JOSÉ FLÁVIO RIBEIRO TOREZAN

“AVALIAÇÃO DE TRÊS TIPOS DE FIXAÇÃO DA OSTEOTOMIA SAGITAL DOS RAMOS MANDIBULARES POR MEIO DE TESTE MECÂNICO, ANÁLISES FOTOELÁSTICA E DE ELEMENTOS FINITOS”

PIRACICABA
2013

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

JOSÉ FLÁVIO RIBEIRO TOREZAN

"AVALIAÇÃO DE TRÊS TIPOS DE FIXAÇÃO DA OSTEOTOMIA SAGITAL DOS RAMOS MANDIBULARES POR MEIO DE TESTE MECÂNICO, ANÁLISES FOTOELÁSTICA E DE ELEMENTOS FINITOS"

Orientador: Prof. Dr. Márcio de Moraes

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas para a obtenção do Título de Doutor em Clínica Odontológica – Área de Concentração em Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais.

Este exemplar corresponde a versão final da Tese defendida pelo aluno José Flávio Ribeiro Torezan e orientada pelo Prof. Dr. Marcio de Moraes.

Assinatura do Orientador

_____

PIRACICABA
2013

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

Torezan, José Flávio Ribeiro
T631a Avaliação de três tipos de fixação da osteotomia sagital dos ramos mandibulares por meio de teste mecânico, análises fotoelástica e de elementos finitos / José Flávio Ribeiro Torezan. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2013.

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

1. Clinica odontológica - Pesquisa. I. Moraes, Márcio de, 1966- II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações para a Biblioteca Digital

Título em Inglês: **Evaluation of three types of fixation of the sagittal split ramus osteotomy by mechanical tests, photoelastic and finite element analysis**
Palavras-chave em Inglês:
Clincia Dental - survey
Área de concentração: Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais
Titulação: Doutor em Clínica Odontológica

Banca examinadora:
Márcio de Moraes [Orientador]
Cássio Edvard Sverzut
Pedro Yoshito Noritomi
Jorge Vicente Lopes da Silva
Alexandre Elias Trivellato
Data da defesa: 28-02-2013
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 28 de Fevereiro de 2013, considerou o candidato JOSÉ FLÁVIO RIBEIRO TOREZAN aprovado.

Prof. Dr. MARCIO DE MORAES

Prof. Dr. CASSIO EDVARD SVERZUT

Prof. Dr. PEDRO YOSHITO NORITOMI

Prof. Dr. JORGE VICENTE LOPES DA SILVA

Prof. Dr. ALEXANDRE ELIAS TRIVELLATO

Dedico esse trabalho a Deus, razão de minha existência, a quem louvo e bendigo todos os dias, pelas inúmeras bênçãos que recebo.
Aos meus pais Mário e Cecília que ao longo da vida me estimularam a estudar e vencer.
À minha esposa Taís e ao meu filho Lucca, com quais formo uma família unida por Deus.

Agradecimentos Especiais

Ao Professor Dr. Márcio de Moraes, grande amigo, colega de graduação e pós graduação e que atualmente me orgulha por ser o responsável pela Área de Cirurgia e Traumatologia Buco Maxilo Faciais da FOP-Unicamp. Meu agradecimento por ter conduzido de forma paciente e amável minha orientação nessa tese.

Agradecimentos

À Universidade Estadual de Campinas (Unicamp) pela oportunidade de desenvolver o curso de pós graduação na Faculdade de Odontologia de Piracicaba (FOP).

Ao Professor Dr. Fábio Ricardo Loureiro Sato, amigo fiel que após sua pós graduação pela FOP-Unicamp, não poupou esforços em dividir comigo sua experiência na área de interesse do nosso trabalho. Participou exaustivamente do início do trabalho até as conclusões finais, me apoiando e fornecendo informações necessárias para conclusão desse trabalho.

Ao Professor Dr. Renato Mazzonetto (*in memorian*) pela amizade que tivemos durante a graduação em Odontologia e nos anos subsequentes até sua precoce partida. Fico em paz ao saber que está ao lado de nosso Deus, pois lutou até o final guardando a fé.

Á empresa Biocare implantes, na pessoa do amigo Marcio Bueno, pela doação dos materiais de fixação MDT, utilizados nesse estudo.

À Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Unicamp, particulamente aos Professores Drs. Simonides Consani e Lourenço Correr Sobrinho, pelo auxilio e possibilidade de realização dos experimentos no laboratório da Área.

Ao engenheiro Professor Dr. Pedro Yoshito Noritomi, do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI), em Campinas, pela disposição em realizar e ensinar as análises de elementos finitos de nosso trabalho.

Ao estagiário do CTI Matheus Bernardo, aluno de engenharia mecânica da Unicamp, pela elaboração dos modelos, na análise de elementos finitos.

Aos colegas de pós graduação de minha turma, Rafael Seabra Louro, Raul Seabra, Carlos Eduardo Gomes do Couto Filho e Paulo Rabêlo, pela amizade e feliz convívio.

À Professora Dra. Luciana Asprino, a qual sugeriu a metodologia desse estudo, que segue sua linha de pesquisa.

Ao Professor Dr. José Ricardo de Albergaria Barbosa, meu orientador da dissertação de mestrado há quinze anos atrás, exemplo de professor e ser humano.

Aos Prof. Drs. Rafael Consani, Américo Correr e Lucas Cavalleri, que participaram da banca de qualificação e fizeram observações importantíssimas, para elevar a qualidade dessa tese.

Ao meu irmão Prof. Dr. Luís Antonio Torezan, professor assistente Doutor do Departamento de dermatologia da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, por ser meu exemplo a ser seguido de caráter reto, humano e de disciplina acadêmica exemplar.

A Profa. Dra. Kátia Ferrer, que embora seja extremamente ocupada, não negou em me ajudar na organização do trabalho.

Às minhas auxiliares de consultório Vanessa e Priscila que me ajudaram nas inúmeras impressões e correções do trabalho.

À Dra. Ana Paula Fonseca U. Glauziuz, minha amiga e assistente que me auxiliou com recursos de informática e esteve sempre pronta em me ajudar com qualquer assunto desse trabalho.

Deus deu a Salomão sabedoria discernimento extraordinário e uma abrangência de conhecimento tão imensurável quanto a areia do mar.
I Reis 4:29

Resumo

A osteotomia sagital dos ramos mandibulares (OSRM) é uma técnica das mais versáteis em cirurgia ortognática e muitos são os sistemas de fixação, propostos na literatura, para fixar os segmentos osteotomizados. O objetivo deste estudo foi avaliar a carga e o deslocamento de pico e a distribuição de tensões em três tipos de fixação interna estável da OSRM, com o uso de placas e parafusos monocorticais, por meio de testes mecânicos, fotoelásticos e de elementos finitos. Foram utilizados como grupos amostrais, a fixação com duas placas de quatro furos independentes, duas placas de quatro furos unidas com uma ponte e duas placas de quatro furos unidas com duas pontes. Para os testes mecânicos foram usadas réplicas de hemimandíbulas humanas dentadas de poliuretano com OSRM, fixadas com os três tipos de fixação. Foi aplicada carga na região oclusal de 1º molar e avaliados a carga de pico e deslocamento de pico. Para os testes de fotoelasticidade, as amostras foram avaliadas de forma qualitativa quanto ao padrão de distribuição de tensões na hemimandíbula. Para a análise de elementos finitos as amostras também foram avaliadas de maneira qualitativa, quanto ao padrão de distribuição de tensões na hemimandíbula e nos sistemas de fixação. De acordo com os resultados do teste mecânico, o grupo com duas placas independentes foi aquele que apresentou maior carga de pico, seguida pelo grupo de duas placas unidas com uma ponte e pelo grupo de duas placas unidas com duas pontes.Esses resultados de carga de pico mostraram que não houve diferença estatisticamente significante entre o grupo de duas placas independentes e o grupo de duas placas unidas com uma ponte. Porém houve diferença estatisticamente significante entre o grupo de duas placas independentes e o grupo de duas placas unidas com duas pontes. Quanto ao deslocamento de pico observou-se que o grupo com duas placas independentes apresentou deslocamento estatisticamente maior que os demais grupos. Os resultados das análises fotoelásticas e de elementos finitos mostraram que as tensões dissiparam melhor, ou seja, para áreas de maior resistência, no grupo de

duas placas independentes, seguidas pelo grupo de duas placas unidas com uma ponte e pelo grupo de duas placas unidas com duas pontes, o qual mostrou dissipação detensões para áreas mais frágeis, próximas aos parafusos. Baseado nesses resultados as placas duplas unidas com uma ponte apresentaram o melhor desempenho nos testes *in vitro* comparadas as placas duplas independentes e as placas unidas com duas pontes.

Palavras chaves: Fixação Interna Rígida, Teste Mecânico, Análise Fotoelástica, Análise de Elementos Finitos, Osteotomia Sagital dos Ramos Mandibulares.

Abstract

The sagittal split ramus osteotomy is one of the most versatiles techniques in the orthognatic surgery and many are the proposed fixation systems in the literature to unify the osteotomized segments.The aim of this study was to evaluate the peak load and the stress distribution within three systems of internal stable fixation of the sagittal split ramus osteotomy, using monocortical miniplates and screws from mechanical tests, photoelastic tests and finite elements analysis. Sample groups were composed by two plates of four independent screws, two plates of four screws joined by one bridge and two plates of four screws joined by two bridges. For the mechanical tests, polyurethane hemimandibular replicas with sagittal split ramus osteotomy were fixed with three types of fixations. A load was applied to the first molar oclusal region and it was evaluated the peak load and the displacement peak. For the photoelastic tests, the samples were evaluated from a qualitative form as for the stress distribution in the hemimandibula. For the finite element analysis, the samples were also evaluated in a qualitative form as for the stress distribution in the hemimandibula just as in the fixation system studies. According to the results of the mechanical tests, the group with two independent plates was the one that showed higher peakload, followed by the group of two plates joined by one bridge and by the two plates joined by two bridges group.These results show that there was no statistical significant difference of peak load between the two independent plates group and the two plates joined by one bridge group. As for displacement peak, it´s noticed that the group with the independent double plates show a satatistical displacement higher then the other groups.The results of the photoelastic analysis and the finite elements showed that stress dissipate better, meaning, to more resistant areas, in the two independent plates group, followed by the two plates joined by one bridge group and by the two plates joined by two bridges group, with showed stress dissipation to more fragile areas, near the screws. Based on theses results, the double plates joined by one bridge

showed better outcome in the *in vitro* tests while compared to the independent double plates and double plates joined by two bridges.

Key Words: Rigid Internal Fixation, Mechanical Test, Photoelastic Analysis, Finite Element Analysis and Sagittal Split Osteotomy.

Sumário

1. Introdução.....1

2. Revisão da Literatura.....5

3. Proposição.....21

4. Material e Métodos.....22

4.1 Teste mecânico.....22

4.2 Análise fotoelástica.....31

4.3 Análise pelo método de elementos finitos.....38

5. Resultados.....49

5.1 Teste mecânico.....49

5.2 Análise fotoelástica.....51

5.3 Análise pelo método de elementos finitos.....57

6. Discussão.....66

7. Conclusão.....73

Referências.....74

Apêndice.....83

Anexo.....85

1. Introdução

Os pacientes com deformidades dentofaciais apresentam desvios importantes das proporções faciais normais e das relações dentárias que são suficientemente graves para se transformarem, algumas vezes, em incapacitantes, tanto do ponto de vista funcional, como psicológico e social (Proffit *et al*., 2005).

As deformidades dentofaciais apresentam alta prevalência na população. Trabalhos como os de Musich (1986) mostraram que 10% da população americana apresentaram retrognatismo mandibular, sendo que desse total, 5% precisariam ser submetidos a tratamento orto-cirúrgico, e nos casos dos pacientes com prognatismo mandibular, apesar da menor prevalência na população (0,6%), a necessidade de tratamento orto-cirúrgico combinado seria ainda maior (33%).

Quando essas deformidades afetam a mandíbula, a osteotomia sagital dos ramos mandibulares (OSRM) é a técnica mais empregada pelos cirurgiões bucomaxilofaciais, apesar de existirem outras técnicas, como a osteotomia vertical do ramo mandibular (Tucker, 2002).

Como vantagens da utilização da técnica da osteotomia sagital dos ramos mandibulares, pode-se salientar sua versatilidade de movimento, pois é possível avançar ou recuar a mandíbula, bem como tratar as assimetrias, por meio de acesso intrabucal, com ampla área de contato entre os segmentos osteotomizados. Isso proporciona, melhor e mais rápido reparo ósseo, sem necessidade de enxertos e maior estabilidade, além de permitir a fixação interna estável (Stoelinga & Borstlap, 2003). Além disso é possível remover simultaneamente o terceiro molar impactado e proporcionar função precoce da mandíbula, no pós-operatório imediato, dando melhor condição de nutrição e higiene oral, além de causar menor torque condilar (Wolford, 2000).

A primeira descrição da osteotomia sagital dos ramos mandibulares foi feita por Trauner & Obwegeser (1957), representando uma grande mudança de paradigma dentro da cirurgia ortognática. Desde então, algumas modificações na técnica original vêm sendo propostas por diferentes autores (Dal Pont, 1961; Hunsunk, 1968; Epker, 1977; Wyatt, 1997) com o objetivo de torná-la de execução mais fácil, para diminuir possíveis morbidades e complicações, aumentar a sobreposição entre os segmentos, com consequente melhora da estabilidade e minimização do descolamento dos tecidos moles. Apesar das muitas contribuições ao longo dos anos, para a técnica da osteotomia sagital dos ramos mandibulares, os princípios fundamentais não tiveram grandes modificações ao longo do tempo.

Certamente o maior avanço técnico nas cirurgias para correção das deformidades dentofaciais foi à chamada fixação interna rígida ou atualmente chamada de fixação interna estável (Wolford, 2000). Antes do uso da fixação interna estável, os segmentos ósseos eram estabilizados através da osteossíntese com fio de aço (Epker, 1977). Entretanto, levavam a grandes recidivas no tratamento, pela instabilidade dos segmentos durante o período pós-operatório, além do desconforto, pela necessidade de manutenção de bloqueio maxilo-mandibular (Will & West, 1989).

A fixação interna estável foi introduzida por Spiessl (1976), que propôs o uso de parafusos de titânio de forma bicortical, para aumentar a estabilidade em longo prazo. Em seguida, outras formas de fixação foram introduzidas, como o uso de miniplacas e parafusos monocorticais (Luhr *et al.*, 1986)

Atualmente, a fixação interna estável é considerada o melhor método para o controle dos segmentos ósseos contra a força muscular e ao deslocamento sujeito ao próprio peso (Wolford, 2000). Entre as vantagens do uso da fixação interna estável estão a boa estabilidade entre os

segmentos proximais e distais da osteotomia, possibilitando rápida reparação óssea e evitando ou diminuindo o tempo de bloqueio maxilo-mandibular no pós-operatório, rápida liberação da função mandibular e possibilidade de higiene bucal adequada (Schwimmer *et al.*, 1994; Tharanon, 1998).

A recidiva após as osteotomias sagitais dos ramos mandibulares é relativamente comum, ocorrendo em algum grau em aproximadamente 50% dos casos (Wall & Rosenquist, 2001). A movimentação entre os segmentos ósseos parece ser a principal causa de recidiva, e ocorre em menor ou maior grau dependendo da técnica de fixação utilizada (Wall & Rosenquist, 2001). De acordo com alguns autores, o uso das placas e parafusos pode prevenir ou pelo menos reduzir a possibilidade de recidiva pós-operatória (Wall & Rosenquist, 2001; Maurer *et al.*, 2001).

Diversas são as técnicas de fixação interna estável que podem ser empregadas: uma miniplaca com parafusos monocorticais, duas miniplacas com parafusos monocorticais, parafusos bicorticais em disposição linear 90º, linear 60º, "L" invertido, triangular, em "L", entre outras (Sato *et al.*, 2010). Os trabalhos vêm demonstrando que as fixações com parafusos bicorticais perpendiculares ao ramo mandibular, em disposições lineares e principalmente com formatos triangulares ("L" invertido) são as mais resistentes (Haug *et al.*, 1999; Sato *et al.*, 2000). Entretanto, a menor resistência dos demais sistemas de fixação parece não inviabilizar o seu uso, principalmente pelo fato de que no período pós-operatório, a força mastigatória é bastante diminuída (Throckmorton& Ellis III, 2001 e Iwase *et al.,* 2006).

