



UNICAMP

PATRICIO JOSE DE OLIVEIRA NETO

**“AVALIAÇÃO MECÂNICA E FOTOELÁSTICA DO USO DE PLACAS
2,0mm COM SISTEMA DE TRAVAMENTO NA RECONSTRUÇÃO DE
DEFEITOS MANDIBULARES PÓS-RESSECÇÃO”**

**PIRACICABA
2012**



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

PATRICIO JOSE DE OLIVEIRA NETO

**“AVALIAÇÃO MECÂNICA E FOTOELÁSTICA DO USO DE PLACAS
2,0mm COM SISTEMA DE TRAVAMENTO NA RECONSTRUÇÃO DE
DEFEITOS MANDIBULARES PÓS-RESSECÇÃO”**

Orientadora: Profa. Dra. Luciana Asprino

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

Este exemplar corresponde à versão final
da Tese defendida pelo aluno, e orientada
pela Profa. Dra. Luciana Asprino

Assinatura do orientador

**PIRACICABA
2012**

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA POR
JOSIDELMA F COSTA DE SOUZA – CRB8/5894 - BIBLIOTECA DA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA UNICAMP

OL4a Oliveira Neto, Patrício José de, 1980-
Avaliação mecânica e fotoelástica do uso de placas 2,0mm
com sistema de travamento na reconstrução de defeitos
mandibulares pós-ressecção / Patrício José de Oliveira Neto. --
Piracicaba, SP : [s.n.], 2012.

Orientador: Luciana Asprino.
Tese (Doutorado) - Universidade Estadual de Campinas,
Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Cirurgia. 2. Maxilares – Cirurgia. 3. Reconstrução. 4.
Trauma. I. Asprino, Luciana. II. Universidade Estadual de
Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações para a Biblioteca Digital

Título em Inglês: Mechanic and photoelastic evaluation of 2.0mm locking
plate system for bridging segmental mandibular defects

Palavras-chave em Inglês:

Surgery

Maxillary surgery

Reconstruction

Trauma

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

Titulação: Doutor em Clínica Odontológica

Banca examinadora:

Luciana Asprino [Orientador]

Cássio Edvard Sverzut

Anibal Henrique Barbosa Luna

Henrique Clasen Scarparo

Saulo Ellery Santos

Data da defesa: 07-12-2012

Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de Doutorado, em sessão pública realizada em 07 de Dezembro de 2012, considerou o candidato PATRICIO JOSÉ DE OLIVEIRA NETO aprovado.

Luciana Asprino

Prof. Dra. LUCIANA ASPRINO

Cassio Edvard Sverzut

Prof. Dr. CASSIO EDVARD SVERZUT

Anibal Luna

Prof. Dr. ANÍBAL HENRIQUE BARBOSA LUNA

Henrique Clasen Scarpato

Prof. Dr. HENRIQUE CLASEN SCARPATO

Saulo Ellery Santos

Prof. Dr. SAULO ELLERY SANTOS

Dedicatória

A **DEUS** por ter me dado saúde, força, disposição e coragem pra superar todos os obstáculos, correr atrás dos meus sonhos, e por ter me guiado até aqui.

Aos meus pais **José Ossian Oliveira e Irene Alencar Oliveira** que sempre me apoiaram, sofreram com minhas derrotas e vibraram com minhas vitórias, e principalmente torceram demais pra que eu pudesse alcançar meus objetivos, mesmo quando eles pareciam impossíveis. Agradeço imensamente toda educação, segurança, equilíbrio, amor e carinho que me proporcionaram, porque só assim pude seguir em frente.

Aos meus irmãos **Renata Alencar Oliveira e Gustavo Alencar Oliveira**, que além de torcerem demais por mim, tenho certeza que se fizeram presentes nas dificuldades encontradas em casa e deram o suporte necessário aos meus pais enquanto estava ausente principalmente nestes últimos dois anos.

Ao meu amor **Clara Cavalcanti Cyrillo de Oliveira**, que viajou inúmeras vezes até Piracicaba para estar comigo, diminuindo um pouco da enorme distância que nos separava. Sempre me respeitou e me apoiou, e foi sem dúvida meu porto seguro e minha alegria nos meus momentos mais difíceis. Depois de tanto tempo distantes, vejo que tudo valeu à pena. Meu AMOR, minha companheira, minha esposa, obrigado!

Ao meu sogro e sogra Herbert Cyrillo e Clara Lúcia Cyrillo por sempre me receberem em sua casa e me tratarem como um filho.

Agradecimentos

À minha orientadora **Profa. Dra. Luciana Asprino** que sempre esteve muito presente em nossa rotina. Agradeço de coração tudo que a senhora fez por mim, sempre se mostrando paciente e disponível para me ajudar, e principalmente por ter me orientado a trilhar os caminhos certos aqui em Piracicaba. Obrigado pelos conselhos, pelos puxões de orelha e pela convivência.

Ao **Prof. Dr. Márcio de Moraes** por ter me aceito no programa de Doutorado, e ser exemplo de dedicação e caráter para nós alunos. Seus conselhos e ensinamentos me fizeram crescer profissionalmente, e os levarei sempre comigo. Obrigado pela confiança e pelo respeito com que sempre me tratou.

Ao **Prof. Dr. Roger Moreira** que além de me proporcionar um mundo inteiro de novos conhecimentos, sempre se mostrou aberto ao diálogo, orientando, aconselhando e principalmente motivando todos nós a sermos cada dia melhor. Obrigado por todas as oportunidades aqui em Piracicaba e em São Paulo.

Ao **Prof. Dr. José Ricardo de Albergaria Barbosa** pelos momentos sempre agradáveis e descontraídos nos encontros de queijos e vinhos.

Ao **Prof. Dr. Renato Sawazaki** pelos ensinamentos, pela disponibilidade e pelos momentos de convivência sempre bastante agradáveis e proveitosos.

Ao amigo **Dr. Fábio Sato** pela oportunidade do convívio em todos os momentos em Piracicaba e principalmente pela hospitalidade e acolhida em São Paulo, sendo sempre um exemplo de profissional e amigo para nós alunos.

Aos meus amigos de Doutorado Saulo Ellery e Érica Marchiori por todos os momentos de imensa alegria, satisfação e cumplicidade que compartilhamos aqui. Sinceramente a amizade de vocês é o maior tesouro que levo daqui de Piracicaba, e mesmo cada um seguindo sua vida, espero reencontrá-los de tempos em tempos e poder sempre contar com vocês.

Aos meus amigos e colegas de pós-graduação Sérgio Olate, Sérgio Monteiro, Gabriela, Lucas Cavellieri, Lucas Martins, Paulo Hermerson, Simeir Freire, Marcelinho, Evandro, Valdir, Castelo, Tina, Renato Marano, Andrezza, Leandro Pozzer e Raquel pela enorme ajuda de cada um de vocês.

À Edilaine Cristina pela convivência, pela enorme ajuda, pelos conselhos e pelo primeiro abraço de cada dia. Saudades do nosso cafezinho!

Às secretárias da Área de Cirurgia Angélica, Keila, Gisele, Fabiana, Daiana, Taís, Letícia, pela enorme ajuda e paciência!

À Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, na pessoa do Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho, pela disponibilidade da estrutura e equipamentos necessários para realização dos testes mecânicos deste trabalho.

Ao engenheiro Marcos Blanco Cagiani, da Àrea Materiais Dentários desta Faculdade, pela ajuda e atenção destinados a mim durante a realização dos testes mecânicos deste trabalho.

À FAPESP, Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo, pela concessão de bolsa e suporte financeiro que possibilitou a execução deste projeto.

À empresa Tóride Ind. e Com. Ltda pela doação do material de fixação utilizado neste trabalho.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas por toda estrutura e acolhimento encontrada aqui, que me possibilitou adquirir novos conhecimentos.

Resumo

Atualmente os defeitos de continuidade mandibular são convencionalmente tratados com o emprego de placas de reconstrução de titânio do sistema 2,4mm. Entretanto, os sistemas de reconstrução têm se tornado menores e com um perfil mais delgado e o sistema de reconstrução 2,0mm com travamento tem sido utilizado nas reconstruções mandibulares. O propósito deste estudo foi avaliar comparativamente, *in vitro*, a resistência e a distribuição de tensões promovidas pela fixação por placas e parafusos dos sistemas 2,0mm com travamento (*locking*) e 2,4mm convencional (*não-locking*), na reconstrução de defeitos mandibulares com perda de continuidade, e seu uso associado a enxertos. Para a avaliação mecânica, 20 réplicas de mandíbula humana de poliuretano foram submetidas a uma ressecção em região de corpo mandibular, produzindo um defeito de continuidade de 5cm de extensão, e divididas em quatro grupos. Nos grupos 1 e 3 as mandíbulas foram fixadas com placas 2,0mm *locking* e 2,4mm convencional respectivamente. Nos grupos 2 e 4, as mandíbulas foram fixadas com placas 2,0mm *locking* e 2,4mm convencional respectivamente, estando associadas a enxertos de poliuretano em bloco. As cinco mandíbulas de cada grupo foram submetidas ao teste de carregamento no primeiro molar contralateral ao defeito até se atingir 5mm de deslocamento, quando os valores de carga foram registrados. Para os testes fotoelásticos, quatro mandíbulas em resina fotoelástica foram submetidas ao mesmo defeito de continuidade, e cada uma fixada como nos quatro grupos descritos anteriormente e submetidas ao mesmo teste de carregamento que as mandíbulas de poliuretano. A análise estatística revelou que a placa 2,4mm apresentou resistência mecânica estatisticamente superior à placa 2,0mm *locking*, independente da presença ou não do enxerto, provavelmente em virtude da maior espessura da placa e diâmetro dos parafusos. Em relação ao enxerto, observou-se que sua presença não aumentou de forma significativa a resistência mecânica do sistema placa – enxerto – mandíbula, para ambos os tipos de placa. No entanto, na análise fotoelástica, verificou-se que a associação de enxerto resultou em uma menor concentração de tensões ao redor de placas e parafusos, havendo uma distribuição mais equilibrada das tensões, o que pode favorecer o uso das placas 2,0mm *locking* quando associado à reconstrução óssea imediata. Pode-se concluir que: o sistema de fixação interna para reconstrução mandibular 2,0mm *locking* apresentou resistência mecânica insatisfatória para reconstrução de defeitos de continuidade mandibular; a associação de enxerto ósseo favoreceu a distribuição das tensões, mas não promoveu aumento na resistência mecânica dos sistemas avaliados na reconstrução de defeitos de continuidade mandibular.

Palavras chave: reconstrução mandibular – sistema 2,0mm *locking* – teste fotoelástico

Abstract

Currently mandibular continuity defects are conventionally treated with 2.4mm titanium reconstruction plates. However, the reconstruction systems have become progressively slimmer and more malleable and the 2.0mm locking reconstruction plate system has been introduced as the next generation system to improve on current reconstruction plate designs. The purpose of the present investigation was comparatively evaluate the mechanical behaviour and the stress distribution promoted by 2.4mm reconstruction plate system and 2.0mm locking reconstruction plate system in mandibular continuity defects, with or without block grafts. Twenty polyurethane mandibles (Synbone®) were underwent to a 5-cm mandibular body resection and equally divided among 4 groups. In groups 1 and 3, the mandibles were bridged with a 2.0mm locking reconstruction plate system and with a 2.4mm reconstruction plate system respectively. In groups 2 and 4 the mandibles were fixated with a 2.0mm locking and 2.4mm reconstruction plates, being associated with block grafts. The mandibles from each group were subjected to contralateral molar load until 5-mm displacement, and the values were recorded. Mandibular photoelastic models simulating the type of mandibular defect and plate fixation with or without block grafts were subjected to the same contralateral molar load. Statistical analysis showed that the 2.4 mm plate showed statistically superior mechanical strength to the locking plate 2.0 mm, regardless of the presence or absence of graft, probably due to the greater plate thickness and diameter of the screws. In relationship to the graft, it was observed for both types of fixation systems that its presence did not increase the mechanical strength of the plate - graft - mandible set when compared to the without graft situation. However, the photoelastic analysis found that the combination of graft resulted in a lower stress concentration around screw and plate, with a more balanced distribution of tension, which may favor the use of locking plates 2.0 mm when associated with immediate bone reconstruction. It can be concluded that: the 2.0mm locking reconstruction plate system had an unsatisfactory mechanical strength for reconstruction of mandibular continuity defects; the association of bone graft provided a better stress distribution, but did not increase the mechanical strength of the systems evaluated in the reconstruction of mandibular continuity defects.

Keywords: mandibular reconstruction - 2.0 mm locking system – photoelastic analysis

Sumário

1. INTRODUÇÃO	1
2. REVISÃO DA LITERATURA	5
3. PROPOSIÇÃO	11
4. MATERIAL E MÉTODOS	12
5. RESULTADOS	27
6. DISCUSSÃO	33
7. CONCLUSÃO	44
REFERÊNCIAS	45
APÊNDICE 1	49
APÊNDICE 2	50

1. INTRODUÇÃO

Defeitos de continuidade do osso mandibular podem ocorrer após ferimentos por trauma, doenças inflamatórias, lesões císticas expansivas, osteorradionecrose e ressecção de tumores benignos e malignos (Pogrel *et al.*, 1997; Militsakh *et al.*, 2004; Farwell *et al.*, 2006; Tingoh *et al.*, 2008;). A reconstrução desses defeitos mandibulares entretanto, está entre os procedimentos mais desafiadores no campo da cirurgia buco-maxilo-facial, e apesar do enorme progresso feito particularmente nos últimos quarenta anos, o método de tratamento ideal ainda não foi atingido (Militsakh *et al.*, 2004; Gellrich *et al.*, 2004; Farwell *et al.*, 2006; Knoll *et al.*, 2006).

A mandíbula desempenha um papel central tanto do ponto de vista estético, como também no exercício das funções fisiológicas normais do complexo estomatognático. Ela provê suporte estrutural para os músculos mastigatórios, dentes, soalho da boca, língua e lábios, exercendo um papel importante também na manutenção de uma via aérea pérvia. Dessa forma, funções fisiológicas importantes como a ingestão de alimentos, deglutição, mastigação, fala, respiração, além da estética facial e a qualidade de vida do paciente, serão severamente afetados se a continuidade do osso mandibular e seu relacionamento anatômico com as estruturas adjacentes não for restabelecido, trazendo problemas sociais importantes para esses indivíduos (Militsakh *et al.*, 2004; Farwell *et al.*, 2006; Knoll *et al.*, 2006; Martola *et al.*, 2006; Schupp *et al.*, 2007; Johannes *et al.*, 2009). Portanto, a reconstrução mandibular torna-se mandatória e indispensável para a sobrevivência do paciente que apresente um defeito de continuidade do osso mandibular.

