

SIMEI ANDRÉ DA SILVA RODRIGUES FREIRE

**AVALIAÇÃO MECÂNICA E FOTOELÁSTICA DE SISTEMAS DE FIXAÇÃO  
INTERNA ESTÁVEL UTILIZADOS NO TRATAMENTO DE FRATURAS DE  
MANDÍBULAS ATRÓFICAS. ESTUDO *IN VITRO*, EM MANDÍBULAS DE  
POLIURETANO.**

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

**Orientadora: Profa. Dra. Luciana Asprino**

**Co-Orientador: Prof. Dr. Márcio de Moraes**

**PIRACICABA**

**2010**

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA  
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**  
Bibliotecária: Elis Regina Alves dos Santos – CRB-8ª. / 8099

F883a

Freire, Simei André da Silva Rodrigues.

Avaliação mecânica e fotoelástica de sistemas de fixação interna estável utilizados no tratamento de fraturas de mandíbulas atroficas: estudo in vitro, em mandíbulas de poliuretano / Simei André da Silva Rodrigues Freire. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2010.

Orientadores: Luciana Asprino, Márcio de Moraes.

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

1. Traumatologia buco-maxilo-facial. 2. Boca - Cirurgia. I. Asprino, Luciana. II. Moraes, Márcio de. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. IV. Título. (eras/fop)

Título em Inglês: Mechanic and photoelastic evaluation of stable internal fixation for the treatment of atrophic mandible fractures: in vitro study, in polyurethane mandibles

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Oral and maxillofacial traumatology. 2. Mouth - Surgery

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

Titulação: Mestre em Clínica Odontológica

Banca Examinadora: Luciana Asprino, Greison Rabelo de Oliveira, Paulo Henrique Ferreira Caria

Data da Defesa: 17-12-2010

Programa de Pós-Graduação em 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 17 de Dezembro de 2010, considerou o candidato SIMEI ANDRÉ DA SILVA RODRIGUES FREIRE aprovado.

Prof. Dra. LUCIANA ASPRINO

Prof. Dr. GREISON RABELO DE OLIVEIRA

Prof. Dr. PAULO HENRIQUE FERREIRA CARIA

Dedico este trabalho aos meus pais,  
Freire e Célia pelo exemplo de vida,  
apoio incondicional durante  
todos esses anos e pelo incentivo  
constante ao aprendizado.

Ao meu irmão Samuel pela  
eterna amizade e lealdade, verdadeiro  
sangue do meu sangue.

Ao meu tio Carlos, tia Olívia, e primas  
Júlia e Natália pelo apoio e calor familiar,  
Essenciais em meu convívio em Piracicaba.

Às minhas avós Neide e Bebel,  
Avôs José Antônio (*in memorian*)  
e Francisco Freire(*in memorian*)  
e aos meus familiares, meu porto seguro!  
Pelo convívio e amizade durante  
todos esses anos.

A Deus por minha eterna fé...

## **AGRADECIMENTOS ESPECIAIS**

Ao Prof. Dr. Márcio de Moraes, meus agradecimento pelos ensinamentos, paciência, consideração e convívio positivo durante esta primeira etapa da pós-graduação. Sua presença e dedicação ao longo desses anos é o que garante a existência da pós-graduação no padrão de excelência que ela é hoje.

À Profa. Dra. Luciana Asprino pelos ensinamentos e paciência durante toda a elaboração dos experimentos da pesquisa, sua ajuda foi de fundamental importância para a concretização deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Roger William Fernandes Moreira pelo exemplo de professor e educador, sempre em busca de novos conhecimentos e sua disposição em transmiti-los aos alunos.

Ao Prof. Dr. Renato Mazzonetto pelo respeito, convívio e ensinamentos durante esta primeira etapa da pós-graduação.

Ao Prof. Dr. José Ricardo de Albergaria-Barbosa pela amizade, respeito, lealdade, sinceridade, carisma, dedicação e exemplo de pessoa e professor não só para a pós-graduação mais também para os alunos do curso de extensão e graduação.

Ao Prof. Dr. Renato Sawazaki por todos ensinamentos ministrados, dedicação e empenho para nossa formação ao longo desta primeira etapa.

Ao Prof. Dr. Simonides Consani, pelo exemplo de dedicação à docência e disponibilidade de auxílio aos demais docentes e discentes. Um modelo de professor a ser seguido, graças ao respeito, a educação, a organização e a seriedade que sempre demonstra em tudo que faz. A sincera gratidão e reconhecimento da Área de Cirurgia Buco-Maxilo-Facial da FOP -Unicamp.

À Tórid Ind. Com. Ltda pela doação dos materiais de fixação utilizados na pesquisa.

A todos os amigos e colegas, funcionários da pós-graduação e estagiários da FOP-Unicamp pelo convívio e ajuda durante esta primeira etapa da pós-graduação.

## AGRADECIMENTOS

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

Às funcionárias do Centro Cirúrgico – Edilaine, Daiana, Angélica, Keila e Gisely pela ajuda e paciência durante toda a nossa permanência na FOP-Unicamp.

À Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Unicamp, em nome do Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho pela possibilidade de realização dos experimentos no laboratório da área.

Ao Engenheiro Marcos Blanco Cangiani, da Área de Materiais Dentários da FOP-Unicamp, pelo auxílio, prestatividade e cordialidade na fase experimental deste trabalho.

À Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Gláucia Maria Bovi Ambrosano, pela ajuda na elaboração e na análise estatística desse trabalho.

Ao meu orientador no campo acadêmico, profissional e pessoal, Prof.Dr. Walter Leal de Moura da UFPI, serei eternamente grato pela ajuda dada no início da minha carreira, pelo estímulo à área cirúrgica e pela sincera amizade e lealdade durante todos esses anos.

À Universidade Federal do Piauí (UFPI), principalmente ao corpo docente pelos ensinamentos, amizade e incentivo no início da minha formação acadêmica.

Aos colegas que de alguma forma foram essenciais para o meu caminho até a FOP-Unicamp, verdadeiros exemplos a serem seguidos, em especial a Luciana Monteiro, Leandro Krüppel, Cecília Stabile, Fábio Sato.

Aos alunos dos cursos de graduação, atualização e especialização da FOP Unicamp pela amizade, aprendizado e convívio durante esta primeira etapa da pós-graduação.

Aos pacientes que também são de fundamental importância para a nossa formação profissional.

Aos funcionários da FOP Unicamp pelo exemplo de zelo e dedicação a instituição de ensino.

A todos aqueles que de forma direta ou indireta contribuíram para a realização desse trabalho, meu muito obrigado e minha eterna gratidão!

“Os desafios mais difíceis,  
que em alguns momentos nos  
parecem impossíveis de serem vencidos,  
dão um sabor especial à conquista e  
a tornam mais valorosa”

Neide Freire

## RESUMO

A despeito dos recentes avanços no tratamento das fraturas faciais as fraturas de mandíbulas atróficas edêntulas permanecem como um desafio cirúrgico e não há consenso quanto à melhor técnica de tratamento. Isto é devido a fatores inerentes a esta patologia, a relativa raridade da mesma, que gera inexperiência dos cirurgiões, e a escassez de informação sobre o tema na literatura cirúrgica. Foi proposto avaliar comparativamente, *in vitro*, por meio de testes mecânicos e fotoelásticos a fixação de fraturas de mandíbulas atróficas por diferentes sistemas. Para os testes mecânicos de carregamento linear, foram utilizadas 20 réplicas de mandíbulas humanas atróficas de poliuretano. Estas mandíbulas foram divididas em 4 grupos, sendo 5 mandíbulas íntegras para o grupo controle, e 15 mandíbulas com a simulação de fratura unilateral direita do corpo mandibular, divididas em 3 grupos teste, com 5 mandíbulas cada, e fixadas por meio dos 3 sistemas de fixação a seguir. Grupo 2.4 mm convencional: 1 placa reconstrutiva de 2.4mm; Grupo 2.4mm com travamento: 1 placa reconstrutiva 2.4mm com sistema de travamento; Grupo 2.0mm com travamento: 1 placa reconstrutiva 2.0mm com sistema de travamento. Para os testes fotoelásticos, foi utilizada uma amostra de 4 réplicas de mandíbulas humanas atróficas de resina fotoelástica, submetidas a carregamento linear, sendo uma mandíbula íntegra e as restantes com a simulação do traço de fratura, cada uma fixada com os 3 sistemas já descritos para os grupos dos testes mecânicos. Os resultados indicaram diferença estatisticamente significativa entre os grupos que o sistema de fixação 2.4mm com travamento apresentou maior resistência, seguido pelo o sistema 2.4mm convencional e grupo controle. A menor resistência foi apresentada pelo sistema de fixação 2.0mm com travamento. Na análise qualitativa por meio dos testes fotoelásticos observou-se que as tensões iniciam-se no corpo mandibular e com o decorrer do deslocamento e incidência da carga, a mesma passa a se dissipar principalmente para a região posterior, se concentrando na região próxima ao ângulo mandibular para todos os grupos. Porém nos grupos 2.4mm e 2.0mm com travamento observou-se melhor distribuição de cargas ao longo de toda fixação. Dentro das condições deste estudo concluiu-se que: 1. O sistema de placas com travamento aumenta a resistência, pelo favorecimento da melhor distribuição de tensões, quando aplicado em fraturas de mandíbulas atróficas; 2. Os sistemas de placas reconstrutivas testados apresentaram eficiência mecânica adequada a aplicação na fixação de fraturas de mandíbulas atróficas.

Palavras-Chave: Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais, Cirurgia de Trauma, Fratura de Mandíbula Atrófica, Fixação Interna Rígida.



## ABSTRACT

The spite of the recent advances in the treatment of face fractures as atrophic mandible fractures remain as a surgical challenge and it does not have consensus for the best technique treatment. It has inherent factors to this pathology, the relative rarity of this trauma, generating short experience by the surgeons, and the scarcity of information on the subject in surgical literature. The objective of this research was to evaluate in vitro by means of photoelastic and mechanical tests the atrophic mandible fractures setting by different systems. To the photoelastic test were used 4 models of human atrophic mandibles made of photoelastic resin, subjected to linear loading, a integer jaw for control test and the others for simulation of right side unilateral fracture of the mandibular body, treated with 3 methods of fixation system: Group 2.4mm convencional 1 reconstructive titanium plate of 2.4mm, Group 2.4 locking system 1 reconstructive titanium plate locking system 2.4mm, Group 2.0 locking system 1 reconstructive titanium plate locking system 2.0mm. For mechanical testing were used a sample of 20 models of human atrophic mandibles made of polyurethane and subjected to linear loading test, 5 intact mandibles for substrate control test, and 4 groups of 5 each jaw treated with 3 methods of fixation system as described before and submitted to the torcional forces until maximum displacement of 10 mm. As results we had that the averages and the shunting line standard of the higher loading resistance indicated that in the respective test, the group 2 had been the one that had presented greater resistance to loads, with statistical significant difference between these groups. With in sequence decreasing intermediate resistance the group 1 and group Control. The smaller resistance was presented by group 2.4mm locking. In the qualitative analysis by means of the photoelastic tests we observed that the groups had presented similar results. In the images with displacement it is possible to verify that the tensions initiate in the mandible body and with elapsing of the displacement and incidence of the load, the same passes to waste mainly for the posterior region, concentrating in the next to the region of the mandible angle, in special next to the posterior region of the body and initial portion of the mandible angle in all groups. In

the groups 2.4mm and 2.0mm locking a better load distribution was observed throughout all fixation system. In accordance with the applied methodology, resulted gotten, and inside of the limitations of this research, we can conclude that: 1. The locking plate system increases the resistance with a better tension distribution of the forces when subjected to linear loading test when applied to atrophic mandible fractures; 2. The reconstructive plate system tested in this research presented mechanics efficiency for atrophic mandible fracture treatment.

**Key Words:** Oral and Maxillofacial Surgery, Trauma Surgery, Atrophic Mandible Fractures, Rigid Internal Fixation.

## SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	01
2. REVISÃO DA LITERATURA	06
2.1 FRATURAS DE MANDÍBULAS ATRÓFICAS	06
2.2 TRATAMENTO DE FRATURAS EM MANDÍBULAS ATRÓFICAS	08
2.3 ESTUDOS CLÍNICOS DE AVALIAÇÃO DA FIXAÇÃO INTERNA APLICADA ÀS FRATURAS DE MANDÍBULAS ATRÓFICAS	11
2.4 ESTUDOS LABORATORIAIS DE AVALIAÇÃO DA FIXAÇÃO INTERNA APLICADA ÀS FRATURAS DE MANDÍBULAS ATRÓFICAS	14
3. PROPOSIÇÃO	21
4. MATERIAIS E MÉTODOS	22
4.1 PLACAS E PARAFUSOS	22
4.2 MANDÍBULAS DE POLIURETANO	24
4.3 MANDÍBULAS DE RESINA FOTOELÁSTICA	26
4.4 PREPARO DA AMOSTRA	31
4.5 TESTE DE CARREGAMENTO	34
4.6 TESTE FOTOELÁSTICO	37
4.7 FORMA DE ANÁLISE DOS DADOS	41
4.7.1 ANÁLISE BIOMECÂNICA	41
4.7.2 AVALIAÇÃO FOTOELÁSTICA	41
5. RESULTADOS	42
5.1 ANÁLISE DIMENSIONAL DAS PLACAS E PARAFUSOS	42
5.2 TESTES DE CARREGAMENTO	48
5.3 TESTES FOTOELÁSTICOS	48
5.3.1 GRUPO CONTROLE	49
5.3.2 GRUPO 2.4MM CONVENCIONAL	50
5.3.3 GRUPO 2.4MM COM TRAVAMENTO	51
5.3.4 GRUPO 2.0MM COM TRAVAMENTO	52
6. DISCUSSÃO	54
7. CONCLUSÃO	70
8.REFERÊNCIAS	71
APÊNDICE	80

## 1.INTRODUÇÃO

A mandíbula edêntula sofre atrofia óssea que leva a diminuição da altura e espessura óssea, tornando o osso mais susceptível a fraturas. O edentulismo tem reduzido nos Estados Unidos desde 1950 (Oliver, 1993) e atualmente aproximadamente 8% da população adulta americana é completamente edêntula. Porém os avanços nos tratamentos em saúde, com a eliminação das epidemias que provocam doenças infecciosas e as vantagens gerais de se viver em uma ascendente sociedade moderna tem favorecido o aumento da expectativa de vida em vários locais do mundo, tornando a população demograficamente mais velha. Em 1900, a expectativa de vida nos Estados Unidos era de 47 anos, já em 2004, a expectativa subiu para 77,8 anos. Em 2030, 20% da população dos Estados Unidos terá mais de 65 anos. A parte da população que mais cresce é o segmento das pessoas com 85 anos ou mais, em 2050 a projeção é para aproximadamente 20 milhões de idosos nesta faixa etária (US Census Bureau, 2007).

A fratura em mandíbula atrófica ocorre principalmente na população idosa (Bruce,1976; Friedman, 1996). Além da própria atrofia óssea subsequente ao edentulismo, existem vários fatores que podem contribuir para o enfraquecimento da mandíbula nesse grupo etário. Um destes é a redução da vascularização ou o decréscimo do fluxo sanguíneo nos idosos (Scott, 1997; Bradley, 1975). Esta perda de massa óssea e a diminuição da vascularização reduzem a resistência da mandíbula o que a torna mais predisposta a fraturas durante eventos traumáticos.

Complicações, incluindo infecções, má união, fratura das placas, e a não união, têm incidência muito maior em mandíbulas atróficas edêntulas do que em dentadas (Haug, 1993). Isto possivelmente se deve à reduzida área de secção na linha de fratura, resultando em insuficiente contato ósseo na mandíbula e a presença de osso denso, esclerótico que é pobremente vascularizado. A diminuição das forças funcionais geradas nos pacientes desdentados podem nos levar a considerar o uso de fixação menos rígida, o

que possibilitaria a realização de cirurgias menos invasivas nesses pacientes. Infelizmente, as técnicas menos rígidas, como as miniplacas, historicamente resultaram em falha. Tal fato pode se manifestar como a união fibrosa, má união, falha dos parafusos, e fraturas de placas (Spiessl, 1989).

A AO/ASIF (Arbeitsgemeinschaft fuer Osteosynthesefragen - Association for the Study of Internal Fixation) Maxillofacial Group (Spiessl,1989; Schilli *et al.* 1998) e outros (Alpert, 1997) têm recomendado a aplicação de *load-bearing* (cargas suportada pela placa no local da fratura), uma vez que o *load sharing* (compartilhamento de carga entre placas e estruturas da terminação óssea fraturada) não seria possível em mandíbulas atróficas, sendo assim indicada a utilização na forma de placa de reconstrução óssea, formando um pequeno intervalo na área da fratura e se fixando nas áreas da mandíbula nas quais o osso está mais estável e saudável. Tal fato significa que em fraturas no corpo de mandíbulas atróficas, uma placa de reconstrução óssea é fixada com parafusos localizados no ramo e na sínfise.

Estudos mecânicos mostraram que à medida que a mandíbula se torna mais atrófica, a ancoragem da placa é diminuída significativamente (Choi *et al.*, 2005; Sikes,2000). Isto significa que a fixação aplicada ao osso ao longo da linha de fratura numa mandíbula atrófica deve suportar e não compartilhar cargas. Assim a placa de fixação óssea deveria sustentar toda a carga aplicada na fratura. Um estudo de 40 fraturas em 25 pacientes com mandíbula atrófica tratados desta maneira obtiveram alto índice de sucesso (95%), com somente um caso de não união e um caso de reparo tardio (Schilli *et al.*1998).

Uma das primeiras formas de se tratar fraturas em mandíbulas atróficas foi por meio da fixação não rígida, ou seja, pela utilização de fios de aço, dentaduras e bloqueio maxilomandibular. Porém com o advento da fixação interna estável e ao alto índice de complicações pós-operatórias, uma abordagem mais agressiva por meio da utilização de placas de reconstrução do sistema 2.7mm e 2.4mm passou a ser utilizada.

Novas complicações surgiram com o uso destas placas como maior índice de exposição no pós-operatório, impossibilidade de reabilitação protética além de desvantagens como a necessidade da realização de grandes incisões, maior tempo cirúrgico e dificuldade para adaptar a placa.

Mugino *et al.* (2005) relataram que nos últimos 30 anos, têm havido muitos debates a respeito do tamanho e do número de placas ósseas necessárias para tratar com sucesso a fratura em mandíbulas desdentadas. A tendência geral tem sido a diminuição, com mesmo até a não utilização de placas de compressão. A introdução da fixação por meio de miniplacas fixadas na mandíbula com parafusos monorcorticais gerou uma verdadeira revolução no tratamento das fraturas de mandíbulas. Hoje em dia, a grande maioria dessas fraturas são tratadas por meio desta técnica, exceções incluindo fraturas cominutivas, e possivelmente fraturas em mandíbulas atróficas.

Sistema de placas e parafusos com travamento (*Locking*) se tornaram disponíveis nos últimos 20 anos. Este sistema tem vantagens significativas nos tratamento de fraturas em mandíbula atróficas. Uma das principais vantagens é que a placa óssea não necessita ser perfeitamente adaptada ao osso. Isto torna a adaptação da placa mais fácil, porque pequenos espaços entre a placa e o osso são toleráveis. Haug *et al.* (2002) demonstraram que a estabilidade da fratura não é reduzida quando placas de reconstrução com travamento estão 4mm acima da superfície óssea. Além disso, a não compressão da placa contra a superfície óssea e pequenos espaços abaixo da placa possibilitam melhor revascularização da cortical óssea (Prein, 1998).

Outra vantagem das placas e parafusos do sistema com travamento é que fornecem melhor estabilidade na linha de fratura quando comparadas com parafusos convencionais sem o travamento dos parafusos na mesma. Em um estudo *in vitro* de Gutwald *et al.*(1999) descobriram que o sistema de placas e parafusos com travamento fornece melhor estabilidade em fraturas de mandíbulas simuladas do que placas convencionais quando os parafusos não travam nas placas. Assim, temos que é possível

usarmos placas menores em fraturas com sistema com travamento do que é necessário para sistemas convencionais. Outro estudo de Sikes *et al.* (1998) demonstraram que quando somente dois parafusos pudessem ser usados em cada lado do defeito, parafusos com travamento possibilitaram estabilidade significativamente maior que os sem travamento quando colocados em placas de reconstrução óssea.

Desde a década de 90 indica-se o uso do sistema de placas e parafusos ósseos de reconstrução 2.4mm com travamento para fraturas em mandíbulas atróficas. Este sistema substituiu o antigo sistema de placas de reconstrução óssea sem travamento para fixação de mandíbula. Em fraturas de mandíbulas atróficas, esta placa funciona bem, aplica o conceito de carga suportada e é o sistema de fixação atualmente recomendado pela AO para fraturas em mandíbulas atróficas (Schilli *et al.* 1998).