O uso das placas, apesar da menor resistência mecânica mostrada em alguns estudos (Brasileiro *et al.*, 2009; Sato *et al.*, 2010) apresenta vantagens, principalmente em cirurgias com grandes avanços mandibulares, nos quais os segmentos ósseos têm menor área de contato e principalmente pela menor possibilidade de gerar torque condilar, com

possível deslocamento das cabeças da mandíbula da sua posição original (Stoelinga & Borstlap, 2003).

No caso da utilização das miniplacas com parafusos monocorticais, um dos princípios básicos é que essas placas sejam instaladas de forma paralela entre si (Prein *et al.*, 1997; Haerle *et al.*, 2009) a fim de proporcionar a maior resistência possível ao sistema de fixação.

Dessa forma, seria importante conseguir o maior paralelismo possível entre as duas placas, bem como a criação de zonas de dissipação das tensões geradas pelo sistema de fixação. Com esse intuito foram introduzidas no mercado, placas com pontes, entre as placas retas de fixação. Esse tipo de desenho de placa ainda é recente (Murphy *et al.*, 1997), e nas bases científicas consultadas, não foram encontrados estudos clínicos e laboratoriais, que comprovem diferença de resistência desse tipo de fixação em relação ao uso de placas duplas independentes. Dessa forma, seria importante avaliar a resistência mecânica, bem como a distribuição de tensões nesse tipo de sistema de fixação e ao redor dos segmentos osteotomizados,através de testes mecânicos, análise fotoelástica e de elementos finitos.

2. Revisão da Literatura

A Osteotomia Sagital dos Ramos Mandibulares

A osteotomia sagital dos ramos mandibulares é um dos procedimentos mais utilizados em cirurgia ortognática, pela possibilidade de realização via intrabucal, com grande versatilidade de movimentos e de contato ósseo, possibilitando melhor reparação e estabilidade, além da possibilidade de utilização de técnicas de fixação interna estável (Wolford, 2000; Tucker, 2002).

Um dos precursores da técnica da osteotomia sagital foi Schuchardt em 1942 na Alemanha, que propôs uma modificação na técnica da osteotomia horizontal mandibular, com a utilização de duas osteotomias horizontais do ramo mandibular. A primeira localizada na cortical medial logo acima da língula, sendo estendida até a borda posterior do ramo, unindo-se à segunda osteotomia horizontal na cortical lateral, cerca de 10 mm abaixo da osteotomia medial (Wyatt, 1997).

Outra importante colaboração para o desenvolvimento da osteotomia sagital foi dado por Hugo Obwegeser, que iniciou os seus estudos sobre o tópico em 1952. Obwegeser interessou-se pela técnica quando do atendimento de dois pacientes com fraturas mandibulares, cujo traço de fratura, coincidentemente, assemelhava-se a uma osteotomia de desenho sagital. Verificou que estas fraturas poderiam ser reproduzidas em osteotomias na região retromandibular, favorecidas pela presença de osso medular e realizadas por via intra-bucal. A primeira cirurgia foi realizada em 1955 em Zurique, sob anestesia local (Obwegeser, 2007).

Em 1957, Trauner & Obwegeser propuseram então, a técnica denominada “separação vertical do ramo ascendente”, que consistia em uma modificação da técnica descrita por Schuchardt em 1942, em que foi alterada a localização da osteotomia inferior, disposta 25 mm abaixo da superior (Trauner & Obwegeser, 1957). A terceira osteotomia unia as

osteotomias superior e inferior, e assim permitia a separação da mandíbula em dois segmentos, um proximal, contendo o côndilo, e um distal, contendo os dentes. Essa modificação proporcionou um aumento na interface óssea entre os segmentos da osteotomia, tornando-a versátil para movimentos de avanço e recuo mandibular, representando uma significativa evolução, pois o desenho permitiu a sua utilização para a correção do prognatismo, do retrognatismo e da mordida aberta anterior (Trauner & Obwegeser, 1957).

Com o passar dos anos diversas modificações foram sendo propostas para a técnica da osteotomia sagital. Dal Pont (1961) propôs a extensão da osteotomia lateral até a região de corpo mandibular na área do segundo molar, dirigindo-a até a borda inferior, denominando-a de "osteotomia retromolar oblíqua". Em seu artigo, descreve duas técnicas de osteotomias. A primeira denominada osteotomia retromolar sagital, de maior aceitação e destaque, realizada inicialmente por meio de secção em um plano próximo a margem da linha oblíqua estendendo-se sagitalmente entre as corticais retromolares ao ângulo da mandíbula. A segunda, chamada de osteotomia retromolar oblíqua, o corte se iniciava em margem da linha oblíqua, cruzando acima da região retromolar e terminando na cortical lingual ao longo da crista milo-hióidea. Ressalta-se que estas técnicas permitem menor dissecção dos músculos da região posterior do segmento proximal e maior contato dos segmentos ósseos em virtude da melhor adaptação destes.

Hunsuck (1968) sugeriu a realização da osteotomia horizontal logo após a língula, na região da depressão retro-lingual, sem extendê-la até a borda posterior do ramo. A osteotomia inferior posicionava-se na área distal do segundo molar, de acordo com o autor, correspondendo à região de união do ramo e corpo mandibular, obtendo-se neste local a maior espessura óssea no sentido vestíbulo-lingual. Isto permitiu um aumento da previsibilidade na separação dos segmentos, diminuindo a ocorrência de

fraturas incorretas e menor possibilidade de danos ao feixe vásculo-nervoso alveolar inferior.

As propostas de modificações relatadas no período entre meados da década de 1960 e início da década de 1970 objetivavam uma maior redução do índice de complicações, sobretudo no sentido de preservação dos tecidos por meio de menor descolamento muscular, entretanto, não havia publicações científicas que fundamentassem estas alterações (Wyatt, 1997).

Dessa forma, Bell & Schendel (1977) investigaram os processos de vascularização, revascularização e reparo ósseo em duas técnicas de osteotomia sagital realizadas em 10 macacos *rhesus* adultos, por meio de estudos microangiográficos e histológicos. A metodologia consistia na realização de técnica de osteotomia proposta por Trauner & Obwegeser (1957) bilateral, sendo que em um dos lados, era realizada a total preservação dos tecidos moles, com o mínimo descolamento do masseter e pterigoideo lateral. No lado com preservação do periósteo, tinha-se significativa redução da isquemia e necrose intra-óssea.

Baseado nos resultados obtidos por Bell & Schendel (1977) no modelo experimental em animais, Epker (1977) propôs modificação da técnica proposta por Hunsuck (1968), reduzindo o descolamento da cinta ptérigo-massetérica e da face lingual, somente até a visualização da língula. Encontraram-se menores índices de complicações pós-cirúrgicas com a modificação, justificada pela manutenção do aporte sanguíneo do segmento proximal, evitando deste modo, especialmente a necrose óssea por isquemia, diminuindo os índices de reabsorção condilar.

Modificações subsequentes visavam principalmente à redução dos índices de intercorrências transoperatórias, como fraturas incorretas e alterações do posicionamento condilar, assim como problemas no pós-

operatório com recidiva, dor e infecção, bem como alterações neurossensoriais do feixe vásculo-nervoso alveolar inferior (Wyatt, 1977).

Assim, novos desenhos de osteotomias foram descritos nos anos seguintes, como a proposta de Wolford *et al.* (1987) que sugeriram uma alteração da osteotomia na porção anterior do ramo ascendente, criando um degrau próximo ao segundo molar. De acordo com os autores, esse degrau permite um aumento da resistência na extremidade proximal do segmento distal, reduzindo o risco de fratura vertical incorreta.

Wyatt (1997), em estudos de posicionamento do feixe vásculo-nervoso na região do primeiro molar, mostrou que a extensão da osteotomia vertical até a região mesial do primeiro molar, em função do posicionamento medial do feixe nesta região, diminuía o índice de dano ao mesmo durante a separação dos segmentos.

Técnicas de Fixação Interna Estável nas Osteotomias Sagitais dos Ramos Mandibulares (OSRM)

No decorrer da evolução da OSRM, historicamente, variadas técnicas para estabilização dos segmentos ósseos foram propostas, desde a não utilização de qualquer tipo de fixação, a fixação não-rígida, com a utilização de osteosíntese com fio de aço, até a fixação interna rígida, hoje chamada de fixação interna estável, com uso de parafusos e/ou placas e parafusos.

No início, autores como Martis (1984) preconizavam o não uso de qualquer tipo de fixação, sendo que a aproximação entre os segmentos ósseos era obtida apenas em função das tensões promovidas pela alça ptérigo-massetérica. Entretanto, as taxas de recidiva eram elevadas devido à tensão os tecidos moles e o deslocamento condilar durante a cirurgia.

O reconhecimento da ação e tensão muscular provocada pelos tecidos moles aos segmentos ósseos após as osteotomias e a sua correlação com os pobres resultados obtidos motivaram os pesquisadores à busca de métodos de estabilização dos segmentos. A utilização da osteossíntese com fio de aço associado a bloqueio maxilomandibular (BMM) foi proposta por Epker (1977) e Booth (1981), objetivando a prevenção da rotação do segmento proximal e correto posicionamento condilar na fossa articular, possibilitando maior previsibilidade no posicionamento dos segmentos durante o período trans-cirúrgico e pós-operatório até a reparação da osteotomia e a readaptação da musculatura.

Estudos de Ellis & Carlson (1983) e Ellis & Gallo (1986) postularam metodologia similar, defendendo a utilização da fixação esquelética com fio de aço e BMM por seis semanas ou mais. Ainda assim, recidivas eram encontradas e estudos subsequentes demonstraram deficiências na estabilidade nessa modalidade de fixação, quando comparadas à fixação interna estável (Ellis *et al.*, 1988).

Por isso, apesar da notável diminuição dos índices de recidiva, estudos posteriores mostraram deficiências desses métodos de fixação. Will & West (1989) mostraram que o fio de aço não proporcionava estabilidade adequada entre os segmentos ósseos, levando dessa forma a maiores índices de recidiva óssea e dentária.

Foi Spiessl (1976) que introduziu a técnica da fixação interna estável por meio da utilização de parafusos compressivos para as osteotomias do ramo mandibular, sendo a técnica popularizada por Paulus & Steinhauser (1982). De acordo com técnica descrita pelos autores, seriam realizadas perfurações do diâmetro dos parafusos nos segmentos proximais e do diâmetro interno dos parafuso nos segmentos distais. Dessa forma, as roscas do parafuso estariam fixas somente na cortical mais interna e ao apertar o parafuso, a cabeça do mesmo encostar-se-ia na cortical externa

aproximando as duas corticais ósseas, resultando em compressão entre os segmentos.

Acreditava-se que a compressão era necessária para permitir um contato íntimo entre os segmentos ósseos, permitindo reparo inicial sem calo ósseo, com consolidação mais rápida dos segmentos. A maior e mais nítida desvantagem era o grande risco de deficiência sensitiva do nervo alveolar inferior, por lesão permanente causada pela compressão do mesmo entre os segmentos ósseos. Além disso, um torque considerável era exercido sobre o segmento condilar, com potencial aumento do risco de um posicionamento alterado da cabeça da mandíbula em relação à cavidade mandibular (Van Sickels & Richardson, 1996).

Frente a essas alterações não desejadas, a alternativa mais utilizada à técnica compressiva é a colocação dos parafusos de acordo com a chamada técnica posicional, conceito esse introduzido por Niederdellmann *et al.* (1984) e Lindorf (1986). Uma perfuração do mesmo diâmetro da alma do parafuso é realizada no segmento distal e no proximal, e o parafuso é então inserido. Teoricamente com essa técnica se previne a compressão do nervo alveolar inferior, pois impede que o segmento proximal seja comprimido contra o segmento distal à medida que o parafuso é inserido. No entanto, essa técnica dificulta da reparação óssea primária, devido ao espaço presente entre os segmentos. Existe também a ausência de máxima interface óssea, o que pode enfraquecer a estabilidade devido à falta do encaixe friccional. Entretanto, há menos torque condilar e este fica em uma posição axial mais apropriada do que quando o parafuso de compressão é aplicado.

Outra opção ao uso dos parafusos bicorticais é optar pela fixação dos segmentos ósseos com placas e parafusos monocorticais. McDonald *et al.* (1987) e Luhr *et al.* (1986) descreveram o uso da fixação intrabucal da osteotomia sagital do ramo mandibular por meio de placas e parafusos monocorticais aplicados na borda superior da mandíbula. A vantagem da

técnica seria a flexibilidade e a possibilidade de uma boa posição condilar, sem torque condilar devido à ausência de compressão entre os segmentos ósseos como ocorre na técnica compressiva. Além disso, em casos de grandes avanços mandibulares, nem sempre existe quantidade óssea suficiente para a fixação entre os segmentos proximais e distais, o que obriga os cirurgiões a adotarem a técnica de fixação com miniplacas e parafusos monocorticais. Ressalta-se ainda a facilidade de remoção do sistema de fixação em casos de infecção ou mal-posicionamento entre os segmentos, possibilitando a remoção do material de fixação inclusive sob anestesia local, fato este não possível com os parafusos bicorticais quando inseridos de forma perpendicular ao osso. Por isso, essa técnica acaba sendo a de primeira escolha por muitos profissionais.

Como alternativa as técnicas de uso de parafusos bicorticais e às placas com parafusos monocorticais, e procurando unir as vantagens de ambas as técnicas idealizou-se a chamada técnica híbrida, segundo a qual após o bloqueio maxilo-mandibular, inicialmente um parafuso bicortical é instalado para a estabilização dos segmentos osteotomizados, e posteriormente uma placa com parafusos monocorticais (Schwartz & Relle, 1996).

Novas Técnicas de Fixação Interna Estável nas Osteotomias Sagitais dos Ramos Mandibulares (OSRM)

Ao longo dos anos, após o desenvolvimento da técnica cirúrgica para a realização da osteotomia sagital dos ramos mandibulares, entre os anos de 1950 e 1970, pode-se dizer que desde então, poucas modificações foram feitas em relação à técnica propriamente dita. Em contraposição à questão da técnica cirúrgica, quando avaliados os novos materiais e técnicas para a fixação interna estável, aí se pode dizer que houve diversos avanços, nos últimos tempos.

A disposição dos parafusos bicorticais também já foi largamente avaliada por diversos autores. A grande maioria dos trabalhos mostra que as disposições triangulares (como em L invertido) apresentam maior resistência do que as disposições lineares (Ardary *et al.* 1989, Shetty *et al.* 1996, Sato *et al.*, 2010), assim como nos casos dos parafusos inseridos de forma perpendicular a superfície óssea, que também apresentaram maior resistência que os parafusos inseridos de forma angulada, apesar da vantagem dos mesmos poderem ser instalados sem o uso de um trocarte, ou seja, de forma intrabucal e não transbucal (Sato *et al.*, 2010).

Em relação ao diâmetro do parafuso a ser utilizado, o padrão é a utilização de parafusos do sistema 2,0 mm de diâmetro para as fixações mandibulares. Trabalhos como de Obeid & Lindqvist (1991) já compararam as fixações do sistema 2,7 mm de diâmetro, porém sem diferença estatisticamente significante entre ambos os grupos, o que não justifica o uso desse tipo de fixação frente aos maiores riscos de lesões ao nervo alveolar inferior e as raízes dentárias.

Uma inovação em relação aos sistemas de fixação foi à introdução dos chamados sistemas *locking* ou sistemas com travamento nos quais, os parafusos ficariam travados à placa pelo fato da mesma apresentar roscas compatíveis com aquelas presentes à cabeça do parafuso. A principal vantagem desse sistema *locking* é que reduz o risco de afrouxamento do parafuso, pois o mesmo está fixo à placa, aumentando a estabilidade do sistema e diminuindo o risco de infecção, sem a necessidade de uma precisão tão grande da adaptação da placa como nos sistemas tradicionais. Apesar dessas vantagens técnicas, autores como Lyrio (2009) e Oguz *et al.* (2011), demonstraram que os sistemas *locking* não apresentavam maior resistência nem melhor distribuição de tensões do que os sistemas tradicionais.