Atualmente, a utilização de enxertos ósseos micro-vascularizados é o método de tratamento que oferece melhores resultados com menor índice de complicações para a reconstrução de grandes defeitos mandibulares, embora enxertos ósseos livres ainda representem uma boa opção em defeitos inferiores a 6cm, em áreas que não tenham sofrido radiação e que apresentem um boa condição de tecido mole de cobertura (August *et al.*, 2000; Tingoh *et al.*, 2008; Johannes *et al.*, 2009). No entanto, procedimentos de enxertia estão associados com um risco adicional e possíveis complicações para o paciente. Em indivíduos idosos, nos quais as condições de saúde já estejam comprometidas pela doença primária ou por outras condições médicas, essas modalidades de tratamento não são indicadas no mesmo tempo cirúrgico da ressecção mandibular (Pogrel *et al.*, 1997; Lindquist *et al.*, 2001; Shibahara *et al.*, 2002; Doty *et al.*, 2004; Kimura *et al.*, 2006; Tingoh *et al.*, 2008; Johannes *et al.*, 2009). Além disso, após a reconstrução com enxertos é difícil ter controle adequado dos tecidos em relação à recorrência de tumores, a qual ocorre principalmente dentro do primeiro ano pós-ressecção (Shibahara *et al.*, 2002; Gellrich *et al.*, 2004; Schupp *et al.*, 2007).

Tendo em vista esses inconvenientes, alguns profissionais preferem realizar a reconstrução mandibular utilizando apenas placas de titânio no momento da cirurgia de ressecção, a fim de estabilizar tridimensionalmente os segmentos mandibulares restantes, deixando a reconstrução definitiva com enxertos ósseos para um segundo momento. Dessa forma, o contorno anatômico e o papel fisiológico e funcional da mandíbula são mantidos pela placa de metal até o momento da reconstrução óssea. Após 12 ou 24 meses, o procedimento de reconstrução definitiva com enxertos ósseos associados a placas de reconstrução é realizado,

desde que as condições do paciente permitam e que não haja sinais de recidiva da lesão (Lindqvist *et al.*, 2001; Shibahara *et al.*, 2002; Gellrich *et al.*, 2004; Schupp *et al.*, 2007; Tingoh *et al.*, 2008).

Sendo assim, para unir defeitos de continuidade mandibular temporariamente, placas de reconstrução de várias configurações têm sido desenvolvidas e utilizadas com essa finalidade. Placas de reconstrução são placas de metal rígidas que são aplicadas na borda inferior da mandíbula, estabilizando segmentos mandibulares remanescentes, mantendo a oclusão e o contorno facial. Essas placas são capazes de suportar as forças de carga resultantes dos movimentos mastigatórios em uma situação chamada de carga suportada ou *load-bearing*, isto é, a força mastigatória imposta na região da placa é suportada apenas por ela, já que o osso não apresenta condições de compartilhar essa carga com a placa. Já em uma situação chamada de carga compartilhada ou *load-sharing*, o material de fixação e o osso mandibular dividem a carga mastigatória imposta àquela região, onde ambos contribuem para a estabilidade dos segmentos e reparo ósseo.

Progressivamente, as placas de reconstrução têm se tornado menores, de perfil mais delgado e com maior maleabilidade (Lindqvist *et al.*, 2001; Ellis & Graham, 2002; Militsakh *et al.*, 2004; Farwell *et al.*, 2006). A introdução do travamento dos parafusos à placa, chamadas placas *locking*, com suas características peculiares, trouxe outro impulso no desenvolvimento dessas placas, e o sistema 2,0mm *locking* de reconstrução tem sido introduzido como a última geração na melhoria dessas placas.

Uma preocupação que surge é se essas placas mais delgadas são capazes de suportar as forças de carga aplicadas sobre elas no local dos defeitos mandibulares sem que ocorra a fratura das mesmas, quando associadas a enxertos ósseos ou não. Até o nosso conhecimento, não há nenhum relato de testes biomecânicos que possam dar subsídios para a utilização dessas placas menos espessas em defeitos de continuidade mandibular em uma situação de *load-bearing* (a placa suporta toda a carga). Diante do exposto, todas as informações colocadas até aqui estimulam e justificam o interesse da 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 convencional já consagrado para tal indicação.

Sendo assim, este trabalho procurou avaliar a resistência mecânica, bem como verificar a distribuição de tensões promovidas por placas 2,0mm *locking* na reconstrução de defeitos mandibulares de ressecção. Muitos estudos mecânicos e biomecânicos *in vitro* são realizados com intuito de se alcançar melhores resultados clínicos, almejando beneficiar o ser humano. Para tal, este tipo de estudo foi e continua sendo realizado por diversos grupos de pesquisadores em diversos centros pelo mundo. Os resultados deste estudo poderão dá embasamento ao uso de novas placas no tratamento de defeitos de continuidade mandibular.

2. REVISÃO DA LITERATURA

O desenvolvimento de placas de reconstrução para o tratamento de defeitos de continuidade mandibular é um dos mais significantes avanços feitos na reconstrução mandibular. Spiessl (1976), foi quem primeiro relatou o uso de placas de metal para o tratamento de defeitos mandibulares pós-ressecção. O desenvolvimento dessas placas de titânio é um dos mais significantes avanços feitos na reconstrução mandibular. Originalmente, essas placas eram de aço inoxidável, mas atualmente as placas de reconstrução são feitas de titânio em virtude da maior resistência à corrosão, ductilidade e biocompatibilidade desse metal (Militsakh *et al.*, 2004; Tingoh *et al.*, 2008). As placas utilizadas inicialmente eram mais espessas e robustas, com um perfil mais largo, o que dificultava o seu manuseio. Além disso, ainda é necessária uma perfeita adaptação (contato) da placa ao osso subjacente, para que a correta redução dos segmentos fraturados seja mantida. Sem este íntimo contato, à medida que os parafusos são apertados, os segmentos ósseos são deslocados em direção à placa, alterando o relacionamento oclusal e o contorno mandibular obtidos (Herford & Ellis, 1998; Ellis & Graham, 2002; Farwell *et al.*, 2006).

Com a introdução da tecnologia de travamento dos parafusos à placa (placas *locking*), um novo passo foi dado no desenvolvimento das placas de reconstrução. A tecnologia *locking* melhorou ainda mais a estabilidade da reconstrução mandibular por meio da aplicação dos benefícios de um fixador externo aplicado internamente, em que os parafusos formam junto com a placa e o osso uma estrutura única. As primeiras placas que apresentavam essa tecnologia eram chamadas de placas THORP 4,0mm. Nesse tipo de placa, o travamento dos

parafusos à placa era conseguido por meio de um parafuso expansor que era inserido no interior da cabeça do parafuso que ficava ancorado no osso e na placa. À medida que o parafuso expansor era inserido, as flanges do parafuso ancorado no osso eram deslocadas lateralmente contra a placa, travando esse parafuso nas paredes do orifício da placa (Gellrich *et al.* 2004) (Figura 1).

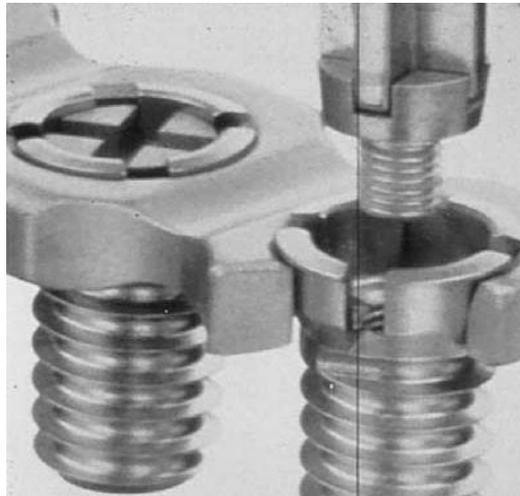


Figura 1: Placa THORP - Parafuso expansor sendo inserido na cabeça do parafuso ancorado ao osso.
Fonte: Gellrich *et al.* (2004)

Essas placas apresentavam um perfil maior (3,0mm), e estavam associadas a maiores taxas de complicações quando comparadas às placas *locking* de segunda geração, que apresentavam um perfil menos espesso (2,5mm), com menor diâmetro de parafusos (2,4mm), sem perder a resistência (Blackwell & Lacombe, 1999; Militsakh *et al.*, 2004; Gellrich *et al.*, 2004; Coletti *et al.*, 2009) (Figura 2).

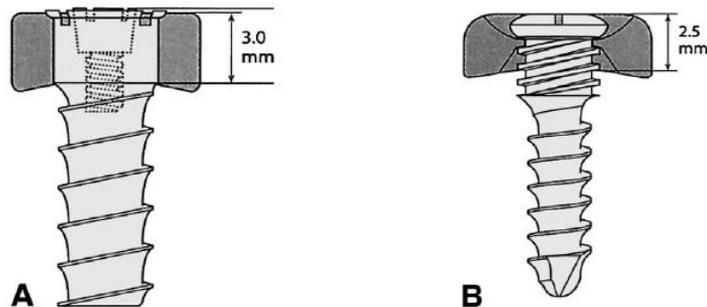


Figura 2: A - Placa THORP – 3,0mm de espessura. B – Placa locking de segunda geração – 2,5mm de espessura. Fonte: Gellrich *et al.* (2004)

Além disso, as placas *locking* de segunda geração apresentavam um mecanismo diferente de travamento dos parafusos à placa. Nesse tipo de placa, os parafusos e os orifícios das placas apresentavam roscas. À medida que os parafusos iam sendo inseridos no osso, eles eram rosqueados nos orifícios da placa e ficavam travados a mesma (Gellrich *et al.* 2004) (Figura 3).

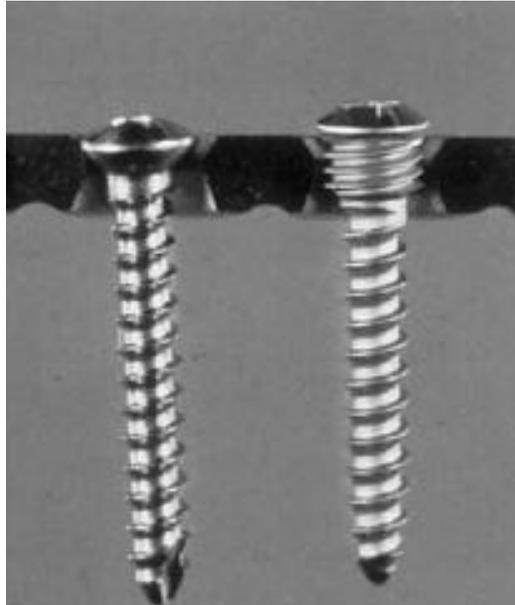


Figura 3: Parafuso convencional à esquerda e parafuso de travamento (*locking*) à direita.
Fonte: Gellrich *et al.* (2004)

Blackwell *et al.* (1996) realizaram um estudo retrospectivo em que 14 pacientes foram submetidos a reconstrução mandibular utilizando as placas THORP® em conjunção com retalhos de tecido mole. De acordo com os autores, uma taxa de 29% de complicações relacionadas à placa foi observada. Um paciente apresentou fratura da placa, enquanto três pacientes apresentaram exposição da placa através da pele.

Posteriormente, Blackwell & Lacombe (1999) conduziram um estudo semelhante em 27 pacientes submetidos à reconstrução de defeitos pós-ressecção, utilizando dessa vez placas 2,4mm *locking* de segunda geração, que apresentam um perfil mais delgado. Os autores

encontraram uma taxa de complicação de 7%, onde um paciente experimentou fratura da placa após 9 meses, e outro paciente apresentou exposição da placa através da pele. Eles concluíram que a alta incidência de exposição de placa no primeiro estudo pode ter sido resultado da geometria e alto perfil das placas THORP®.

Gellrich *et al.* (2004) realizaram um estudo retrospectivo comparando dois tipos de placas de travamento (placas THORP® e Placas *locking* de segunda geração = UniLock®). Foram envolvidos nesse estudo 107 pacientes que foram submetidos à reconstrução de defeitos mandibulares após ressecção de tumores, sendo utilizado 54 placas THORP® e 50 placas UniLock®. O período de acompanhamento variou de 18 a 87 meses, e as complicações foram divididas em fratura da placa, exposição da placa, reparo tardio de ferida cirúrgica e infecção. Os autores observaram que as placas THORP® e as placas UniLock® não apresentaram diferença estatística de acordo com os parâmetros estudados, no entanto as placas UniLock® apresentaram resultados melhores com menor índice de complicações. Considerando que as placas THORP® são mais espessas e seus parafusos maiores, os autores concluíram que as placas UniLock® são mais adequadas para o tratamento de defeitos de continuidade do osso mandibular.

Atualmente as placas *locking* de segunda geração são consagradas no tratamento de defeitos mandibulares pós-ressecção, assim como também as placas de reconstrução 2,4 mm convencionais, no entanto essas placas ainda apresentam desvantagens em virtude de seu perfil espesso. Coletti *et al.* (2009) avaliaram retrospectivamente os resultados de 110 pacientes submetidos à reconstrução mandibular com placas 2,4mm ou 2,3mm *locking* de segunda

geração. Os autores encontraram uma taxa de complicações semelhante ao primeiro estudo de Blackwell (1996), onde 13% dos pacientes apresentaram exposição da placa e 11% tiveram fratura das placas.

Progressivamente, as placas de reconstrução têm se tornado menores, de perfil mais delgado e com uma maior maleabilidade (Lindquist *et al.*, 2001; Ellis & Graham, 2002; Militsakh *et al.*, 2004; Farwell *et al.*, 2006), e o sistema de travamento 2,0mm de reconstrução foi introduzido como a geração seguinte na melhoria das placas de reconstrução. Ellis & Graham (2002) realizaram um estudo prospectivo envolvendo 59 pacientes em que foi avaliado o sistema de placa de reconstrução *locking* 2,0mm no tratamento de fraturas mandibulares complexas e cominutivas. Foram utilizados 102 placas em 80 fraturas. Não houve dificuldades intra-operatórias com o uso do sistema e a redução das fraturas foi considerada excelente em todos os casos. Apenas quatro pacientes tiveram as placas removidas em virtude de infecção, e os autores concluíram que o sistema é simples de ser utilizados e provê uma boa fixação para esse tipo de fratura. No entanto, poucos trabalhos têm avaliado o uso desse sistema na reconstrução mandibular em defeitos de continuidade.