Pelo fato das fraturas em mandíbulas atróficas edêntulas serem relativamente incomuns, a maioria dos cirurgiões possuem experiência limitada no tratamento dos pacientes com este problema. Mugino *et al.* (2005) trataram 335 pacientes com fraturas mandibulares entre 1980 e 2004, 11 desses pacientes (3%) tinham fraturas em mandíbula edêntula, e somente 8 (2,3%) eram atróficas. Em meio a condições não favoráveis do tratamento de fraturas em mandíbulas atróficas começou-se a realizar tratamentos mais agressivos, aplicando-se placas ósseas de reconstrução por meio de abordagem extra-oral. Porém com o surgimento de novos sistemas de fixação, maiores opções de tratamento cirúrgico se tornaram viáveis (Ellis & Price , 2008).

Ellis & Price (2008) publicaram a indicação do uso de placas de reconstrução do sistema 2.0mm com travamento para tratamento de fraturas em mandíbulas atróficas. Os resultados mostraram que a fixação ao longo deste período passou por mudanças e que sua principal escolha para tratamento de fraturas em mandíbulas atróficas a partir do ano 2000 foi a utilização do sistema de fixação com placas reconstitutivas 2.0mm com travamento. Estas placas são mais grossas do que as placas 2.0mm anteriores. O uso da placa óssea de reconstrução 2.0mm com travamento no tratamento de fraturas em

mandíbulas atroficas possui grandes vantagens. Primeiramente é um sistema menos espesso que as placas do sistema 2.4mm convencional, sendo assim menos provável ser palpável ou exposta nos tecidos moles. Esta placa também é muito mais fácil de ser dobrada e adaptada quando comparada a placa de reconstrução 2.4mm, que é mais grossa, economizando assim tempo cirúrgico. Além da fato da baixa espessura e altura a placa também diminui o risco de interferência durante o uso de próteses.

Diante desta tendência torna-se importante a realização de testes *in vitro* para avaliação da distribuição de tensão e resistência mecânica das placas de reconstrução 2.0mm com travamento, comparando-as com o sistema 2.4mm com travamento e 2.4mm convencional , de uso já consagrado para tal indicação.



## 2. REVISAO DA LITERATURA

### 2.1 Fraturas de Mandíbulas Atróficas

As fraturas mandibulares sempre geraram grande interesse, isto porque além de envolverem novos tratamentos e tecnologias, complicações continuam assolando os infortunados sofredores desta injúria. Estas consequências indesejáveis incluem infecções, não união, redução da habilidade mastigatória, déficits sensoriais, e altos custos pessoais e sociais (Schilli *et al.* 1998).

Campbell(1960) e Jozefowicz (1970) constataram que quando os dentes são removidos, uma série de efeitos biológicos ocorre e podem levar a perda do processo alveolar, especialmente quando a mucosa é submetida a forças por meio de próteses dentárias. Uma mandíbula atrófica é mais vulnerável a fratura devido a diminuição do volume ósseo. As fraturas de mandíbulas edêntulas representam um desafio único para o cirurgião devido às dificuldades associadas na redução e imobilização óssea. Geralmente estas fraturas ocorrem em indivíduos idosos nos quais a osteogênese está diminuída, o risco cirúrgico é significativo e fatores locais relacionados à atrofia, densidade cortical e inadequado suprimento ósseo contribuem para problemas.

Zachariades (1984) observou que se as condições médicas gerais do paciente são tão frágeis que caso o mesmo não possa ser submetido à anestesia geral, então uma abordagem envolvendo observação e cuidados paliativos são razoáveis. Em fratura não deslocada ou minimamente deslocada, ou ainda aquelas sem exposição óssea intra oral, tal medida pode ser ocasionalmente tomada. Até mesmo se ocorrer união fibrosa ou má união, pacientes podem geralmente levar um estilo de vida razoável, especialmente para aqueles não fazem uso de próteses dentárias. Mas em pacientes julgados medicamentosamente capazes de suportar a anestesia geral e o procedimento cirúrgico, a redução aberta e fixação interna estável, geralmente com a realização do enxerto são preferíveis a uma redução fechada.

Uma classificação da atrofia mandibular foi desenvolvida por Luhr *et al.* (1996) levando em consideração a dificuldade no tratamento das mandíbulas fraturadas com diferentes graus de atrofia. Nesta classificação somente mandíbulas com 20mm ou menos foram incluídas, porque fraturas em mandíbula edêntula com menor grau de atrofia geralmente não apresenta dificuldade substancial no tratamento. Mandíbulas com 16 a 20mm de altura foram classificadas como atrofia classe I, aquelas com 11 a 15mm eram classe II, e aquelas com a altura de 10mm ou menos como as extremamente atróficas foram classificadas como classe III (Figura 1).

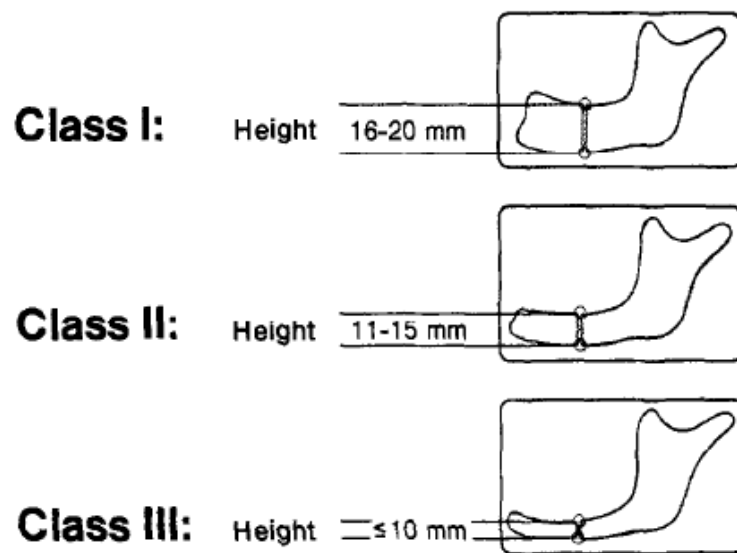


Figura 1. Classificação das mandíbulas atróficas

Fonte : Luhr *et al.* (1996)

Segundo Douglas (1990) a atrofia da mandíbula leva a diminuição da massa óssea, tornando o osso mais vulnerável a fraturas. A atrofia pode ser considerada como a fase final do edentulismo. Mesmo com a diminuição do número de edentulismo, estima-se que nos próximos 30 anos, o número de indivíduos edêntulas acima dos 65 anos se

manterá constante em aproximadamente 9 milhões, devido ao crescimento da população idosa. Hunter & Arbona (1995) observaram que o edentulismo é mais prevalente em pessoas que não terminaram o segundo grau, que não possuem plano de saúde odontológico, negros e fumantes. A quantidade total de edêntulas está diminuindo nos países desenvolvidos, ao contrário do que ocorre nos países em desenvolvimento, tal fato é atribuído a alta prevalência de doenças periodontais e cáries.

Bruce & Ellis (1993) não surpreendentemente, observaram que complicações sérias como não união ou fratura da fixação, tem sido vastamente documentadas no tratamento de fraturas em mandíbulas atróficas, os índices alcançaram de 4% a 20%. Relação direta entre a altura óssea na área da fratura e a incidência de complicações na cicatrização da fratura foi demonstrada.

Luhr *et al.* (1996) observaram por meio de testes mecânicos que o local mais comum das fraturas em mandíbulas edêntulas é o corpo mandibular. União fibrosa e não união acometem mais frequentemente esta região, especialmente quando altura da mandíbula é menor que 20mm, e principalmente, quando menor que 10mm.

Pelo fato das fraturas em mandíbulas atróficas edêntulas serem relativamente incomuns, as maiorias dos cirurgiões possuem experiência limitada no tratamento dos pacientes com este problema. Mugino *et al.* (2005) tratou 335 pacientes com fraturas mandibulares entre 1980 e 2004, 11 desses pacientes (3%) tinham fraturas em mandíbula edêntula, e somente 8 (2,3%) eram atróficas.

## **2.2 Tratamento de Fraturas de Mandíbula Atrófica**

O tratamento pré-operatório do paciente idoso traumatizado difere do tratamento em pacientes jovens, e geralmente é relatado como sendo mais complexo. Mudanças fisiológicas e anatômicas acometem o paciente desdentado total na mandíbula,

e os efeitos metabólicos nos idosos são fatores que parecem influenciar desfavoravelmente nas conseqüências do reparo da fratura. A tríade do paciente de alto risco, menores condições cirúrgicas e conseqüências comprometedoras do tratamento criaram a necessidade de suportes mínimos para intervenções cirúrgicas quando são tratadas fraturas de mandíbulas atróficas segundo Marciani & Hill (1979).

Bradley, em 1975, encontrou utilizando a angiografia que a artéria alveolar inferior não podia ser mostrada consistentemente na mandíbula edêntula dos idosos. Ele hipotetizou que o plexo sanguíneo subperiosteal era a maior fonte de suprimento sanguíneo para a mandíbula atrófica, e que a elevação do periósteo durante uma operação iria diminuir o suprimento vascular para o osso resultando a não união das fraturas tratadas por meio da redução aberta e fixação óssea direta. Levando em consideração o comprometimento do suprimento sanguíneo e os riscos da agressiva intervenção cirúrgica para pacientes idosos, com problemas sistêmicos, era proposto tratamento por redução fechada.

Para Marciani (1979) muitos motivos justificam o uso dos métodos de tratamento conservador para fraturas de mandíbulas atróficas. Dentre eles os já citados: déficit do suprimento sanguíneo; secção diminuída entre os segmentos fraturados; debilitação sistêmica do paciente. Defendeu o tratamento fechado de fratura em mandíbula atrófica edêntula, por meio de amarras circummandibulares com fio de aço, e imobilização maxilomandibular utilizando as próteses dos pacientes. Segundo Spina & Marciani (2000) esta terapia conservadora é uma opção viável porque quando o paciente é desdentado, o estabelecimento da oclusão ideal não se torna tão crítico quando o paciente é completamente ou parcialmente desdentado.

Marx *et al.* (1986) considerou o grau de deslocamento dos segmentos fraturados como um fator determinante para se ter um tratamento conservador como opção real. Um deslocamento grosseiro da mandíbula atrófica fraturada não é corrigido

com o tratamento conservador e uma redução aberta com fixação interna rígida seria necessária.

Buchbinder (1993) afirma existirem controvérsias no tratamento de fraturas de mandíbulas atróficas edêntulas. Uma escola de pensamento defende que, na maioria das circunstâncias, essas fraturas devem ser abertas e fixadas. A outra escola de pensamento defende que essas fraturas podem ser tratadas com sucesso por meio da técnica de redução fechada. Existem vários fatores que podem contribuir para altos índices de complicações pós-operatórias nestes casos. Um dos fatores é a redução da vascularização ou decréscimo do fluxo sanguíneo nos idosos, que refletirão no reparo ósseo. Além disso, com a perda dos dentes, temos subsequente redução de massa óssea. Esta perda de massa óssea e a diminuição da altura mandibular diminuem também a área de contato ósseo entre os segmentos fraturados, tornando sua estabilização mais difícil.

Dois estudos multicêntricos sobre fraturas de mandíbula atrófica conduzidos pela Academia Chalmers J. Lyons divulgaram informações demográficas e descobertas que influenciaram a abordagem das fraturas de mandíbulas atróficas (Bruce & Ellis III, 1993). O primeiro estudo (Bruce & Strachan, 1976) avaliou 216 pacientes. Dentre estes em 146 as fraturas estavam localizadas na região do corpo ou sínfise mandibular e como este grupo apresentou maior prevalência de não união foi avaliado separadamente. Dentre os 146 pacientes com fraturas em corpo e sínfise, 66% foram submetidos à redução aberta, incluindo acessos intra e extraorais, e fixação com fio de aço, fio de *Kirschner*, malha metálica e placas de fixação óssea, associados ou não a enxertos ósseos, e bloqueio maxilomandibular. Os 34% restantes foram tratados com redução fechada por meio de bloqueio maxilomandibular. Deste grupo 20% (N=31 pacientes) tiveram não união das fraturas, sendo que destes, 25 haviam sido tratados por redução aberta, 18 tinham fraturas bilaterais e 24 tinham altura mandibular igual ou menor do que 10mm na região da fratura. Apesar de reconhecerem que os pacientes que evoluíram com má união tinham fraturas mais complicadas, concluiu-se, neste estudo, que a redução aberta tornava mais provável a não união. Justificativas encontradas foram o descolamento do

periósteo, como sugerido por Bradley (1975), a má adaptação das placas de fixação então disponíveis à mandíbula. Passou-se então a recomendar métodos de redução fechada deveriam ser a primeira opção de tratamento de fraturas de mandíbulas atróficas.

Quinze anos depois, a Academia Chalmer J. Lyons conduziu um segundo estudo de fraturas de mandíbula em pacientes desdentados (Bruce & Ellis, 1993), Muitas similaridades epidemiológicas foram encontradas entre esses dois estudos. A idade, o sexo, e a saúde sistêmica dos pacientes não eram significativamente diferentes. No entanto, com a evolução dos métodos de fixação óssea mais pacientes foram tratados com redução aberta no segundo estudo (66% para 81,5%), sendo que a maioria dos pacientes foi submetido a acesso extraoral e fixação por meio de placas reconstrutivas e este tratamento não aumentou a incidência de não união. Neste segundo estudo concluiu-se que a redução aberta e fixação interna rígida por meio de placas conduzem à melhores resultados e que este fato demonstrava que a estabilidade dos segmentos promovida pela fixação com placas provavelmente era mais importante para o reparo ósseo adequado do que a manutenção da integridade do periósteo do tratamento fechado.

### **2.3 Estudos Clínicos de Avaliação da Fixação Interna Aplicada às Fraturas de Mandíbulas Atróficas**

Segundo Smith & Ghali (1998) fraturas envolvendo mandíbulas atróficas representam um grande desafio, pois podem implicar em complicações, incluindo infecções, má união, fratura das placas, e não união, tem incidência muito maior em mandíbulas atróficas edêntulas do que em dentadas. Isto possivelmente é devido à reduzida área de secção na linha de fratura, resultando em insuficiente contato ósseo no local fraturado e presença de osso denso, esclerótico que é pobremente vascularizado.

Levine & Goode (1982) publicaram uma série menor de análises de 17 fraturas em desdentados ou em mandíbulas parcialmente dentadas tratadas por placas de

compressão com 94% de sucesso no reparo ósseo. Aparentemente os casos de atrofia classe III não foram incluídos porque os autores mencionaram “as fraturas em mandíbulas com altura menores que 10mm são provavelmente contra indicadas para fixação por meio de placas de compressão”.

Distúrbios sensoriais podem ser outro risco para tratamento de fraturas mandibulares por meio de placas segundo Luhr *et al.* (1985). Isto porque nas mandíbulas atróficas o nervo alveolar inferior passa sobre a borda superior na mandíbula, algumas vezes até mesmo em sua superfície. Quando uma placa é colocada na borda inferior, injurias ao nervo alveolar podem ser evitadas e isto também deve ser levado em consideração durante elaboração do tratamento.

Para o tratamento de fraturas de mandíbulas atróficas a estabilidade parece ser o mais importante fator no reparo da fratura. Uma dissecação supraperiosteal foi sugerida por Bradley (1975) e o posicionamento supraperiosteal da placa e parafusos por Luhr (1992). Posteriormente Honig *et al.* (1992) mostraram por meio de análises em computadores que mediram a interface de vascularização após implantação de placas subperiosteais, obtendo resultado de apenas 30% da redução de vascularização. Temos assim, que a inibição do suprimento sanguíneo aos tecidos cujas placas foram colocadas abaixo do periósteo é mínima, devendo-se optar por sua instalação subperiosteal.

A grande vantagem das placas na fixação interna estável de fraturas é que devido a sua grande rigidez não é necessário bloqueio maxilomandibular durante o pós-operatório. Permitindo assim os movimentos mandibulares, fala normal, dieta pastosa e maior conforto ao paciente. Isto é particularmente verdade para os pacientes idosos cujos acessórios respiratórios são um empecilho visível para fixação maxilomandibular. Uma longa fixação maxilomandibular, como divulgado por Bruce & Strachan (1976) em 90% de seus pacientes é inaceitável hoje em dia. Comparados aos outros métodos de tratamentos, como costelas e artefatos de resina ao redor do local da fratura como

recomendado por Obwegeser & Sailer (1973), as placas de compressão são mais simples e eficazes, com mínimo de transtornos ao paciente e menor freqüência de complicações.

Fraturas em mandíbulas edêntulas eram indicação original para placas de compressão quando esta técnica foi a princípio introduzida na cirurgia maxilofacial por Lühr *et al.* (1968). Devido à condição desfavorável causada pela reduzida secção óssea e pouca área de contato da linha de fratura, e geralmente apresentando um osso esclerótico, denso e pouco vascularizado, prolongado o reparo da fratura pode ser esperada. Alto índice de complicações, tal como 20% de não união, já foi documentado de acordo com estudo de Bruce & Strachan (1976). Em um segundo estudo realizado pelo mesmo autor, que foi publicado mais recentemente, Bruce & Ellis (1993), relataram atraso do reparo ou união fibrosa em 21 de 167 (12,6%) das fraturas em mandíbulas edêntulas. Neste trabalho, 72% dos casos a altura da mandíbula era de 20mm ou menos sendo assim consideradas atróficas.

Lühr, em 1996, realizou uma avaliação em 84 casos de fraturas em mandíbulas atróficas, na qual estavam envolvidos 65 pacientes, que foram tratados por placas de compressão em seu instituto em um período de 15 anos, sendo os pacientes avaliados de acordo com a já citada classificação já descrita. A avaliação dos resultados mostrou que em 81 (96,5%) das 84 fraturas, uma completa, sólida, união óssea foi obtida por meio do tratamento com placas de compressão.

Ellis & Price (2008) publicaram uma proposta de protocolo para tratamento de fraturas de mandíbulas atróficas baseados na avaliação retrospectiva dos pacientes tratados em seu serviço ao longo de um período de 17 anos. Um total de 32 pacientes foram tratados por redução aberta e fixação interna das fraturas. A maioria foi tratada por acesso extraoral, fixação interna estável por meio de placas reconstrutivas, e enxerto ósseo imediato. A escolha das placas de fixação interna estável passou por mudanças ao longo do período deste estudo. No início da década de 90, placas reconstrutivas de aço inoxidável com parafusos 2.7mm ou placas de aço inoxidável ou de Vitallium com



parafusos de 2.7mm ou 2.0mm eram as principais formas de estabelecer a fixação interna das fraturas de mandíbulas atroficas. Alguns anos mais tarde se passaram a utilizar placas reconstrutivas de titânio do sistema 2.4mm. Por volta de 1995, passaram a empregar as placas reconstrutivas de titânio 2.4mm com sistema de travamento (*locking*). A partir de 2000, as placas de Titânio 2.0mm com sistema de travamento, com perfil mais espesso, chamadas de placas reconstrutivas 2.0mm, se tornaram disponíveis. Então, os autores deste trabalho passaram utilizá-las no tratamento de fraturas de mandíbulas atroficas, em associação com enxerto ósseo imediato.

Segundo Ellis & Price (2008) a introdução do sistema de placas reconstrutivas (com perfil maior) com travamento 2.0mm (Synthes) poucos anos atrás colocou em dúvida a indicação pela escolha das placas de reconstrução 2.4mm. O sistema de placas reconstrutivas com travamento 2.0mm é muito mais resistente do que a miniplaca convencional 2.0mm, e uma placa aplicada no rebordo inferior do córtex bucal com parafusos bicorticais é o suficiente para fornecer adequada estabilidade para as fraturas de mandíbulas atroficas. Pelo menos três parafusos em cada lado da fratura devem ser usados. Segundo os autores o uso da placa óssea de 2.0mm em fraturas de mandíbulas atroficas possui grandes vantagens: é mais fina, sendo assim menos provável ser palpável ou exposta nos tecidos moles; esta placa também é muito mais fácil de ser dobrada e adaptada do que a placa de reconstrução 2.4mm, que é mais grossa, e isso economiza tempo. O baixo perfil da placa também diminui o risco de interferência durante o uso de próteses.