Em relação às placas propriamente ditas, encontram-se algumas modificações na literatura em relação à tradicional fixação com uma placa e quatro parafusos monocorticais (Aymach *et al.*, 2011; Murphy *et al.*, 1997).

Ribeiro-Junior *et al.* (2010) avaliaram o sistema tradicional com quatro parafusos monocorticais em relação ao sistema com seis parafusos monocorticais (três de cada lado da osteotomia), porém as amostras não tiveram diferença estatisticamente significante. Esses mesmos autores mostraram que a adição de uma segunda placa com quatro parafusos monocorticais fornecia ao sistema resistência semelhante àquela dada por três parafusos bicorticais ou pela técnica híbrida.

Outros autores na literatura preconizaram o uso de outros modelos de placa para a fixação das osteotomias sagitais. Matsushita *et al.* (2011) propuseram a adição de uma miniplaca na região superior da osteotomia, e mostraram que essa nova placa aumentou a resistência do sistema de fixação.

Aymach *et al.* (2011) propuseram a troca das tradicionais placas retas por placas em T, e em testes mecânicos, a fixação com uma placa em T obteve resistência superior a fixação somente com uma placa reta e semelhante à fixação com duas placas retas.

Murphy *et al.* (1997) avaliaram a fixação da osteotomia sagital de um sistema com três parafusos bicorticais e com uma placa dupla unidas por quatro pontes e fixadas com 8 parafusos monocorticais, e demonstraram, que mesmo com toda essa estrutura, a fixação com três parafusos bicorticais apresentava maior resistência que as duas placas unidas fixadas com oito parafusos.

Joos (1999) também testou um modelo de placa para fixação da osteotomia sagital e por meio de testes mecânicos constatou que não houve diferença em termos de resistência mecânica quando comparado com as

placas convencionais, porém pela maleabilidade das mesmas, era mais fácil a sua adaptação e, portanto com menor chance de alterações condilares.

Iamashita (2009) avaliou um modelo de placa desenvolvida especificamente para a fixação da osteotomia sagital, pela flexibilidade da mesma, evitando torque condilar, bem como a facilidade de instalação e posicionamento condilar. Apesar dessas vantagens, o autor mostrou que esse tipo de placa apresentava menor resistência mecânica, inclusive quando comparada com placas retas convencionais.

Os testes mecânicos

Os chamados testes mecânicos são os mais tradicionais para a avaliação da resistência mecânica dos sistemas de fixação interna estável. O objetivo principal dos testes mecânicos é avaliar a quantidade de carga que um determinado sistema de fixação suporta sem qualquer tipo de movimentação que leve à falha do sistema (chamados de carga de pico ou carga de falha) bem como a quantidade de deslocamento do sistema submetido a essa carga (deslocamento de pico). Esses estudos laboratoriais são bastante úteis na determinação da resistência dos materiais frente a cargas de tração e compressão, auxiliando dessa forma o desenvolvimento de novos materiais com adequada aplicação clínica (Shetty *et al.*, 1996).

Kim *et al.* (1995) avaliaram a resistência de três diferentes padrões de disposição de parafusos posicionais em mandíbula de cadáver humano após realização da OSRM. Foram realizadas fixações em padrão linear a 90º na borda superior, de forma linear angulada e em disposição triangular. Os resultados mostraram diferença significante entre os grupos avaliados, provando que o padrão triangular apresenta maior resistência que os padrões lineares.

Shetty *et al.* (1996) determinaram a estabilidade de diferentes sistemas e métodos de fixação baseados em placas e comparando à fixação por parafusos bicorticais do sistema 2,4 mm de diâmetro. No estudo, utilizaram-se réplicas sintéticas de poliuretano de mandíbula humana, sendo três mandíbulas fixadas de acordo com cada grupo, com forças verticais de compressão sendo aplicadas no primeiro molar. As OSRM fixadas com combinação de placa e parafuso posicional complementar foram superiores em estabilidade do que as fixações exclusivamente com placas e ao método padrão com parafusos posicionais. As placas quando utilizadas isoladamente, apresentaram a menor estabilidade entre os grupos avaliados, com índices variáveis de falha.

Em 1999, Haug *et al.* Investigaram o efeito do número e padrão de inserção de parafusos posicionais na resistência em cargas verticais. Para tanto, utilizou como substrato a madeira de carvalho de classe vermelha nas quais foram dispostos diversos padrões de posicionamento dos parafusos, a saber: um, dois, três, quadro e cinco parafusos em padrão linear, dois parafusos em padrão vertical, três parafusos em padrão L, em L invertido, em L posterior, em L invertido posterior, padrões diagonais direito e esquerdo, quatro parafusos em padrão tipo caixa e cinco parafusos em padrão tipo dominó. Os dados resultantes dos testes demonstraram que a quantidade e padrão dos parafusos alteraram as características mecânicas na resistência vertical, em que, três ou menos parafusos, e os padrões lineares apresentaram menor efetividade em suportar cargas verticais. Além disso, o padrão L de três parafusos foi significativamente superior aos padrões de parafusos lineares ou em diagonal, sendo que a complementação com mais parafusos em qualquer configuração geométrica não se mostrou mais efetivo do que o padrão L de três parafusos.

Uckan *et al.* (2001) compararam os efeitos da angulação dos parafusos do sistema 2,0 mm de diâmetro em estabilidade após OSRM seguido de avanço de 5 mm realizadas em dez mandíbulas de carneiro. Foi

analisada a resistência no padrão de inserção em 60º e 90º em relação à superfície cortical do segmento proximal, sem diferença significativa entre os dois padrões.

Peterson *et al.* (2005) avaliaram e compararam o comportamento mecânico de vários materiais de fixação interna estável desenvolvidas para um melhor posicionamento com parafusos bicorticais como grupo controle. Foram utilizadas 25 réplicas de mandíbula em poliuretano, sendo cinco controles e cada cinco demais mandíbulas divididas em quatro diferentes grupos: três parafusos bicorticais em padrão L invertido, placa reta de quatro furos, placa curva de seis furos e placa sagital ajustável de quatro furos. Com a aplicação de carga compressiva em região incisal e em molares, foram obsevadas diferenças significativas entre o grupo controle e os demais em relação à força de carregamento, força de deslocamento e rigidez dos materiais que foram superiores no grupo controle.

Van Sickels *et al.* (2005) realizaram estudo de comparação mecânica entre sistema de fixação por placa ajustável e variações com parafusos bicorticais em padrão L invertido em OSRM simuladas em mandíbulas de poliuretano. Utilizaram 60 mandíbulas, 10 dessas foram consideradas controle. As demais réplicas foram distribuídas em cinco diferentes grupos: três parafusos bicorticais em padrão L invertido, placa sagital ajustável de quatro furos, placa sagital ajustável e um parafuso bicortical adicional, placa sagital ajustável e dois parafusos adicionais e placa sagital ajustável e três parafusos adicionais. Foram submetidas a forças compressivas verticais em área incisal e forças torcionais em região de molares, sendo determinadas as variáveis de carga de carregamento, deslocamento e resistência do conjunto. Os resultados demonstraram que, para carga incisal, o grupo controle demonstrou carga de carregamento superior aos demais grupos estudados, principalmente entre o grupo controle e o grupo placa ajustável com três parafusos bicorticais adicionais, entretanto, não foi observado diferença significativa entre os grupos placa ajustáveis entre si.

Brasileiro *et al.* (2009) também por meio de estudos mecânicos avaliaram três formas de fixação da osteotomia sagital dos ramos mandibulares: três parafusos bicorticais, uma placa com quatro parafusos monocorticais e técnica híbrida (uma placa com quatro parafusos monocorticais + um parafuso bicortical). De acordo com os resultados dos autores, o grupo com três parafusos bicorticais foi aquele que apresentou maior resistência, seguido pelo grupo da técnica híbrida e o grupo de uma placa com quatro parafusos monocorticais.

Os testes de fotoelasticidade

A análise fotoelástica é baseada na propriedade ótica de certos materiais plásticos translúcidos que apresentam diferentes índices de refração (ou anisotropia ótica) quando submetidos a um estado de tensão/deformação (Dally & Rilley, 1978). O índice de refração de um material é a relação entre a velocidade de propagação da luz no vácuo e a velocidade de propagação da luz no mesmo. Em materiais que apresentam propriedades fotoelásticas, mudanças no índice de refração ocorrem na medida em que o material sofre deformação.

A associação de filtros dispostos entre o observador, a fonte luminosa e o modelo permitem a visualização deste fenômeno. Tais filtros compõem um aparelho denominado polariscópio que promove a polarização da luz que o atravessa. A luz polarizada permite observação das tensões através da interpretação das imagens que compõe os parâmetros óticos (Bernardes *et al.*, 2004).

As cores do espectro visível vão do vermelho com o comprimento de onda entre 630 e 700 nm ao violeta com comprimento de onda entre 400 e 450 nm. A luz branca apresenta diferentes comprimentos de onda, que através de filtros, pode ser polarizada em diferentes comprimentos, ou seja, em diferentes cores. Utilizando-se a luz branca os efeitos óticos se

manifestam como franjas coloridas, que possuem um número de ordem, dependendo da intensidade da carga. A ordem de franja em um ponto está relacionada com o estado de tensão no modelo, de acordo com a “Lei Ótica das Tensões” (Dally & Rilley, 1978).

Os primeiros relatos da utilização dessas características de alguns materiais em odontologia foram descritos por Noonam (1949), que utilizou a fotoelasticidade para estudo de preparos cavitários para restaurações de amálgama.

Apesar de estar sendo empregada há alguns anos na área de cirurgia e traumatologia bucomaxilofaciais, o número de trabalhos utilizando essa metodologia ainda é escasso. Os primeiros trabalhos com fotoelasticidade na área procuraram analisar os padrões de tensão em mandíbulas humanas dentadas e desdentadas (Ralph & Caputo, 1975), validar métodos de osteossíntese utilizados no tratamento de fraturas (Karasz *et al.*, 1986), definir áreas do esqueleto maxilofacial que estão propensas a fraturas (Lehman, 1972) e avaliar a expansão cirúrgico-ortodôntica de maxila (Shetty *et al.*,1994)

Alguns trabalhos na literatura já avaliaram os sistemas de fixação interna rígida com o auxilio da análise fotoelástica e esta é uma das linhas de pesquisa da Área de Cirurgia Bucomaxilofacial da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Unicamp (FOP-Unicamp). Dentre os trabalhos da linha de pesquisa em fotoelasticidade da FOP-Unicamp destacam-se os de Perez (2008), Moraes (2011) e Figueiredo (2012) na área de implantes dentários, Freire (2010) e Assis (2012) na área de traumatologia e Lyrio (2009), Sato (2009), Lima-Junior (2011) e Andrade (2012) na área de cirurgia ortognática.

Sato (2009) constatou que as formas de fixação da osteotomia sagital que apresentavam menor resistência eram aquelas cujas franjas de tensões se dissipavam para regiões de menor espessura óssea e próximas aos

sistemas de fixação. Lyrio (2009) mostrou que o fato se repetia tanto para as placas convencionais, como com sistema de travamento. Andrade (2012) mostrou que ao se fazer a osteotomia na base da mandíbula conseguia-se uma melhor distribuição de tensão que, entretanto, não tinha impacto em relação à resistência mecânica.

A análise de elementos finitos

A análise de elementos finitos apresentou-se como importante ferramenta para ocupar uma lacuna existente nas avaliações de tensões e resistência de materiais. É baseada na criação de modelos computacionais que são representados graficamente por malhas de geometrias complexas. Entre as vantagens dessa metodologia está a possibilidade de uma avaliação tridimensional e capacidade de avaliar as tensões geradas inclusive no sistema de fixação, coisa que não é possível, por exemplo, na análise fotoelástica. Entretanto, algumas desvantagens existem, como por exemplo, o fato de ser um modelo matemático que precisa ser validado através de outras análises (Noritomi, 2005).

Apesar de ser um método relativamente recente, já encontram-se na literatura diversos trabalhos que adotaram a análise de elementos finitos para avaliação de diversas formas de fixação da osteotomia sagital dos ramos mandibulares.

Um dos primeiros trabalhos avaliando os sistemas de fixação da osteotomia sagital dos ramos mandibulares através da análise de elementos finitos foi o trabalho de Maurer *et al.* (1999) que compararam a fixação com parafusos do sistema 1,5 mm e 2,0 mm de diâmetro, e mostrou que mesmo a fixação com parafusos do sistema 1,5 mm de diâmetro era resistente o suficiente para a força mastigatória pós-operatória.

Erkmen *et al.* (2004) compararam quatro técnicas de fixação da osteotomia sagital: três parafusos bicorticais em L invertido, em disposição

linear, uma placa com quatro parafusos monocorticais e duas placas com oito parafusos monocorticais. Novamente os resultados mostraram que a fixação com três parafusos bicorticais triangular é a de maior resistência e melhor distribuição de tensão.

Chuong *et al.* (2005) também utilizaram a mesma metodologia e compararam a fixação com três parafusos bicorticais e o uso da miniplaca com quatro parafusos monocorticais, e demonstraram que a fixação com parafusos bicorticais apresentava maior resistência e melhor distribuição de tensão.

Oguz *et al.* (2009) também utilizaram análise de elementos finitos, compararam a fixação das osteotomias sagitais com placas convencionais e com sistema de travamento (*locking*), e observaram que as placas com sistema de travamento apresentavam melhor distribuição de tensões.

Bohluli *et al.* (2010) avaliaram 9 métodos de fixação da osteotomia sagital com o uso da técnica de elementos finitos e pelos resultados obtidos, somente as fixações com um único parafuso bicortical ou uma placa com dois parafusos monocorticais se mostraram incapazes de suportar a carga mastigatória.

3. Proposição

A proposta desse estudo foi avaliar comparativamente três tipos de fixação de osteotomia sagital dos ramos mandibulares, por meio de teste mecânico, análises fotoelástica e de elementos finitos. Adicionalmente foi proposto verificar a hipótese de que placas com pontes sejam mais resistentes mecanicamente, do que placas duplas independentes.

4. Materiais e Métodos

Para avaliação desses três tipos de fixação com placas e parafusos monocorticais, para fixação da osteotomia sagital dos ramos mandibulares, foram utilizados dois testes *in vitro* e um teste *in silico*: carregamento linear, análise fotoelástica e modelagem por meio do método de elementos finitos.

Para esse trabalho, as formas de fixação com miniplacas e parafusos monocorticais, selecionadas para estudo nas osteotomias sagitais dos ramos mandibulares foram: duas placas independentes, duas placas unidas com uma ponte e duas placas unidas com duas pontes, todas com oito parafusos.

4.1 - Teste Mecânico

Inicialmente foi adquirida uma mandíbula dentada de poliuretano com densidade padronizada de 200 g/l da marca Nacional Ossos (Franceschi & Costa e Silva Ltda. –- Jaú, São Paulo – Brasil), que foi seccionada em duas partes entre os incisivos centrais inferiores, sendo geradas dessa forma duas hemimandíbulas.

Essa hemimandíbula foi submetida a um novo seccionamento simulando uma osteotomia sagital do ramo mandibular (OSRM) com o uso de uma serra reciprocante acoplada ao motor tipo TPS (Stryker Instruments Inc. Kalamazoo, MI, EUA), conforme técnica descrita por Epker (1977), em virtude dessa técnica será mais utilizada pelos cirurgiões atualmente. O desenho da osteotomia é igual ao utilizado no trabalho de Sato *et al*. (2010) desenvolvido pela área de cirurgia da FOP-Unicamp. Esse desenho de osteotomia foi feito sem ângulos para melhor distribuição de tensões. De acordo com a osteotomia proposta pelo autor, a secção foi realizada iniciando logo acima e posterior à língula, dirigindo-se anterior e

inferiormente (na região da linha oblíqua externa) até a realização do corte vertical na lateral do ramo, na região entre o primeiro e segundo molares (Figuras 1 a 3).