Militsakh *et al.* (2004) publicaram os resultados de um estudo envolvendo 44 pacientes que foram submetidos à reconstrução mandibular pós-ressecção utilizando placas de reconstrução *locking* do sistema 2,0 mm associadas a enxertos vascularizados. Os autores observaram que este novo sistema é confiável, não havendo fratura da placa ou situações que requeresse a remoção das mesmas. De acordo com os autores, sua facilidade técnica de

aplicação, maleabilidade de contorno, e perfil mais delgado provaram ser vantajosos na reconstrução mandibular.

Farwell *et al.* (2006) publicaram um estudo retrospectivo avaliando 184 pacientes que foram submetidos a reconstrução mandibular com enxertos ósseos vascularizados, associados a placas de reconstrução com sistema *locking* 2,4mm ou 2,0mm. Os autores observaram que não houve diferença na taxa de complicação entre esses dois tipos de placas, e concluíram que em virtude de seu perfil menor e facilidade de aplicação, a placa 2,0mm é a placa de escolha para reconstruções mandibulares.

3.PROPOSIÇÃO

O propósito dos autores neste estudo foi avaliar comparativamente, *in vitro*, a resistência e a distribuição de tensões promovidas pela fixação por placas e parafusos dos sistemas 2,0mm com travamento e 2,4mm convencional, na reconstrução de defeitos mandibulares com perda de continuidade, e seu uso associado a enxertos.

4.MATERIAL E MÉTODOS

Este estudo foi realizado na Área de Cirurgia Buco-Maxilo-Facial do Departamento de Diagnóstico Oral e no laboratório da Área de Materiais Dentários do Departamento de Odontologia Restauradora, ambos na Faculdade de Odontologia de Piracicaba-Unicamp.

4.1 Placas e Parafusos

Foram utilizados para esse trabalho 108 parafusos de titânio de 10 mm de comprimento (Código 136240306010) para fixação dos sistemas 2,4mm convencional, e 108 do sistema 2,0mm com travamento (Código 136200309010) (Figura 4), fabricados pela Tóride Ind. e Com. Ltda. Foram utilizados também 24 placas de fixação, sendo 12 do sistema 2,4mm convencional (Código 136240623130) e 12 do sistema 2,0mm com travamento (Código 167200016100) (Figura 5). De acordo com o fabricante, as placas eram de titânio comercialmente puro, grau II, fabricados de acordo com a norma definida para a formação do metal titânio puro para implantes cirúrgicos da *American Society for Testing and Materials* (ASTM) F-67. Os parafusos eram de liga de titânio-6 alumínio-4 vanádio fabricados de acordo com a norma ASTM F-136, definida para produção de liga de Titânio para implantes cirúrgicos.

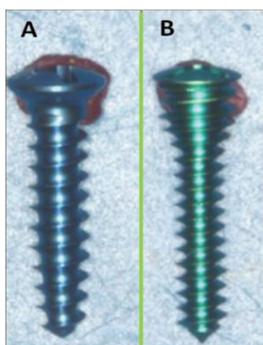


Figura 4: A – Parafuso 2,4mm. B – parafuso 2,0 mm locking

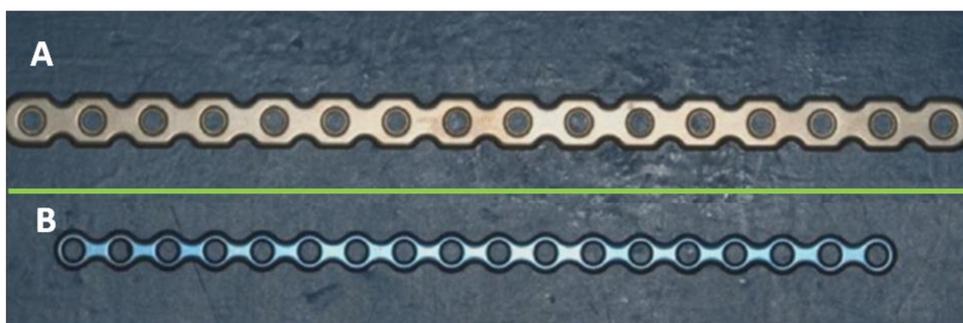


Figura 5: A – Placa de reconstrução 2,4mm convencional (não-locking) . B – Placa 2,0mm locking.

4.2 Mandíbulas

Para a realização deste trabalho foram utilizadas 20 réplicas de mandíbula humana de poliuretano da marca comercial Synbone® (Neugutstrasse 4, CH- 7208 Malans – Switzerland), modelo 8596, de tamanho padronizado, e quatro réplicas desta mandíbula de poliuretano em resina fotoelástica. Para a avaliação mecânica, as 20 réplicas de mandíbula humana da marca Synbone® foram divididas em quatro grupos (N = 5), descritos a seguir. As mandíbulas de cada grupo foram submetidas a uma ressecção em região de corpo mandibular, produzindo um defeito de continuidade de 5cm de extensão.

4.3 Experimento Mecânico

Descrição dos grupos:

- Grupo 1: Cinco mandíbulas com defeitos de continuidade fixadas com placa de reconstrução 2,0mm *locking* por meio de 8 parafusos de travamento de 10mm, sendo 4 no segmento proximal e 4 no segmento distal (Figura 6 – A).
- Grupo 2: Cinco mandíbulas com defeitos de continuidade e interposição de “enxerto” fixadas com placa de reconstrução *locking* 2,0mm por meio de 10 parafusos de travamento de 10mm, sendo 4 nas extremidades e 2 para fixação do “enxerto” (Figura 6 – B).
- Grupo 3: Cinco mandíbulas com defeitos de continuidade fixadas com placa de reconstrução 2,4mm por meio de 8 parafusos de 10mm, sendo 4 no segmento proximal e 4 no distal (Figura 6 – C).
- Grupo 4: Cinco mandíbulas com defeitos de continuidade e interposição de “enxerto” fixadas com placa de reconstrução 2,4mm por meio de 10 parafusos de 10mm, sendo 4 parafusos nas extremidades e 2 para fixação do “enxerto” (Figura 6 – D).

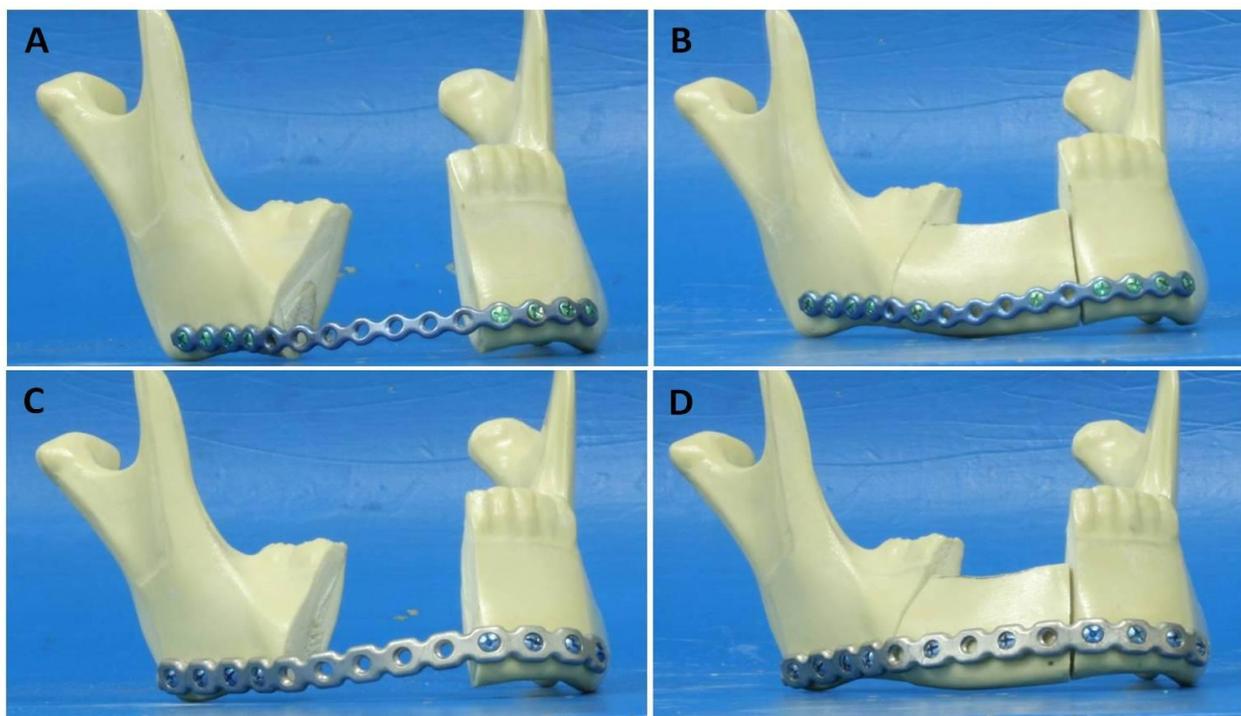


Figura 6: A – Mandíbula fixada com placa 2,0mm *locking*. B – Mandíbula fixada com placa 2,0mm *locking* com “enxerto”. C – Mandíbula fixada com placa 2,4mm. D – Mandíbula fixada com placa 2,4mm com “enxerto”.

4.3.1 Preparo da Amostra

Uma placa 2,4mm convencional e uma placa 2,0mm com sistema de travamento foram dobradas de acordo com os contornos da mandíbula de poliuretano e em seguida fixadas. Após a fixação de cada uma dessas placas, guias de redução em resina acrílica (Dental Vipi Ltda., Pirassununga/SP, Brasil) foram confeccionados para auxiliar na padronização do posicionamento, dobra e fixação das demais placas, e ainda auxiliar na redução das mandíbulas após serem seccionadas (Figura 7). Para a realização da dobra das placas foram utilizados dobradores específicos, que compõem o instrumental dos sistemas de fixação Tóride®

utilizados, onde as placas eram apreendidas e conformadas cuidadosamente de acordo com a anatomia das mandíbulas para se evitar o excesso de dobradura e a fadiga do metal.

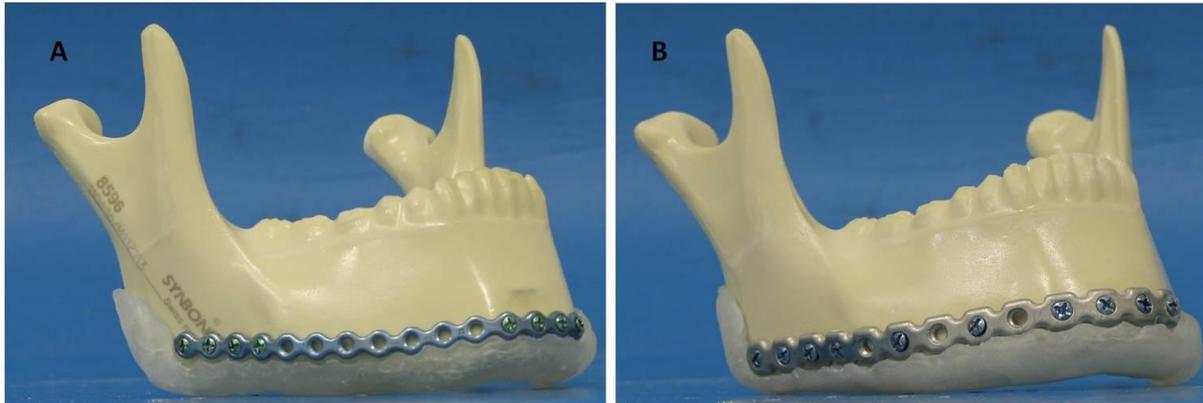


Figura 7: Guia de redução em posição, respeitando a presença da placa e permitindo que após a ressecção a mandíbula fosse reposicionada em sua posição original. A- Grupos 1 e 2 – placa 2,0 mm com travamento. B - Grupos 3 e 4 – placa 2,4 mm convencional

Após a fixação de todas as placas, tanto do sistema 2,4mm convencional como do sistema 2,0mm *locking*, as placas foram removidas para permitir o seccionamento das mandíbulas. As 20 réplicas de mandíbula humana (Synbone®) foram uniformemente seccionadas simulando um defeito gerado por ressecção parcial em corpo de mandíbula de 5cm de extensão utilizando um outro guia de resina acrílica confeccionado especificamente para este fim, conforme Asprino, 2005. Para tal seccionamento, foi utilizado um disco diamantado (Diaflex-F, Horico, Cód. 359F220, Alemanha) acoplado a peça reta, em micromotor elétrico, sendo a secção transversal à mandíbula. Esse seccionamento foi dirigido de vestibular para lingual, na mesial do canino anteriormente e mesial do segundo molar posteriormente, simulando assim um defeito mandibular pós-ressecção tumoral de 5cm de extensão. Em 10 dessas mandíbulas, o segmento mandibular de 5cm de extensão ressecado foi também seccionado em sua porção alveolar com

auxílio de um guia do mesmo material, com o objetivo de simularmos um enxerto ósseo (Figura 8). Posteriormente, a porção que foi ressecada da mandíbula foi reposicionada e fixada de tal maneira simulando uma condição de enxertia.



Figura 8: Guias de resina acrílica para orientar e padronizar o seccionamento das mandíbulas de segundo molar a canino (acima). Guia para orientação do seccionamento da porção da mandíbula que foi ressecada (abaixo).

Após a ressecção, as mandíbulas foram reduzidas por meio do guia de redução, confeccionado previamente em resina acrílica e novamente fixadas em redução anatômica com as placas pré-contornadas, conforme Asprino, 2005. A fixação das placas foi realizada de acordo com a especificação da placa e parafuso previamente determinados pelos princípios básicos para tratamento de fraturas preconizados pela AO/ASIF (Arbeitsgemeinschaft für

osteosynthesefragen / Association for the Study of Internal Fixation), seguindo a especificidade de cada um dos quatro grupos e assim distribuídas.

4.3.2 Teste de Carregamento

O Teste de Carregamento linear foi utilizado com o objetivo de avaliar a resistência dos sistemas de fixação às forças exercidas sobre os mesmos. Para isso, foi utilizada uma máquina para ensaio universal servo-hidráulica Instron®, modelo 4411 (Figura 9) (Instron Corp, Norwood, MA) do departamento de Odontologia Restauradora da Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas (FOP-UNICAMP).