#### **2.4 Estudos Laboratoriais de Avaliação da Fixação Interna Aplicada às Fraturas de Mandíbulas Atróficas**

Sutter & Raveh (1988) relataram que um novo sistema de placa de reconstrução havia sido desenvolvido no qual possui cabeças expansivas de parafusos

que, quando ativadas, travam o parafuso na placa. A trava entre a placa e o parafuso respeita as necessidades para compressão entre a placa e o parafuso, como ocorre em um sistema convencional de placa e parafuso. Uma vantagem potencial do sistema com travamento é que menos parafusos podem ser necessários para atingir uma máxima carga de resistência. Tal fato possibilitaria o uso de menores incisões ou fixações de menores partes ósseas e ainda permitiria carga funcional.

Soderholm (1991) atribui um número de outras vantagens do sistema de parafusos com travamento. O sistema procura combinar as vantagens da fixação nos planos internos e externos. Tem-se reivindicado também que os defeitos ou fraturas ósseas podem ser tratados mesmo quando houver espaço para somente dois parafusos por segmento ósseo.

Para Tucker & Ochs (1991) a biomecânica é somente um fator a ser considerado no tratamento das fraturas mandibulares. Muitos outros fatores também podem estar envolvidos. Embora muitos outros fatores estejam envolvidos na escolha da osteosíntese, é de grande valia ao cirurgião ter estudos biomecânicos comparativos para serem considerados no planejamento do tratamento de pacientes com fraturas mandibulares. Os conflitos nos resultados de pesquisas representam a complexidade da função mandíbulas *in vivo*. Cada modelo deve ser avaliado e incorporado para que informações reais que respeitem a biomecânica possam ser obtidas. Estudos adicionais *in vitro* e *in vivo* envolvendo cargas cíclicas podem demonstrar vantagens adicionais do uso dos parafusos com travamento nos sistemas de fixação por placas. Por exemplo, parafusos com travamento podem reduzir a tendência de se soltar sob condições de cargas cíclicas, o que pode aumentar o índice de infecção e falha no pós operatório.

Ellis & Karas (1992) documentaram que forças geradas durante a função de pacientes dentados são significativamente maiores do que a de pacientes desdentados. Tais observações fazem com que esperemos que a aplicação de miniplacas seja mais apropriada aos pacientes desdentados. De qualquer forma, a tração oposta da

musculatura de mastigação causando uma rotação superior do ramo e da musculatura do supra-hióide gerando uma rotação de inclinação da mandíbula anterior, isso aliado a relativa falta de ancoragem óssea na mandíbula atrófica, parecem ser fatores importantes no tratamento.

Sikes (1998) procurou mostrar por meio de estudos mecânicos as vantagens clínicas do uso de parafusos com travamento em sistemas de placas de reconstrução mandibular, incluindo a habilidade de estas atingirem grande estabilidade mesmo com o uso de poucos parafusos por segmento ósseo quando comparado com os parafusos convencionais. Como resultado obteve-se que os parafusos com travamento promoveram significativo aumento na resistência ao deslocamento quando foram usados somente dois parafusos por segmento. Quando quatro parafusos eram usados por segmento, nenhuma diferença significativa entre sistema com travamento e convencional foi percebida.

Muitos pesquisadores como Frost (1991), Thaller (1993), Iatrou (1998), Mugino *et al.* (2005) acreditam que placas com baixo perfil promovem os melhores resultados em mandíbulas atróficas, estes fizeram uso de maiores ou maior número de mini placas para aumentar a estabilidade da fixação em fraturas de mandíbulas edêntulas.

Haug (1993) tem mostrado que resistência ao deslocamento após o reparo da fratura mandibular por meio de placas de reconstrução aumenta à medida que se aumenta o número de parafusos convencionais a um máximo de quatro por segmento. Antes deste estudo de Haug (1993), não haviam informações que medissem o efeito do número de parafusos na estabilidade das placas.

Segundo Tate *et al.* (1994) há tempos tem se documentado que pacientes dentados produzem significativamente maior força durante a função do que pacientes edêntulos. Além disso, a força de mordida é significativamente reduzida por um longo período de tempo em pacientes tratados com fixação interna sem BMM. Também foi demonstrado que o aumento da força mastigatória está diretamente relacionada a altura

do osso alveolar. Para Braun *et al.* (1995) tais observações nos levam a pensar que a aplicação de miniplacas seria mais apropriado a pacientes edêntulas, que possuem menores forças mastigatória.

Mesmo possuindo reduzida força mastigatória, a fratura de miniplacas em pacientes com fraturas de mandíbula atrofica edêntula ocorre. Eyrich (1997) observou que, na mandíbula atrofica edêntula, análises biomecânicas sugeriram que o corpo da mandíbula é submetido a forças em diferentes direções durante a função mastigatória. Tucker (2000) relata ainda que as fraturas das miniplacas ocorrem mais devido ao resultado da falha por fadiga, quando movimentos cíclicos enfraquecem a placa ao ponto de fraturá-la. Com um mínimo de flexão óssea, a tração oposta do músculo elevador da mandíbula (causando a rotação superior do ramo) e o músculo supra-hióide (causando a rotação inferior da parte anterior do ramo) criam um ciclo de cargas e deformação.

Hylander & Johnson (1994) demonstraram que uma mandíbula não fraturada quando submetida a forças por parte da musculatura ligada a ela, ocorrem deformações no arco mandibular durante o esforço mastigatório. Uma mandíbula atrofica, mesmo sem fraturas, possui bem menor volume ósseo do que uma mandíbula dentada, permitindo assim maior deformidade durante a função. Por causa da pobre porosidade do Titânio, placas submetidas a cargas repetitivas mudam de forma e tendem a fraturar. Quando uma placa de reduzida espessura é dobrada em uma direção e destorcida em outra direção ou ainda torcida em direção oposta, esta facilmente fratura. No geral, mandíbulas atroficas, e especialmente nas fraturadas com mínimo de contato ósseo as placas não são submetidas somente cargas repetitivas, mas também a deformações repetitivas. Conseqüentemente, estas placas geralmente fraturam 10 dias após a cirurgia.

Choi *et al.* (2005) relataram que uma segunda mini placa pode suficientemente fortalecer a estrutura, mas para isso é necessária adequada altura óssea. Para se permitir a colocação de duas miniplacas, a mandíbula deve ter no mínimo 10mm de altura, isso porque o diâmetro da maioria das placas 2.0mm é de aproximadamente

5mm. Mesmo se a altura é adequada para a colocação de duas placas uma acima da outra, a estabilidade proporcionada por tal posição, é melhor do que somente uma placa, mas não é tão efetiva como seria em uma mandíbula dentada. Isto ocorre porque a estabilidade promovida à estrutura fraturada está diretamente relacionada com o aumento da distância entre as placas. Sikes *et al.*(2000) afirmaram que por possuir pequena altura, nos ossos de mandíbulas atroficas, a distância entre as placas é mínima. Com altura óssea inadequada para se acomodar duas placas ósseas, o cirurgião deve recorrer a uma mais espessa, placas mais fortes posicionadas na borda inferior da mandíbula, geralmente com parafusos bicorticais.

Segundo Ellis & Price (2008) o sistema de placas e parafusos com travamento tem vantagens significativas nos tratamento de fraturas em mandíbula atroficas. Uma das principais vantagens é que a placa óssea não necessita ser perfeitamente adaptada ao osso. Isto torna a adaptação da placa muito mais fácil, porque pequenos espaços entre a placa e o osso são toleráveis. Haug *et al.* (2002) demonstraram que a estabilidade da fratura não é reduzida quando placas com travamento está 4mm acima da superfície óssea e que pequenos espaços abaixo da placa possibilitam melhor revascularização da cortical óssea.

Outra vantagem das placas e parafusos do sistema com travamento é que fornecem melhor estabilidade na linha de fratura quando comparadas com parafusos convencionais. Em um estudo *in vitro* de Gutwald *et al.* (1999) descobriram que o sistema com travamento de placas e parafusos fornece melhor estabilidade em fraturas de mandíbulas simuladas do que placas convencionais quando os parafusos não travam nas placas. Assim, temos que é possível usarmos placas menores em fraturas com sistema com travamento do que a necessária para sistemas convencionais. Outro estudo de Sikes *et al.*(1998) demonstrou que quando possível, somente dois parafusos podem ser usados em cada lado do defeito. Parafusos com travamento possibilitaram estabilidade significativamente maior que os convencionais quando colocados em placas de reconstrução óssea.

Madsen & Haug (2006) afirmam que a única vantagem das placas de reconstrução ósseas com travamento 2.4mm é a sua habilidade em fornecer fixação estável mesmo quando aplicadas na borda inferior da mandíbula, isto especialmente do que quando colocadas na superfície lateral. Esta propriedade poder ser bastante útil quando tratamos de fraturas em mandíbula atrófica, no qual a deiscência dos tecidos moles bucais ocasionalmente ocorrem. Isto é especialmente problemático em pacientes que desejam voltar a usar próteses após o tratamento. Quando pressionada a prótese exerce pressão sobre a placa causando irritação do tecido mole. Tem-se demonstrado que pode-se realizar a instalação de placa com travamento de reconstrução na borda inferior ou na vestibular da mandíbula que não ocorre o comprometimento da estabilidade da estrutura. Tal fato reduz a necessidade de remoção de placas nestes pacientes e possibilita o uso de próteses assim que edema operatório se dissipar.

Os primeiros trabalhos com fotoelasticidade na área procuraram analisar os padrões de estresse em mandíbulas humanas dentadas e desdentadas (Ralph, 1975; Ralph & Caputo, 1975; Mongini *et al.*, 1979), validar diversos métodos de osteossíntese utilizado no tratamento das fraturas (Niederdelmann *et al.*, 1975; Karasz *et al.*, 1986; Rudman *et al.*, 1997), investigar métodos de fixação de enxertos ósseos (Ewers & Schilli, 1979), definir áreas do esqueleto maxilofacial que estão propensas a fraturas (Lehman, 1972), e avaliar a expansão cirúrgico-ortodôntica de maxila (Shetty *et al.*, 1994)

Sikes (2000) realizou uma pesquisa na qual se objetivava medir a resistência ao deslocamento de costelas bovinas como modelos de mandíbulas humanas com a diminuição da dimensão vertical, e comparar a resistência das miniplacas de titânio e placas de reconstrução. Ele obteve como resultado que a diminuição da resistência ocorre quando se diminui a dimensão vertical da costela bovina. Em fraturas de mandíbulas edêntulas, uma miniplaca é mais provável promover fixação adequada em mandíbulas com 30 a 40mm de altura. Em cargas mais altas, grupos com boa altura vertical (30 e 40mm) promoveu equivalente resistência ao deslocamento ao grupo e 10mm reparada

com placas de reconstrução. Então, fraturas em mandíbulas atroficas devem ser melhores tratadas com técnicas mais rígidas de fixação.

O uso de numerosos modelos *in vitro* para fixação de fraturas tem sido relatado na literatura. Nestes incluem modelos cadavéricos, mandíbulas revestidas e frescas de ovelhas, e costelas suínas e bovinas. Crofts *et al.* (1990) notaram que existe amplo grau de respostas das forças mecânicas quando se utiliza a mandíbula de cadáveres humanos em modelos de estudo *in vitro*. Tal fato reflete a variação nas propriedades mecânicas da mandíbula humana. De qualquer forma o funcionamento *in vivo* da mandíbula possui uma variedade complexa de vetores que influenciam nos testes mais extremos, não existindo assim modelo *in vitro* capaz de reproduzir fielmente o funcionamento da mandíbula humana segundo Tucker (2000).

Tucker (2000) avaliou os estudos e fez observações relatando que a pesquisa mostra claramente que com o aumento da mandíbula tem efeito significativo na possibilidade de fixação das miniplacas para resistência das forças de deslocamento vertical. De qualquer forma, existem varias limitações a este tipo de estudo que devem ser levadas em consideração quando se pretende levar esses princípios de fixação rígida a situações clinicas.

Embora Ellis & Price (2008) tenham publicado uma série de casos e a indicação do uso de placas reconstitutivas com travamento 2.0mm no tratamento de fraturas de mandíbulas atroficas ainda não existem publicações com avaliação biomecânica da utilização de tais placas no tratamento de fraturas de mandíbulas atroficas. Portanto, torna-se importante a realização de testes *in vitro* para avaliação da distribuição de tensão e resistência mecânica das placas de reconstrução 2.0mm com travamento, comparando-as com o sistema 2.4mm com travamento e 2.4mm convencional, já consagradas para tal indicação.

### **3. PROPOSIÇÃO**

O objetivo neste estudo foi avaliar comparativamente, *in vitro*, a resistência da fixação e a distribuição de tensões promovidas por placas e parafusos, dos sistemas reconstrutivos 2.4mm convencional e com travamento e 2.0mm com travamento em simulação de fraturas de corpo mandibular em réplicas de mandíbulas humanas atroficas de poliuretano quando submetidas ao teste de carregamento.



## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1 Placas e Parafusos

Para a realização deste estudo foram utilizadas 18 placas retas de 16 furos, sendo 6 placas reconstruíveis 2.4mm convencional (Código 1.36.24.00.16.003), 6 placas reconstruíveis 2.4mm com travamento (Código 1.42.24.00.16.054) e 6 placas reconstruíveis 2.0mm com travamento (Código 1.67.24.00.16.132) da marca comercial Tórid Ind. Com. Ltda. EPP, Mogi-Mirim, São Paulo, Brasil. Sendo estas confeccionados de Titânio comercialmente puro de grau II de acordo com ASTM67. Também foram utilizados 48 parafusos de cada sistema citado, sendo os parafusos dos sistemas 2.4mm de 16mm de comprimento e os parafusos do sistema 2.0mm de 14mm de comprimento. Os parafusos foram confeccionados de liga de titânio-6 alumínio-4 vanádio (Ti-6Al-4V) ASTM F 136. As placas do sistema 2.0mm com travamento com 1,5mm de espessura foram confeccionadas pela Tóride especialmente para a realização da pesquisa, uma vez que a mesma não fazia parte da sua linha de produção.

A fim de determinar possíveis variações nos resultados devido à falta de padronização dimensional das placas e parafusos, foi realizada avaliação dimensional, conforme estudo de Trivellato (2001), com o uso de paquímetro digital marca Mitutoyo Modelo Série 500 (Mitutoyo Sul Americana Ltda. – São Paulo, São Paulo – Brasil), com precisão de 0,01 mm. Foram avaliadas 10 placas de cada sistema (Figura 2A e B) e em quatro dimensões de 10 parafusos de 14mm do sistema 2.0 com travamento, 10 parafusos de 16 mm do sistema 2.4 convencional e 10 parafusos de 16mm do sistema 2.4 com travamento (Figura 2.C). Cada uma das medidas de cada peça foi mensurada três vezes e estabelecida uma média final.

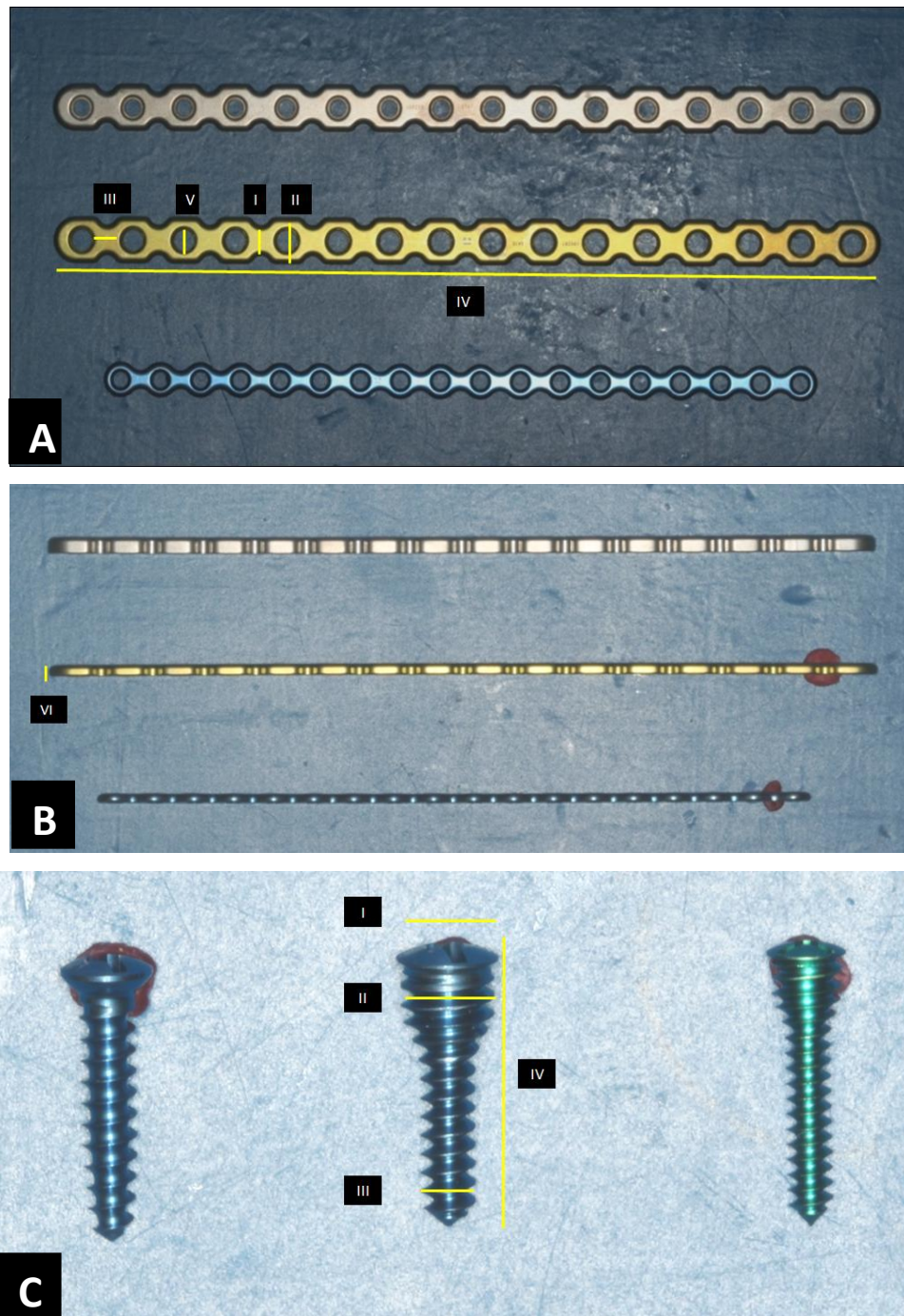


Figura 2-Realização da avaliação dimensional das placas e parafusos

## 4.2 Mandíbulas de Poliuretano

Para o presente estudo foram utilizadas 20 réplicas de mandíbulas humanas atroficas em resina de poliuretano rígido da marca comercial Nacional Ossos (Jaú-São Paulo-Brasi). Para obtenção da mandíbula atrofica uma réplica de mandíbula humana desdentada sintética do modelo 4010 (Nacional Ossos, Jaú - São Paulo-Brasil) foi desgastada até uma altura de 10mm de crista alveolar e 10 mm no sentido ântero-posterior em região de corpo bilateral e sínfise, e a partir desta foram reproduzidas, pela (Nacional Ossos, Jaú-São Paulo-Brasil), as 20 réplicas de mandíbulas humanas atroficas utilizadas neste estudo (Figura 3). O desgaste para redução da crista alveolarer foi realizada usando-se a Stryker TPS por meio de um motor recíprocante com serra (Instrumentos de Stryker, Kalamazoo, MI). O comprimento da borda inferior das mandíbulas, medida A, referente à distância do angulo mandibular à linha média sínfisária foi de 100 mm; medida B, altura da borda inferior a borda superior, correspondendo ao processo alveolar, foi de 10mm; medida C, referente a largura do ramo mandibular no sentido ântero-posterior foi de 30 mm; medida D, o comprimento do côndilo ao ponto mais anterior da sínfise foi de 140 mm; medida E, referente a altura posterior do ramo mandibular medida de um ponto fixo na sua borda inferior ao ponto mais alto do côndilo foi de 70 mm; medida F, referente a altura mediana do ramo mandibular medida de um ponto fixo na sua borda inferior ao ponto mais profundo na incisura da mandíbula foi de 50 mm; medida G, referente a altura anterior do ramo mandibular medida de um ponto fixo em sua borda inferior ao ponto mais alto no processo coronóide foi de 60 mm; medida H, a espessura do ramo mandibular no sentido vestibulo-lingual, na região da secção, que simulava a secção da fratura no corpo mandibular, foi de 10mm. Estas medidas estão representadas na Figura 4. Para a escolha da resistência da mandíbula de poliuretano oferecida pela Nacional Ossos, Jaú - São Paulo-Brasil, que podia ser normal ou extra- duro, foi realizado teste de carregamento linear em corpos de prova (2X2 cm) na máquina para ensaio universal Servohidráulica Instron, modelo 4411 (Instron Corp,

Norwood, MA). Desta forma foi obtido o módulo de elasticidade do corpo de prova que mais se assemelhasse ao osso humano.