Figura 1: Osteotomia sagital do ramo mandibular iniciada acima da língula, com serra reciprocante, seguindo desenho do trabalho de Sato *et al.* 2010.

Figura 2: Osteotomia sagital na vista oclusal.

Figura 3: Osteotomia sagital do ramo mandibula completa e sem ângulos (vista lateral).

A partir dessa hemimandíbula com a simulação da osteotomia, foi solicitado à empresa Nacional Ossos (Franceschi & Costa e Silva Ltda. – Jaú, São Paulo – Brasil) a reprodução de 15 amostras a partir deste modelo, objetivando a padronização das amostras.

Todas as hemimandíbulas foram fixadas com avanço de 5 mm com os diferentes tipos de fixação que foram propostos nesse estudo, seguindo o protocolo estabelecido por Maurer *et al.*, 2002.

Os grupos amostrais foram divididos da seguinte forma:

- Grupo 1 – cinco hemimandíbulas com OSRM fixadas com duas placas independentes e oito parafusos monocorticais do sistema 2,0 mm de diâmetro e 5 mm de comprimento (MDT Ind. e Com. de Implantes Ortopédicos Ltda., Rio Claro – São Paulo, Brasil) (Figura 4);
- Grupo 2 – cinco hemimandíbulas com OSRM fixadas com duas placas unidas por uma ponte e oito parafusos monocorticais do sistema 2,0 mm de diâmetro e 5 mm de comprimento (MDT Ind. e Com. de Implantes Ortopédicos Ltda., Rio Claro – São Paulo, Brasil) (Figura 5);
- Grupo 3 – cinco hemimandíbulas com OSRM fixadas com duas placas unidas por duas pontes e oito parafusos monocorticais do sistema 2,0 mm de diâmetro e 5 mm de comprimento (MDT Ind. e Com. de Implantes Ortopédicos Ltda., Rio Claro – São Paulo, Brasil) (Figura 6).

Os três diferentes tipos de fixação tinham placas com a mesma espessura de 1 mm, porém os comprimentos eram ligeiramente diferentes. Todos os parafusos foram de 5,0 mm de comprimento e auto-rosqueáveis.

Figura 4: Grupo 1 - Fixação com duas placas independentes.

Figura 5: Grupo 2 – Fixação com duas placas com uma ponte.

Figura 6: Grupo 3 – Fixação com duas placas com duas pontes.

Para a padronização do avanço entre os segmentos ósseos e da fixação com placas e parafusos de titânio, foram confeccionados guias de resina acrílica quimicamente ativada incolor (Dental Vipi Ltda., Pirassununga – São Paulo, Brasil), que permitiram o correto posicionamento dos segmentos para fixação, conforme metodologia preconizada por Asprino (2005) (Figura 7).

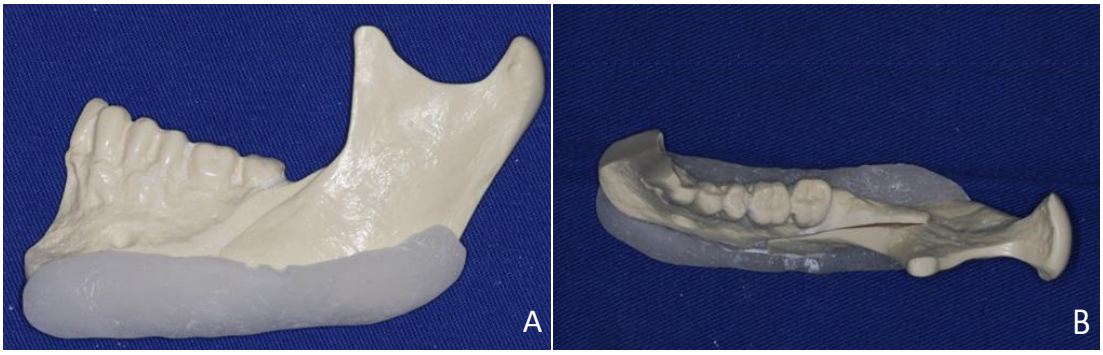


Figura 7: Guia de resina acrílica quimicamente ativada para padronizar o avanço de 5 mm e o posicionamento correto dos sistemas de fixação. Vista lateral (A) e oclusal (B).

Inicialmente uma hemimandíbula para cada grupo amostral foi fixada e utilizada como modelo para confecção dos guias, padronizado para todos

os grupos o avanço de 5 mm, e o local de posicionamento basal igual para todos os sistemas de fixação.

Após as fixações, todas as amostras foram incluídas em blocos de resina acrílica quimicamente ativada, incolor (Dental Vipi Ltda., Pirassununga – São Paulo, Brasil) em toda a extensão do ramo mandibular e cabeça da mandíbula, para permitir seu posicionamento e fixação nos suportes da máquina de ensaio. Para isto, foi utilizada uma moldeira metálica retangular, onde a hemimandíbula fixada era posicionada e incluída da moldeira com resina acrílica quimicamente ativada. Após a polimerização da resina as hemandíbulas foram retiradas da moldeira e foi dado acabamento com lixa para regularizar as arestas (Figuras 8 – 10). Esta hemimandíbula foi então fixada em suporte de teste específico com dimensões apropriadas para máquina de ensaio (Figuras 11 – 12).

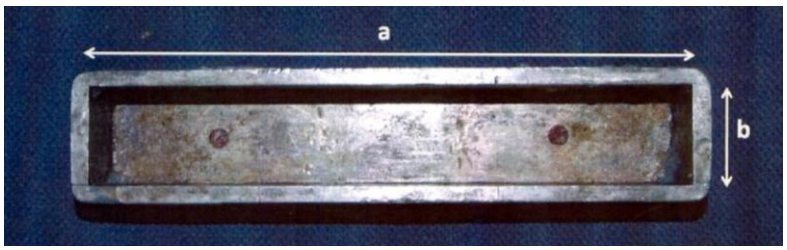


Figura 8: Moldeira em metal para inclusão das hemimandíbulas – vista superior. (a) Comprimento = 18 cm, (b) Largura = 3 cm.

Figura 9: Moldeira em metal para inclusão das hemimandíbulas – vista lateral.(a) Altura= 3 cm.

Figura 10: Porção da cabeça da mandíbula e parte posterior do ramo ascendente da hemimandíbula incluída e fixada com bloco de resina acrílica quimicamente ativada.

O teste de carregamento foi feito em máquina de ensaio universal Instrom modelo 4411, com velocidade de 1mm/min, para aplicação de carga progressiva sobre o sistema. Quando foi obtido o valor de resistência ao carregamento (em quilograma-força) na carga de pico, foi também anotado o valor do deslocamento imposto pelo ensaio (em milímetros). A carga foi aplicada no segmento distal num ponto fixo, que recebeu o dispositivo de aplicação de carga, num ponto previamente confeccionado, na fossa central do primeiro molar inferior (Figuras 13 e 14). Os valores da carga de pico foram tomados no momento em que se alcançou a carga máxima (carga de falha). Logo após, a carga começou a diminuir, e pode-se observar, na máquina de ensaio, o registro de valores menores. Além do valor da carga foi registrado também o deslocamento que o ensaio havia sofrido, até o momento da carga de pico, chamado deslocamento de pico.

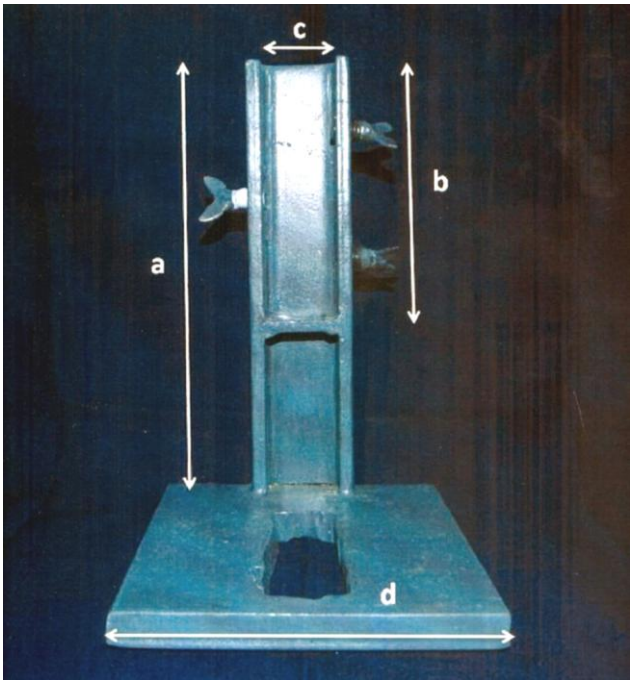


Figura 11: Dimensões do suporte de testes. (a) Altura da haste = 18 cm, (b) Altura da haste aonde era adaptada a hemimandíbula = 12 cm, (c) Largura interna da haste = 3 cm, (d) Largura da base do suporte = 13 cm.

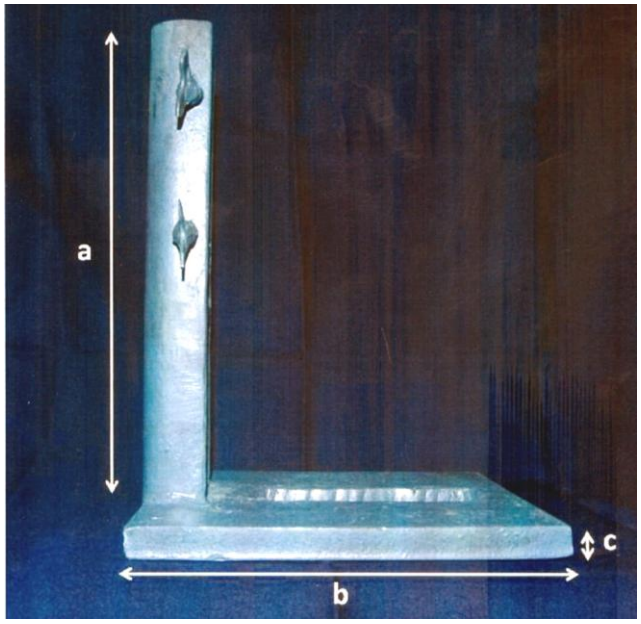


Figura 12: Dimensões do suporte de testes.(a) Altura da haste = 18 cm,(b) Comprimento da base = 23 cm, (c) Altura da base = 1,2 cm.

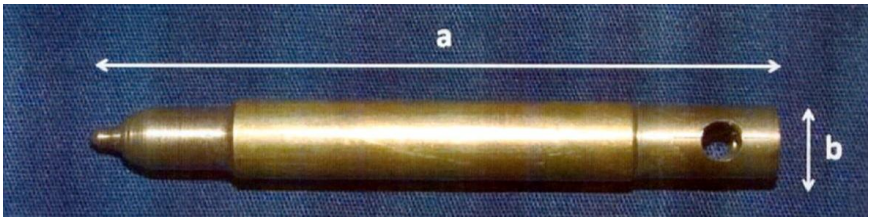


Figura 13: Dispositivo para a aplicação de carga. (a) Comprimento da haste = 11 cm, (b) Diâmetro da haste = 1 cm.

Figura 14 – Hemimandíbula sendo submetida ao teste mecânico.

Análise estatística

Foi aplicada a Análise de Variância um fator e posteriormente o teste de Tukey com significância de 5% (α=0,05) para a comparação entre as médias.

Os resultados obtidos nos testes mecânicos foram submetidos a análise estatística SAS (SAS Institute Inc., Cary NC, EUA) a fim de observar significância ou não dos dados. As médias da carga de pico (em kgf) e deslocamento de pico (em mm) foram analisadas pelo teste de Tukey.

4.2 - Análise Fotoelástica

Para a confecção dos modelos para análise fotoelástica, foi utilizada uma hemimandíbula de poliuretano rígido da marca Nacional Ossos (Franceschi & Costa e Silva Ltda. – Jaú, São Paulo – Brasil), seccionada em dois segmentos por OSRM, idêntica àquelas utilizadas nos ensaios mecânicos. Todo o processo seguiu orientações de Asprino *et al.* (2006). Os segmentos foram lixados com lixa d'água modelo T277 (Norton Abrasivos Brasil Ltda. – Guarulhos, São Paulo - Brasil) e posteriormente foi aplicada uma camada de esmalte transparente para unhas (Niasi Ind. Comésticos Ltda. – Taboão da Serra, São Paulo – Brasil) sobre os modelos para eliminação das irregularidades da superfície.

Inicialmente foi utilizada uma moldeira plástica para a moldagem dos segmentos das hemimandíbulas com material de moldagem a base de silicone.

A seguir foi preparado o material de moldagem a base de silicone Silibor® (Clássico Artigos Odontológicos Ltda. – São Paulo, São Paulo - Brasil) (Figuras 15 e 16). 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. O segmento da hemimandíbula foi inserido lentamente no silicone, de modo a estar totalmente imerso no material. Para cada segmento da hemimandíbula (parte proximal e distal) foi confeccionado um molde de silicone (Figura 17).

Foi aguardado 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. Cada molde foi utilizado apenas uma

vez para evitar distorções quando da inserção da resina e retirada dos modelos fotoelásticos.

O segmento da hemimandíbula foi cuidadosamente retirado do interior do material de moldagem para minimizar alterações como perfurações ou rasgamento do molde (Figura 18).

A confecção dos modelos fotoelásticos 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. Ambas as porções foram vertidas em um recipiente tipo Becker e misturadas de forma manual com um bastão de vidro bem vagarosamente, de modo a evitar a incorporação de bolhas no material, que poderia dificultar o processo de leitura das tensões. A resina e o endurecedor foram misturados até a completa homogeneização dos produtos e com o auxílio de uma seringa foram injetados lentamente até preencher o molde (Figuras 19 a 21).

Após a polimerização da resina fotoelástica (72 horas), foi realizado um corte no molde e a hemimandíbula retirada com cuidado para evitar a indução de tensões (Figura 22).

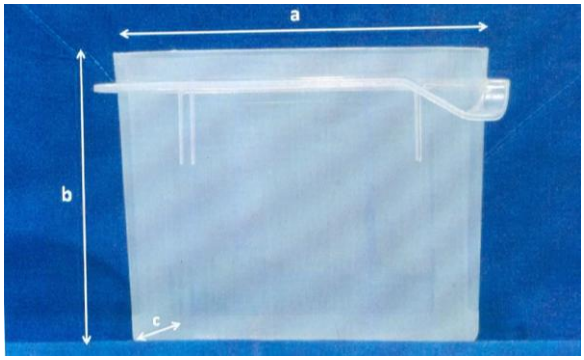


Figura 15: Moldeira em acrílico para produção do modelo fotoelástico. (a) comprimento da moldeira = 12,5 cm, (b) Altura da moldeira = 10,5 cm, (c) Largura da moldeira = 5 cm.

Figura 16: material a base de silicone para moldagem.

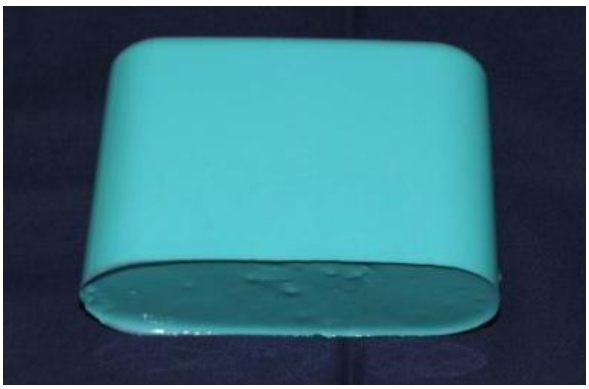


Figura 17: Molde em silicone contendo no seu interior o segmento da hemimandíbula a ser moldado.

Figura 18: Abertura e retirada da hemimandíbula do interior do molde.

Figura 19: Resina e endurecedor utilizados na confecção modelos fotoelásticos.

Figura 20: Mistura da resina com o endurecedor em recipiete Becker, com o auxílio de um bastão de vidro.