Figura 9: Máquina de ensaio universal e painel de controle da máquina

As mandíbulas foram fixadas em um suporte de aço inox especificamente confeccionado para este fim, com o auxílio de um bloco de resina acrílica. Para a confecção deste bloco de resina, foi utilizado um molde metálico previamente lubrificado com vaselina (Figura 10). Uma porção de resina acrílica foi colocada no molde metálico, e a seguir as mandíbulas foram incluídas no molde, mantendo toda a extensão de sua borda posterior submersa na resina até a

completa polimerização do material. Após a polimerização da resina, este bloco foi dividido ao meio para que todas as mandíbulas pudessem ser encaixadas e removidas após o fim do teste. Este molde metálico permitiu a padronização das dimensões do bloco de resina e seu posicionamento e fixação no suporte utilizado para o teste mecânico (Figura 11).

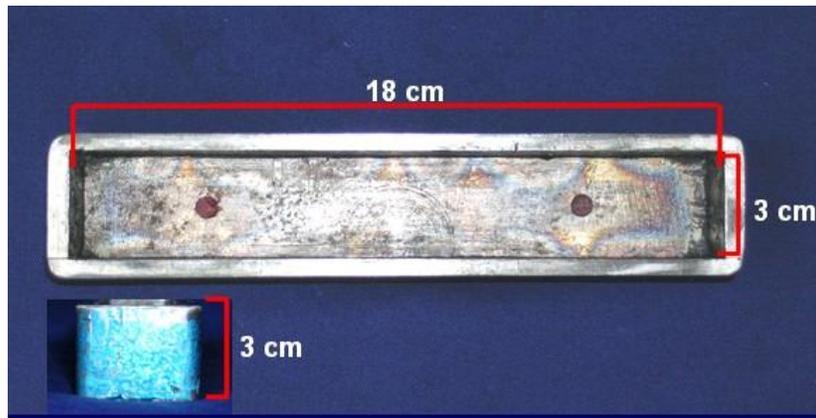


Figura 10: Molde metálico utilizado para confecção do bloco de resina e inclusão das mandíbulas.

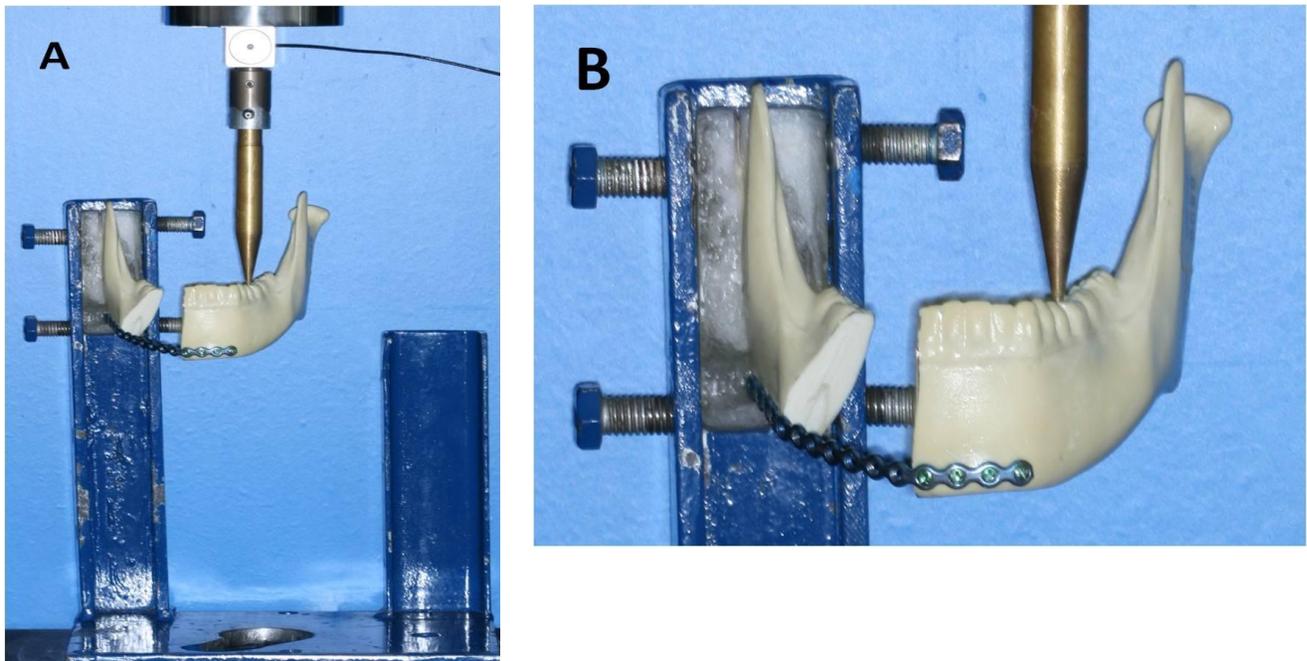


Figura 11: A – Mandíbula fixada no suporte metálico acoplado à máquina Instron 4411®. B – Detalhe do bloco de resina confeccionado para auxiliar na padronização da fixação das mandíbulas no suporte metálico

As cinco mandíbulas de cada grupo foram submetidas uma única vez a uma força linear de carregamento progressivo a uma velocidade de 2mm/min na região de corpo mandibular contralateral ao defeito, na oclusal do primeiro molar, utilizando uma ponta de metal de forma cônica (Figura 12). O valor de resistência ao carregamento foi registrado, em Newtons, quando o dispositivo de aplicação de carga atingiu o deslocamento de 5mm.

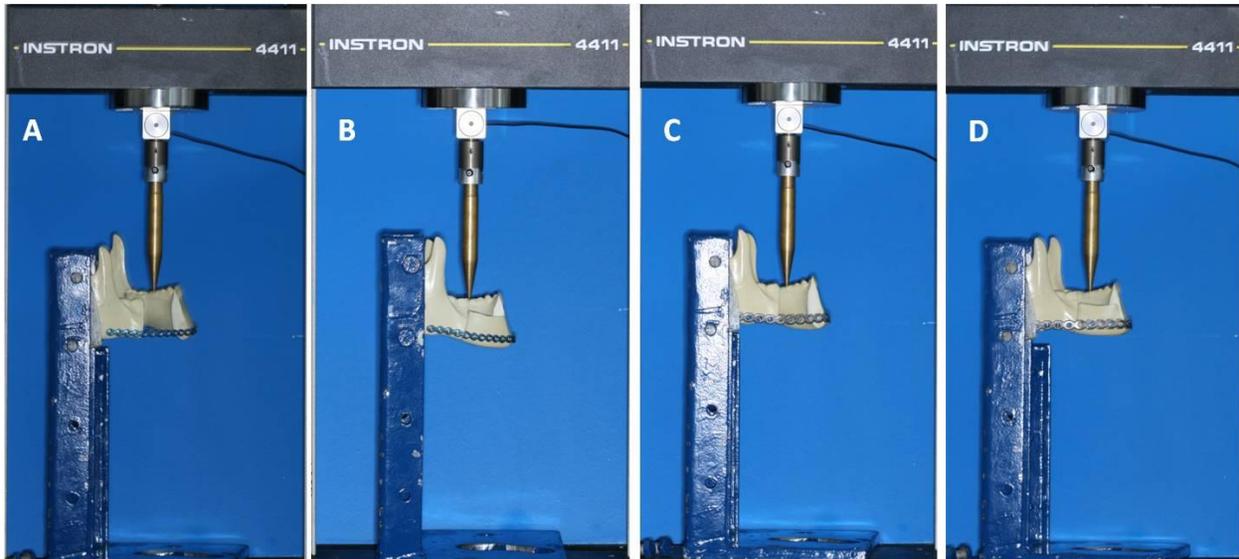


Figura 12: Mandíbulas de poliuretano dos quatro grupos sendo submetidas ao teste de carregamento linear. A – Grupo 1. B – Grupo 2. C – Grupo 3. D – Grupo 4.

4.4 Experimento Fotoelástico

Para os testes fotoelásticos, as quatro réplicas da mandíbula de poliuretano em resina fotoelástica também foram submetidas a um defeito de continuidade de 5cm de extensão em região de corpo mandibular, e divididas da mesma forma entre os quatro grupos (Figura 13 – A, B, C e D).

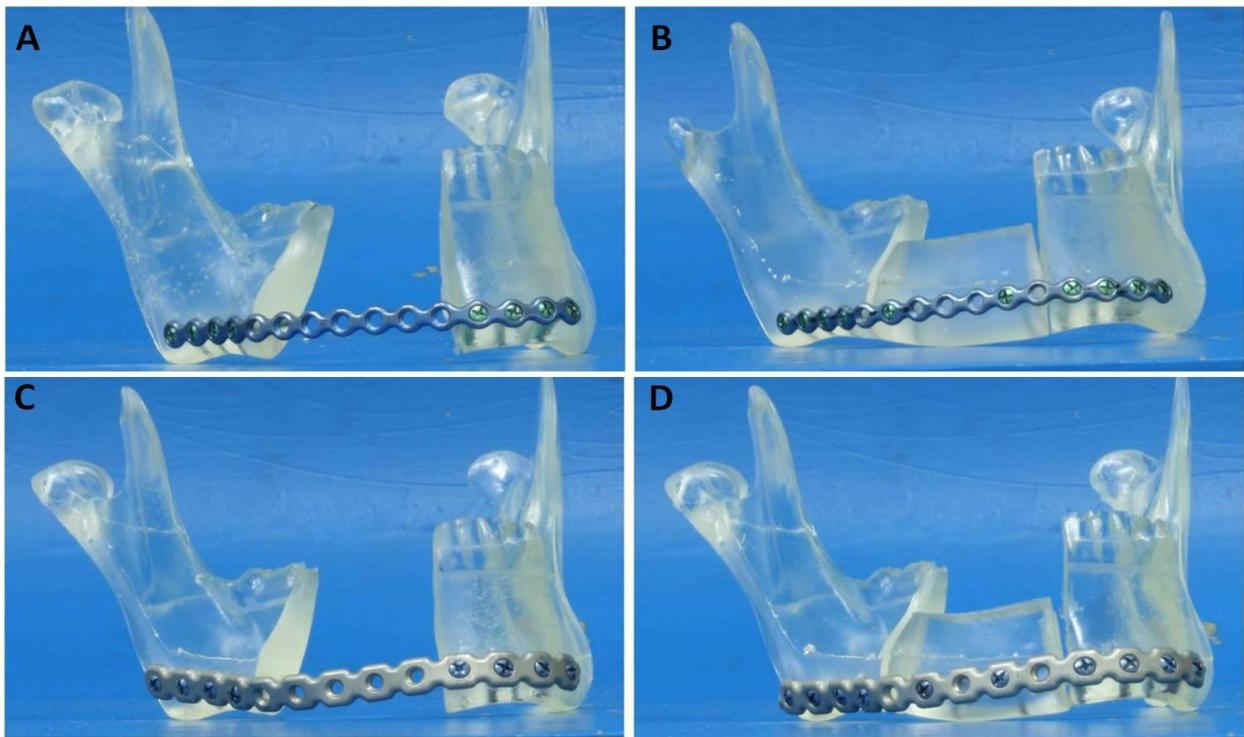


Figura 13: Imagens das mandíbulas em resina fotoelástica preparadas de acordo com a especificação de cada grupo. A - Mandíbula fixada com placa 2,0mm *locking*. B – Mandíbula fixada com placa 2,0mm *locking* com “enxerto”. C – Mandíbula fixada com placa 2,4mm. D – Mandíbula fixada com placa 2,4mm com “enxerto”.

4.4.1 Preparo da Amostra

Para a confecção das mandíbulas em resina fotoelástica, uma mandíbula da marca comercial Synbone® foi fixada e moldada com material de moldagem à base de silicone em uma moldeira de madeira artesanal confeccionada especificamente para este fim (Figura 14 A). O material de moldagem a base de silicone Silibor® (Clássico Artigos Odontológicos Ltda. – São Paulo, São Paulo - Brasil) foi manipulado na proporção de 3 a 4% de líquido catalisador para cada porção de silicone dosada. A seguir, procedeu-se ao preenchimento da moldeira de madeira com o material de moldagem de maneira lenta, a fim de se evitar a formação de bolhas por inclusão de ar. A mandíbula da marca Synbone foi recoberta lentamente pelo Silibor® até ficar totalmente imersa no material (Figura 14 B). Foi aguardado 24 horas para a completa presa do material de moldagem para a posterior separação do molde/mandíbula. A mandíbula de poliuretano foi removida cuidadosamente do interior do material de moldagem para minimizar alterações de forma do molde, como perfurações ou rasgamento (Figura 14 C).

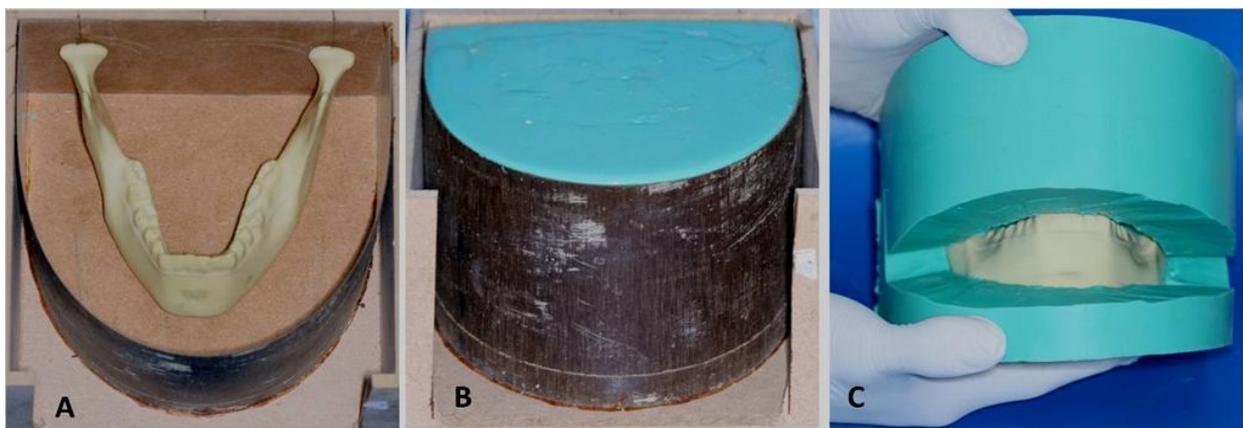


Figura 14) A - Mandíbula de poliuretano fixada na moldeira de madeira. B - Moldeira de madeira preenchida com o material de moldagem a base de silicone Silibor®. C - Mandíbula de poliuretano sendo removida cuidadosamente do interior do molde

A confecção das réplicas de mandíbula em resina fotoelástica 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. A proporção da mistura é de 100 partes de GY 279 para 48 partes de HY2963, sendo utilizado neste experimento 74 ml para cada mandíbula (50 ml de GY 279 e 24 ml de HY 2963). Ambas as porções foram vertidas em recipiente tipo Becker e misturadas com bastão de vidro até a completa homogeneização dos produtos. A homogeneização da mistura foi realizada de forma vagarosa com o objetivo de se evitar a incorporação de bolhas no material, o que poderia dificultar o processo de análise dos modelos fotoelásticos. Com o auxílio de uma seringa, a mistura foi injetada lentamente no molde em aberturas posteriores correspondente à porção posterior dos côndilos, até completar todo o conteúdo interno do mesmo. O molde foi preso por meio de fitas e elásticos visando o não extravasamento da resina (Figura 15).