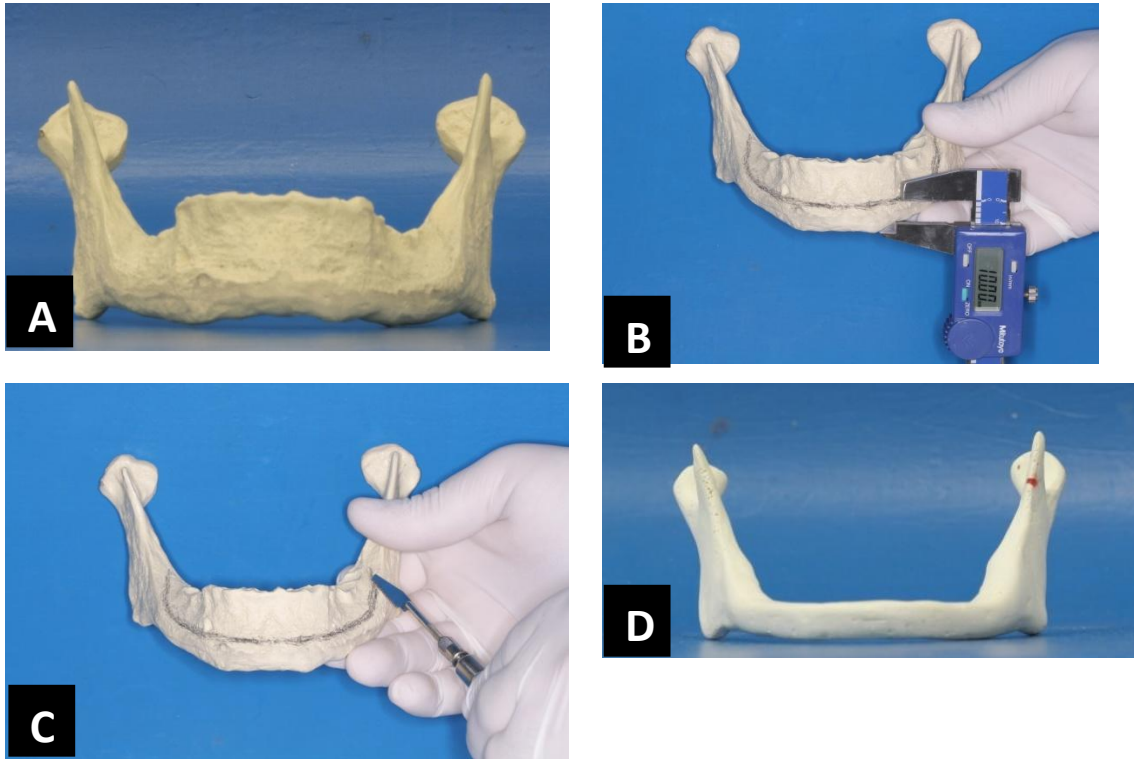


Figura 3. Confeção das mandíbulas atróficas desdentadas de Poliuretano.

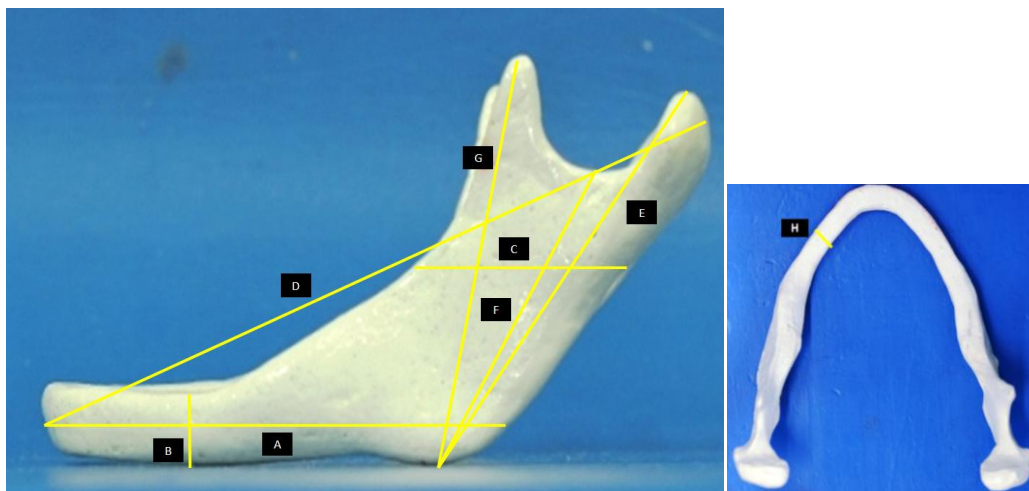


Figura 4. Medidas da mandíbula de poliuretano

### 4.3 Mandíbulas de Resina Fotoelástica

Para a confecção dos modelos para análise fotoelástica, utilizou-se uma mandíbula atrófica desdentada de poliuretano rígido da marca (Nacional Ossos, Jaú-São Paulo-Brasil), idêntica às utilizadas nos teste mecânicos. A mesma foi então lixada com lixa d'água modelo T277 (Norton Abrasivos Brasil Ltda. – Guarulhos, São Paulo - Brasil) e posteriormente aplicada uma camada de esmalte transparente para unhas (Niasi Ind. Comésticos Ltda. – Taboão da Serra, São Paulo – Brasil) sobre o modelo para eliminação das irregularidades e estabelecimento de uma superfície lisa.(Figura 5). Esta mandíbula foi moldada com silicone, por meio da utilização de uma moldeira de madeira artesanal (confeccionada para este fim) para a moldagem da mandíbula atrófica desdentada com material de moldagem a base de silicone, conforme figura 6.

A seguir foi preparado o material de moldagem a base de silicone Silibor® (Clássico Artigos Odontológicos Ltda. – São Paulo, São Paulo - Brasil). Este material foi manipulado na proporção de 3 a 4% de líquido catalisador para cada porção de silicone dosada, a fim de preencher completamente a moldeira acrílica. O preenchimento da moldeira com o material de moldagem foi realizado de maneira lenta, a fim de se evitar a formação de bolhas por inclusão de ar. A mandíbula atrófica desdentada de poliuretano foi então recoberta lentamente pelo silicone, de modo a estar totalmente imerso no material. Foi aguardado então um período de 24 horas para a completa presa do material de moldagem de acordo com a recomendação do fabricante para a posterior separação do molde/matriz (Figura 7). Cada molde de silicone foi utilizado apenas duas vezes para evitar distorções quando da inserção da resina e retirada dos modelos fotoelásticos. A mandíbula atrófica desdentada foi então removida do interior do material de moldagem com o máximo de cuidado possível para tentar minimizar que o molde sofresse alterações como perfurações ou rasgamento (Figura 8).

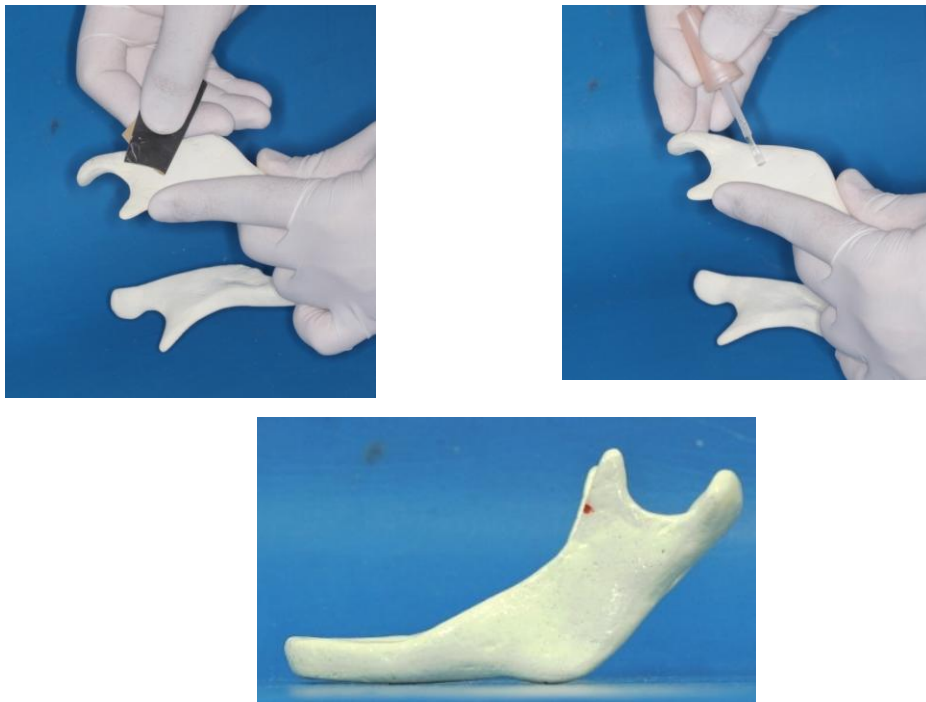


Figura 5. Preparo da mandíbula de Poliuretano para confecção de molde

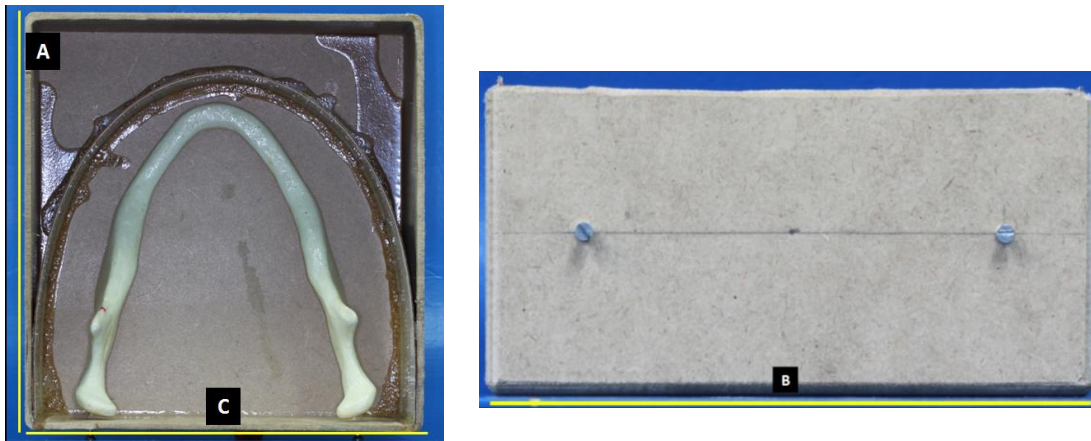


Figura 6. Moldeira de madeira artesanal para a moldagem da mandíbula atrófica desdentada com silicone. (a) Comprimento da moldeira = 20 cm, (b) Altura da moldeira = 8 cm, (c) Largura da moldeira = 20 cm.

A confecção dos modelos fotoelásticos de mandíbula atrofica desdentada foi realizada com resina Araldite (Araltec Produtos Químicos Ltda., Guarulhos – São Paulo, Brasil) que possui dois componentes líquidos, a GY-279 modificada, com diluído reativo, de baixa até média viscosidade, formulada à base de bisfenol A, e um endurecedor HY 2963 à base de amina cicloalifática, modificado, de baixa viscosidade, o que permite maior aplicação e manuseio.

A cura deste material ocorre à temperatura ambiente por meio de um sistema endurecedor, o que possibilita a confecção de modelos de plástico fotoelástico, transparente, de alto brilho e sem exsudação. Os componentes devem ser armazenados a 18-25°C e tempo de armazenamento de um ano (GY279 BR) e dois anos (HY 2963).

A quantidade de material a ser utilizado deve ser previamente calculada de acordo com o tamanho da peça a ser modelada, e a proporção da mistura recomendada é de 100 partes de GY 279 para 48 partes de HY2963. As características desta resina serão descritas a seguir:

Propriedades da Araldite GY 279 BR:

- Baixa tendência à cristalização
- Viscosidade à 25°C (500-700 mPa)
- Equivalente epóxi 192-213 Eq/Kg
- Cor (gardner) - 3
- Peso específico 1,10 g/cm<sup>3</sup>

Propriedade do endurecedor HY 2963:

- Viscosidade a 25° C (40-70 mPa)
- Cor (gardner) -2
- Ponto de fusão 226°F

Após a mistura de 100:48 partes em peso, o produto contém as seguintes características:

- Viscosidade a 25°C
- Tempo de gel: 100ml / 46 min a 20°C 65% UR

O molde foi preso por meio de fitas e elásticos visando o não extravasamento da resina. Ambas as porções foram vertidas em recipiente tipo Becker e misturadas de forma manual com bastão de vidro de forma vagarosa, de modo a evitar a incorporação de bolhas no material, que poderiam dificultar o processo de leitura.

A resina e o endurecedor foram misturados até a completa homogeneização dos produtos e com o auxílio de uma seringa foram injetados em aberturas posteriores correspondente a porção posterior dos côneilos no molde lentamente, até completar todo o conteúdo interno do mesmo (Figura 9). Após a conclusão do processo de preenchimento do molde, ele foi recoberto com filme plástico tipo PVC para proteção da superfície contra a deposição de impurezas ou poeira em suspensão, durante sua polimerização.

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

Após o período necessário para a presa da resina fotoelástica, foi realizado um corte, para remoção da mandíbula em poliuretano, no molde e a mandíbula atrofica edêntula foi retirada com muito cuidado para evitar ao máximo a indução de tensões.





Figura 7 – Molde em silicone contendo no seu interior a mandíbula atrófica desdentada a ser moldado.

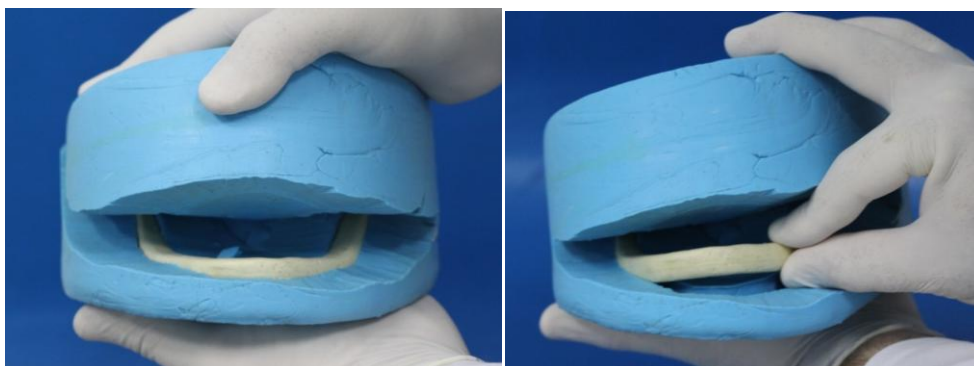


Figura 8 – Abertura e remoção da mandíbula atrófica desdentada do interior do molde



Figura 9– Aplicação da resina fotoelástica no molde.

#### 4.4 Preparo da amostra

Cinco réplicas de mandíbula atrofada de poliuretano foram reservadas como modelos para o grupo controle. Das 15 restantes formou-se 3 grupos compostas por 5 mandíbulas cada (Figura 10). Estas 15 mandíbulas de poliuretano foram igualmente seccionadas simulando fratura unilateral no corpo direito mandibular utilizando um guia confeccionado em resina acrílica quimicamente ativada incolor (Dental Vipi Ltda., Pirassununga/SP, Brasil), conforme Asprino, 2005. Para tal seccionamento, foi utilizada uma serra acoplada a um motor (Osteomed Corp. Ltda., Addison, Texas, EUA), sendo que a secção que simulou o traço de fratura foi realizada de forma transversal ao corpo da mandíbula e padronizada pelo guia (Figura 11). Esse seccionamento foi dirigido de vestibular para lingual, simulando assim uma fratura do lado direito de corpo da mandíbula atrofada edêntula.



Figura 10. Esquema ilustrativo com formação dos grupos para testes mecânicos e fotoelásticos.

A seguir as mandíbulas foram reduzidas por meio de um guia em redução anatômica e fixadas com as placas pré contornadas manualmente com dobradores específicos e com a especificação da placa e parafuso previamente determinados pelos princípios básicos para tratamento de fraturas preconizada pela AO (Figura 12). As mandíbulas de cada um dos grupos experimentais foram reservados para carregamento na região de corpo mandibular, no qual foi estabelecido um ponto por meio da confecção

de um guia de resina acrílica para aplicação da carga (torsional). As 15 placas de reconstrução e os 120 parafusos foram instalados por um investigador único, evitando-se assim desvio da técnica (Figura 13).

As amostras foram divididas da seguinte forma para testes mecânicos:

- ❖ Grupo Controle - 5 mandíbulas sem simulação de seccionamento e fixação
- ❖ Grupo 2.4mm Convencional - 5 mandíbulas com seccionamento simulando fratura unilateral em corpo direito de mandíbula atrófica e fixada com placa de reconstrução 2.4mm convencional de 8 furos por meio de 8 parafusos convencionais de 16 mm sendo estes dispostos em número de 4 nas extremidades do seccionamento.
- ❖ Grupo 2.4mm com travamento - 5 mandíbulas com seccionamento simulando fratura unilateral em corpo direito de mandíbula atrófica e fixada com placa de reconstrução 2.4 mm com travamento de 8 furos por meio de 8 parafusos convencionais de 16 mm sendo estes dispostos em número de 4 nas extremidades do seccionamento.
- ❖ Grupo 2.0mm com travamento - 5 mandíbulas com seccionamento simulando fratura unilateral em corpo direito de mandíbula atrófica e fixada com placa de reconstrução 2.0mm com travamento de 8 furos por meio de 8 parafusos convencionais de 14mm sendo estes dispostos em número de 4 nas extremidades do seccionamento.



Figura 11. Guia para simulação de fratura em mandíbula atrófica edêntula.

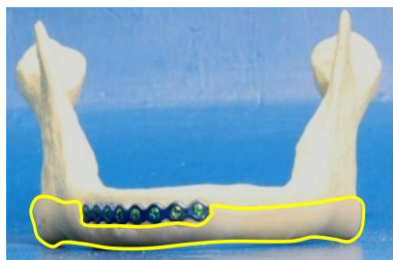


Figura 12. Mandíbula com guia (destacado em amarelo) de redução e fixação.



Grupo controle



Grupo 2.4mm convencional



Grupo 2.4mm com travamento



Grupo 2.0 com travamento

Figura 13. Grupo para realização dos testes mecânicos.

Para os testes fotoelásticos foram confeccionadas 4 réplicas de mandíbulas humanas atroficas de resina fotoelástica que foram submetidas a carregamento torsional, sendo uma mandíbula íntegra (controle) e as restantes com a simulação de fratura de corpo mandibular direito e fixação idênticas às do teste mecânico, ou seja: sistema de fixação 2.4 convencional, sistema de fixação 2.4 com travamento e sistema 2.0 com travamento. (Figura 14). Estas mandíbulas também foram fixadas com auxílio do guia de resina acrílica para padronização o mesmo utilizado na fixação das mandíbulas atroficas edêntulas em poliuretano. As perfurações das amostras foram realizadas com leve pressão com brocas do sistema 2,0 e 2.4 mm Tórid Ind. Com. Ltda. EPP, Mogi-Mirim, São Paulo, Brasil a 30.000 rpm com irrigação abundante com água em seringa para evitar a indução de tensões no modelo de resina fotoelástica.

#### **4.5 Teste de Carregamento**

O teste de carregamento teve como objetivo avaliar a resistência dos sistemas de fixação às forças exercidas sobre os sistemas de fixação. Para isso, foi utilizada máquina para ensaio universal Servohidráulica Instron, modelo 4411 (Instron Corp, Norwood, MA) do Departamento de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas (FOP-UNICAMP)(Figura 15).

Cinco mandíbulas de cada grupo foram submetidas uma única vez a uma força linear de carregamento na região de corpo mandibular contralateral (torsional) a uma

velocidade de 1mm/minuto com deslocamento final máximo de 10mm em todos os testes, com aplicação de carga progressiva, com a obtenção do valor de resistência ao carregamento, em quilograma-força. O local da realização da carga foi padronizado em todos os testes por meio de um guia.(Figura 16).



Figura 14. Modelos Fotoelásticos: controle, sistema de fixação 2.0mm com travamento, sistema de fixação 2.4mm com travamento e sistema 2.4mm Convencional.



Figura 15. Máquina de ensaio universal Instron 4411.

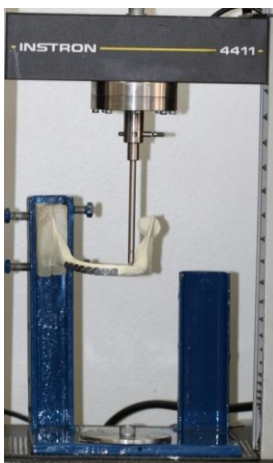


Figura 16. Realização dos testes de carregamento linear

#### **4.6 Teste Fotoelástico**

Após a fixação dos modelos, os mesmos foram levados à máquina de ensaio universal Instron, modelo 4411, acoplada ao polariscópio plano desenvolvido pela empresa Eikonai Instrumentos Ópticos Comércio e Serviço Ltda. (São Paulo – SP, Brasil) do Departamento de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas (FOP-Unicamp) (Figura 17).