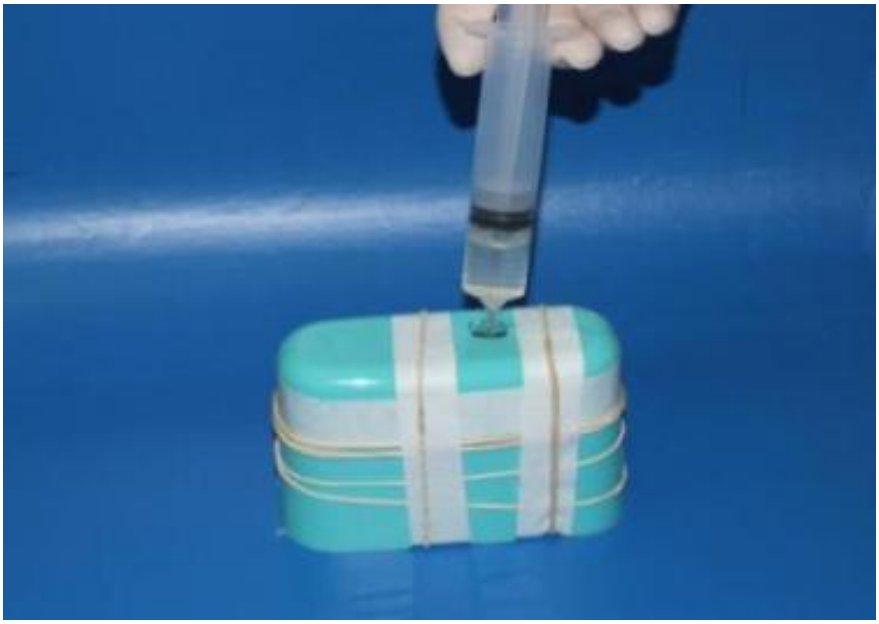


Figura 21: Aplicação da resina fotoelástica no molde.

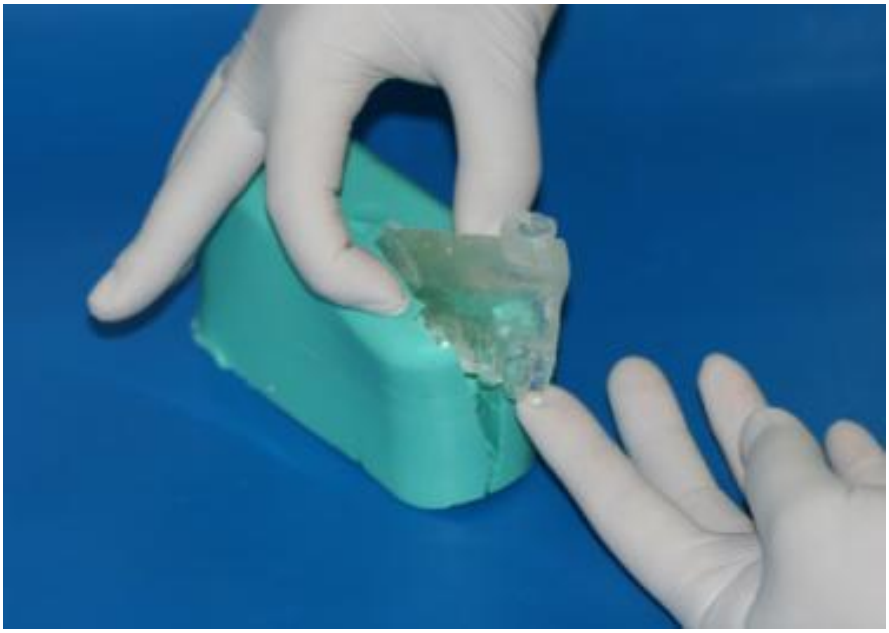


Figura 22: remoção cuidadosa do modelo em resina fotoelástica após 72 horas.

Os segmentos da hemimandíbula foram fixados com o auxílio dos guias confeccionados em resina acrílica, (os mesmos utilizados na fixação das hemimandíbulas em poliuretano com avanço de 5,0 mm).

Para o teste fotoelástico, foram confeccionados três modelos correspondentes aos grupos amostrais do trabalho (Figura 23).

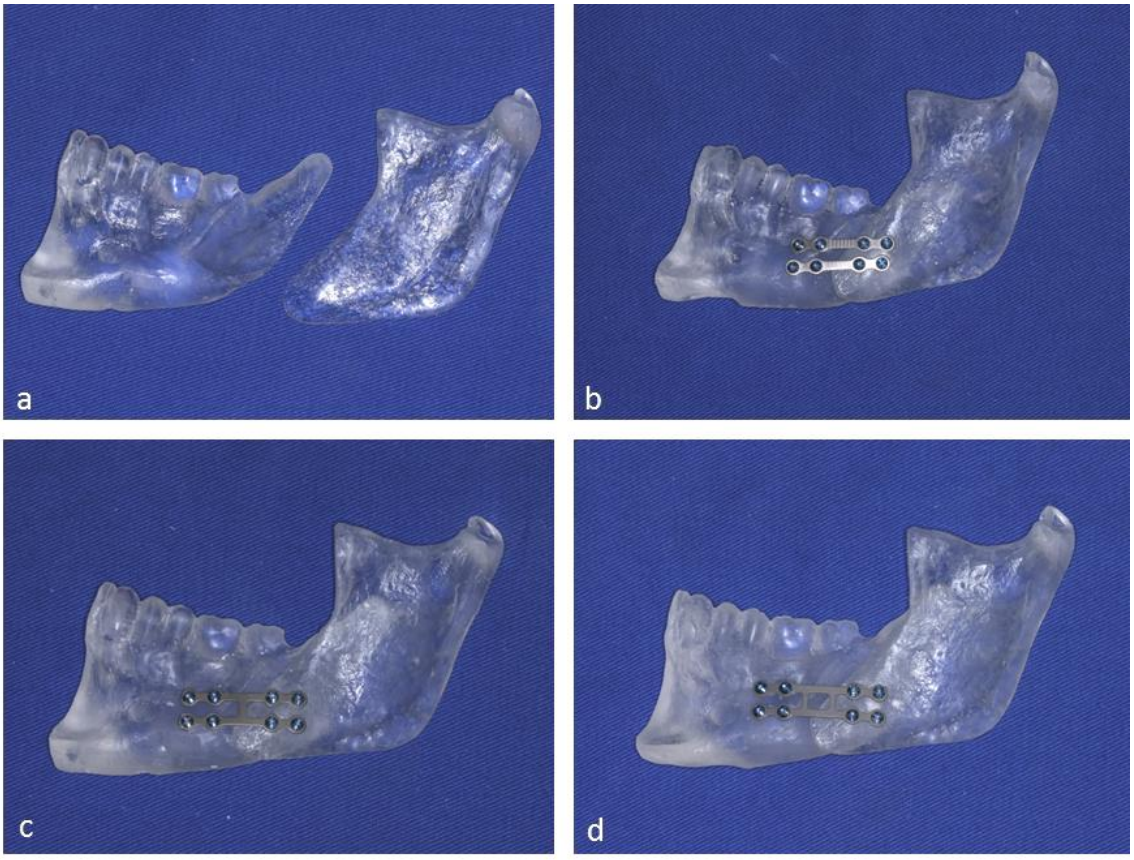


Figura 23: Hemimandíbulas confeccioadas em resina fotoelástica e fixadas. (a) hemimandíbulas em duas partes com corte sagital. (b) Fixação com duas placas indepententes. (c) Fixação com duas placas unidas com uma ponte. (d) Fixação com duas placas unidas com duas pontes.

Após a fixação dos modelos, os mesmos foram levados à máquina de ensaio universal Instron, modelo 4411, acoplada ao polariscópio plano desenvolvido pela empresa Eikonal Instrumentos Ópticos Comércio e Serviço Ltda. (São Paulo – SP, Brasil) da Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas (FOP-Unicamp) (Figura 24).

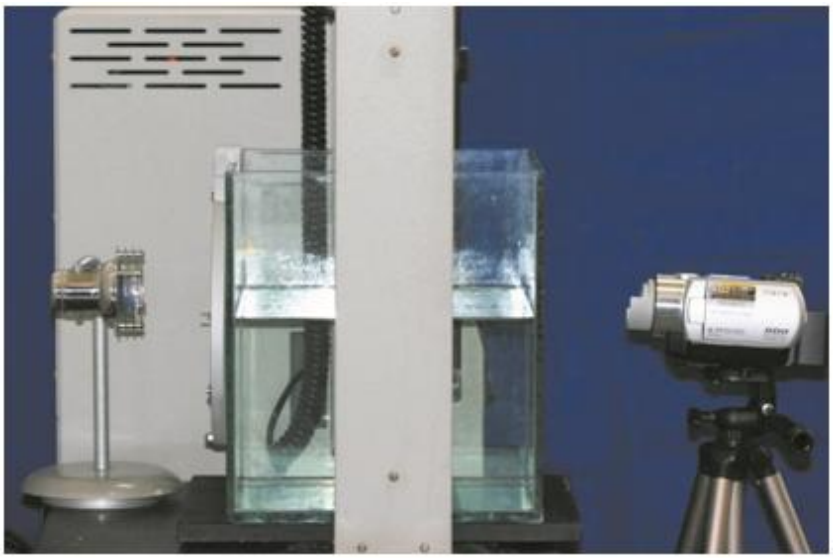


Figura 24 – Polariscópio acoplado à máquina Instron 4411.

As amostras foram inicialmente submetidas à carga vertical na região de fossa central do primeiro molar inferior através de um dispositivo de aplicação de carga semelhante ao utilizado no teste mecânico, que foi adaptado à máquina de ensaio universal Instron modelo 4411. Essa incidência de carga permitiu a avaliação das tensões geradas na face vestibular da mandíbula (Figura 25).

Figura 25: Mandíbula em resina fotoelástica presa ao suporte e no interior da cuba do polariscópio antes de ser submetida a carga.

A máquina de ensaio foi programada para realizar o teste com velocidade constante de 1mm/min até atingir o deslocamento de 3 mm

(deslocamento já indicativo de falha significativa em uma situação clínica), quando a mesma estacionava a ponta de incidência de carga e era realizada a tomada fotográfica das franjas isocromáticas, com máquina fotográfica Fuji Modelo 9000 (Fuji Corporation – Japão). Além da tomada fotográfica no deslocamento de 3 mm, também foi realizada a tomada fotográfica a cada 30 segundos e uma tomada fotográfica inicial, a fim de se demonstrar a ausência de tensões residuais na amostra.

Análise dos Resultados de Fotoelasticidade

Além das imagens estáticas (fotográficas), o ensaio também foi filmado para uma análise dinâmica do comportamento das tensões durante o teste, com o uso de uma câmera filmadora Sony Modelo Handycam DCR-SR300 6.1 MP (Sony Corporation – Japão).

Para análise dos dados, as franjas formadas na hemimandíbula foram comparadas entre os grupos de forma qualitativa, ou seja, quanto aos padrões de formação e localização entre os grupos, sem a preocupação em quantificar essas zonas de tensões.

4.3 - Análise pelo Método dos Elementos Finitos

A análise de elementos finitos baseia-se na criação de um modelo matemático que simula as propriedades geométricas e o comportamento mecânico dos objetos a serem analisados.

Para a criação dos modelos deste trabalho, alguns passos foram seguidos, conforme descrição a seguir: tomografia computadorizada do objeto a ser estudado, com a reconstrução tridimensional do mesmo; criação da malha geométrica do objeto a ser estudado, com uma maior concentração de nós em regiões de interesse, introdução no modelo das informações referentes às propriedades mecânicas dos materiais do objeto,

condições de contorno, realização da simulação propriamente dita e interpretação dos resultados obtidos.

A seguir serão descritos cada um desses passos em detalhes:

Tomografia computadorizada e criação do modelo tridimensional (Etapa de Pré-processamento)

Inicialmente foi utilizada uma mandíbula em formato DICOM tomada do banco de dados da Divisão de Tecnologia Tridimensionais do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI) obtida a partir de uma tomografia computadorizada helicoidal *multslice* de uma mandíbula humana dentada com cortes de espessura de 1 mm. Esse arquivo em formato DICOM foi exportado para o software Rhinoceros 4.0 (McNeel North America, Seattle, WA), de onde foi criado o modelo tridimensional da mandíbula. Essa mandíbula obtida a partir do banco de dados do CTI foi remodelada tendo como base os parâmetros dimensionais da hemimandíbula dos testes mecânicos e fotoelásticos, com a finalidade das mesmas terem as dimensões mais próximas possíveis das utilizadas nesses testes. Ainda nesse mesmo software, a mandíbula foi segmentada em duas metades, gerando uma hemimandíbula semelhante à utilizada nos testes mecânicos e fotoelásticos.

Com o objetivo de simplificação do modelo foram eliminadas áreas que não tinham interesse para o estudo da dissipação das tensões, como no caso os dentes, onde só permaneceu o 1° molar que é o dente de incidência da carga.Os demais são geometrias complexas que deixariam o modelo com uma quantidade de nós ainda maior. Além disso, é importante ressaltar que a hemimandíbula é homogênea, sem diferenciação entre osso cortical e medular, assim como nas hemimandíbulas utilizadas nos testes mecânicos e fotoelásticos.

Os parafusos e as placas dos modelos computacionais foram importados para o software Rhinoceros 4.0 (McNeel North America, Seattle, WA) a partir das peças físicas e modelo geométrico cedido pela empresa MDT (MDT Ind. e Com. de Implantes Ortopédicos Ltda., Rio Claro - São Paulo). Os parafusos monocorticais apresentaram diâmetro de 1,5 mm e comprimento de 5 mm (Figura 26). Foram desprezadas as roscas dos parafusos (Figura 27).

Após a criação dos modelos de hemimandíbula e placas e parafusos, foi simulada na mesma uma osteotomia sagital do ramo mandibular, seguindo o padrão da osteotomia proposto por Epker (1977) com avanço de 5 mm, conforme empregado pela maioria dos estudos nessa área. Os segmentos da osteotomia foram então fixados com três diferentes técnicas de fixação interna estável que foram testadas nesta simulação: duas placas independentes e oito parafusos monocorticais, duas placas com uma ponte mais oito parafusos monocorticais e duas placas com duas pontes e oito parafusos monocorticais (Figura 28).

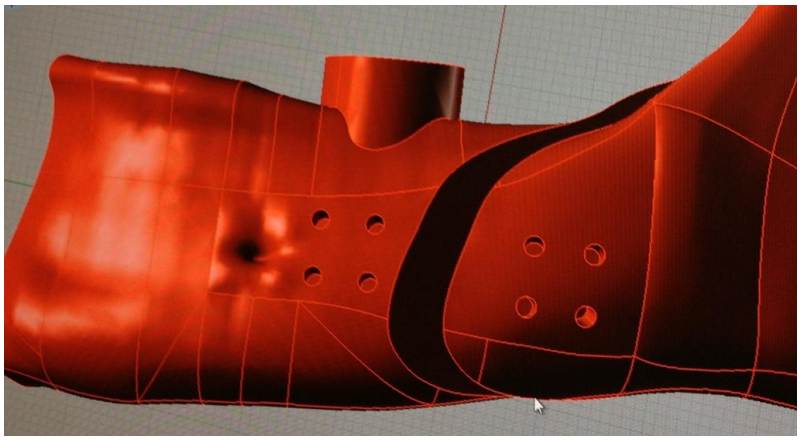


Figura 26: Mandíbula gerada no software Rhinocerus 4.0 já com osteotomia sagital e perfurações de um sistema de fixação. Nesse modelo só há o primeiro molar para incidência de carga.

