,98
6	2,94	1,97	1,98	10,03
7	2,95	2,00	1,95	9,98
8	2,95	1,97	1,96	10,05
9	2,95	1,99	1,97	10,01
10	2,96	2,00	1,96	9,97
Média	2,95	2,00	1,97	10,01
Desvio Padrão	0,01	0,01	0,02	0,03
Coeficiente de Variação	0,002	0,007	0,010	0,003

Na análise dos parafusos do sistema de 2,0 mm, com 12 mm de comprimento, as maiores diferenças dimensionais ocorreram nas medidas III, II e I.

Tabela 10 – Valores referentes aos parafusos do sistema 2,0 mm, de 10 mm de comprimento, 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.

Amostra	Medidas			
	I	II	III	IV
1	2,95	1,98	1,98	12,03
2	2,95	1,98	1,98	12,03
3	2,95	1,98	1,97	12,01
4	2,96	1,98	1,98	12,01
5	2,94	1,97	1,96	11,98
6	2,94	1,99	1,96	11,99
7	2,96	1,99	1,98	12,01
8	2,96	1,99	1,98	12,01
9	2,95	1,99	1,98	12,00
10	2,93	1,98	1,97	11,99
Média	2,95	1,98	1,97	12,01
Desvio Padrão	0,01	0,01	0,01	0,02
Coefficiente de Variação	0,003	0,003	0,004	0,001

Na avaliação dimensional das placas contataram-se pequenas variações, com os valores de coeficiente de variação atingindo o máximo de 0,017, sendo estes valores referentes à dimensão I das placas (menor distância das bordas das placas entre os furos). Outra dimensão relevante no contexto de variação dimensional foi a medida II (o diâmetro externo da área do furo), com coeficiente de variação de 0,014. O coeficiente de variação das demais medidas não ultrapassou o valor de 0,008.

Nos parafusos, o maior coeficiente de variação ocorreu na medida III (diâmetro externo da rosca) nos parafusos do sistema 2,0 mm com 10 mm de comprimento, atingindo 0,010. Os parafusos do sistema 2,0 mm de 5 mm de comprimento apresentaram maior coeficiente de variação nas medidas III

(diâmetro externo da rosca) e II (diâmetro externo da haste), sendo mensurados 0,009 e 0,008, respectivamente.

Estes resultados podem ser comparados com o estudo de Trivellato (2001) que avaliaram as variações dimensionais em placas de 4 e 6 furos e parafusos de 12 e 6 mm do sistema de fixação 2,0 mm, indicados para mandíbula, de marca nacional, sendo que realizou-se uma avaliação nas mesmas seis dimensões nas placas e nas mesmas quatro nos parafusos. Os autores encontraram pequena variação na avaliação dimensional das placas, com coeficiente de variação 1,83% nos valores máximos na placa de quatro furos. Esses valores foram referentes às medidas da espessura das placas. Para as demais medidas essa variação não passou de 0,83%. Já para a avaliação dos parafusos, os autores constataram variação entre 1% a 1,46%, sendo essa última referente ao diâmetro da haste. Pode-se verificar diminuição na variação dimensional nas placas de quatro furos, em todas as dimensões em nosso estudo. Entretanto, observamos que a medida que apresentou maior variação dimensional foi a I, ao passo que no estudo dos autores supracitados a maior foi na medida VI.

Os resultados de Asprino (2005) demonstraram maior padronização na fabricação dos materiais de fixação, se comparados a Trivellato (2001). A maior variação dimensional ocorreu na medida VI, onde encontraram valores de coeficiente de variação que atingiram o máximo de 1,04%. Já os demais valores não ultrapassaram 0,51%. Quanto aos parafusos, as variações no coeficiente somente ocorreram nas dimensões do diâmetro externo da rosca (0,5%) e de comprimento. Quando comparados ao nosso estudo, pudemos observar menor variação dimensional no material avaliado, em todas as medidas. Observamos, então que existe padronização ideal nas dimensões, uma vez que não houve variação significativa.

Na análise dimensional com a mesma metodologia, Brasileiro (2007) encontrou variação menor quando comparado com Trivellato (2001) e Asprino *et*

al. (2006), não ultrapassando 0,14% para as placas, sendo esse valor correspondente à distância entre os furos. Em relação aos parafusos, o maior coeficiente foi de 0,01%, referente ao diâmetro externo da rosca e ao diâmetro da haste.

Neste experimento, os valores de coeficiente de variação para as placas tiveram uma variante máxima de 0,17% em relação à medida de menor distância das bordas da placa entre os furos. Somente pouco superior ao encontrado por Brasileiro (2007).

Dessa forma, podemos observar que houve melhora no padrão do sistema de fixação quando comparados a trabalhos anteriores.