As amostras foram inicialmente submetidas à avaliação das franjas isocromáticas no sentido da base da mandíbula atrófica edêntula em direção ífero-superior, perpendicularmente ao longo eixo dos parafusos. Para essa análise foi necessária a realização de um movimento de tração. Isso porque com o suporte anterior e a incidência da carga diretamente pelo dispositivo da máquina de ensaio não era possível a visualização das franjas nesse sentido com o polariscópio. Para isso, foi utilizado um outro suporte metálico em aço com um sistema de roldana do tipo fixa que permitiu a realização do teste de tração (Figura 18 e 19).

No caso das mandíbulas atróficas edêntulas submetidas ao teste de tração, um fio de nylon 0,40 mm que percorria a roldana foi fixo à ponteira em forma de morsa da máquina de ensaio para realização da força de tração (Figura 20).

Para melhorar a visualização das franjas de tensões nas mandíbulas atróficas edêntulas confeccionadas em resina fotoelástica, foi utilizado um cubo de 30 x 30 x 30 cm confeccionado em vidro temperado, onde foi adicionado óleo mineral transparente (Campestre Ind. e Com. de Óleos Vegetais Ltda. – São Bernardo do Campo, São Paulo, Brasil).



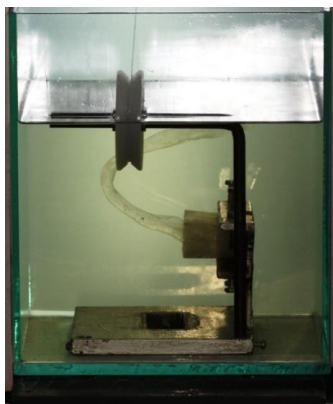


Figura 17. Vista frontal do polariscópio acoplado à máquina de ensaio.

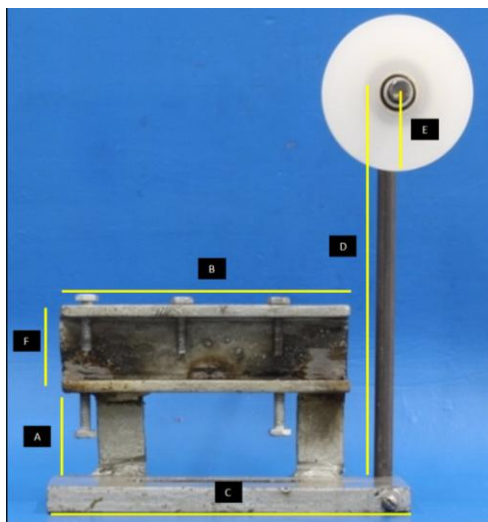


Figura 18– Dimensões do suporte do teste de tração. (a) Altura da haste = 3 cm, (b) Comprimento da haste = 13 cm, (c) Comprimento da base = 16 cm, (d) Altura haste da roldana = 20 cm, (e) Raio da roldana = 3 cm, (f) Largura da haste=3cm.

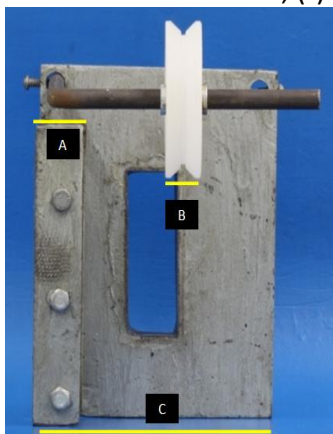


Figura 19 – Dimensões do suporte do teste de tração. (a) Profundidade da haste = 3 cm, (b) Largura da Roldana = 2,5 cm, (c) Largura da base = 15 cm.



Figura 20 – Vista frontal do polariscópio acoplado à máquina de ensaio Instron, durante teste de tração para a análise fotoelástica.

Para a realização do teste fotoelástico, foi confeccionada uma base de resina acrílica (Dental Vipi Ltda., Pirassununga – São Paulo, Brasil), também vazada na moldeira metálica utilizada para a confecção das bases para o teste mecânico. Como molde, foi utilizado uma mandíbula atrófica edêntula em poliuretano. Após a polimerização da resina, a base foi seccionada ao meio, possibilitando dessa forma a retirada da mandíbula atrófica edêntula que serviu como molde e a inserção das mandíbulas em resina fotoelástica.

As mandíbulas atróficas edêntulas em resina fotoelástica foram então posicionadas entre ambas as partes da base de resina acrílica e presas ao suporte metálico, através da compressão desta base de resina com o apertamento dos parafusos. Esse suporte foi então levado ao interior do cubo de vidro para a realização do teste fotoelástico.

A máquina de ensaio foi programada para realizar o teste a uma velocidade constante de 2mm/min até atingir o deslocamento de 10 mm, onde depois o teste era novamente iniciado até um deslocamento total de 20 mm, eram realizadas as tomadas fotográficas das franjas isocromáticas. Além da tomada fotográfica na carga final, também foi realizada a tomada fotográfica inicial, a fim de se demonstrar a ausência de tensões residuais na amostra.

Para se tentar minimizar as tensões geradas no modelo fotoelástico, os mesmos foram levados a estufa com temperatura de 40°C onde permaneceram por 90 minutos para eliminação das tensões residuais.

A resina fotoelástica utilizada nesse estudo possui alta sensibilidade, porém apresenta baixa resistência à deformação, desta forma, a faixa de trabalho de força aplicável sobre este material é pequena e com valores mais baixos, quando comparados com a resina de poliuretano utilizada nos testes mecânicos.

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

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

A partir dos testes pilotos, as mandíbulas atróficas edêntulas foram filmadas e fotografadas no deslocamento de 10 mm e 20 mm, por ser aqueles que apresentaram a ordem de franjas mais nítidas para as análises das mandíbulas atróficas edêntulas.

Antes de iniciar os testes fotoelásticos, foram realizadas fotos iniciais com uma Máquina Sony Modelo Handycam DCR-SR300 6.1 MP (Sony Corporation, Japão) para registro das mínimas tensões residuais remanescentes nas amostras, em decorrência das perfurações realizadas previamente à inserção dos parafusos de fixação, bem como a própria pressão dos parafusos sob o substrato. O teste foi filmado na íntegra com o uso de uma filmadora Sony Modelo Handycam DCR-SR300 6.1 MP (Sony Corporation, Japão). Após a máquina de ensaio universal ter realizado o deslocamento desejado (10 mm e 20mm), a mesma era automaticamente colocada em pausa e uma foto final realizada.

## **4.7 Forma de Análise dos Dados**

### **4.7.1 Análise Biomecânica**

A análise estatística foi realizada para comparar, quantitativamente, as médias de carga, em kgf; no deslocamento de 10mm. Dos quatro grupos estudados, no teste de carregamento linear. Os valores foram analisados no programa estatístico SAS 8.0 (SAS Institute, Cary, NC, EUA). Inicialmente foi realizada uma análise exploratória dos dados, usando o procedimento Proc Lab do programa estatístico SAS, versão 9.2, foi aplicada análise de variância 1 way e teste de Tukey. O nível de significância adotado foi de 5%.

### **4.7.2 Avaliação Fotoelástica**

Para a análise fotoelástica, foi adotado o método qualitativo, que é composto, de acordo com Damaceno (2005), pela avaliação descritiva e comparativa da localização, distribuição e concentração das franjas formadas durante e após a realização de cada sequência de testes, sem a sua quantificação. Não houve preocupação em descrever os padrões de cores visualizados, pois não foi objetivo quantificar o padrão de tensões, e sim avaliar comparativamente a sua distribuição e concentração de acordo com a fixação empregada.

## 5. RESULTADOS

### 5.1 Análise Dimensional das Placas e Parafusos

Os resultados obtidos na análise dimensional das placas e parafusos, conforme metodologia proposta por Trivellato (2001), são apresentados nas Tabelas 1, 2, 3, 4, 5 e 6, com valores de média final, desvio-padrão e coeficiente de variação.

Na avaliação dimensional das placas do sistema 2.4 Convencional, de acordo com o coeficiente de variação, a menor diferença dimensional ocorreu na medida IV, seguido pelas medidas II e I. A medida que apresentou maior diferença foi a VI, seguida pela V(Tabela 1).

Tabela 1 – Valores referentes às placas dos sistema 2.4 Convencional, em milímetros, onde a medida I representa a menor distância das bordas da placa entre os furos, II o diâmetro externo na área do furo, III a menor distância entre os furos da placa, IV o comprimento, V o diâmetro interno na área do furo e VI a espessura da placa.

Amostra	Medidas					
	I	II	III	IV	V	VI
SISTEMA 24 convencional						
1	5,95	8,01	6,08	72,09	2,87	2,94
2	5,93	8,01	6,04	72,1	2,87	2,96
3	5,94	7,99	6,06	72,08	2,86	2,93
4	5,94	8	6,06	72,09	2,87	2,96
5	5,95	8	6,05	72,08	2,86	2,96
6	5,95	7,99	6,07	72,06	2,88	2,94
7	5,93	8,02	6,06	72,1	2,87	2,95
8	5,96	7,99	6,06	72,06	2,88	2,94
9	5,97	8,01	6,08	72,05	2,87	2,96
10	5,95	8	6,05	72,04	2,87	2,96
Media	5,947	8,002	6,061	72,075	2,87	2,95
Desvio Padrão	0,012517	0,010328	0,012867	0,021213	0,006667	0,011547
Coeficiente de Variação	0,21047	0,129067	0,212289	0,029432	0,232288	0,391424

Na avaliação dimensional das placas do sistema 2.4 com travamento, de acordo com o coeficiente de variação, a menor diferença dimensional ocorreu na medida IV, seguido pelas medidas II e I. A medida que apresentou maior diferença foi a VI, seguida pela V(Tabela 2).

Tabela 2 – Valores referentes às placas dos sistema 2.4 com travamento, em milímetros, onde a medida I representa a menor distância das bordas da placa entre os furos, II o diâmetro externo na área do furo, III a menor distância entre os furos da placa, IV o comprimento, V o diâmetro interno na área do furo e VI a espessura da placa.

Amostra	Medidas					
	I	II	III	IV	V	VI
SISTEMA 2.4 com travamento						
1	4,98	7,92	5,41	72,14	3,53	2
2	4,99	7,92	5,44	72,11	3,54	2
3	4,98	7,93	5,43	72,14	3,51	1,99
4	4,99	7,94	5,41	72,13	3,53	2,01
5	4,97	7,93	5,44	72,11	3,53	1,99
6	4,99	7,9	5,42	72,1	3,52	2,01
7	4,99	7,9	5,43	72,15	3,54	2
8	4,98	7,91	5,43	72,14	3,52	2
9	4,99	7,92	5,41	72,11	3,52	2,02
10	4,97	7,92	5,42	72,11	3,53	2,01
Media	4,983	7,919	5,424	72,124	3,527	2,003
Desvio Padrão	0,00823	0,01286	0,01173	0,01776	0,00948	0,00948
Coeficiente de Variação	0,16521	0,16248	0,21640	0,02463	0,26897	0,47363

Na avaliação dimensional das placas do sistema 2.0 com travamento, de acordo com o coeficiente de variação, a menor diferença dimensional ocorreu na medida IV, seguido pelas medidas II e III. A medida que apresentou maior diferença foi a VI, seguida pela I(Tabela 3).

Tabela 3 – Valores referentes às placas dos sistema 2.0 com travamento, em milímetros, onde a medida I representa a menor distância das bordas da placa entre os furos, II o diâmetro externo na área do furo, III a menor distância entre os furos da placa, IV o comprimento, V o diâmetro interno na área do furo e VI a espessura da placa.

Amostra	Medidas					
	I	II	III	IV	V	VI
SISTEMA 2.0 com travamento						
1	2,46	5,93	4,4	55,06	2,81	1,54
2	2,44	5,93	4,42	55,03	2,82	1,55
3	2,46	5,95	4,39	55,05	2,81	1,54
4	2,45	5,93	4,42	55,05	2,8	1,53
5	2,43	5,94	4,41	55,03	2,8	1,54
6	2,44	5,95	4,41	55,05	2,83	1,54
7	2,44	5,94	4,43	55,03	2,81	1,55
8	2,46	5,93	4,43	55,03	2,82	1,54
9	2,46	5,93	4,4	55,02	2,81	1,56
10	2,45	5,93	4,43	55,05	2,81	1,53
Media	2,449	5,936	4,414	55,04	2,712	1,542
Desvio Padrão	0,011005	0,008433	0,014298	0,013333	0,317063	0,009189
Coeficiente de Variação	0,449369	0,142061	0,323933	0,024225	0,326791	0,595938

Para a avaliação dimensional dos parafusos do sistema 2.4 convencional de 16mm, pode-se observar variação dimensional pelo coeficiente de variação, sendo que os menores ocorreram para as medidas II e III, seguido pelas IV e I (Tabela 4).

Tabela 4 – Valores referentes aos parafusos do sistema 2.4 Convencional de 16mm 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.

Parafusos Sistema 2.4 Convencional 16mm	Amostra			
	I	II	III	IV
1	3,97	2,39	2,39	16,01
2	3,97	2,39	2,39	16,02
3	3,97	2,39	2,39	16,01
4	3,97	2,39	2,39	16,01
5	3,97	2,39	2,39	16,01
6	3,97	2,39	2,39	16,01
7	3,97	2,39	2,39	16,01
8	3,97	2,39	2,39	16,01
9	3,96	2,39	2,39	16,02
10	3,97	2,39	2,39	16,03
Média	3,969	2,39	2,39	16,014
Desvio Padrão	0,003162	0	0	0,006992
Coeficiente de Variação	0,079674	0	0	0,043662



Para a avaliação dimensional dos parafusos do sistema 2.4 com travamento de 16mm, pode-se observar variação dimensional pelo coeficiente de variação, sendo que a menor ocorreu para a medida IV, seguido pelas I, II e III (Tabela 5).

Tabela 5 – Valores referentes aos parafusos do sistema 2.4 com travamento de 16mm 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.

Parafusos Sistema 2.4 com travamento 16mm	Amostra			
	I	II	III	IV
1	4,37	4	2,35	15,92
2	4,37	3,99	2,35	15,93
3	4,37	4	2,35	15,92
4	4,37	4	2,34	15,92
5	4,36	4	2,34	15,92
6	4,37	3,99	2,35	15,92
7	4,37	4	2,35	15,92
8	4,37	3,99	2,35	15,92
9	4,36	4	2,35	15,92
10	4,37	4	2,34	15,93
Média	4,368	3,997	2,347	15,922
Desvio Padrão	0,004216	0,00483	0,00483	0,004216
Coeficiente de Variação	0,096529	0,120852	0,205814	0,026481

Para a avaliação dimensional dos parafusos do sistema 2.0 com travamento de 14mm, pode-se observar variação dimensional pelo coeficiente de variação, sendo que a menor ocorreu para a medida IV, seguido pelas II, I e III (Tabela 6).

Tabela 6 – Valores referentes aos parafusos do sistema 2.0 com travamento de 14mm 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.

Parafusos Sistema 2.0 com travamento 14mm	Amostra			
	I	II	III	IV
1	3,42	3,04	1,95	13,94
2	3,42	3,04	1,95	13,93
3	3,41	3,04	1,94	13,94
4	3,42	3,04	1,95	13,94
5	3,42	3,04	1,95	13,94
6	3,42	3,03	1,95	13,94
7	3,42	3,04	1,95	13,94
8	3,42	3,04	1,94	13,94
9	3,41	3,04	1,95	13,94
10	3,42	3,04	1,95	13,93
Média	3,418	3,039	1,948	13,938
Desvio Padrão	0,004216	0,003162	0,004216	0,004216
Coeficiente de Variação	0,123358	0,104057	0,216446	0,030251

## 5.2 Teste de Carregamento

Os valores de carga em kgf (Kilograma força) no deslocamento final de 10 mm padronizados para todos os testes mecânicos dos quatro grupos experimentais estão detalhados no apêndice I.

As médias e o desvio-padrão da carga de pico indicaram que o grupo 2.4mm com travamento foi aquele que apresentou a maior resistência, seguido em ordem decrescente pelo grupo 2.4mm convencional, controle e grupo 2.0mm com travamento com diferença estatisticamente significativa entre esses grupos (Tabela 7).

Tabela 7. Média e desvio padrão da carga, em kgf, em função do grupo.

Grupo	Média(kgf)	Desvio padrão
CONTROLE	1,61 C	0,05
GRUPO 2.4mm CONVENCIONAL	1,86 B	0,05
GRUPO 2.4mm COM TRAVAMENTO	2,02 A	0,06
GRUPO 2.0mm COM TRAVAMENTO	1,46 D	0,07

Médias seguidas de letras distintas diferem entre si pelo teste de Tukey ( $p < 0,05$ ).

## 5.3 Testes Fotoelásticos

Para a análise dos testes fotoelásticos, as mandíbulas atroficas desdentadas em resina fotoelástica foram fotografadas no momento inicial (antes do início do teste) e final (quando a máquina de ensaio registrou o deslocamento final de 10 e 20 mm). Também foi realizada filmagem dos testes para registro e observação do padrão de distribuição das tensões.

Para análise dos dados, as franjas formadas no substrato foram comparadas entre os grupos de forma qualitativa, ou seja, quanto aos padrões de formação, distribuição e localização entre os grupos, sem a preocupação em quantificar essas zonas de tensões.

### 5.3.1 Grupo Controle

Para o grupo controle, uma réplica de mandíbula atrófica íntegra, ou seja, sem simulação de fratura e sem aplicação de fixação, foi submetida à carga na região de corpo mandibular contralateral até o registro de 10mm e 20mm de deslocamento. Na foto inicial foi possível verificar a ausência de franjas isocromáticas e na foto com deslocamento de 10mm foi possível verificar que a maior parte das tensões geradas são concentradas na região adjacente a área onde nos grupos 2.4mm convencional, 2.4mm com travamento e 2.0mm com travamento foram simuladas fraturas, e que com a continuação do teste até 20mm de deslocamento as franjas se concentraram nas regiões de sínfise e corpo, distribuindo-se até região de ângulo mandibular contralateral a aplicação da carga (Figura 21).

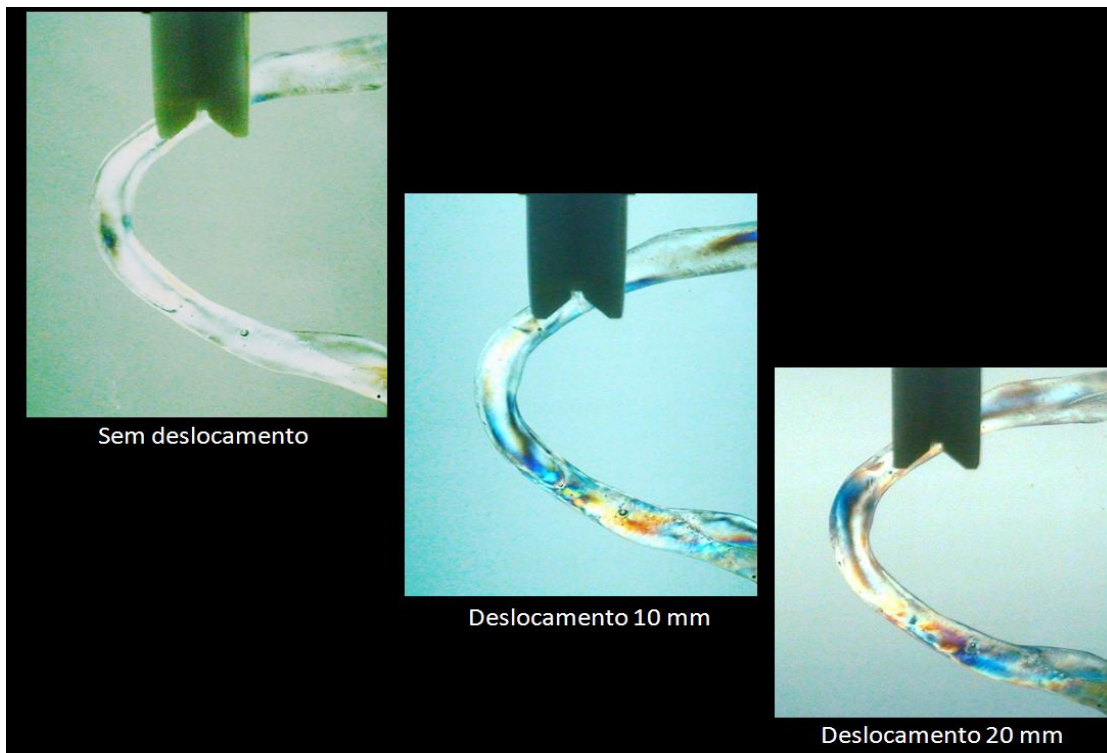


Figura 21. Teste fotoelástico grupo controle.