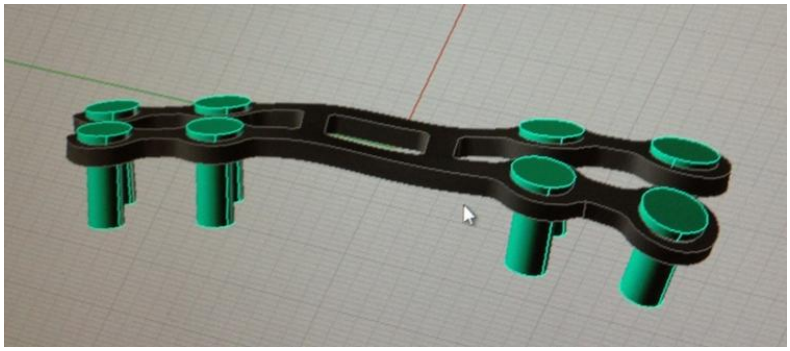


Figura 27: Placa e parafusos monocorticais sem roscas já modelados no software Rhinoceros 4.0.

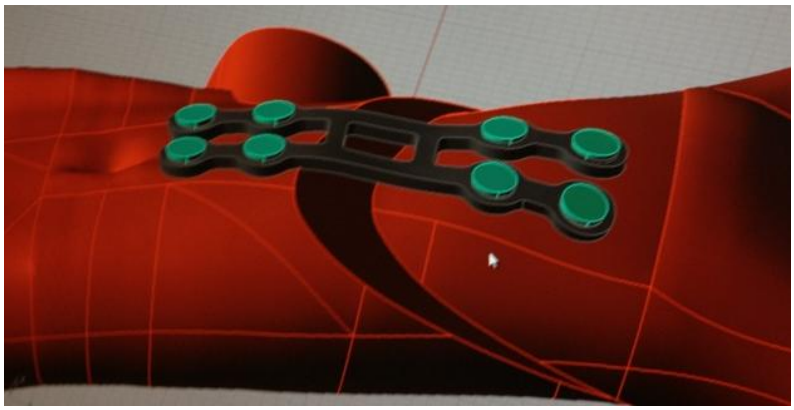


Figura 28: Um dos sistemas de fixação em posição na área osteotomizada com a placa devidamente adaptada à anatomia da região.

Os modelos tridimensionais gerados no software Rhinoceros foram então exportados para o software Ansys® Workbench™ 14.0.1. 2.0 Framework (ANSYS® Inc., Canonsburg, PA) para a etapa de processamento, para a criação da malha geométrica que foi utilizada para a análise de elementos finitos.

Em relação às malhas geradas para esse estudo, utilizou-se a média de 2 mm para cada elemento geométrico, sendo que nas regiões próximas

aos furos na mandíbula esse tamanho foi diminuído para 0,8 mm e na placas e parafusos o tamanho médio foi de 0,5 mm, procurando dar atenção às regiões de maior interesse no modelo geométrico (Figura 28).

Dessa forma, os modelos tiveram como média 101.000 elementos e 155.000 nós (Figuras 29 a 32).

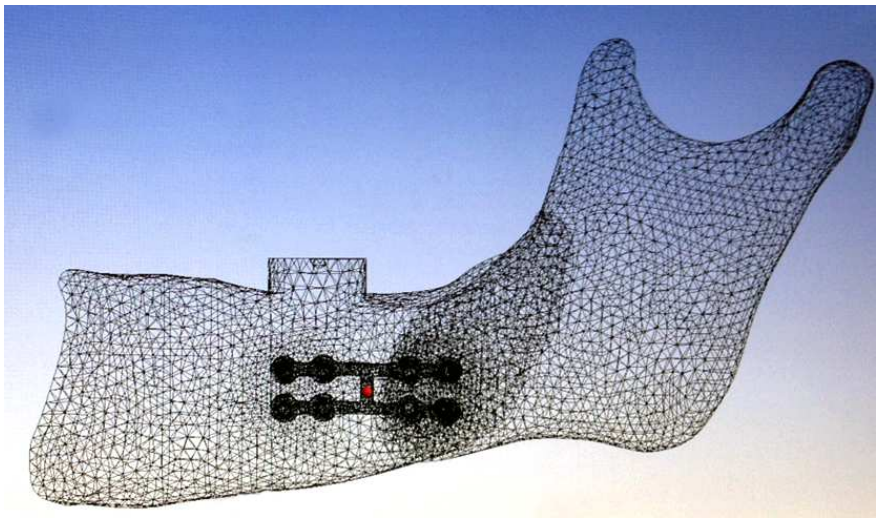


Figura 29: Área de maior concentração de nós próximas a área da osteotomia, realizada nos três sistemas de fixação.

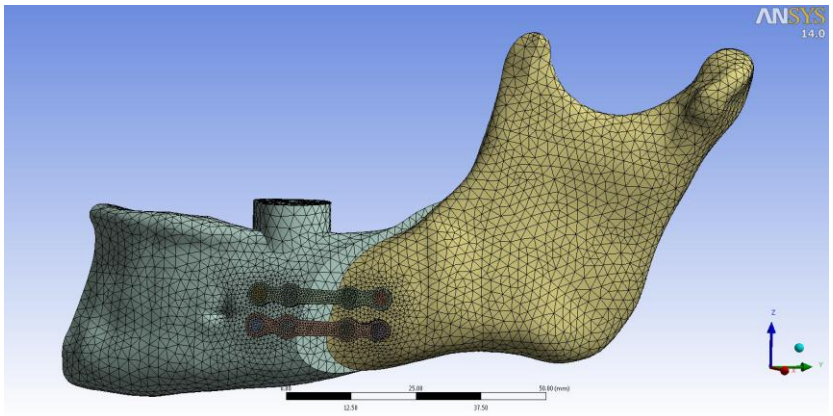


Figura 30: Malha geométrica do modelo de fixação com duas placas independentes.

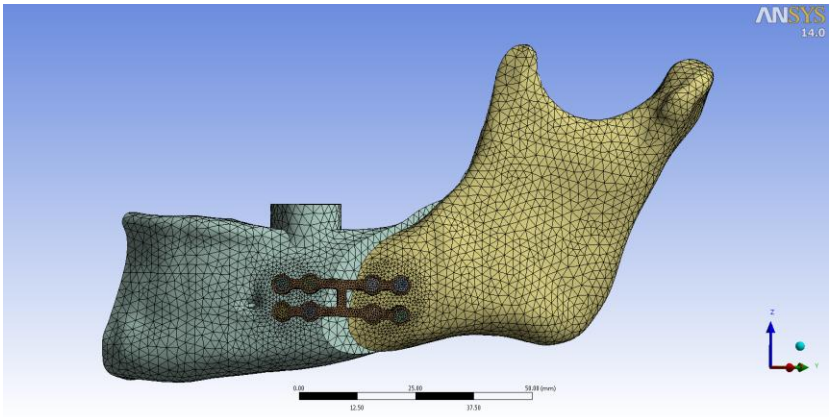


Figura 31: Malha geométrica do modelo de fixação com placa dupla com uma ponte.

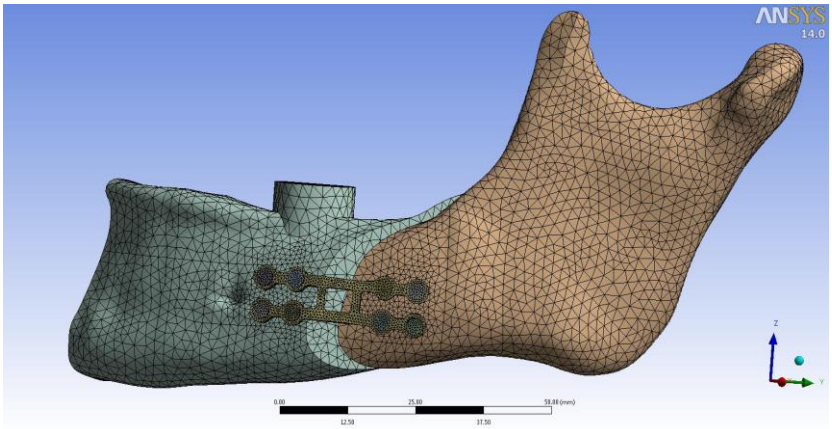


Figura 32: Malha geométrica do modelo de fixação com placa dupla com duas pontes.

Os modelos de elementos finitos foram todos considerados homogêneos, isotrópicos e com elasticidade linear. As condições de contato foram definidas entre as miniplacas e os segmentos da osteotomia como estando em contato com atrito. A interação entre a placa e a cabeça dos parafusos foi considerada como contato com atrito, sendo o coeficiente de atrito definido em 0,5. A interação entre os parafusos e a mandíbula foi considerada como contato perfeitamente colado. A mandíbula foi travada na região da cabeça e da parte posterior do ramo (Figura 33).

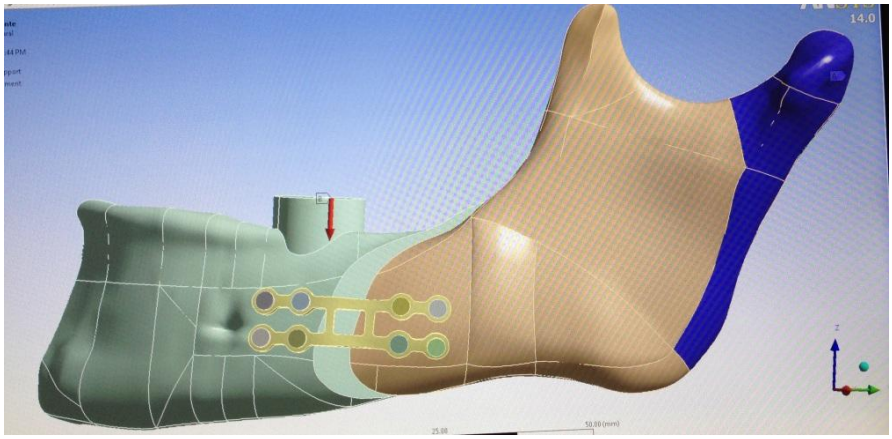


Figura 33: Mandíbula posicionada com cabeça e porção posterior do ramo travados para simulação de carga.

O modelo de material aplicado à análise deste trabalho exige o conhecimento de duas propriedades dos materiais: Coeficiente de Poisson e Módulo de Elasticidade (ou de Young). O Módulo de Elasticidade, segundo Anusavice (2005), é a relação existente entre o esforço específico e a elongação específica, ou seja, é a relação entre as tensões e as deformações elásticas. Dessa forma, quanto maior o módulo de elasticidade para uma determinada tensão, menor será a deformação correspondente, ou seja, está relacionado com a rigidez do material.

O coeficiente de Poisson pode ser definido como a relação existente entre o deslocamento no sentido de aplicação de um carregamento e o deslocamento do corpo na direção transversal, ou seja, um alongamento no sentido longitudinal ocasiona uma contração no sentido lateral e vice-versa (Meyers & Chawla, 1982; Beer & Johnston, 1999).

O módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson para o poliuretano foramestabelecidos por meio de ensaio mecânico na máquina Instron 4411 (Instrons Corp., Norwood, MA) por meio do uso de corpos de prova (Figura 34). No caso das placas e parafusos, as propriedades dos materiais foram fornecidas pelo fabricante MDT (MDT Ind. e Com. de Implantes Ortopédicos Ltda., Rio Claro - São Paulo).

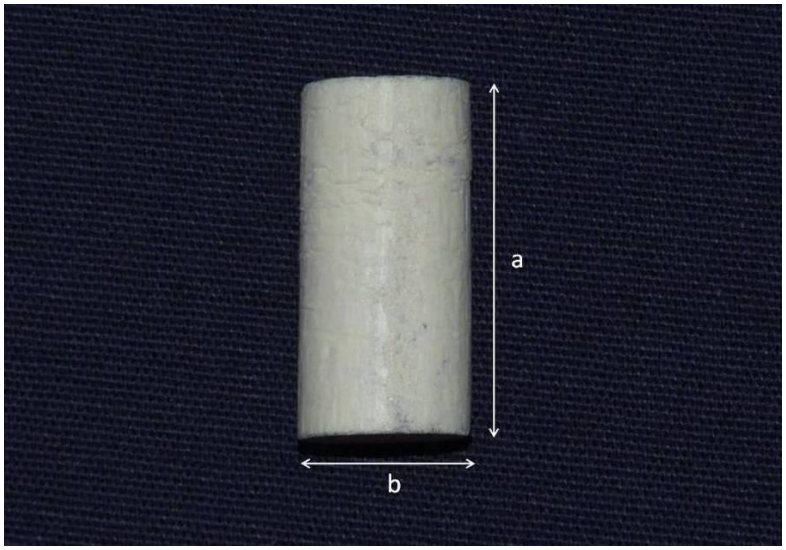


Figura 34 – Corpo-de-prova utilizado para determinação do coeficiente de Poisson e módulo de elasticidade. a = 30 mm e b = 15 mm

As características do modelo estudado após as análises acima citadas foram (Tabela 1):

Tabela 1 – Caracterização do Modelo de Elementos Finitos

	Mandíbula	Placas/Parafusos
Módulo de Elasticidade ou de Young (em MPa)	624,42	116000
Coeficiente Poisson	0,2817	0,34

A condição de fixação ou restrição foiaplicada em toda a região da cabeça de mandíbula e ramo mandibular, permitindo a fixação do segmento proximal enquanto a força era exercida na região da fossa central do

primeiro molar, permitindo a realização da simulação de carregamento e a análise das tensões geradas.

Etapa de Processamento

Depois de finalizada a etapa de pré-processamento, os modelos geométricos foram exportados para o software Ansys® Workbench™ 14.0.1. 2.0 Framework (ANSYS® Inc., Canonsburg, PA) para a realização da etapa do processamento.

No software Ansys® os modelos foram submetidos à análise de elementos finitos. Um deslocamento de 3 mm reproduzindo o ensaio mecânico e a análise fotoelástica (deslocamento significativo em uma situação clínica real) na região do ponto de aplicação da carga foi estipulada, tendo sido calculadas para cada um dos modelos as Tensões Máximas Principais em MPa (N/mm^2).

Etapa de Pós-processamento

As imagens obtidas com as Tensões Máximas Principais foram então analisadas e comparadas com as imagens obtidas nos testes fotoelásticos para validação dos modelos de elementos finitos.

A análise de elementos finitos foi feita de maneira qualitativa por meio da avaliação das Tensões Máximas Principais representadas em uma escala (Figura 35).

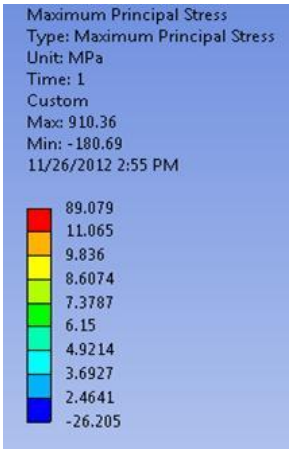


Figura 35: Escala de valores das Tensões Máximas Principais.

Análise de Elementos Finitos

Para a análise de elementos finitos, os modelos simularam a aplicação de carga na região da fossa central do primeiro molar até um deslocamento de 3 mm na vertical, deixando a possibilidade de movimento dos segmentos em outras direções, inclusive a torção do segmento distal (Figura 36).

Após esse deslocamento, foram realizadas as leituras dos resultados apresentas em Tensões Máximas Principais, em MPa (megapascal), e realizada análise qualitativa, comparativa entre os três grupos simulados.