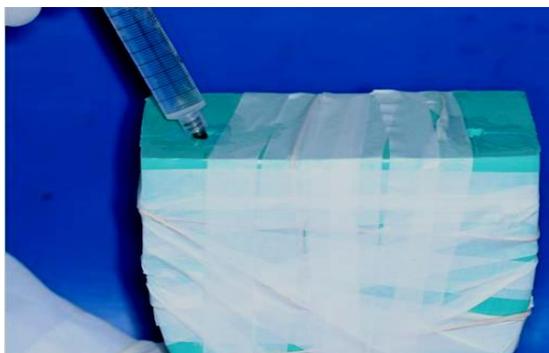


Figura 15: Resina fotoelástica sendo injetada no molde por meio de aberturas localizadas em regiões correspondentes à porção posterior dos côndilos

Foi aguardado um período adicional de 72 horas para a remoção dos modelos fotoelásticos dos moldes de Silibor®, seguindo recomendações do fabricante (Figura 16).



Figura 16: Mandíbula fotoelástica obtida após sua remoção do interior do molde

Após sua obtenção, as quatro mandíbulas de resina fotoelástica foram seccionadas da mesma forma, com o auxílio dos guias de resina acrílica, produzindo também um defeito de 5cm de extensão. Em duas mandíbulas, o segmento mandibular de 5cm de extensão ressecado foi seccionado removendo-se sua porção alveolar, e reposicionado simulando uma condição de enxertia. De forma idêntica às mandíbulas de poliuretano, as mandíbulas em resina fotoelástica foram reduzidas e fixadas com o auxílio dos guias de redução, seguindo a particularidade de cada um dos quatro grupos, e assim distribuídas entre eles. As 24 placas dos sistemas de fixação e os 216 parafusos utilizados para os testes mecânicos e fotoelásticos foram colocados por um investigador, evitando-se assim desvio da técnica.

4.4.2 Ensaio Fotoelástico

Para a análise fotoelástica foi utilizado uma máquina para ensaio universal servo-hidráulica Instron®, modelo 4411 (Instron Corp, Norwood, MA) acoplado ao polariscópio da área de Materiais Dentários do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campina (FOP-UNICAMP). As quatro mandíbulas de resina fotoelástica dos grupos experimentais foram embebidas em vaselina líquida (Rioquímica – Indústria Farmacêutica Ltda.) e submetidas uma única vez a uma força linear de carregamento na região de corpo mandibular contralateral ao defeito, de forma idêntica ao que foi realizado com as mandíbulas de poliuretano. A máquina de ensaio foi programada para realizar o teste a uma velocidade constante de 2mm/min. Para a análise dos testes fotoelásticos, as mandíbulas em resina fotoelástica foram fotografadas no momento inicial (antes do início do teste), a fim de se demonstrar a ausência de tensões residuais. Quando a ponta de incidência de carga atingiu o deslocamento de 5mm, uma nova tomada fotográfica foi realizada para que fosse possível avaliar a distribuição de franjas isocromáticas. As fotografias foram realizadas em duas orientações, com o objetivo de se visualizar as regiões de sínfise e ângulo mandibular. Também foi realizada filmagem dos testes para registro e observação do padrão de distribuição das tensões.

4.5. Forma de análise dos resultados

4.5.1 Análise Mecânica

Os dados obtidos a partir dos testes de carregamento foram submetidos à análise estatística a fim de se comparar quantitativamente as médias de carga em Newtons obtidas a

partir dos diferentes grupos do estudo. Para a comparação dos valores de carga suportados pelos dois tipos de placa, os dados foram submetidos à análise de variância (ANOVA) com dois fatores de variação (placa, enxerto) seguido pelo teste de Tukey-Kramer a um nível de significância de 5%, utilizando-se o procedimento GLIMMIX do sistema SAS (SAS Institute Inc. The SAS System, release 9.2 – TS Level 2M0. SAS Institute Inc, Cary:NC, 2008).

4.5.2 Análise Fotoelástica

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

5.1 Teste de Carregamento

Em relação à média dos valores de carga suportada pelos dois tipos de placa, estando associadas ou não ao enxerto e no deslocamento de 5mm, os dados foram montados em uma tabela composta de média e desvio padrão (Tabela 1).

Tabela 1 – Média e desvio padrão dos valores médios de carga suportada pelas placas 2,0mm com travamento e 2,4mm convencional, sem enxerto e com enxerto associado, no deslocamento de 5mm.

	Placa 2,0mm sem enxerto	Placa 2,0mm com enxerto	Placa 2,4mm sem enxerto	Placa 2,4mm com enxerto
Deslocamento (mm)	5	5	5	5
Média de carga (N)	4,88	6,04	10,88	11,41
Desv Pad	0,612	0,842	0,878	1,785

Com base nesses resultados e por meio da aplicação de teste estatístico específico (ANOVA), foi observado diferença estatística ($p < 0,01$) somente para o fator de variação “placa”, sem haver interação entre os fatores “placa” e “enxerto” (Tabela 2).

Tabela 2 – Análise de variância dos dados da variável “Carga” de acordo com modelo apropriado para experimentos em fatorial (2x2) estimado com técnica para análise de medidas repetidas

Efeito	Graus de Liberdade		Valor F	Valor-p
	Numerador	Denominador		
Placa	1	16	128,01	0,0001
Enxerto	1	16	2,84	0,1115
Placa*Enxerto	1	16	0,41	0,5330

A ausência de efeito do fator “enxerto” e da interação indica que este fator não afeta significativamente a carga, restando apenas o efeito do fator Placa que ocorre de forma uniforme em todos os níveis do fator “enxerto”.

Em relação ao tipo de placa isoladamente, verificou-se que a placa 2,4mm apresentou uma resistência superior à placa 2,0mm com travamento, com uma média de valor de carga significativamente maior, independente da presença ou não do enxerto (Gráfico 1).

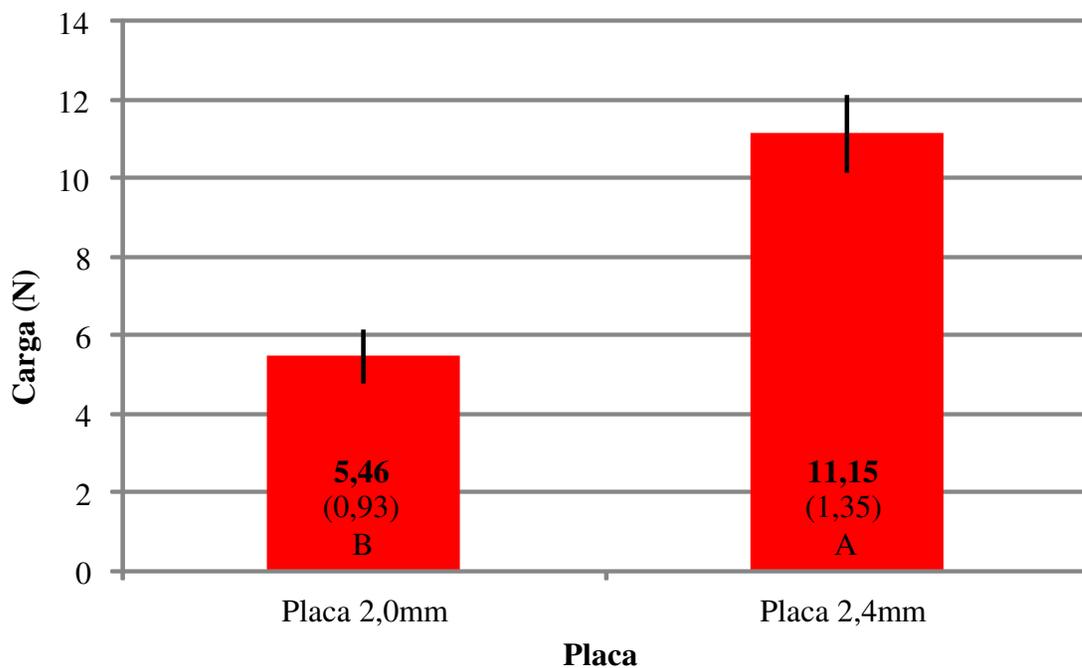


Gráfico 1 – Média (desvio-padrão), limites do intervalo de confiança (95%) e teste de Tukey para comparação das médias de Carga nos níveis do fator Placa. Barras com letras iguais não diferem entre si.

5.2 Teste Fotoelástico

5.2.1 Grupo Placa 2,0mm com travamento sem enxerto

Uma réplica de mandíbula com simulação de ressecção em corpo mandibular fixada com placa 2,0mm *locking*, sem a presença do enxerto, foi submetida à carga na região de corpo mandibular contralateral ao defeito até o registro de 5mm de deslocamento. Para a região de sínfise foi possível verificar concentração de tensões ao redor da placa e parafusos, com a presença de franjas isocromáticas dispostas principalmente na região de mento (Figura 17 – A). Na região de ângulo mandibular, uma maior concentração de tensões foi observada principalmente ao redor dos parafusos mais distais do segmento, com a presença de franjas isocromáticas se distribuindo para a região de ângulo e ramo mandibular, com uma concentração mais intensa na região de linha oblíqua externa (Figura 17 – B).

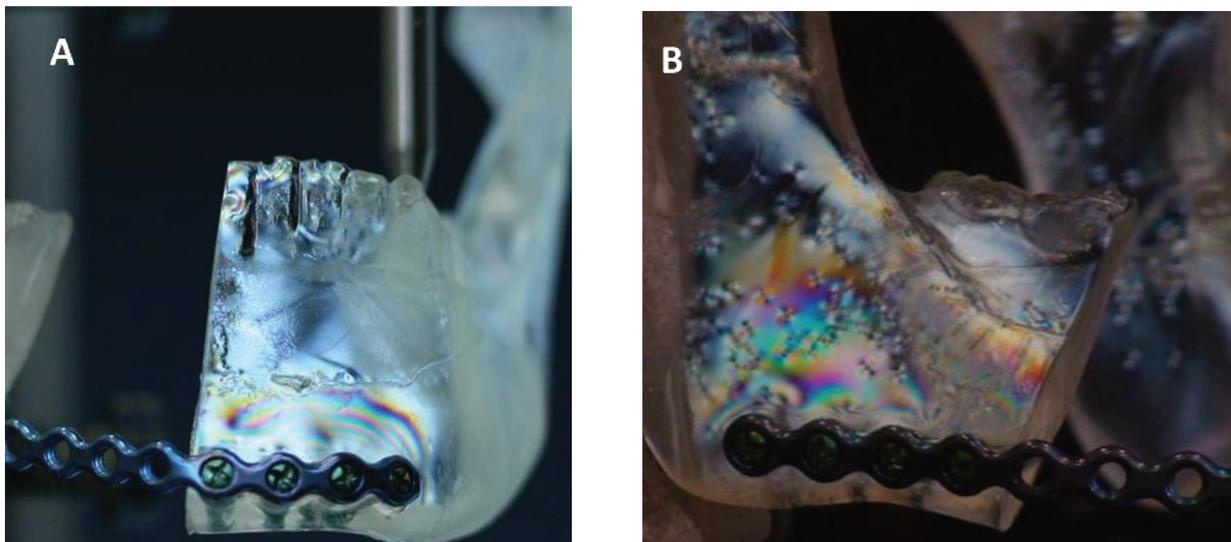


Figura 17: A – Concentração de tensões ao redor da placa e parafusos na região de sínfise. B – Maior concentração de tensões ao redor dos parafusos mais distais e linha oblíqua externa

5.2.2 Grupo Placa 2,0mm com travamento com enxerto

Uma réplica de mandíbula com simulação de ressecção em corpo mandibular fixada com placa 2,0mm *locking*, associada com a presença do enxerto, foi submetida à carga na região de corpo mandibular contralateral ao defeito até o registro de 5mm de deslocamento. Para a região de sínfise, foi possível observar uma menor concentração de tensões ao redor da placa e parafusos em comparação ao grupo anterior (Figura 17), com a presença de franjas isocromáticas distantes da placa e distribuídas mais uniformemente por toda a região de sínfise mandibular e também no enxerto (Figura 18 – A). Na região de ângulo mandibular, uma menor concentração de tensões foi observada ao redor da placa e parafusos, com a presença de franjas isocromáticas se distribuindo de maneira mais uniforme pelo ângulo e ramo mandibular, e com uma concentração menos intensa na região de linha oblíqua externa ao final dos 5mm quando se compara com a mesma região do grupo anterior (Figura 18 – B).