### 5.3.2 Grupo (2.4mm Convencional)

Para o grupo 2.4mm convencional, uma réplica de mandíbula atrófica com simulação de fratura de corpo mandibular fixada com placa reconstrutiva 2.4mm convencional, foi submetida à carga na região de corpo mandibular contralateral até o registro de 10mm e 20mm de deslocamento. Na foto inicial foi possível verificar a presença de algumas franjas isocromáticas geradas pela instalação da fixação, concentradas subjacentes a placa e adjacentes aos parafusos. Na foto com deslocamento de 10mm foi possível verificar que houve maior concentração de tensões adjacentes aos parafusos 1, 8, 2 e 7 em ordem decrescente, e distribuição de franjas isocromáticas nas regiões de sínfise e corpo, distribuindo-se até região de ângulo mandibular contralateral a aplicação da carga. Com a continuação do teste até 20mm de deslocamento as franjas se concentraram também ao redor do parafusos 3 e 4, mantendo concentração mais intensa adjacente aos parafusos 1 e 8 (Figura 22 e 25).

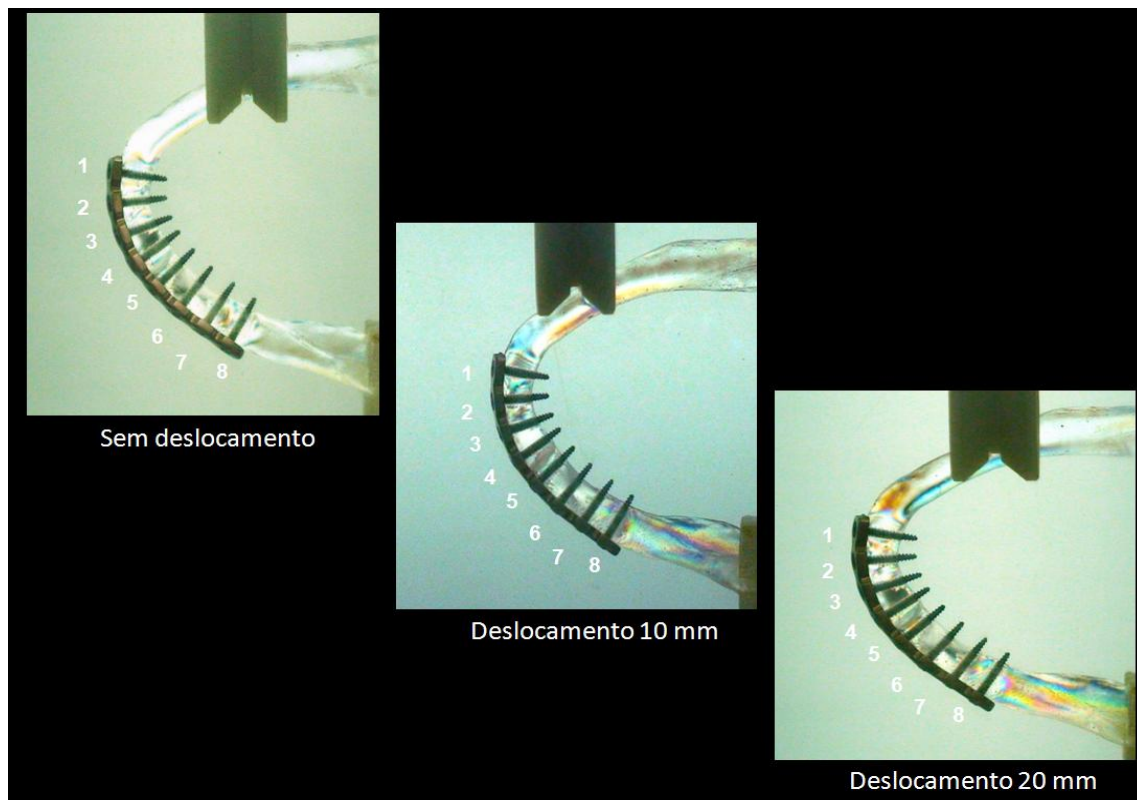


Figura 22. Teste fotoelástico grupo com sistema de fixação 2.4mm Convencional.

### 5.3.3 Grupo (2.4mm com travamento)

Para o grupo 2.4mm com travamento uma réplica de mandíbula atrófica com simulação de fratura de corpo mandibular fixada com placa reconstrutiva 2.4mm com travamento, foi submetida à carga na região de corpo mandibular contralateral até o registro de 10mm e 20mm de deslocamento. Na foto inicial foi possível verificar a presença de algumas franjas isocromáticas geradas pela instalação da fixação, concentradas subjacentes a placa e adjacentes aos parafusos, mas diferentemente do grupo 2.4mm convencional, a concentração adjacente aos parafusos ocorreu no terço superior (mais próximo à placa) dos parafusos. Na foto com deslocamento de 10mm foi possível verificar que houve maior concentração de tensões na região superior adjacente a todos os parafusos, ou subjacente à placa e distribuição de franjas isocromáticas nas regiões de sínfise e corpo, imediatamente anterior e posterior à placa. Com a continuação do teste até 20mm de deslocamento as franjas se concentraram-se mais na região de corpo, posterior à placa, mantendo concentração mais intensa subjacente a toda extensão da placa (Figura 23 e 25).

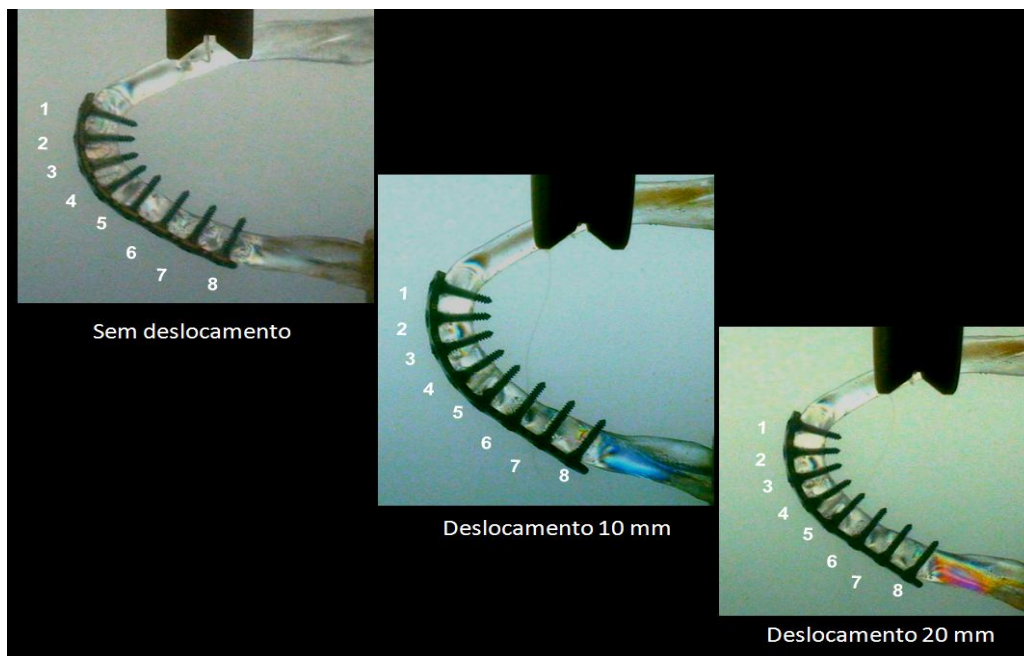


Figura 23. Teste fotoelástico grupo com sistema de fixação 2.4mm com travamento.

### 5.3.4 Grupo (2.0mm com travamento)

Para o grupo 2.0mm com travamento, uma réplica de mandíbula atrofada com simulação de fratura de corpo mandibular fixada com placa reconstrutiva 2.0mm com travamento, foi submetida à carga na região de corpo mandibular contralateral até o registro de 10mm e 20mm de deslocamento. Na foto inicial foi possível verificar a presença de algumas franjas isocromáticas geradas pela instalação da fixação, concentradas subjacentes a placa e adjacentes aos parafusos, mas diferentemente do grupo 2.4mm convencional, a concentração adjacente aos parafusos ocorreu no terço superior (mais próximo à placa) dos parafusos. Na foto com deslocamento de 10mm foi possível verificar que houve maior concentração de tensões adjacentes aos parafusos 1, 2, 7 e 8. Com a continuação do teste até 20mm de deslocamento as franjas se concentraram mais nas regiões adjacentes aos parafusos 1 e 8, com maior concentração nas adjacências das extremidades das placas e maior distribuição para corpo e ângulo, contralaterais à aplicação da carga (Figura 24 e 25).

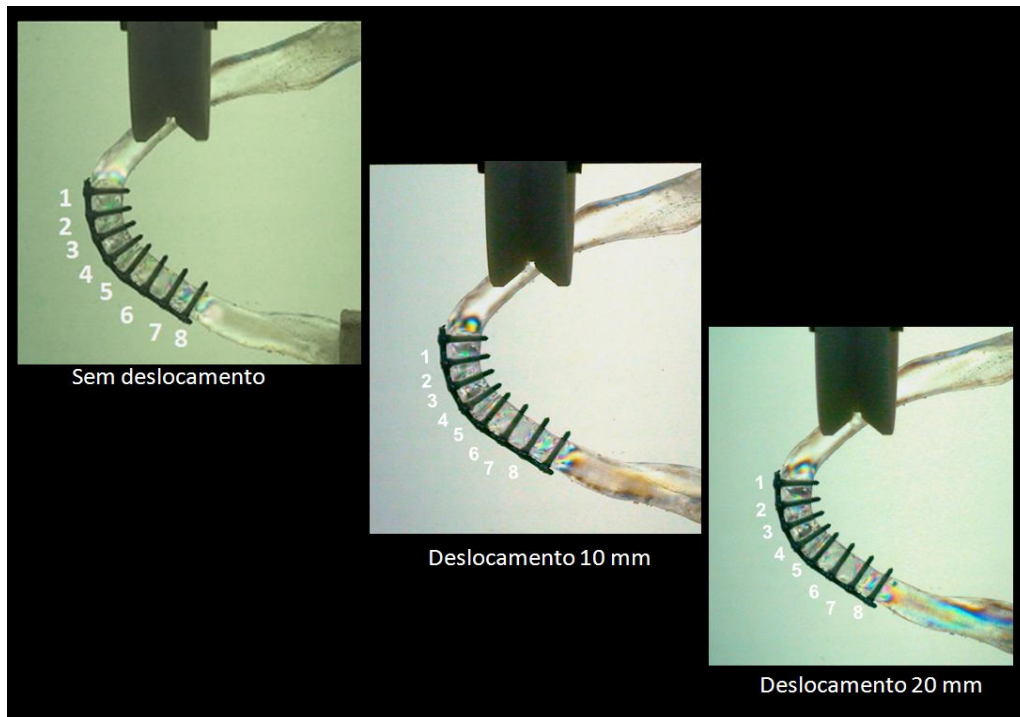


Figura 24. Teste fotoelástico grupo com sistema de fixação 2.0mm com travamento.

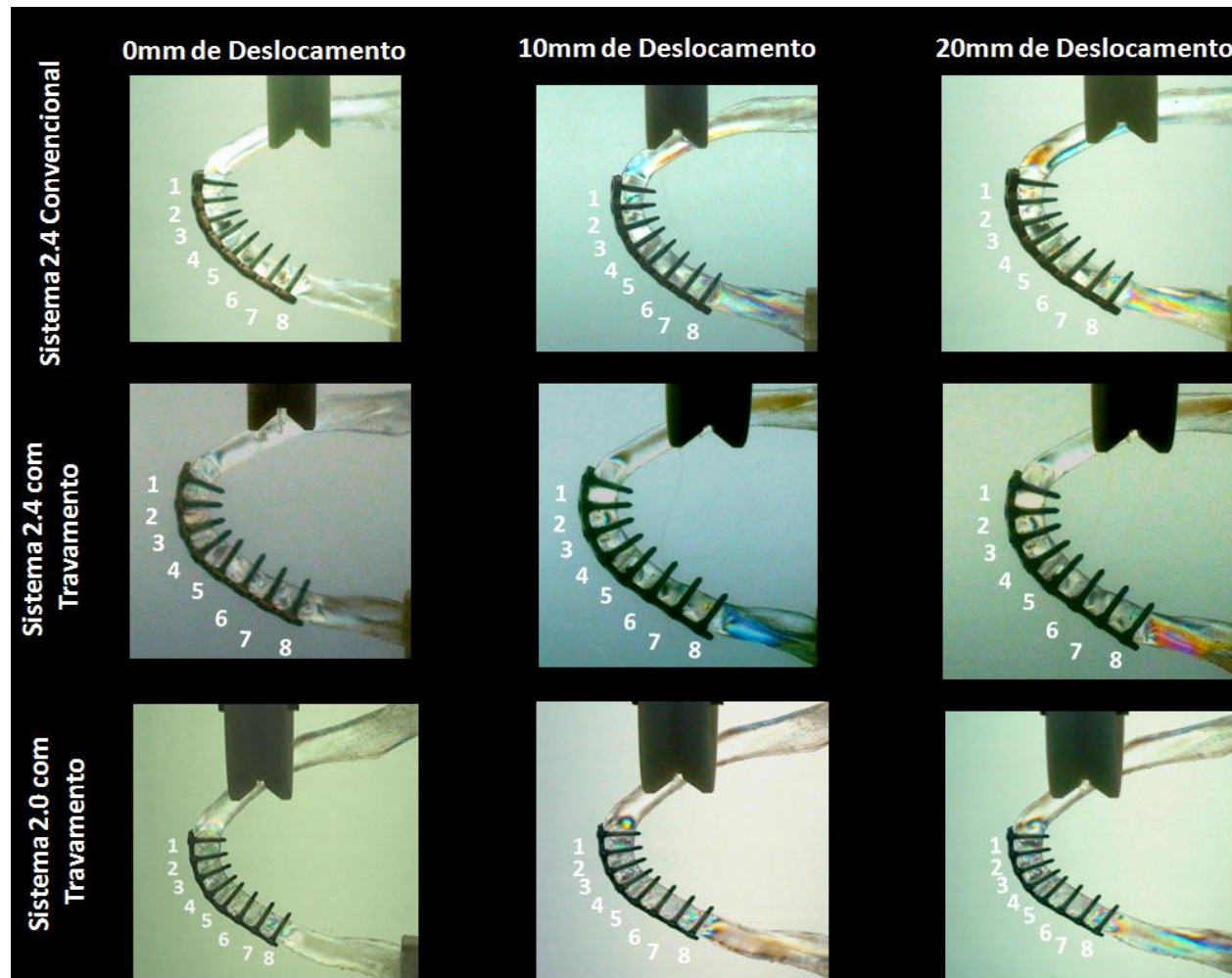


Figura25. Comparação dos testes fotoelástico dos grupos 2.4mm convencional, 2.4mm com travamento e 2.0mm com travamento.



## 6. DISCUSSÃO

Existem diversas técnicas para fixação de fraturas de mandíbulas atróficas propostas na literatura em relatos de casos e estudos clínicos. No entanto, há poucos estudos mecânicos envolvendo a avaliação destas diversas formas de fixação. Por meio de testes mecânicos de carregamento pode-se determinar a resistência do sistema de fixação, mas não sabemos exatamente quais são as áreas de maior tensão e, portanto, de maior fragilidade do sistema. Por isso, estudos como o aqui apresentado, aliando teste de resistência e fotoelasticidade, na avaliação dos métodos mais utilizados atualmente no tratamento de fraturas de mandíbulas atróficas são de grande importância .

Tendo em vista o objetivo nesse trabalho que é avaliar a resistência da fixação por meio de placas e parafusos para tratamento de fraturas em mandíbulas atróficas, é essencial o máximo de padronização em relação às outras variáveis que poderiam interferir no resultado final, como é o caso da variação dimensional das placas e parafusos. Desta maneira, inicialmente foi necessário avaliar a padronização do material de fixação empregado.

Nesse experimento, os valores dos coeficientes de variação para as placas do sistema de fixação 2.4 convencional tiveram uma variante máxima de 0,39% em relação à medida do diâmetro da placa, para sistema 2.4 com travamento a variante máxima foi de 0,47% também para a medida do diâmetro da placa assim como para o sistema 2.0 com travamento com 0,59%. Todos os valores das variâncias máxima das medidas das placas foram inferiores aos dos trabalhos de Trivelatto (2001), Asprino (2005), Brasileiro (2007) e Sato (2009), que utilizaram a mesma metodologia que foi utilizada no presente trabalho e também avaliaram sistemas de fixação nacionais.

Em relação aos parafusos, o coeficiente de variação do sistema de fixação 2.4 convencional 16mm teve uma variante máxima de 0% em relação à medida da menor distância das bordas da placa entre os furos, para sistema 2.4 com travamento 16mm

assim como para o sistema 2.0 com travamento 14mm a variante máxima foi de 0,21% para a medida da menor distância entre os furos da placa. Assim como aconteceu com as placas, os coeficientes de variação foram inferiores aos do trabalho de Trivelatto (2001), Asprino (2005), Brasileiro (2007) e Sato (2009).

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

É interessante observar que esses trabalhos anteriormente citados, assim como nessa pesquisa, os materiais de fixação utilizados foram desenvolvidos e fabricados no Brasil, porém de marcas comerciais diferentes, demonstrando a boa qualidade e melhora na precisão do material nacional em termos de padronização dimensional.

Além disto, as placas e parafusos não foram considerados variáveis, pois foram obtidos num único lote, possibilitando a análise por amostragem. Ainda com relação ao comprimento dos parafusos utilizados a escolha vem da espessura das mandíbulas e das placas, visto que todos parafusos deveriam ser inseridos com ancoragem bicortical.

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

osso humano fresco, e apresentam as vantagens de padronização na forma, dimensões, propriedades mecânicas e baixo custo.

De acordo com Haug *et al.* (2002) e Ziccardi *et al.* (1997), e baseados nos achados de Bredbenner & Haug (2000), optamos por utilizar réplicas sintéticas de mandíbula humana em resina de poliuretano. Pela sua padronização em tamanho, densidade, dureza e módulo de elasticidade, pela sua padronização em formato anatômico e similaridade com a mandíbula humana, sendo réplica através da impressão de mandíbula de cadáver humano, facilidade de obtenção e reprodução das fraturas e fixação, e também por eliminar variáveis relacionadas ao acondicionamento de osso animal e seu descongelamento para o uso.

O uso de réplicas sintéticas idênticas traz melhor padronização do substrato, sendo isto uma interferência a menos nos resultados. Porém, não se pode transferir diretamente os resultados deste ou de qualquer outro trabalho *in vitro* para a aplicação clínica, devendo-se avaliar o benefício e a limitação da pesquisa.

A escolha do poliuretano utilizado neste estudo de acordo com a análise do módulo de elasticidade realizada, que foi de 113,21 MPa, está em conformidade com o módulo de elasticidade do osso encontrado na literatura. As medidas dos módulos de elasticidade das amostras de osso esponjoso obtidas pelos ensaios mecânicos realizados por Kunkel *et al.*, (2000) foi de ( $E = 105,89 \pm 86,56$  MPa) são comparáveis com os resultados citados na literatura, que mostram essa variação como sendo esperada no caso do osso esponjoso, devido à variabilidade da orientação das trabéculas entre os indivíduos. No mesmo sitio anatômico e devido ao carregamento mecânico, podem ocorrer variações no módulo de elasticidade em mais de 10 vezes quando o teste é realizado em diferentes direções (Linde & Hvid, 1987).

Os trabalhos que avaliam as forças envolvendo a mastigação e os ossos gnáticos são muito complexos, já que temos num mesmo osso várias inserções musculares, cada

uma exercendo um vetor de força de direções distintas. Esse modelo torna-se ainda mais complexo quando adicionamos ao mesmo uma fratura em mandíbula atrófica desdentada fixada por um sistema de fixação interna estável.

Cordey (2000) classificou em três tipos as forças que são exercidas sobre os segmentos osteotomizados e fixados com dispositivos de osteossíntese: cargas axiais, flexão e torque. As cargas axiais são as responsáveis por produzirem a compressão de um corpo, sendo representada por pontos de contato que servem de anteparo ou zonas de fricção. Estas regiões possivelmente influenciariam os deslocamentos de rotação. Entretanto, pelo formato da osteotomia e a forma de fixação realizada no trabalho, essas cargas axiais tiveram pouca influência sobre o conjunto estudado.