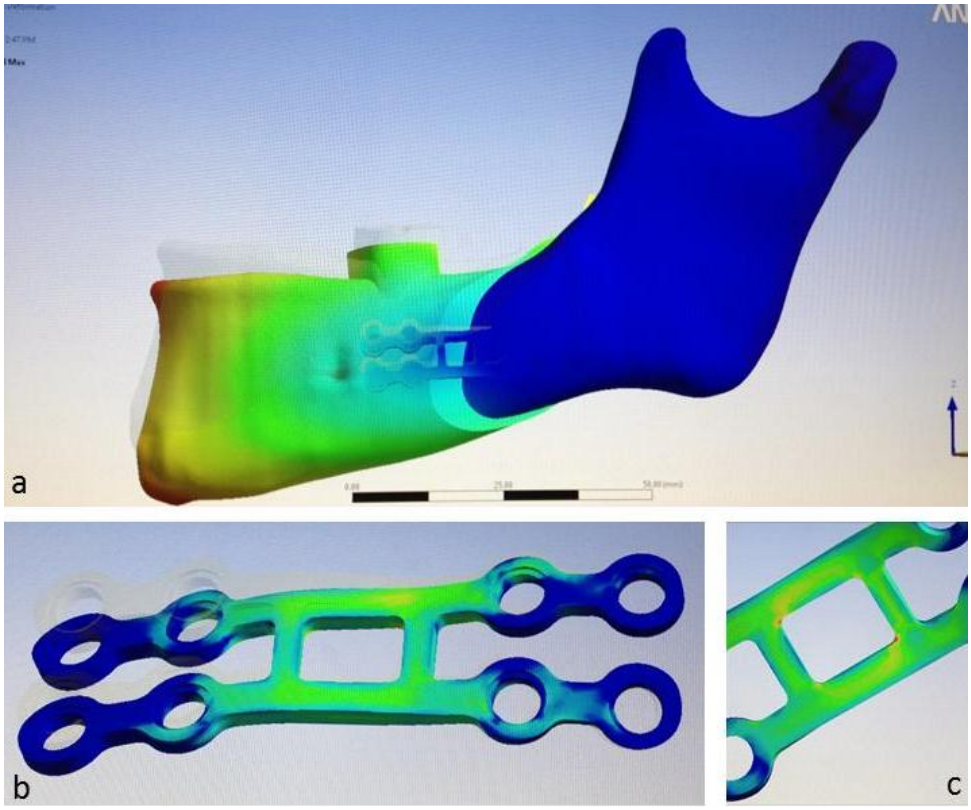


Figura 36: (a, b, c) hemimandíbula e sistema de fixação submetido a 3 mm de deslocamento com carga em região de primeiro molar. As áreas de distribuição de tensões preparadas para serem interpretadas.

5. Resultados

5.1 Teste Mecânico

Deslocamento de Pico

Quando avaliado o deslocamento de pico entre os três grupos estudados, observou-se que o grupo com duas placas independentes, apresentou deslocamento com significância estatística maior que os demais grupos (Tabela 2 e Figura 37).

Tabela 2 – Média e Desvio-Padrão para o Deslocamento de Pico (mm).

	Amostra	Média	DP	5%
Grupo 1	2 placas	9,15	1,24	A
Grupo 2	1 ponte	5,93	0,76	B
Grupo 3	2 pontes	6,57	1,15	B

(Resultados dos deslocamentos de pico no apêndice 1)

Letras distintas indicam diferença estatística pelo teste de Tukey com significância de 5%.

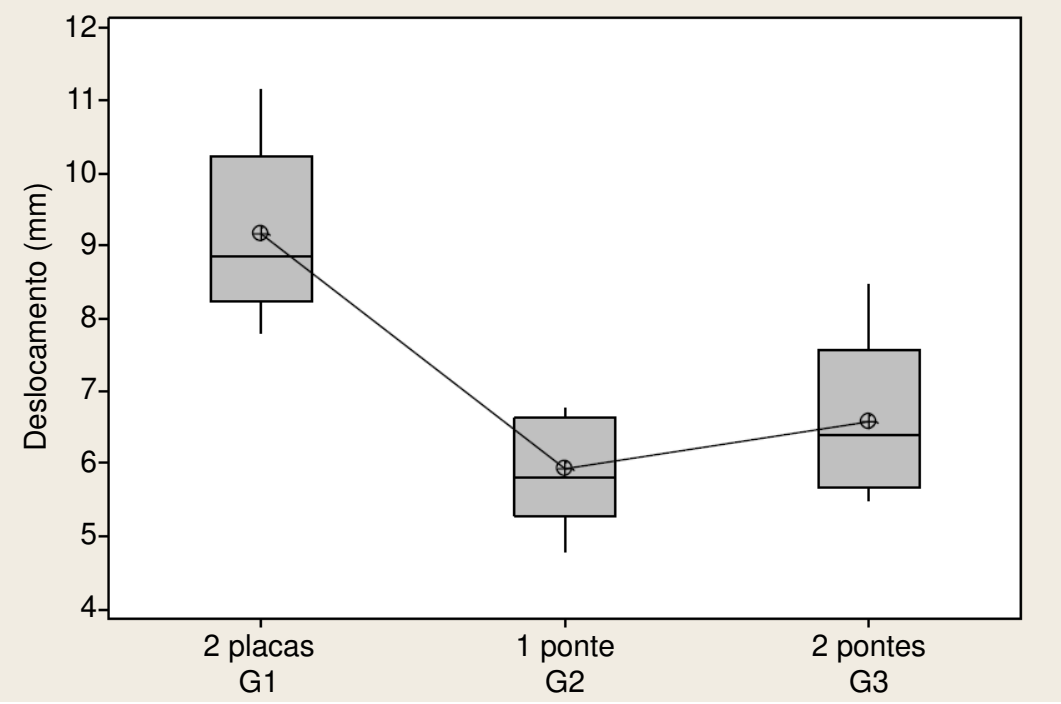


Figura 37: Boxplot do deslocamento de pico entre os grupos.

Carga de Pico

No caso da carga de pico, constatou-se que as amostras do grupo com duas placas independentes apresentou carga de pico maior estatisticamente que o grupo das placas unidas com duas pontes, porém sem diferença em relação ao grupo das placas com uma ponte, sendo que quando comparados entre si os grupos com as pontes, não houve diferença estatisticamente significante entre eles. (Tabela 3 e Figura 38).

Tabela 3 – Média e Desvio-Padrão para a Carga de Pico (Kgf).

	Amostra	Média	DP	5%
Grupo 1	2 Placas	11,03	1,41	A
Grupo 2	1 Ponte	9,11	1,42	AB
Grupo 3	2 Pontes	8,43	1,26	B

(Resultados das cargas de pico no apêndice 1)

Letras distintas indicam diferença estatística pelo teste de ANOVA e Tukey em nível de significância de 5%.

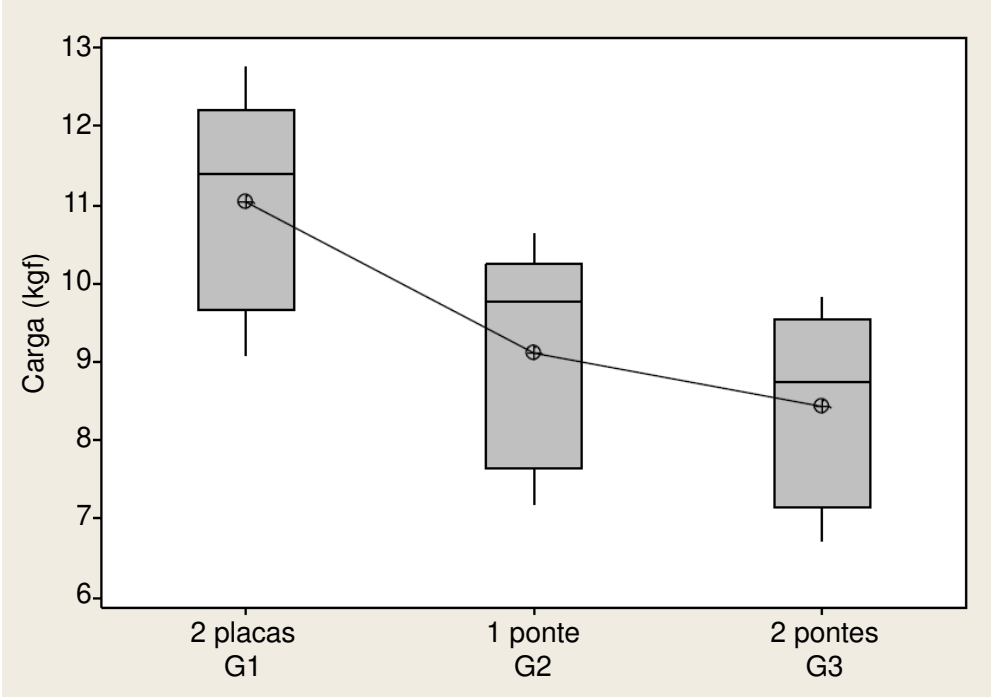


Figura 38: – Boxplot da carga de pico entre os grupos.

5.2 Análise Fotoelástica

Grupo 1 – Duas Placas Independentes

Para o grupo de duas placas independentes, quando a amostra foi levada ao deslocamento de três mm, observou-se quantidade de tensões de intensidade semelhante aos demais grupos, porém a concentração de tensão pareceu estar localizada principalmente na região do segmento proximal e próximo aos parafusos que estão mais distantes da linha da osteotomia, portanto, região de maior espessura de substrato. Além disso, as tensões se dissiparam para regiões de linha oblíqua e base da mandíbula, que também são áreas de maior espessura óssea (Figura 39).

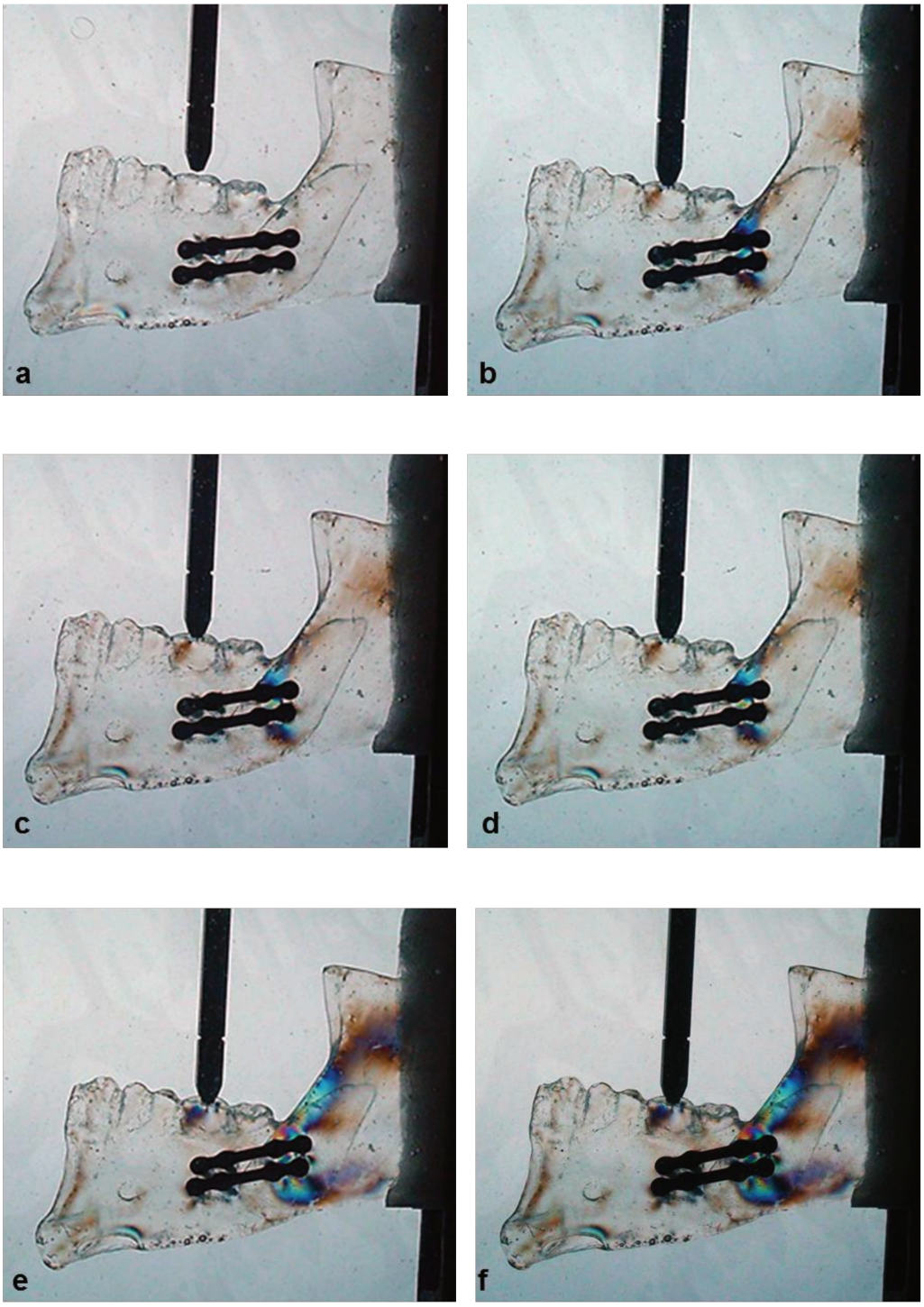


Figura 39: Análise fotoelástica da amostra com duas placas independentes. Sequência - (a) inicial sem carga. (b) após 30 segundos. (c) após um minuto. (d) após dois minutos. (e) após dois minutos e 30 segundos. (f) após três minutos (correspondente ao deslocamento final de 3 mm).

Grupo 2 – Duas Placas com uma Ponte

No caso da amostra com duas placas unidas com uma ponte, foi observado que a concentração de tensão está localizada mais próxima a região dos parafusos do segmento proximal, com pouca dissipação das tensões para base de mandíbula ou linha oblíqua (Figura 40).

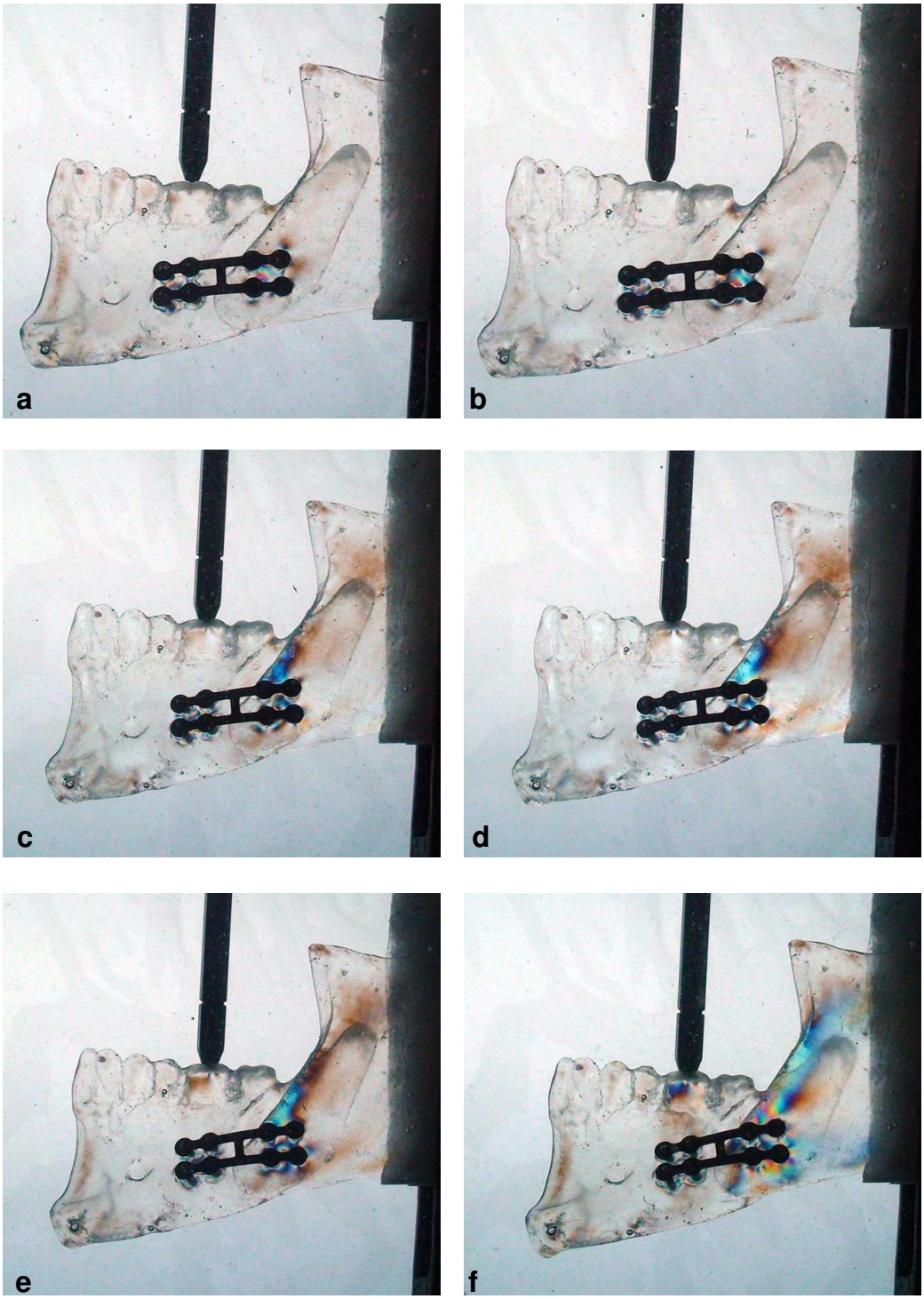


Figura 40: Análise fotoelástica da amostra com duas placas unidas com uma ponte. Sequência - (a) inicial sem carga. (b) após 30 segundos. (c) após um minuto. (d) após dois minutos. (e) após dois minutos e 30 segundos. (f) após três minutos (correspondente ao deslocamento final de 3 mm)

.