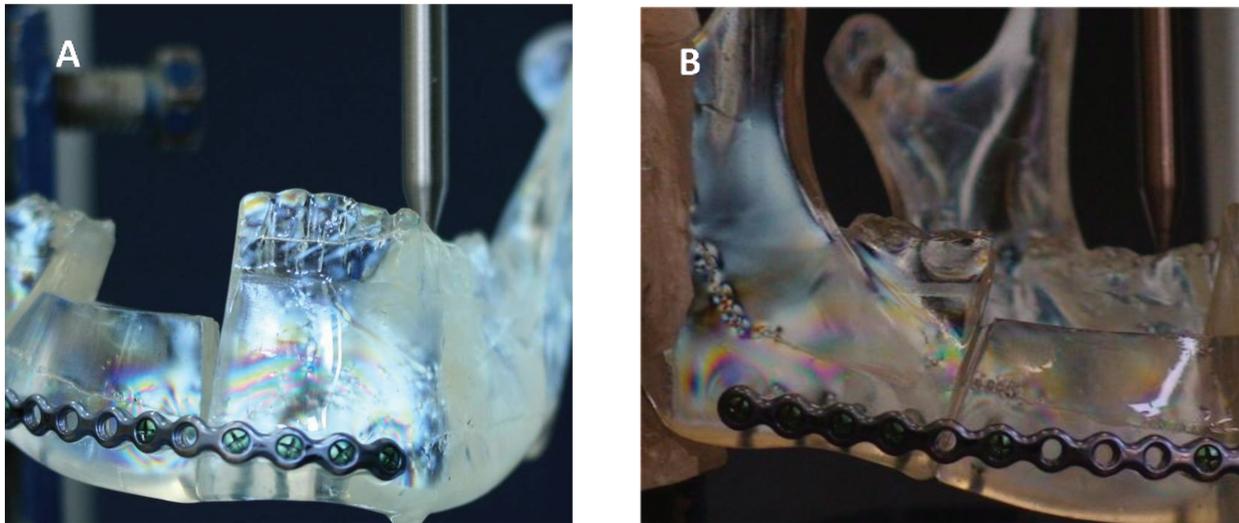


Figura 18: A – Presença de franjas isocromáticas distantes da placa e distribuídas mais uniformemente por toda a região de sínfise mandibular e no enxerto B – presença de franjas isocromáticas se distribuindo de maneira mais uniforme pelo ângulo e ramo mandibular quando comparamos com a mesma região do grupo anterior.

5.2.3 Grupo Placa 2,4mm sem enxerto

Neste grupo, uma réplica de mandíbula com simulação de ressecção em corpo mandibular, foi fixada com placa 2,4mm convencional, sem enxerto, e submetida à carga na região de corpo mandibular contralateral ao defeito até o registro de 5mm de deslocamento. Para a região de sínfise, foi possível observar concentração de tensões ao redor da placa e dos parafusos, com a presença de franjas isocromáticas dispostas principalmente ao redor dos dois parafusos mais distais (Figura 19 – A). Na região de ângulo mandibular, observou-se a presença de franjas isocromáticas se distribuindo para a região de ângulo e ramo mandibular, com uma maior concentração de tensões na região de linha oblíqua externa ao final dos 5mm de deslocamento (Figura 19 – B).

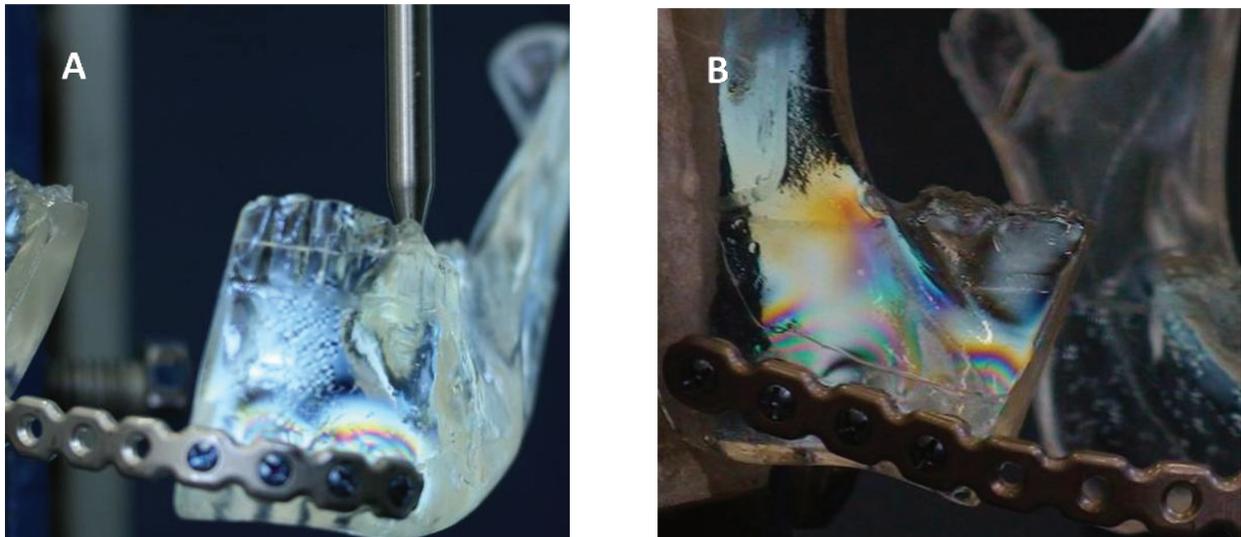


Figura 19: A – Concentração de tensões ao redor da placa e dos parafusos na região de sínfise. B – Presença de franjas isocromáticas se distribuindo para a região de ângulo e ramo mandibular, com uma maior concentração de tensões na região de linha oblíqua externa.

5.2.4 Grupo Placa 2,4 mm com enxerto

Neste grupo, uma réplica de mandíbula com simulação de ressecção em corpo mandibular, foi fixada com placa 2,4mm convencional, associada com a presença do enxerto, e submetida à carga na região de corpo mandibular contralateral ao defeito até o registro de 5mm de deslocamento. Para a região de sínfise, foi possível observar uma menor concentração de tensões ao redor da placa e parafusos em comparação ao grupo anterior (Figura 19), com a presença de franjas isocromáticas distantes da placa e distribuídas mais uniformemente por toda a região de sínfise mandibular e também no enxerto (Figura 20 – A). Na região de ângulo mandibular, observou-se a presença de franjas isocromáticas se distribuindo para a região de ângulo e ramo de maneira mais uniforme, e também no enxerto. Foi observado ainda uma concentração de franjas menos intensa na região de linha oblíqua externa ao final dos 5mm de deslocamento quando se compara com a mesma região do grupo anterior (Figura 20 – B).

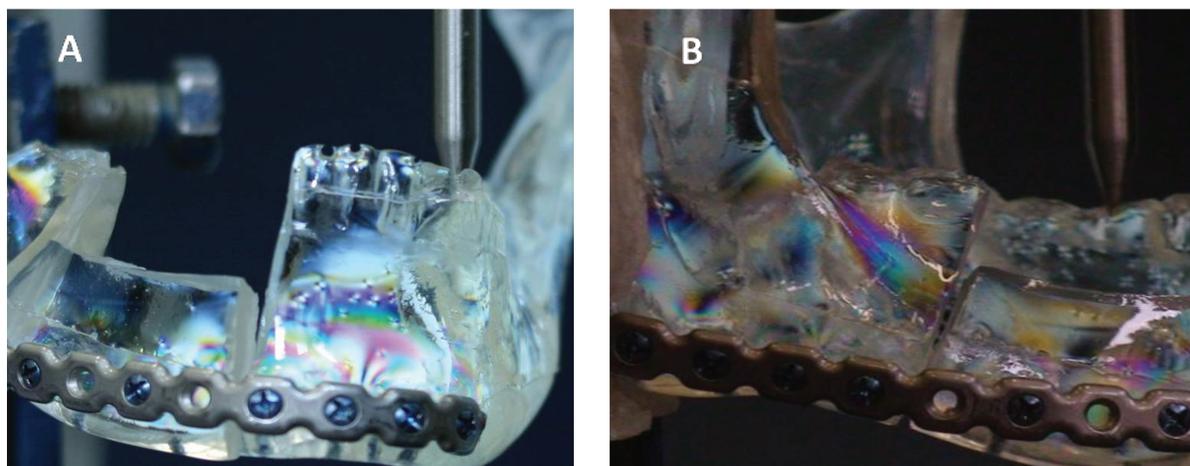


Figura 20: A – Presença de franjas isocromáticas distantes da placa e distribuídas mais uniformemente por toda a região de sínfise mandibular e também no enxerto. B – Presença de franjas isocromáticas se distribuindo para a região de ângulo e ramo mandibular de maneira mais uniforme, em comparação ao grupo anterior, e também no enxerto.

6. Discussão

Apesar do desenvolvimento de novos materiais e do aperfeiçoamento na técnica cirúrgica, a reconstrução de defeitos de continuidade do osso mandibular ainda representa um desafio mesmo para os cirurgiões mais experientes. A introdução das placas de reconstrução representou grande avanço no tratamento desse tipo de defeito mandibular. No entanto, em virtude de seu perfil largo e dificuldade de manuseio, vários trabalhos têm mostrado maior índice de complicações com a utilização desse tipo de placa, quando comparada a placas de titânio mais delgadas (Blackwell & Lacombe, 1999; Gellrich *et al.* 2004).

O surgimento da tecnologia de travamento dos parafusos à placa (*locking*) com suas vantagens associadas permitiu que mesmo placas mais delgadas fossem capazes de suportar forças mastigatórias em situações onde as placas de reconstrução mais robustas são tradicionalmente utilizadas (Lindquist *et al.*, 2001; Ellis & Graham, 2002; Militsakh *et al.*, 2004; Farwell *et al.*, 2006). No entanto, apenas os trabalhos clínicos de Militsakh *et al.* (2004) e Farwell *et al.* (2006) utilizaram placas 2,0mm com sistema de travamento para o tratamento de defeitos de continuidade mandibular, e sempre associadas a enxertos ósseos. Até o nosso conhecimento, não há estudo mecânico que tenha avaliado a resistência de placas 2,0mm com travamento nesse tipo de defeito mandibular empregando a metodologia utilizada neste estudo. Esse tipo de análise é importante, pois pode nos fornecer subsídios para a utilização com segurança desse tipo de placa na reconstrução de defeitos mandibulares. Diversos estudos mecânicos utilizando essa metodologia já foram desenvolvidos pela Área de Cirurgia Bucomaxilofacial da FOP-UNICAMP com o objetivo de se avaliar diferentes formas de fixação em

mandíbulas de poliuretano (Asprino *et al.*, 2006; Sato *et al.*; 2010; Sato *et al.*, 2012). Embora esse tipo de análise não reproduza de forma precisa a dinâmica dos movimentos mandibulares nem as forças que atuam sobre este osso, ela permite a comparação das duas formas de fixação empregadas neste estudo em relação à resistência ao carregamento (Van Eijden, 2000; Wong *et al.*, 2010).

Há diversos estudos que procuraram investigar as forças atuando sobre a mandíbula íntegra e reconstruída, incluindo observações clínicas, estudos em animais e análises experimentais em biomodelos. Em relação aos biomodelos, sua utilização permite padronizar e diminuir o tamanho da amostra, além de reduzir a necessidade de experimentação animal (Wong *et al.*, 2010, 2011). O modelo de mandíbula de poliuretano da marca comercial Synbone® foi escolhido porque além de reproduzir a mandíbula humana de forma padronizada, evitando as desvantagens de mandíbulas de cadáver, o mesmo já foi avaliado e testado em diversos outros estudos semelhantes (Haug *et al.*, 1996; Bredbenner *et al.*, 2001). Um desses estudos demonstrou inclusive que a mandíbula Synbone® tem um torque de inserção e resistência à remoção do parafuso comparável ao osso humano (Bredbenner *et al.*, 2001).

Para a escolha do deslocamento, inicialmente os sistemas de fixação 2,4mm convencional e 2,0mm com travamento foram carregados até deslocamentos superiores a 20mm, na tentativa de visualizarmos a carga de pico e o momento da falência de cada um dos sistemas. No entanto, não foi possível observar a falência de nenhum dos sistemas mesmo com valores de deslocamento acima de 20mm, o que seria clinicamente inaceitável. Diante desses

resultados preliminares, adotamos o valor de 5mm de deslocamento para análise dos valores de carga, já que este deslocamento estaria mais próximo de uma situação clínica real.

No presente estudo, os resultados do teste de carregamento linear mostraram que a placa 2,4mm convencional apresentou uma resistência mecânica estatisticamente superior à placa 2,0mm com travamento, independente da presença ou não do enxerto (Gráfico 1, página 39). Isto é, os grupos 3 e 4, onde foi usado placa de reconstrução 2,4mm convencional, apresentaram resistência mecânica superior aos grupos 1 e 2, com $p < 0,01$. Esse resultado pode ser justificado pelo fato da placa 2,4mm apresentar uma espessura maior (2,0 mm) do que a placa 2,0mm *locking* (1,5 mm). Apesar do emprego da tecnologia de travamento nas placas 2,0mm, a maior espessura da placa 2,4mm foi preponderante para o seu comportamento mecânico superior. Esta característica tem sido observada em outros trabalhos.

Lindqvist *et al.*(2001) realizaram um estudo clínico e radiográfico em ovelhas comparando quatro sistemas de fixação com travamento (a - THORP® - 3,0mm de espessura, b - TLSRP – 2,8mm de espessura, c - UniLock® - 2,5mm de espessura e d - Thread-Lock® - 3,0mm de espessura). Neste trabalho, 16 ovelhas foram submetidas à confecção de um defeito de continuidade mandibular de 3 a 4 cm de extensão na região de ângulo mandibular, sendo quatro ovelhas para cada uma das formas de fixação. Avaliações clínicas e radiográficas foram realizadas no período de um e dois meses de pós-operatório. Os autores observaram fratura de cinco parafusos, todos eles do grupo de fixação mais delgada (UniLock®). Além disso, foi observado um total de seis placas fraturadas, sendo apenas duas placas no grupo THORP® e

nenhuma no grupo fixada com placas Thread-Lock®, isto é, as placas mais espessas apresentaram menor índice de fraturas.

Doty *et al.* (2004) compararam as propriedades mecânicas de três sistemas de fixação atualmente disponíveis para a reconstrução de defeitos mandibulares de continuidade. Neste estudo, placas de reconstrução 3,0mm com sistema de travamento, placas 2,4mm de reconstrução convencional (2,5mm de espessura) e placas 2,4mm com sistema de travamento de perfil mais baixo (2,0mm de espessura) foram utilizadas na fixação de 24 mandíbulas de poliuretano com um defeito lateral de 4cm de continuidade. Os autores observaram que todos os três sistemas de fixação se comportaram de forma semelhante, porém o sistema de maior perfil apresentou um resultado levemente superior em relação à fadiga.