A flexão é um dos mais importantes tipos de carga em biomecânica, sendo caracterizada pelo efeito da força aplicada perpendicularmente ao longo eixo do corpo de prova. A forma mais intuitiva é a flexão em cantiléver, ou seja, é o efeito de uma força aplicada na extremidade de um corpo fixado a outra extremidade. Este foi o padrão de força utilizado para o experimento deste trabalho.

Por último temos o torque que é o tipo de força exercida que proporciona a rotação em torno do longo eixo do corpo. Esse tipo de força é exercida parcialmente no experimento, no momento em que a força é perpendicular à região da fossa central do 1º molar, que está posicionado mais internamente do que o sistema de fixação.

Diversos trabalhos já demonstraram a efetividade dos estudos de carregamento utilizando a máquina de ensaio universal Instron 4411, não só nos trabalhos desenvolvidos pela Área de Cirurgia da FOP-Unicamp (Trivelatto, 2001; Guimarães-Filho, 2003; Asprino *et al.*, 2006; Serra e Silva, 2006; Sato 2009), mas também em outros centros, como Foley *et al.* (1989), Anucul *et al.* (1992), Kohn *et al.* (1995), Haug *et al.* (1999), Peterson *et al.* (2005) e Van Sickels *et al.* (2005).

A máquina de ensaio universal Instron 4411 permite diversas regulagens, entre elas a velocidade da incidência da força (em mm/minuto) e a quantidade de deslocamento (em mm). Em relação ao deslocamento máximo, alguns autores como Foley *et al.* (1989) e Kohn *et al.* (1995) padronizaram um deslocamento máximo de 3mm para registro da carga de pico, já que afirmavam que movimentos acima disso não seriam compatíveis com as condições fisiológicas. Já Ardary *et al.* (1989) e Kim *et al.* (1993) 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) e Guimarães-Filho (2003) padronizaram o deslocamento em 10 mm ou até a falha do sistema, caso esse acontecesse antes do deslocamento pré-determinado. Este foi o padrão de deslocamento utilizado para o experimento deste trabalho.

Alguns trabalhos, ao invés 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.

Nesse trabalho, a opção foi a realização do teste mecânico até o deslocamento final de 10mm, no qual foi obtido a carga máxima sofrida pelo sistema como ocorreu nos trabalhos de Trivellato (2001) e Guimarães-Filho (2003). Foi possível observar durante o teste mecânico que a relação carga/deflexão do substrato é linear ao longo do tempo, devido principalmente a forte resistência do sistema de fixação empregado, sendo que ao final do deslocamento de 10mm não foram observadas a ocorrência de microfaturas entre a fixação e o poliuretano, além do fato que com o deslocamento começamos a ter a partir de um determinado momento uma maior predominância das forças torcionais em comparação com as forças de flexão. Soma-se a isso outros fatores como o próprio fato de que com a deflecção perde-se parte do travamento bicortical, existe uma alteração da geometria da fixação, entre outros fatores.

Baseado nesses fatos, autores como Foley *et al.* (1989) e Kohn *et al.* (1995) enumeraram algumas vantagens em se limitar o deslocamento: 1) diminuição da influência das forças torcionais durante os teste em um modelo de mandíbula. 2) racionalizar o tempo dispensado para a realização dos testes e 3) representar mais fielmente um modelo clínico em humanos, uma vez que deslocamentos superiores a 10 mm não são fisiológicos e representariam falha do sistema de fixação interna rígida para redução e fixação das fraturas. Estas vantagens se confirmaram no presente trabalho, visto que em todos os testes a carga atingida aos 10mm de deslocamento foi a carga máxima e a partir deste momento (deslocamento de 10mm) concordamos que *in vivo* o sistema já teria falhado no propósito de imobilização da fratura.

Sato (2009) relatou que apesar da extensão do teste até a falha do sistema, observou-se através dos resultados que a diferença entre a resistência máxima do sistema e a sua falha, principalmente no critério carga (pico e final) é mínima, demonstrando provavelmente a não necessidade de ambos os dados para a análise.

Em relação à velocidade de deslocamento, é possível encontrar na literatura diversos protocolos, que variam de 0,5 mm/minuto até 1 cm/s. Tharanon (1998) propôs um deslocamento de 0,5 mm/min, Kohn *et al.* (1995), Guimarães-Filho (2003), Asprino (2005), Brasileiro (2006) e Sato (2009) propuseram um deslocamento de 1 mm/min, Trivellato (2001) utilizou a medida de 2 mm/min, Foley *et al.* (1989) definiram 10 mm/min, Bowman *et al.* (1994) delimitaram o deslocamento em 1 mm/s, Peterson *et al.* (2005) e Van Sickels *et al.* (2005) em 5 mm/s e Schwimmer *et al.* (1994) em 1 cm/s. Para o trabalho, o deslocamento foi definido em 1 mm/min para os testes mecânicos e 2mm/min para os testes fotoelásticos. Entretanto, não existe na literatura trabalhos mostrando diferença em relação à resistência quando se altera a velocidade de aplicação da carga. Mas a opção é sempre por uma velocidade lenta para melhor observação quanto ao comportamento mecânico da amostra que está sendo avaliada.

O sentido de aplicação das cargas também apresenta grande variação nos trabalhos descritos na literatura, sem um consenso ainda sobre qual seria a melhor forma (Kohn *et al.*, 1995). A maior parte dos trabalhos utilizou a incidência de forças na região dos incisivos centrais (Ardary *et al.*, 1989; Foley *et al.*, 1989; Guimarães-Filho, 2003; Brasileiro, 2005). Seguindo o mesmo princípio, que é o de aplicação de forças verticais para gerar forças predominantemente de flexão em cantiléver, Trivellato (2001) exerceu forças sobre costelas bovinas fixadas com miniplacas.

Entretanto, a aplicação de forças verticais na região de incisivos apresenta algumas desvantagens. A primeira delas é a dificuldade de estabilização local do instrumento de aplicação da carga, pois a área de contato é pequena, mesmo com a confecção de nichos ou alguma plataforma, e com a movimentação decorrente da flexão do material de fixação, pode ocorrer a desadaptação da ponta da máquina de teste universal, e conseqüente alteração dos resultados. Quando realizada a aplicação da carga nos molares, a área de contato é maior, portanto, menor a chance de alteração dos resultados. Além disso, a literatura já mostrou (Peterson *et al.*, 2005; Van Sickels *et al.*, 2005) que o deslocamento em virtude dos movimentos de torções é menor quando da aplicação de forças na região dos molares do que em incisivos, e por isso da escolha dessa região nesse estudo.

Inicialmente os testes de carregamento com mandíbulas atrófica desdentadas íntegras em poliuretano foram de grande importância para demonstrar que o substrato tinha resistência suficiente para testar os sistemas de fixação aplicados, uma vez que essas mandíbulas atróficas íntegras em poliuretano obtiveram carga de pico maior que o grupo do sistema 2.0 com travamento com parafusos de 14mm e resistência bastante próxima aos demais grupos, sistemas 2.4 convencional e 2.4 com travamento. Outra informação importante está relacionada à total imobilidade do suporte utilizado para teste do sistema (mandíbula atrófica íntegra fixada ao suporte e submetida a teste de carregamento),

permitindo inferir que o ponto de aplicação das cargas, assim como a padronização da inclusão e apreensão dos modelos, estavam corretos.

Têm havido muitos debates a respeito do tamanho e do número de placas ósseas necessárias para tratar com sucesso a fratura em mandíbulas atróficas. A tendência geral tem sido a diminuição do perfil do sistema. A introdução da fixação por meio de miniplacas para fraturas de mandíbula com parafusos monocorticais gerou uma verdadeira revolução no tratamento destas fraturas. Hoje em dia, a grande maioria dessas fraturas são tratadas por meio desta técnica, exceções incluindo fraturas cominutivas, e possivelmente fraturas de mandíbulas atróficas.

Parte dos pesquisadores acredita que quanto menores as placas melhores serão os resultados em mandíbulas atróficas. Iatrou *et al.* (1998) e Mugino *et al.* (2005) fazem uso de maior número de mini placas para aumentar a estabilidade da fixação em fraturas de mandíbulas edêntulas.

Os resultados referentes às médias e desvio padrão das cargas mostraram significância estatística para maior resistência nos grupos tratados pelo sistema de fixação 2.4mm com travamento com parafusos de 16mm, seguidos pelo grupo dos sistema de fixação 2.4 convencional, grupo controle e sistema 2.0 com travamento com parafusos de 14mm. Vale ressaltar que o maior comprimento dos parafusos nos sistemas 2.4mm, foi escolhido devido ao perfil da placa ser mais espesso, desta forma todos os parafusos dos três grupos testados foram bicorticais. Se tivéssemos utilizado parafusos de 16mm no grupo 2.0mm com travamento teria havido muita “sobra” do parafuso após a cortical lingual da mandíbula, sem nenhuma vantagem mecânica, por isso neste grupo utilizamos parafusos de 14mm de comprimento.

Quando avaliado de maneira qualitativa o sistema de fixação no deslocamento/carga de pico, é possível verificar que nos casos das placas e parafusos, não



ocorreu falha do material de fixação, mantendo-se todos os parafusos no interior do substrato e ocorrendo a flexão da placa.

Nesse estudo, foi constatada a diferença estatisticamente significante entre os grupos com sistemas de fixação variados. Uma possível explicação para a menor resistência dos grupos fixados por meio do sistema 2.0 com travamento é justamente uma menor espessura e conseqüentemente menor resistência do material de fixação, porém a mesma ficou bastante próxima da resistência apresentada pelo substrato.

Apesar dessa menor resistência, é importante estar ciente que provavelmente a mesma não é clinicamente significante, sendo inclusive semelhante à resistência apresentada pelo sistema de fixação 2.4 convencional, que é um método classicamente aceito e amplamente utilizado, inclusive preconizado pela AO/ASIF.

Na estabilização do sistema 2.4 com travamento com parafusos de 16mm bicorticais e 2.0mm com travamento com parafusos de 14mm, não existe compressão entre os segmentos, que poderia causar danos ao nervo alveolar inferior, bem como o maior torque aos cêndilos. Além disso, a introdução do sistema de placas com travamento 2.0mm poucos anos atrás colocou em duvida a indicação pela escolha das placas de reconstrução 2.4mm. A marca comercial Synthes<sup>®</sup>, possui placas com travamento do sistema 2.0mm com três espessuras diferentes e o de maior espessura (1,5mm) é chamado de placa reconstitutiva 2.0mm com travamento. As placas mais grossas vem em varias comprimentos, incluindo algumas tão longas quanto as placas de reconstrução da série 2.4mm. A partir de então se começou a usar estas placas, cuja espessura é de 1,5mm, para o tratamento de fraturas em mandíbulas atróficas logo após sua introdução (Ellis & Price, 2008), e hoje esta é a tendência para tratamento de fraturas em mandíbulas atróficas, mas ainda há receio em indicá-la devido à menor resistência.

Ainda vale a pena ressaltar a espessura média das placas utilizadas neste estudo foi de 2,95mm, no sistema 2.4mm convencional; 2mm no sistema 2.4mm com travamento; e

1,5mm no sistema 2.0mm com travamento. O que demonstra que o sistema de travamento dos parafusos nas placas aumentou a resistência às cargas, pois mesmo a placa 2.4mm com travamento tendo apenas 2/3 da espessura das placas do grupo 2.4mm convencional. Este fato também favorece a indicação do uso clínico das placas reconstrutivas 2.0mm com travamento, pois apesar de apresentarem somente 50,8% da espessura das placas do sistema 2.4mm convencional, que é amplamente aceito para uso clínico, apresentaram 78,5% da resistência apresentada por este último sistema.

Ellis & Price (2008) baseados na avaliação de casos clínicos afirmam que esta placa reconstrutiva 2.0mm com travamento é muito mais resistente do que a miniplaca convencional 2.0mm, e uma placa aplicada no rebordo inferior do córtex bucal com parafusos bicorticais é o suficiente para fornecer adequada estabilidade para estas fraturas. Pelo menos três parafusos em cada lado da fratura devem ser usados. Os resultados do presente trabalho corroboram com esta constatação clínica.

De tal forma há uma grande tendência a utilização de sistema de fixação menores e com mesma resistência. Isso porque clinicamente esse tipo de fixação apresenta um desempenho muito bom. Esse desempenho mesmo com uma rigidez menor se deve ao fato das forças mastigatórias nas primeiras seis semanas pós-operatórias serem reduzidas, e sistemas, mesmo de menor resistência, conseguem exercer satisfatória estabilização durante a fase inicial do reparo ósseo (Haug 2006).

Autores como Stoelinga & Borstlap (2003) e Throckmorton & Ellis (2001) demonstraram a limitação das forças mastigatórias nas primeiras semanas pós-operatórias devido principalmente ao edema envolvendo a região da musculatura mastigatória e que a fixação com placas e parafusos monocorticais oferecem suficiente estabilidade pós-operatória para a reparação óssea. Tal fato torna possível a utilização do sistema 2.0mm com travamento para tratamento de fraturas de mandíbulas atroficas.

Clinicamente é ainda muito difícil mensurar o real impacto dessas diferenças de resistência dos sistemas de fixação sobre o reparo ósseo, assim como a resistência mecânica necessária para promover um reparo ósseo adequado e previsível (Harada

*et al.*, 2000; Van der Braber *et al.*, 2004; Nakata *et al.*, 2007). Entretanto, também sabemos que o correto posicionamento entre os segmentos podem influenciar o grau de contato ósseo e a qualidade da superfície que poderá receber o material de fixação.

Dessa forma, podemos afirmar que em condições clínicas onde existe um bom contato ósseo, teoricamente qualquer uma das técnicas de fixação estudadas nesse trabalho pode ser utilizada.

Vale ressaltar que a escolha da atrofia mandibular “Classe III de Luhr” (Luhr *et al.*, 1996) foi proposital, pois representa a situação clínica de maior desafio, pois é a mais desfavorável ao reparo dos pontos de vista mecânico e biológico.

Os resultados observados nesta investigação fotoelástica permitem uma análise do comportamento das tensões oriundas das cargas funcionais sobre diferentes sistemas de fixação interna em fraturas de mandíbulas atroficas edêntulas. O método selecionado para essa pesquisa é fortemente balizado por diversos autores como Broadsky *et al.* (1975), Cruz (2004), Laganá (1992), Noonan (1949), Kim *et al.* (1993), entre outros, que descrevem e qualificam a fotoelasticidade como um método de análise que possibilita a visualização conjunta das tensões nos corpos, que podem ser medidas e fotografadas, enquanto que, em outros métodos analíticos, são necessários gráficos e esquemas de distribuição de forças, construídos a partir de dados numéricos. Outra característica é a possibilidade de se fazer análise de distribuição de tensões em corpos de morfologia complexas, como os ossos do complexo maxilo-facial.

A fotoelasticidade possui algumas limitações, como a de ser uma técnica indireta, exigindo a reprodução da estrutura a ser estudada, o que não é fácil frente aos inúmeros detalhes das estruturas ósseas, bem como a sensibilidade da resina a diversos fatores

durante a sua manipulação, como temperatura, proporção, incorporação de bolhas, entre outros fatores.

É sempre importante ressaltar a importância da avaliação inicial dos modelos fotoelásticos exatamente para verificar as tensões que foram formadas na confecção dos modelos, o que possibilitará a distinção das mesmas com as franjas de tensões induzidas no teste, que são as de interesse para o estudo. O que se busca é a menor quantidade possível de tensão inicial, considerando-se como ideal a inexistência de tensões no substrato, algo muito difícil de ser obtido, principalmente no caso desse estudo onde é necessária a realização das perfurações e posterior inserção dos parafusos, onde a não indução de tensão é quase utópica, mesmo quando realizada com o máximo de cuidado, com irrigação constante, lentamente e a inserção do parafuso com o mínimo de pressão.

Outro dado importante diz respeito à distribuição de tensões em uma mandíbula atrófica edêntula íntegra, ou seja, sem a simulação do traço de fratura mandibular. Essa avaliação é importante para avaliarmos numa mandíbula normal quais são as regiões de maior tensão e como elas se alteram com a simulação do traço de fratura sob as diversas formas de fixação.

A avaliação de resistência ao carregamento, discutida na avaliação mecânica, não é válida para o teste fotoelástico, pois nesse caso o objetivo não é a avaliação da resistência do sistema de fixação, mas sim o padrão de distribuição de tensão. Nesse teste, a opção foi pela definição em relação ao deslocamento (10mm e 20mm), sem a preocupação de aferir a carga devido a resistência do sistema (fixação e substrato) não ser passível de comparação clínica. Além disso, com o recurso da filmagem do teste e das imagens fotográficas pudemos registrar a formação, distribuição e concentração das tensões. Esta observação nos permite entender quais são as áreas mais suscetíveis a falha em cada sistema.

Quanto ao deslocamento realizado no teste fotoelástico, o objetivo é definir aquele que permite a melhor visualização em relação à formação das franjas de tensões, e conseqüentemente a melhor análise dos resultados (Bastos, 2005). No caso das mandíbulas atroficas com as diversas formas de fixação interna rígida, o deslocamento de 10 mm pareceu ser aquele com a melhor distribuição de tensões.

Quando comparamos as fotos do deslocamento de 10 mm com o deslocamento de 20 mm, foi possível observar que quando levadas as amostras até um maior deslocamento houve intensificação das franjas de tensão, sem alteração em relação ao padrão de distribuição.

Considerando as fixações por meio do uso de parafusos bicorticais para esse estudo, é possível observar através da análise das franjas de tensões que o principal local de concentração das tensões está localizado nos parafusos localizado na região próxima a execução da aplicação de carga no estudo realizado com o grupo 2.4mm convencional, principalmente nos três primeiros parafusos. Tal constatação não foi observada nos grupos 2.4mm e 2.0mm com travamento devido à melhor distribuição de cargas inerente ao sistema de travamento.

A partir dessa consideração é possível afirmar que o uso do sistema com travamento observou-se uma melhor distribuição de cargas de tensão e que não houve ocorrência destas na região próxima à simulação do traço de fratura. Já a utilização do sistema convencional observou-se acúmulo de carga de tensão próximo aos parafusos, e que, portanto, necessitam de maior atenção em relação à fixação. Dessa forma, constata-se um deslocamento da zona de tensão e de resistência mandibular, que normalmente está localizada na região da linha oblíqua mandibular, conforme já demonstrado em inúmeros trabalhos como os de Seipel (1948), Ralph & Caputo (1975), Mongini *et al.* (1979) e Ralph (1975), incluindo o clássico trabalho de Champy & Lodde (1978), para a região mais posterior, que possui maior resistência por apresentar maior volume ósseo quando comparado ao corpo mandibular. Essa transferência da área de tensão da região

do corpo mandibular para região de ângulo mandibular também pode ser identificada se compararmos o grupo controle com os demais grupos testes na análise fotoelástica.

É importante ressaltar a diferença em relação à distribuição de tensão em relação aos grupos. As amostras dos grupos 2.4mm e 2.0mm com travamento apresentam melhor distribuição de tensões quando comparados com o grupo 2.4mm convencional. Isso porque as franjas nos grupos 2.4mm e 2.0mm com travamento estão distribuídas de forma mais uniforme, com menor ocorrência de áreas de concentração de tensão. Estes resultados estão em concordância com estudos de Soderholm (1991) que atribui vantagens do sistema de parafusos com travamento. O sistema procura combinar as vantagens da fixação nos planos internos e externos. As placas e parafusos do sistema com travamento é que fornecem melhor estabilidade na linha de fratura quando comparadas com parafusos convencionais sem o travamento dos parafusos na mesma. Em um estudo *in vitro* de Gutwald *et al.*(1999) descobriram que o sistema de placas e parafusos com travamento fornece melhor estabilidade em fraturas de mandíbulas simuladas do que placas convencionais quando os parafusos não travam nas placas. Assim, temos que é possível usarmos placas menores em fraturas com sistema com travamento do que é necessário para sistemas convencionais.

A concentração de tensão, ao redor dos parafusos pode gerar reabsorção óssea ao redor dos parafusos, o que pode levar à perda precoce dos mesmos. Além disso, a concentração de tensão entre a placa e a superfície óssea pode gerar reabsorção da cortical vestibular e conseqüente desadaptação da placa. Por outro lado, quando há maior concentração de tensão em determinada área da fixação, seja sobre as placas ou parafusos, também pode haver fratura da placa ou do parafuso, ou ainda do próprio osso subjacente. Portanto é importante a avaliação da tensão gerada no sistema osso/fixação, assim como a área de concentração desta tensão e vetores de distribuição e dissipação das tensões, uma vez que a área com grande concentração de tensão indica um ponto de

fragilidade do sistema, enquanto o contrário, com tensões bem distribuídas e dissipadas indicam uma melhor resistência e equilíbrio do sistema.