Shupp *et al.* (2007) realizaram um estudo em que foi avaliado o comportamento mecânico de diferentes sistemas de fixação. Neste trabalho, foi comparada a resistência mecânica de placas 2,4mm *locking* com e sem parafuso de travamento, com placas 2,4mm e 2,7mm convencionais utilizadas na fixação de mandíbulas de poliuretano com defeitos de continuidade entre o canino e terceiro molar. Os autores observaram que as placas 2,4mm *locking* com parafuso de travamento apresentaram comportamento mecânico estatisticamente superior em relação às placas 2,4mm convencionais, demonstrando a maior resistência mecânica desse tipo de fixação em relação à forma convencional. O sistema 2,7mm convencional, por ser mais robusto, pareceu superior quando as placas foram bem adaptadas, já que duas dessas placas suportaram todo o teste sem que ocorresse a fratura das mesmas. No entanto, sua maior espessura torna o manuseio dessas placas mais difícil, o que levou os

autores a considerar o uso das placas 2,4mm com travamento como a melhor opção para esse tipo de defeito.

Esses resultados de trabalhos mecânicos favorecem o uso de placas mais espessas, onde uma maior resistência dessas placas é observada em comparação ao uso de placas de menor espessura em uma situação de defeito de continuidade. Esse resultado também foi observado no presente trabalho. No entanto, os resultados de diversos trabalhos clínicos favorecem o uso de placas mais delgadas, onde se observa um menor índice de complicações e ainda uma maior facilidade no manuseio dessas placas, como foi discutido anteriormente (Blackwell, 1999; Gellrich, 2004; Militsak, 2004; Farwell, 2005).

Avaliando-se o fator enxerto e de que forma ele influenciou a resistência mecânica ao deslocamento, verificou-se que o conjunto placa – enxerto – mandíbula não apresentou resistência mecânica estatisticamente superior em comparação à situação de ausência do enxerto, para ambos os tipos de placa separadamente. Isto é, embora as mandíbulas fixadas com placas 2,0 mm *locking* e 2,4 convencional estando associadas à presença do enxerto (Grupos 2 e 4) apresentassem média de carga superior aos seus respectivos grupos 1 e 3, esta diferença não foi significativa.

Como metodologia complementar ao teste mecânico, testes fotoelásticos foram realizados para uma melhor compreensão do comportamento biomecânico deste tipo de situação. O estudo da concentração e distribuição das tensões, vistas na análise fotoelástica, indicam a presença de forças ao redor das placas e dos parafusos, sendo variáveis de fundamental importância, pois podem explicar complicações clínicas, como quando ocorre uma

reabsorção óssea ao redor de um parafuso, sob a placa (*stress shielding*) ou até mesmo fratura da placa (Shibahara, 2002; Martola, 2007; Coletti, 2009). Dessa forma, é importante a avaliação da tensão gerada no sistema osso/fixação, assim como áreas de concentração de tensões e vetores de distribuição das mesmas. Uma vez que uma área com grande concentração de tensão indica um ponto de fragilidade deste sistema, e possível fonte de complicações, sistemas com tensões bem distribuídas, em que não haja áreas de concentração de tensão acentuada, indicam uma melhor qualidade do sistema. Desta forma, os resultados fotoelásticos deste estudo mostraram que a presença do enxerto, nas duas formas de fixação (2,0mm *locking* e 2,4mm convencional), favoreceu uma melhor distribuição de tensões (Grupos 2 e 4), havendo uma menor concentração de tensões ao redor das placas e dos parafusos, com a presença de franjas isocromáticas se distribuindo de maneira mais uniforme por toda a região de sínfise, ângulo e ramo mandibular, e também no enxerto, quando se compara com as mesmas regiões dos grupos 1 e 3, onde não havia a presença do enxerto. Embora o enxerto não tenha aumentado de forma significativa a resistência mecânica ao deslocamento, sua presença propiciou uma distribuição de tensões mais equilibrada para ambos os tipos de placa de acordo com os resultados deste estudo, fato que favorece o seu emprego, desde que as condições clínicas do leito receptor e do paciente permitam.

A utilização de enxertos ósseos permite que o paciente retorne às suas funções mastigatórias de forma mais precoce. Sua presença em uma situação de reconstrução imediata provê suporte estrutural para os tecidos moles circundantes diminuindo as chances de exposição da placa (Coletti *et al.*, 2009) . Além disso, o enxerto também provê suporte ósseo

para a placa, reduzindo o período em que o sistema de fixação terá que suportar toda a carga mastigatória (*load-bearing*). Com o passar do tempo e à medida que a incorporação do enxerto ao leito ósseo receptor for acontecendo, a distribuição de tensões ao redor da placa, parafusos e enxerto ósseo ocorrerá de forma mais equilibrada, diminuindo a chance de complicações relacionadas ao sistema de fixação como fratura da placa e afrouxamento de parafusos (Arden *et al.*, 1999; Shibahara *et al.*, 2002; Martola *et al.*, 2007; Coletti *et al.*, 2009).

Os resultados mecânicos do presente estudo e de outros trabalhos comentados anteriormente são diferentes dos resultados clínicos obtidos nos trabalhos de Militsak *et al* (2004), e de Farwell *et al* (2005), onde a placa 2,0mm *locking* se comportou de maneira similar à placa 2,4mm, não havendo fratura dessa placa mais delgada ou situações que requeresse a remoção das mesmas, de forma que não houve diferença na taxa de complicação entre esses dois tipos de placas. Embora o fator resistência mecânica deva ser considerado, e no nosso estudo a placa 2,4mm tenha sido superior à placa 2,0mm, outros fatores devem ser levados em consideração quando da escolha do método de fixação neste tipo de defeito. A força de mordida no pós-operatório, a presença de dentição, o comprimento do defeito a ser reconstruído, a qualidade dos tecidos no leito receptor, radioterapia, terapia antibiótica adequada, enfim, todos esses fatores estão envolvidos no sucesso ou falha da reconstrução mandibular, e devem ser levados em consideração na escolha do método de reconstrução a ser utilizado (August, 2000). Dentre eles, a força de mordida traz um maior desafio à resistência mecânica oferecida pelas placas, pois essas placas mais delgadas terão que ser capazes de suportar as forças mastigatórias

transmitidas a elas e ao osso mandibular, sem que ocorra sua fratura, estando associadas a enxertos ou não, mesmo que essas forças se encontrem limitadas.

Wedel *et al.* (1994) realizaram um estudo envolvendo 98 pacientes (56 homens e 42 mulheres) que apresentavam defeitos maxilo-mandibulares em virtude de ressecção de tumor, injúrias por armas de fogo, defeitos congênitos, dentre outros, e que receberam tratamento reabilitador por meio de próteses dentárias. Os pacientes foram examinados clinicamente, por meio de questionários, e a eficiência mastigatória e a força oclusal foram registradas. Os autores observaram que os valores médios da força oclusal foi extremamente baixo, e atribuíram esse resultado ao defeito ósseo criado, ao estado da dentição e à idade avançada dos pacientes.

Curtis *et al.* (1996) compararam a função mastigatória de pacientes que sofreram ressecção mandibular e que foram submetidos à reconstrução com enxerto ósseos, com os pacientes que não foram reconstruídos, tendo como grupo controle pacientes saudáveis. Os pacientes foram divididos nesses três grupos, sendo 10 pacientes por grupo. Medidas da função mastigatória incluíram força de mordida no primeiro molar e incisivos, e função de língua e bochecha. Os autores registraram para o primeiro molar uma média de força de mordida de 314 N para os indivíduos do grupo controle, 148 N para os pacientes que foram reconstruídos com placas e enxertos, e 76 N para os pacientes que foram reconstruídos apenas com placas. Para os incisivos, os resultados encontrados nos três grupos foram 204 N, 69 N e 43 N respectivamente. Este resultado foi similar ao resultado encontrado por Urken *et al.* em 1991 (343 N para pacientes saudáveis, 162 N para pacientes que foram reconstruídos, e 23 N para pacientes não reconstruídos).

Em outro estudo, Curtis *et al.* (1999) compararam os valores de força mastigatória em 6 pacientes submetidos à ressecção mandibular e posteriormente reconstruídos com enxertos ósseos, com os valores de 6 pacientes com as mandíbulas intactas. Os autores encontraram que embora a diferença não tenha sido estatisticamente significativa, os valores de força mastigatória em molares e incisivos nos pacientes reconstruídos foram respectivamente 22% e 32% menor em comparação aos indivíduos saudáveis. Estes resultados de força mastigatória diminuída nesse tipo de paciente parecem favorecer o uso deste tipo de placa mais delgada e de menor resistência mecânica nessas situações de reconstrução mandibular, o que pode justificar pelo menos em parte os resultados positivos encontrados nos trabalhos de Militsakh *et al.* (2004), e de Farwell *et al.* (2005) com o uso das placas 2,0mm *locking*. Além disso, com a utilização de placas mais delgadas associadas a enxertos ósseos, as cargas mastigatórias serão suportadas pelo sistema de fixação e pelo enxerto ósseo quando o paciente retorna à função, diminuindo o fenômeno de *stress shielding* já que o enxerto será colocado sobre uma tensão funcional, sendo importante para a sua revascularização e incorporação (Kennady, 1989a;1989b).

Quando um enxerto ósseo é utilizado para reconstruir um defeito mandibular, esse conjunto formado atua como uma fratura mandibular necessitando de 6 semanas de fixação para se conseguir uma união óssea. O sistema de placas aplicado na fixação desses segmentos ósseos deve suportar então toda a carga (*load bearing*) por pelo menos esse período, isto é, até que ocorra o reparo ósseo e consolidação da fratura. Já em uma situação de ressecção mandibular e reconstrução apenas com o uso da placa 2,0mm *locking*, adiando a realização do

enxerto ósseo para um segundo momento, traz uma condição bastante desafiadora a essa forma de fixação, pois a placa teria que suportar as forças de carga aplicadas sobre ela durante um período prolongado.

Com base nisso, o sistema 2,0mm com travamento não é indicado em uma condição de *load-bearing*. Nesses casos, recomenda-se as placas mais espessas (2,4mm convencional ou 2,4mm locking), para diminuir o risco de complicações relacionadas à placa, como fratura e afrouxamento dos parafusos, já que neste estudo este tipo de placa apresentou maior resistência mecânica ao deslocamento. Esse tipo de conduta também é compartilhada por outros autores (Militsakh, 2004; Farwell, 2005). Já em uma situação de reconstrução imediata com enxerto ósseo, esses autores recomendam o uso do sistema 2,0mm *locking*, pois acreditam que ele pode fornecer o melhor de ambos os mundos, sendo mais delgado e maleável propiciando uma maior facilidade de manuseio, e aparentemente sendo forte o suficiente para evitar complicações relacionadas ao sistema, desde que utilizado em conjunto com enxerto ósseos.

Entretanto, de acordo com nossos resultados, embora o enxerto tenha propiciado uma distribuição de tensões mais uniforme em ambas as formas de fixação, sua presença não promoveu aumento da resistência mecânica ao deslocamento para nenhum tipo de placa. Dessa forma, o uso do sistema 2,0mm *locking*, utilizado neste estudo, ainda não pode ser indicado para tratamento de defeitos de continuidade mandibular, mesmo em situações onde tenha sido realizada a reconstrução com enxerto ósseo no mesmo momento.

Vale salientar que o sistema 2,0mm *locking* utilizado neste estudo é diferente do sistema de fixação utilizado nos trabalhos de Militsakh *et al.* (2004), e de Farwell *et al.* (2005), nos quais foram utilizadas placas 2,0mm *locking* reconstrutiva da Synthes®. Embora o perfil das placas seja semelhante à utilizada neste estudo (1,5mm), características como o design da placa e altura são diferentes. Além disso, a liga de titânio presente nos nossos parafusos é de Ti-6Al-4V, enquanto que os parafusos do sistema de fixação da Synthes® são da liga Ti-6Al-7Nb, os quais apresentam um comportamento superior em relação à corrosão e à indução de resposta inflamatória quando comparada à liga de Ti-6Al-4V (Rogers, *et al.*, 1997). Todos esses fatores relacionados especificamente ao sistema de fixação também podem contribuir para as diferenças nos resultados quando comparamos os trabalhos clínicos com este estudo mecânico.

Atualmente, nenhuma das técnicas disponíveis satisfaz todas as necessidades encontradas para o sucesso da reconstrução mandibular, e dessa forma é importante que pesquisas continuem para que o melhor meio de reconstrução seja encontrado. Estudos prospectivos aleatórios e controlados, com maior período de acompanhamento e com um número razoável de pacientes são necessários para que possa ser indicado com mais segurança placas 2,0 mm *locking* para defeitos mandibulares pós-ressecção.

7. CONCLUSÃO

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

- O sistema de fixação interna para reconstrução mandibular 2,0mm *locking* apresentou resistência mecânica insatisfatória para reconstrução de defeitos de continuidade mandibular;
- A associação de enxerto ósseo favoreceu a distribuição das tensões, mas não promoveu aumento na resistência mecânica dos sistemas avaliados na reconstrução de defeitos de continuidade mandibular.

REFERÊNCIAS *

1. Arden RL, Rachel JD, Marks SC, Dang K. Volume-Lenght Impact of Lateral Jaw Resections on Complication Rates. *Arch Otolaryng Head Neck Surg.* 1999; 125:68-72.
2. 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.
3. 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.
4. August M, Tompach P, Chang Y, Kaban L. Factors Influencing the Long-Term Outcome of mandibular reconstruction. *J Oral Maxillofac Surg.* 2000; 58:731-37
5. Bredbenner TL, Haug RH. Substitues for human cadaveric bone in maxillofacial rigid fixation research. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2000;90:574.
6. Blackwell KE, Buchbinder D, Urken ML. Lateral oromandibular reconstruction using soft tissue free flaps and plates. *Arch Otolaryng Head Neck Surg.* 1996; 122:672-78.
7. Blackwell KE, Lacombe V. The Bridging Lateral mandibular Reconstruction Plate Revisited. *Arch Otolaryng Head Neck Surg.* 1999; 125:988-93.
8. Chiodo TA, Ziccardi VB, Janal M, Sabitini C. Failure Strength of 2.0 locking Versus 2.0 Conventional Synthes Mandibular Plates - A Laboratory Model. *J Oral Maxillofac Surg.* 2006; 64:1475-79.
9. Coletti DP, Ord R, Liu X. Mandibular Reconstruction and Second Generation Locking Reconstruction Plates - Outcome of 110 patients. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2009; 38:960-63.
10. Curtis DA, Plesh O, Miller AJ, Curtis TA, Sharma A, Schweitzer R, Hilsinger RL, Schour L, Singer M. A Comparison of Masticatory Function in Patients With or Without Reconstruction of the Mandible. *Head & Neck.* 1997; 19:287-96.
11. Curtis DA, Plesh Hannam AG, Sharma A, Curtis TA. Modeling of jaw biomechanics in the reconstructed mandibulectomy patient. *Head & Neck.* 1999; 81:167-73.