Pesquisadores como Mugino *et al.* (2005), Iatrou (1998), Frost (1991), Thaller (1993) acreditam que placas com baixo perfil promovem os melhores resultados em mandíbulas atroficas, estes fizeram uso de maiores ou maior número de mini placas para aumentar a estabilidade da fixação em fraturas de mandíbulas edêntulas. Iatrou *et al.* (1998) concluíram que uma única mini placa de Champy usada para fraturas em mandíbulas edêntulas pode ser considerado um método seguro, com índice de somente 3,9% de retratamento em 51 fraturas, uma vez que estas forneceram resistência satisfatória e boa distribuição de tensões.

Considerações precisam ser feitas em relação ao posicionamento das placas nos testes mecânicos e fotoelástico. Nesse estudo, as placas estão adaptadas o mais justapostas às mandíbulas possível e centralizadas sobre a altura do corpo mandibular. O motivo para esse fato é que a mesma foi colocada na posição que favorecesse sua melhor adaptação com reprodutibilidade para todas as mandíbulas dos testes mecânicos e fotoelásticos e possibilitasse melhor análise das forças de tensão nos testes fotoelásticos.

A respeito das considerações finais dos testes mecânicos, os resultados obtidos pela análise fotoelástica devem ser considerados como mais um fator para auxiliar a tomada de decisão clínica, mas não o único. Dessa forma, conhecendo os principais componentes dos sistemas de fixação que estão submetidas às maiores cargas, como os parafusos situados mais distais à simulação do traço de fratura e nas extremidades das placas com dissipação das franjas de tensão principalmente para região posterior do ramo mandibular. Assim temos que, os profissionais devem ter maior cuidado em relação ao posicionamento e travamento fornecido por esses parafusos a fim de evitar possíveis falhas nos sistemas de fixação em seu uso clínico. É importante ressaltar que a realização de análise de elementos finitos poderia nos fornecer resultados quantitativos em adição à

avaliação qualitativa da distribuição de tensões fornecida pelas análises fotoelástica e mecânica obtidas neste trabalho.

Para melhor compreensão do comportamento biomecânico da fixação interna rígida das fraturas mandibulares, e para possibilitar o desenvolvimento de materiais e técnicas ideais, se realizam estudos experimentais *in vitro*. Acreditamos que este estudo vem a contribuir com a indicação do uso de fixação interna estável por aplicação de sistemas de placas reconstrutivas com travamento no tratamento de fraturas de mandíbulas atroficas e que o sistema 2.0mm estudado pode ser indicado, tendo a vantagem de ser menos palpável, interferir menos com o uso de próteses e ter menor risco de exposição do que o sistema 2.4mm.



## **7. CONCLUSÃO**

De acordo com a metodologia aplicada, e dentro das limitações deste trabalho, podemos concluir que:

1. O sistema de placas com travamento aumenta a resistência, pelo favorecimento da melhor distribuição de tensões, quando aplicado em fraturas de mandíbulas atróficas.
2. Os três sistemas de placas reconstrutivas testados apresentaram eficiência mecânica adequada à aplicação na fixação de fraturas de mandíbulas atróficas.

## 8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS\*

1. Alpert B: Discussion of Eyrich GK, Gratz KW, Sailer HF: Surgical treatment of fractures of the edentulous mandible. J Oral Maxillofac Surg. 1997; 55:1087.
2. Anucul B, Waite PD, Lemons JE. In vitro strength analysis of sagittal split osteotomy fixation: noncompression monocortical plates versus bicortical position screws. J Oral Maxillofac Surg 1992; 50 (12): 1295-9.
3. Ardary W. C, Tracy D. J, Brownridge GW, Urata MM. Comparative evaluation of screw configuration on the stability of the sagittal split osteotomy. Oral Surg. 1989; 68: 125-129.
4. 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.
5. Asprino L, Consani S, de Moraes M. A comparative biomechanical evaluation of mandibular condyle fracture plating techniques. J Oral Maxillofac Surg. 2006 Mar;64(3):452-6.
6. Bastos PL. Análise fotoelástica da distribuição de tensões em próteses totais fixas implanto-suportadas. [Dissertação]. Piracicaba: Unicamp/FOP, 2005.
7. Bradley JC: A radiological investigation into the age changes of the inferior dental artery. Br J Oral Surg. 1975; 13:82.
8. 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.
9. Braun S, Bantleon HP, Hnat WP, *et al*: A study of bite force. Part 2: Relationship to various cephalometric measurements. Angle Orthod. 1995; 65:373.

\*De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseadas na norma do Internacional Committee of Medical Journal Editors – Group de Vancouver. Abrevetura de Periódicos em Conformidade com Medline

10. Bredbenner T L, Haug R H. Substitutes for human cadaveric bone in maxillofacial rigid fixation research. *Oral Surg Oral med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2000; 90: 574-580.
11. Broadsky JE, Caputo AA, Furtsman LL. Root Typing: a photoelastichistopatologic correlation. *Am J Orthod* 1975, 67 (1): 1-10.
12. Bruce RA, Ellis E: The second Chalmers J. Lyons Academy Study of fractures of the edentulous mandible. *J Oral Maxillofac Surg.* 1993; 51:904.
13. Bruce RA, Strachan DS: Fractures of the edentulous mandible: The Chalmers J. Lyons Academy of Study. *J Oral Surg.* 1976; 34:973.
14. Buchbinder D: Treatment of fractures of the edentulous mandible, 1943 to 1993: A review of the literature. *J Oral Maxillofac Surg.* 1993; 51:1174.
15. Campbell RL: A comparative study of the resorption of the alveolar ridges in denture-wearers and non-denture-wearers. *J Am Dent Assoc.* 1960; 60:143.
16. Champy M, Lodde JP, Schmitt R, *et al*: Mandibular osteosynthesis by miniature screwed plates via a buccal approach. *J Maxillofac Surg.* 1978; 6:14.
17. Choi B-H, Huh J-Y, Suh C-H, *et al*: An in vitro evaluation of miniplate fixation techniques for fractures of the atrophic edentulous mandible. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2005; 34:174.
18. Cordey J. Introduction: basic concepts and definitions in mechanics. *Injury* 2000; Suppl 2: S B1-13.
19. Crofts C, Trowbridge A, Aung T, *et al*: A comparative in vitro study of fixation of mandibular fractures with paraskeletal clamps or screw plates. *J Oral Maxillofac Surg.* 1990; 48:461.
20. Cruz ANL. Análise Fotoelástica das estruturas de suporte e craniofaciais de portadores de próteses parciais removíveis superior Classe II de Kennedy, subclasse I [Tese de Doutorado]. São Paulo, Faculdade de Odontologia da USP, 2004.
21. Damaceno ARD. Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros. [Dissertação de Mestrado]. Piracicaba. Faculdade de Odontologia de Piracicaba, 2005. A40
22. Douglas CW: Review of the literature. *J Prosthet Dent.* 1990; 64:275.

23. Ellis E 3rd, Price C: Treatment protocol for fractures of the atrophic mandible. *J Oral Maxillofac Surg.* 2008 Mar;66(3):421-35.
24. Ellis E, Karas N: Treatment of mandibular angle fractures using two mini dynamic compression plates. *J Oral Maxillofac Surg.* 1992; 50:958.
25. Ewers R, Schilli W. Photoelastic experiments on the implantation of a bone graft into the mandible with stable compression osteosynthesis. *Int J Oral Surg* 1979;8:462-6.
26. Eyrich GK, Gratz KW, Sailer HF: Surgical treatment of fractures of the edentulous mandible. *J Oral Maxillofac Surg.* 1997; 55:1081.
27. Foley WL, Frost DE, Paulin Jr WB, Tucker MR. Internal screw fixation: comparison of placement pattern and rigidity. *J Oral Maxillofac Surg* 1989; 47 (7): 720-3.
28. Friedman CD, Constantino PD: Facial fractures and bone healing in the geriatric patient. *Otolaryngol Clin North Am.* 1996; 25:1109.
29. Frost D, Tucker M, White R: Small plate fixation for fixation of mandibular fractures, in Tucker MR, Terry BC White RP, *et al* (eds): *Rigid Fixation in Maxillofacial Surgery.* Philadelphia, PA, Lippincott, 1991, p 104.
30. Guimarães-Filho, R. Avaliação in vitro da resistência mecânica entre parafusos metálicos e reabsorvíveis. [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2003.
31. Gutwald R, Büscher P, Schramm A, *et al*: Biomechanical stability of an internal mini-fixation system in maxillofacial osteosynthesis. *Med Biol Eng Comp.* 1999; 37(Suppl 2):280.
32. Harada K, Watanabe M, Ohkura K, Enomoto S. Measure of the bite forces and occlusal contact área before and after bilateral sagittal split ramus osteotomy of the mandible using a new pressure sensitive device: a preliminary report. *J Oral Maxillofac Surg* 2000; 58(4): 270-3.
33. Haug RH, Barber JE, Punjabi AP. An in vitro comparison of the effect of number and pattern of positional screws on load resistance *J Oral Maxillofac Surg* 1999; 57 (3): 300-8.
34. 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.

- 35.Haug RH, Peterson GP, Goltz M: A biomechanical Evaluation of mandibular condyle fracture plating techniques. J Oral Maxillofac Surg. 2002; 60:71-80.
- 36.Haug RH, Street CC, Goltz M: Does plate adaptation affect stability? A biomechanical comparison of locking and nonlocking plates. J Oral Maxillofac Surg.2006; 60:1319.
- 37.Haug RH: Effect of screw nwnber on reconstruction plating. Oral Surg Oral Med Oral Path.1993;01 75:664.
- 38.Hunter JM, Arbona ST: The tooth as a marker of developing world quality of life: A field study in Guatemala. Soc Sci Med.1995; 41:1217.
- 39.Hylander WL, Johnson KR: Jaw muscle function and wishboning of the mandible during mastication in macaques and baboons. Am J Phys Anthropol.1994; 94:523.
- 40.Iatrou I, Samaras C, Lygidakis NT: Miniplate osteosynthesis for fractures of the edentulous mandible: A clinical study, 1989– 1996. J Craniomaxillofac Surg.1998; 26:400.
- 41.Jozefowicz W: The influence of wearing dentures on residual ridges: A comparative study. J Prosthet Dent. 1970; 24:137.
- 42.Karasz I, Korondi L, Szabo G. Photoelastic stress analysis on mandibular osteosynthesis. Int J Oral Surg 1986;15:259-62.
- 43.Kim HC, Essaki S, Kameyama T, Yamamoto K. Photoelastic analysis of internal screw fixation after sagittal split ramus osteotomy. J Cran MaxilloFacSurg 1993, 21, 266-70.
- 44.Kohn DH, Richmond EM, Dootz ER, Feinberg SE, Pietrzak WS. In vitro comparison of parameters affecting the fixation strenght of sagittal split osteotomies. J Oral Maxillofac Surg 1995; 53 (12): 1374-83.
- 45.Kunkel E. M. ;Rollo A.D.M.A; Leivas P.T. *et al.* Correlação entre as propriedades do osso esponjoso analisado por ultra-sonometria e por ensaio mecânico de compressão. Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, São Paulo(SP), Brasil.2000.
- 46.Laganá DC. Estudo comparativo do comportamento biomecânico das próteses removíveis de extremidade livre e das próteses parciais fixas em cantilever. Análise

fotoelástica das reações das estruturas de suporte [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP, 1992.

47. Lehman ML. Stress distribution in bone: a study of Benninghoff trajectories of the facial skeleton. In: Schumacher GH, editor. Morphology of the maxillo mandibular apparatus; Leipzig: Thieme; 1972. p. 187-92.

48. Levine PA, Goode RL: Treatment of fractures of the edentulous mandible. Arch Otolaryngol. 1982; 108: 167.

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

50. Luhr HG, Engelke D, von Ehrlich-Treuenstitt V: Komplikationen bei der operativen Behandlung von Unterkieferfrakturen. Fortschr Kiefer-Gesichts-Chir, 1985.30: 109

51. Luhr HG, Reidick T, Merten HA: Results of treatment of fractures of the atrophic edentulous mandible by compression plating. J Oral Maxillofac Surg 54:250, 1996

52. Luhr HG: Specifications, indications and clinical applications of the L&R Vitallium Maxillofacial Systems. In: Rigd fixation of the craniomaxillo-facial skeleton. Eds. M. Yaremchuk, J Gruss, P Manson. p. 79-115. Butterworth, Boston 1992

53. Luhr HG: Zur stabilen Osteosynthese bei Unterkieferfrakturen. Dtsch zahnztl Z. 1968; 23:753.

54. Madsen MJ, Haug RH: A biomechanical comparison of 2 techniques for reconstructing atrophic edentulous mandible fractures. J Oral Maxillofac Surg. 2006; 64:457.

55. Marciani RD, Hill OJ: Treatment of the fractured edentulous mandible. J Oral Surg. 1979; 37:569.

56. Mongini F, Caldrale PM, Barberi G. Relationship between stress and the stress pattern in the human mandible. J Dent Res 1979;58:2334-7.

57. Mugino H, Takagi S, Oya R, *et al*: Miniplate osteosynthesis of fractures of the edentulous mandible. Clin Oral Invest. 2005; 9:266.

58. Nakata Y, Ueda HM, Kato M, Tabe H. Changes in stomatognathic function induced by orthognathic surgery in patients with mandibular prognathism. *J Oral Maxillofac Surg* 2007; 65(3):444-51.
59. Noonan MA. The use of photoelasticity in a study of cavity preparation. *J Dent Child*. 1949, 16 (4), 24-8.
80. Obwegeser HL, Sailer HF: Another way of treating fractures of the atrophic edentulous mandible. *J Maxfac Surg* , 1973,1:213
81. Oliver RC, Brown LJ: Periodontal diseases and tooth loss. *Periodontology*.1993; 2:117.
82. 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.
83. Prein J, Rahn BA: Scientific and technical background, in Prein J (ed): *Manual of Internal Fixation in the Cranio-Facial Skeleton: Techniques Recommended by the AO/ASIF Maxillofacial Group*. New York, Springer, 1998, p 9.
84. Prein J: Comment on Newman L: The role of autogenous primary rib grafts in treating fractures of the atrophic edentulous mandible. *Br J Oral Maxillofac Surg*.1995; 33:386.
85. Ralph JP, Caputo AA. Analysis of stress patterns in the human mandible. *J Dent Res* 1975;54:814-21.
86. Ralph JR Photoelastic studies in the edenmlous human mandible. *J Dent* 1975;3:9-14.
87. Rudman RA, Rosenthal SC, Shen C, Ruskin JD, Ifju PG. Photoelastic analysis of miniplate osteosynthesis for mandibular angle fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1997;84:129-36.
88. Sato, F. R. L. Avaliação mecânica e fotoelástica de diferentes técnicas de fixação interna rígida da osteotomia sagital em avanços mandibulares.[Dissertação]. Piracicaba: Unicamp/FOP, 2009.
89. Schilli W, Stoll P, Bähr W, *et al*: Mandibular fractures, in Prein J (ed): *Manual of Internal Fixation in the Cranio-Facial Skeleton: Techniques Recommended by the AO/ASIF Maxillofacial Group*. New York, Springer, 1998, p 87.

- 90.Schwimmer A, Greenberg AM, Kummer F, Kayna A. The effect of screw size and insertion technique on the stability of the mandibular sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg*, 1994; 52: 45-48.
- 91.Scott RF: Oral and maxillofacial trauma in the geriatric patient,in Fonseca RJ, Walker RV, Betts NJ, *et al* (eds): *Oral and Maxillofacial Trauma*, vol 2. Philadelphia, PA, Saunders, 1997,pp 1045-1072.
- 92.Seipel CM. Trajectories of the jaws. *Acta Odont Scand* 1948;8:81-191.
- 93.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.
- 94.Shetty V, Mendoca Caridad J, Caputo AA, Chaconas SJ. Biomechanical rationale for surgical-orthodontic expansion of the adult maxilla. *J Oral Maxillofac Surg* 1994;52:742-9.
- 95.Sikes JW, Smith BR, Mukherjee DP, *et al*: Comparison of fixation strengths of locking head and conventional screws. *J Oral Maxillofac Surg*.1998; 56:468.
- 96.Sikes JW, Smith BR, Mukherjee DP: An in vitro study of the effect of bony buttressing on fixation strength of a fractured atrophic edentulous mandible model. *J Oral Maxillofac Surg*.2000; 58:56.
- 97.Smith BR, Ghali GE: Treatment of atrophic edentulous mandibular fractures. *AAOMS Knowledge Update 2: Trauma*. Rosemont, IL, AAOMS, 1998, pp 29-44.
- 98.Stoelinga PJW, Borstlap WA. The fixation of sagittal split osteotomias with miniplates: The versatility of a technique. *J Oral Maxillofac Surg* 2003; 61(12):1471-6.
- 99.Soderholm A, Lindqvist C, Skutnabb K, *et al*: Bridging of mandibular defects with two different reconstruction systems. *J Oral Maxillofac Surg*.1991; 49:1098.
- 100.Spiessl B: Universal plate system, central angle fractures, use of the EDCP and reconstruction plate internal fixation of the mandible, in Spiessel 8: *Internal Fixation of the Mandible*. New York, NY, Springer-Verlag, 1989, pp 19-35,292-294.
- 101.Spina AM, Marciani RD: Mandibular fractures, in Fonseca RJ, Marciani RD, Hendler BH (eds): *Oral and Maxillofacial Surgery*, vol 3. Philadelphia, PA, Saunders, 2000, pp 103-107.



- 102.Sutter F, Raveh J: Titanium-coated hollow screw and reconstruction plate system for bridging lower jaw defects: Biomechanical aspects. *Int J Oral Maxillofac Surg.*1988; 17:267.
- 103.Tate GS, Ellis E, Throckmorton GS: Bite forces in patients treated for mandibular angle fractures: Implications for fixation recommendations. *J Oral Maxillofac Surg.*1994; 52:734.
- 104.Thaller SR: Fractures of the edentulous mandible: A retrospective review. *J Craniofac Surg.*1993; 4:491.
- 105.Tharanon, W. Comparison between the rigidity of bicortical screws and a miniplate for fixation of a mandibular setback after a simulated bilateral split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg.* 1998; 56 (9): 1055-1058.
- 106.Throckmorton GS, Buschang PH, Ellis E. Improvement of maximum occlusal forces after orthognatic surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 1996; 54: 1080-1086.
- 107.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
- 108.Tucker MR, Ochs MW: Basic concepts of rigid internal fixation: Mechanical considerations and instrumentation, in Tucker MR, Terry BC, White RP, *et al*: *Rigid Fixation for Maxillofacial Surgery.* Philadelphia, PA, Lippincott, 1991, pp 31-50.
- 109.Tucker MR: An in vitro study of the effect of bony buttressing on fixation strength of a fractured atrophic edentulous mandible model. *J Oral Maxillofac Surg.*2000; 58:62.
- 110.US Census Bureau: Profile of general demographic characteristics, 2005. Available at [http://factfinder.census.gov/servlet/ACSSAFFacts?\\_submenuId\\_factsheet\\_1&\\_sse\\_onSo](http://factfinder.census.gov/servlet/ACSSAFFacts?_submenuId_factsheet_1&_sse_onSo). Accessed November 16, 2007.
- 111.Van der Braber W, Van der Glas H, Van der Bilt A, Bosman F. Masticatory function in retrognathic patients, before and after mandibular advancement surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 2004; 62 (5): 549-54.
- 112.Zachariades N, Papavassiliou D, Triantafyllou D, *et al*: Fractures of the facial skeleton in the edentulous patient. *J MaxillofacSurg.*1984; 12:262.

113.Ziccardi VB, Schneider RE, Kummer FJ: Wurzburg Lag Screw Plate versus four-hole miniplate for the treatment of condylar process fractures. J Oral Maxillofac Surg. 1997; 55:602-607.

## APÊNDICE 01

### Metodologia estatística

Após a análise exploratória dos dados usando o procedimento Proc Lab do programa estatístico SAS, versão 9.2, foi aplicada análise de variância 1 way e teste de Tukey. O nível de significância adotado foi de 5%.

### Resultados

#### Análise de variância:

The GLM Procedure

Dependent Variable: CARGA

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	3	0.93929175	0.31309725	92.33	<.0001
Error	16	0.05425800	0.00339112		
Corrected Total	19	0.99354975			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	CARGA Mean
0.945390	3.355906	0.058233	1.735250

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
GRUPO	3	0.93929175	0.31309725	92.33	<.0001

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
GRUPO	3	0.93929175	0.31309725	92.33	<.0001