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

12. 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
13. Doty JM, Ptenkowski D, Goltz M, Haug R, Valentino J, Arosarena OA. Biomechanical Evaluation of Fixation Techniques for Bridging Segmental Mandibular Defects. Arch Otolaryng Head Neck Surg. 2004, Vol. 130, pp. 1388-1392.
14. Ellis E, Graham J. Use of a 2.0 mm Locking Plate/Screw System for Mandibular Fracture Surgery. J Oral Maxillofac Surg. 2002; 60:642-45.
15. Farwell DG, Kezirian EJ, Heydt JL, Yueh B, Futran ND. Efficacy of small reconstruction plates in vascularized bone graft mandibular reconstruction. Head & Neck. 2006; 28:573-79.
16. Gellrich N, Suarez-Cunqueiro MM, Otero-Cepeda XL, Schmelzeisen R, Gutwald R. Comparative Study of Locking Plates in Mandibular Reconstruction After Ablative Tumor Surgery - THORP Versus Unilock System. J Oral Maxillofac Surg. 2004; 62:186-93.
17. Haug RH, Barber JE, Reifeis R. A Comparison of mandibular angle fracture plating techniques. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 1996; 82:257.
18. Herford A, Ellis E. Use of a Locking Reconstruction Bone Plate/Screw System for Mandibular Surgery. J Oral Maxillofac Surg. 1998; 56:1261-65.
19. Johannes TM, Robert JJ, Ellen M, Ron K. Nonvascularized Bone Grafts for Segmental Reconstruction of the Mandible—A Reappraisal. J Oral Maxillofac Surg. 2009; 67:1446-52.
20. Kennady MC, Tucker MR, Lester GE, Buckley ML. Histomorphometric evaluation of stress shielding in mandibular continuity defects treated with rigid fixation plates and bone grafts. Int J Oral Maxillofac Surg. 1989; 18:170-74.
21. Kennady MC, Tucker MR, Lester GE, Buckley ML. Stress shielding effect of rigid internal fixation plates on mandibular bone grafts. Int J Oral Maxillofac Surg. 1989; 18:307-10.
22. Kimura A, Nagasao T, Kaneko T, Tamaki T, Miyamoto J, Nakajima T. Adequate fixation of plates for stability during mandibular reconstruction. J Cranio Maxillofac Surg. 2006; 34:193-200.
23. Knoll W, Gaida A, Maurer P. Analysis of mechanical stress in reconstruction plates for bridging mandibular angle defects. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery. 2006; 34:201-209.
24. Lindquist C, Soderholm AL, Salo A, Subasinghe J, Ylijok S, Skutnabb K, Hallikainen D. A comparative study on four screw-plate locking systems in sheep: a clinical and radiological study. Int J Oral Maxillofac Surg. 2001; 30: 160-66.

25. Martola M, Lindquist C, Hanninen H, Al-Sukhun J. Fracture of Titanium Plates Used for Mandibular Reconstruction Following Ablative Tumor Surgery. *J Biomed Mater Res.* 2006; 80B: 345-52.
26. Militsak ON, Wallace DI, Kriet JD, Girod DA, Olvera MS, Tsue TT. 2004. Use of the 2.0-mm locking reconstruction plate in primary oromandibular reconstruction after composite resection. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2004; 131: 1660-65.
27. Pogrel MA, Podlesh S, Anthony JP, Alexander J. A Comparison of Vascularized and Nonvascularized Bone Grafts for Reconstruction of Mandibular Continuity Defects. *J Oral Maxillofac Surg.* 1997; 55:1200-06.
28. Rogers SD, Howie DW, Graves SE, Pearcy MJ, Haynes, DR. In vitro human monocyte response to wear particles of titanium alloy containing vanadium or niobium. *J Bone Joint Surg Br.* 1997; 79(2):311–315.
29. Sato FR, Asprino L, Consani S, de Moraes M. Comparative biomechanical and photoelastic evaluation of different fixation techniques of sagittal split ramus osteotomy in mandibular advancement. *J Oral Maxillofac Surg.* 2010 Jan;68(1):160-6.
30. Sato FR, Asprino L, Consani S, Noritomi PY, de Moraes M. A comparative evaluation of the hybrid technique for fixation of the sagittal split ramus osteotomy in mandibular advancement by mechanical, photoelastic, and finite element analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2012 Feb 28.
31. Schupp W, Arzdorf M, Linke B, Gutwald R. Biomechanical Testing of Different Osteosynthesis Systems for Segmental Resection of the Mandible. *J Oral Maxillofac Surg.* 2007; 65:924-30.
32. Shibahara T, Noma H, Furuya Y, Takaki, R. 2002. Fracture of Mandibular Reconstruction Plates Used After Tumor Resection. *J Oral Maxillofac Surg.* 2002; 60:182-85.
33. Spiessl B. *New Concepts in Maxillofacial Bone Surgery.* New York, NY, Springer-Verlag, 1976.
34. Tingoh B, Lee S, Tideman H, Stoelinga PJW. Mandibular Reconstruction in Adults - a review. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2008; 37:597-605.
35. Urken ML, Buchbinder D, Weinberg H. Functional evaluation following microvascular oromandibular reconstruction of the oral cancer patient: a comparative study of reconstructed and nonreconstructed patients. *Laryngoscope.* 1991; 101:935-50
36. Van Eijden TMGJ. Biomechanics of the Mandible. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2000; 11(1):123-136.
37. Wedel A, Yontchev E, Carlsson GE, Ow R. Masticatory function in patients with congenital and acquired maxillofacial defects. *J Prosthetic Dent.* 1994; 72:303-08.

38. Wong RCW, Tideman H, Kin L, Merckx MAW. Biomechanics of mandibular reconstruction: a review. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2010; 39:313-19.
39. Wong RCW, Tideman H, Merckx MAW, Jansen J, Goh SM, Liao K. Review of biomechanical models used in studying the biomechanics of reconstructed mandibles. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2011; 40:393-400.

APÊNDICE 1

Resultados Brutos

Grupo 1	
	Desloc. de 5mm
Mandíbula 1	4,71
Mandíbula 2	4,28
Mandíbula 3	4,47
Mandíbula 4	5,82
Mandíbula 5	5,12
Média	4,88
Desvio Padrão	0,612004902

Grupo 3	
	Desloc. de 5mm
Mandíbula 1	10,43
Mandíbula 2	11,47
Mandíbula 3	9,6
Mandíbula 4	11,11
Mandíbula 5	11,8
Média	10,882
Desvio Padrão	0,878675139

Grupo 2	
	Desloc. de 5mm
Mandíbula 1	7
Mandíbula 2	4,89
Mandíbula 3	6,7
Mandíbula 4	5,64
Mandíbula 5	6
Média	6,046
Desvio Padrão	0,84278111

Grupo 4	
	Desloc. de 5mm
Mandíbula 1	12,69
Mandíbula 2	10,76
Mandíbula 3	13,18
Mandíbula 4	11,73
Mandíbula 5	8,68
Média	11,41
Desvio Padrão	1,785292693

APÊNDICE 2

ANÁLISE ESTATÍSTICA:

ANÁLISE DE VARIÂNCIA (MEDIDAS REPETIDAS)

The GLIMMIX Procedure

<i>Model Information</i>	
<i>Data Set</i>	E.DADOS_28_12_2011
<i>Response Variable</i>	carga
<i>Response Distribution</i>	Gaussian
<i>Link Function</i>	Identity
<i>Variance Function</i>	Default
<i>Variance Matrix</i>	Diagonal
<i>Estimation Technique</i>	Restricted Maximum Likelihood
<i>Degrees of Freedom Method</i>	Residual

<i>Class Level Information</i>		
<i>Class</i>	<i>Levels</i>	<i>Values</i>
<i>placa</i>	2	x y
<i>enxerto</i>	2	com sem

<i>Number of Observations Read</i>	20
<i>Number of Observations Used</i>	20

<i>Dimensions</i>	
<i>Covariance Parameters</i>	1
<i>Columns in X</i>	9
<i>Columns in Z</i>	0
<i>Subjects (Blocks in V)</i>	1
<i>Max Obs per Subject</i>	20

<i>Optimization Information</i>	
<i>Optimization Technique</i>	None
<i>Parameters</i>	5
<i>Lower Boundaries</i>	1
<i>Upper Boundaries</i>	0
<i>Fixed Effects</i>	Not Profiled

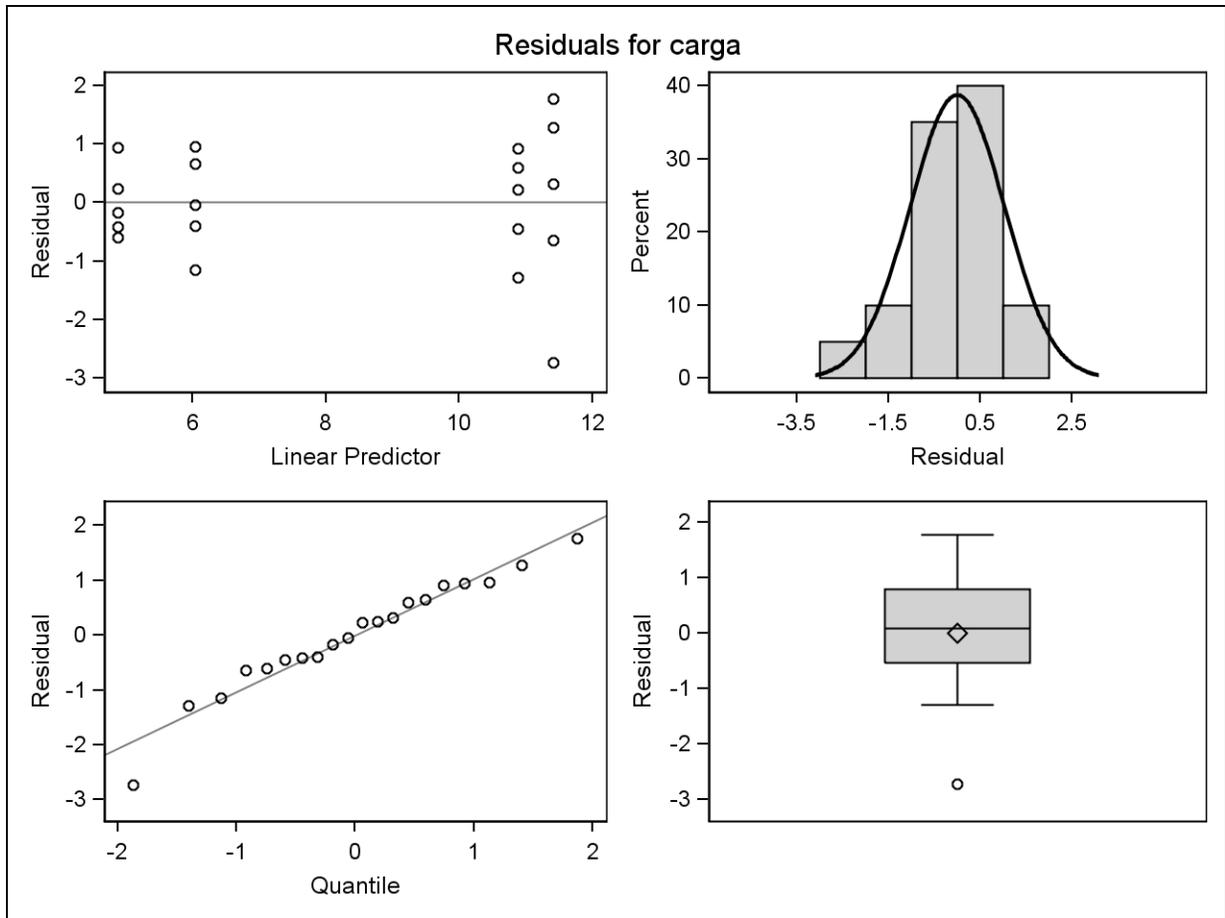
<i>Fit Statistics</i>	
<i>-2 Res Log Likelihood</i>	55.55
<i>AIC (smaller is better)</i>	65.55
<i>AICC (smaller is better)</i>	71.55
<i>BIC (smaller is better)</i>	69.42
<i>CAIC (smaller is better)</i>	74.42
<i>HQIC (smaller is better)</i>	65.75
<i>Pearson Chi-Square</i>	20.18
<i>Pearson Chi-Square / DF</i>	1.26

<i>Type III Tests of Fixed Effects</i>				
<i>Effect</i>	<i>Num Den</i>		<i>F Value</i>	<i>Pr > F</i>
	<i>DF</i>	<i>DF</i>		
<i>placa</i>	1	16	128.01	<.0001
<i>enxerto</i>	1	16	2.84	0.1115
<i>placa*enxerto</i>	1	16	0.41	0.5330

<i>placa Least Squares Means</i>					
<i>Placa</i>	<i>Estimate</i>	<i>Standard</i>			<i>Pr > t </i>
		<i>Error</i>	<i>DF</i>	<i>t Value</i>	
x	5.4630	0.3551	16	15.38	<.0001
y	11.1450	0.3551	16	31.38	<.0001

*Differences of placa Least Squares Means
Adjustment for Multiple Comparisons: Tukey*

<i>Placa</i>	<i>Placa</i>	<i>Estimate</i>	<i>Standard Error</i>	<i>DF</i>	<i>t Value</i>	<i>Pr > t </i>	<i>Adj P</i>
x	y	-5.6820	0.5022	16	-11.31	<.0001	<.0001



<i>Coeficiente de Asimetria</i>	<i>Coeficiente de Curtose</i>	<i>W: Shapiro-Wilk</i>	<i>Valor-p Ho:Normal</i>
-0.74757	1.29554	0.96103	0.5646

Analysis Variable : carga Carga

<i>Placa</i>	<i>N Obs</i>	<i>Mean</i>	<i>Std Dev</i>	<i>Upper 95% CL for Mean</i>	<i>Lower 95% CL for Mean</i>
x	10	5.463	0.927	6.126	4.800
y	10	11.145	1.355	12.114	10.176

Analysis Variable : carga Carga

<i>Enxerto</i>	<i>N Obs</i>	<i>Mean</i>	<i>Std Dev</i>	<i>Upper 95% CL for Mean</i>	<i>Lower 95% CL for Mean</i>
com	10	8.727	3.117	10.957	6.497
sem	10	7.881	3.243	10.201	5.561