Grupo 3 – Duas Placas com duas Pontes

Foi observado grande concentração de tensão próxima a região do sistema de fixação, principalmente próximo aos parafusos do segmento proximal. Essas tensões pouco se dissiparam para linha oblíqua e para base da mandíbula (Figura 41).

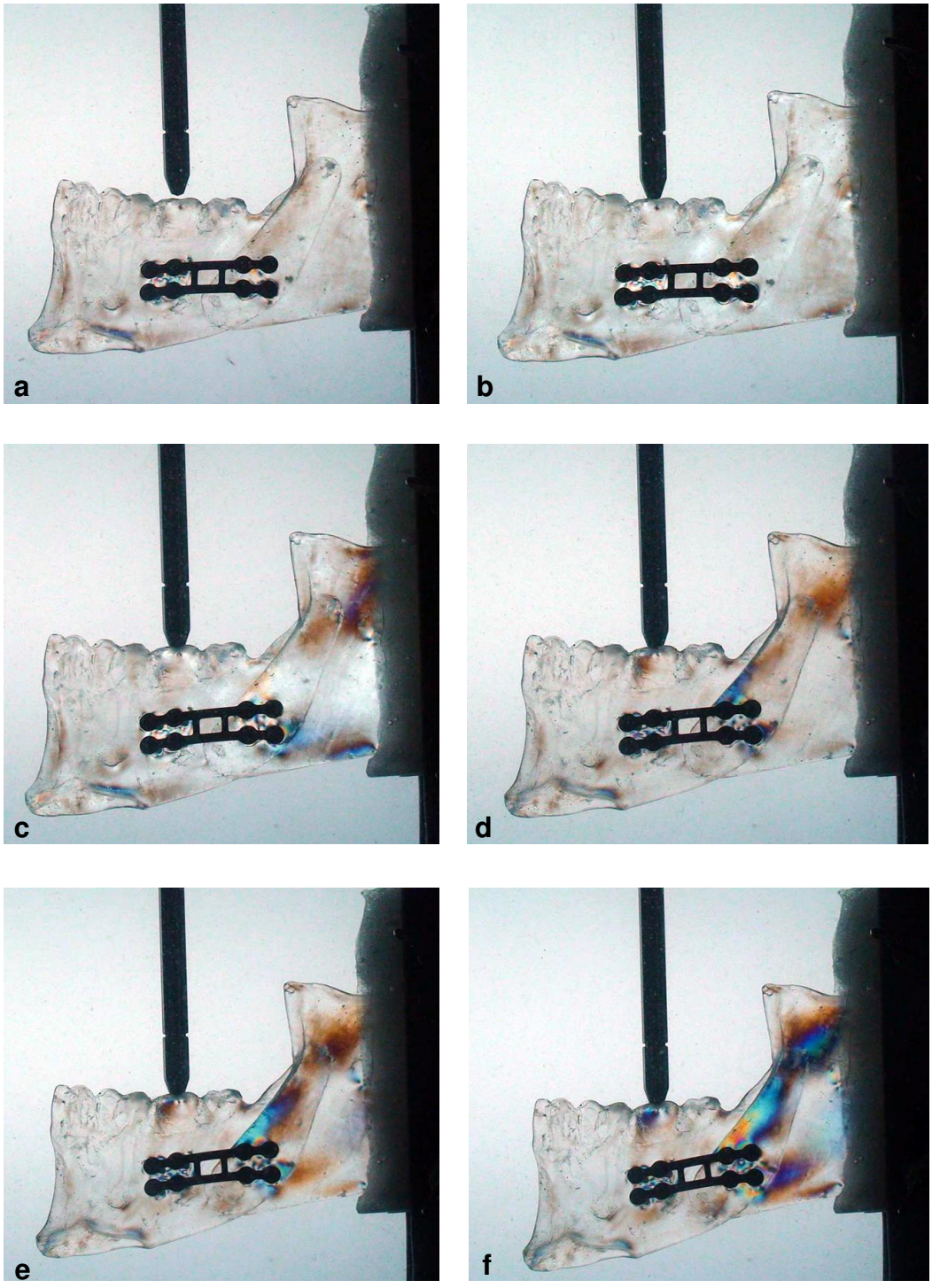


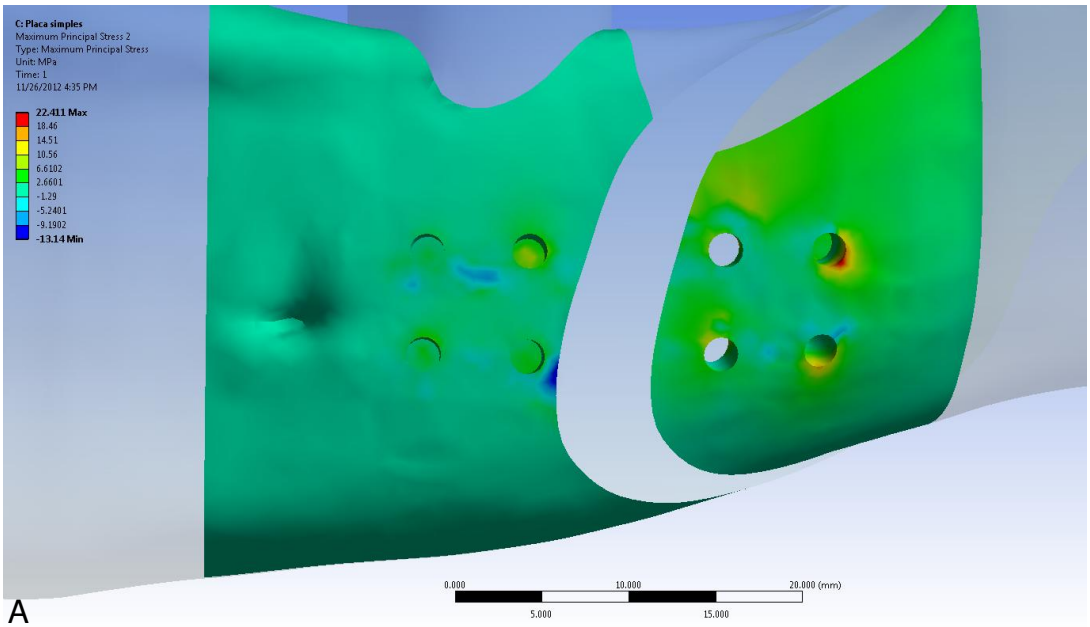
Figura 41: Análise fotoelástica da amostra com duas placas unidas com duas pontes. Sequência - (a) inicial sem carga. (b) após 30 segundos. (c) após um minuto. (d) após dois minutos. (e) após dois minutos e 30 segundos. (f) após três minutos (correspondente ao deslocamento final de 3 mm)

5.3 Análise de Elementos Finitos

Grupo 1 – 2 Placas Independentes

Pelos resultados obtidos *in silico* no modelo geométrico (hemimandíbula), observou-se que a região de maior concentração de tensão ocorre, assim como na análise fotoelástica, na região do segmento proximal, sendo interessante observar a concentração próxima à região da osteotomia, área de menor espessura óssea e, portanto, de maior fragilidade. Além disso, as concentrações de tensões principais também foram observadas principalmente na região da mandíbula próximos aos parafusos mais distais do segmento proximal, fato esse importante, pois essa é uma região de maior espessura óssea, portanto, de maior resistência (Figura 42).

Em relação ao sistema de fixação, as tensões se concentram principalmente na região dos segmentos maciços das placas (ponte), com maior dissipação de tensão para a região do segmento proximal, principalmente no parafuso da placa superior, mais anterior, que está localizado em área de menor espessura óssea, e que não coincide com a região de maior concentração de tensão na região da mandíbula (Figuras 43 e 44).



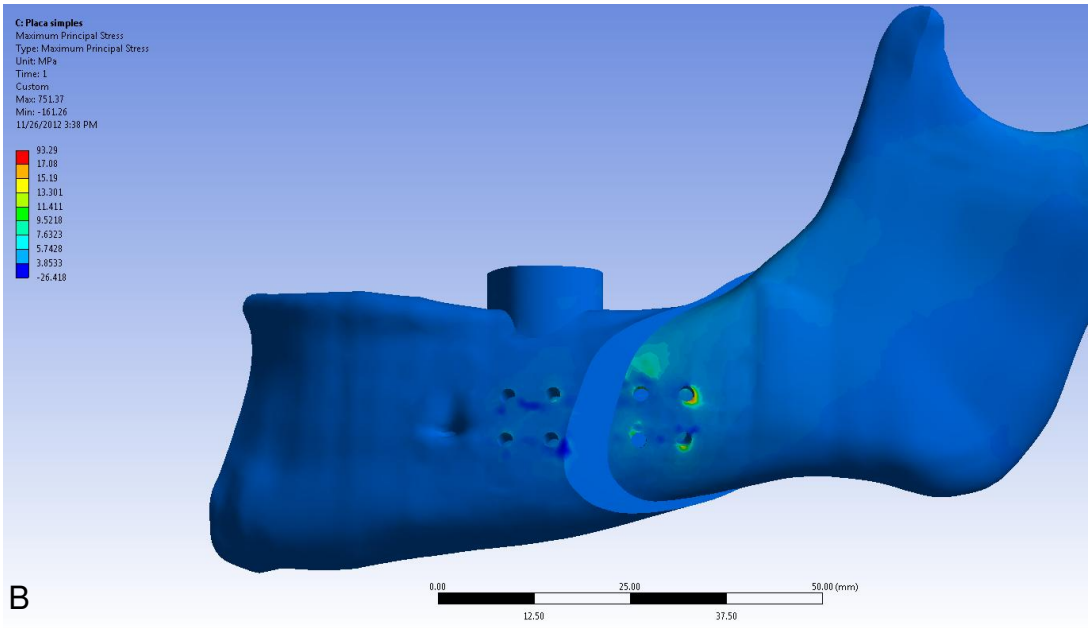


Figura 42 (A e B): Amostra com duas placas independentes. Vista frontal das tensões induzidas na mandíbula. Notar a distribuição de tensões nas perfurações do segmento proximal e próximo a área da osteotomia.

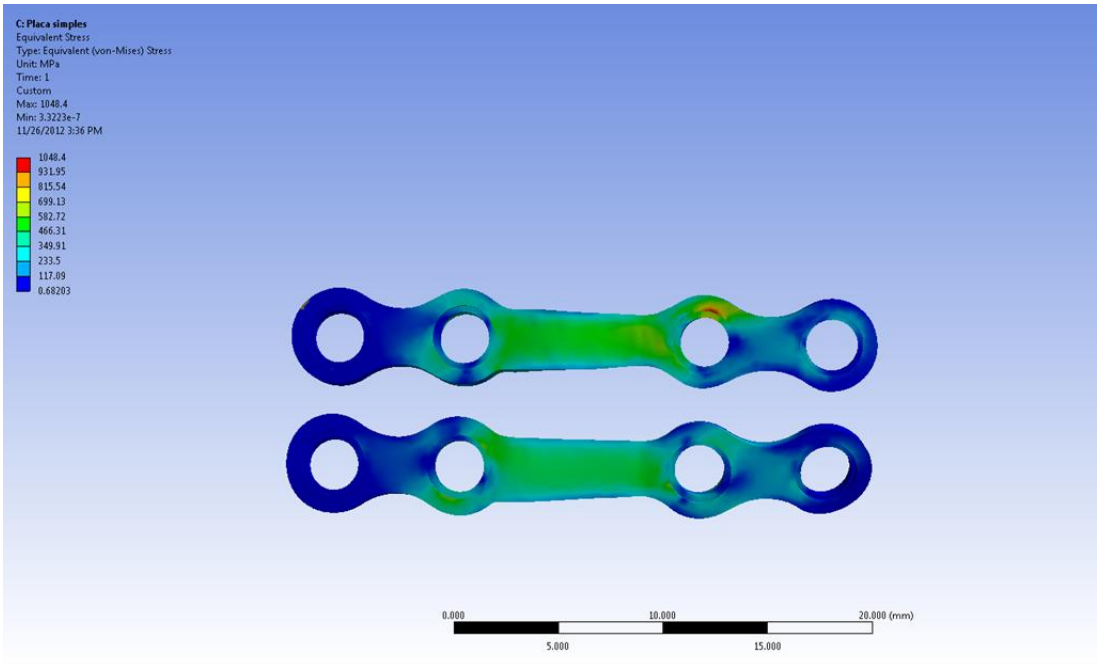


Figura 43: Vista frontal das tensões nas placas. Notar maior tensão no primeiro orifício da placa do segmento proximal.

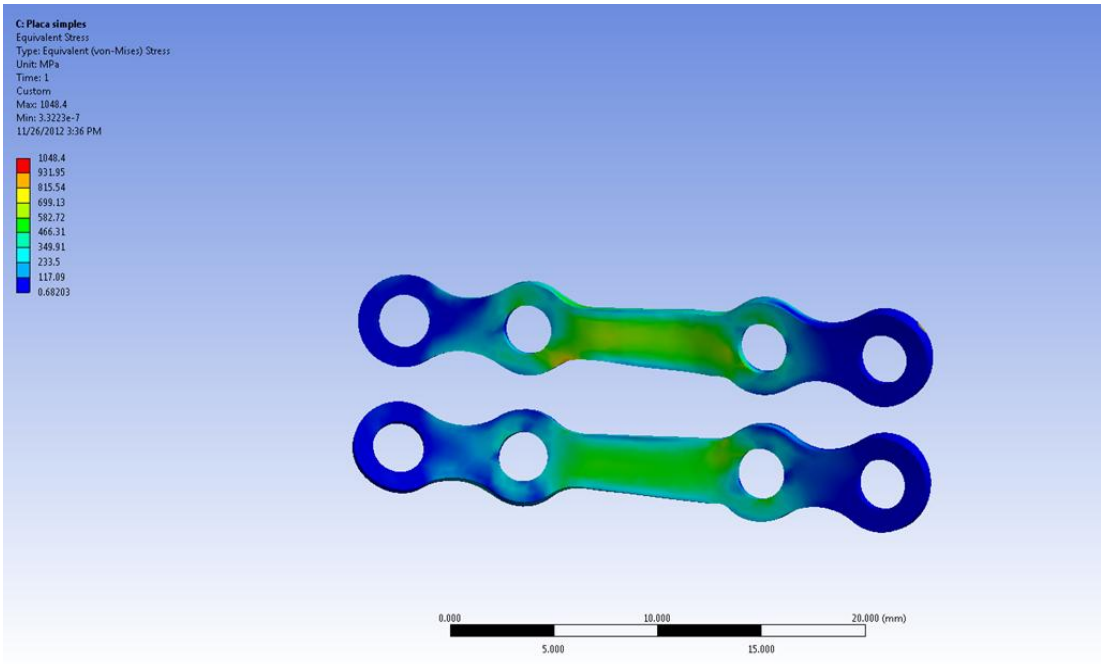


Figura 44: Vista posterior das tensões nas placas. Notar maior tensão no primeiro orifício da placa do segmento proximal.

Grupo 2 – Duas Placas com uma Ponte

Ao se analisar os resultados obtidos na análise de elementos finitos para o grupo de duas placas com uma ponte, observa-se o padrão de distribuição de tensões no substrato mais uniforme entre os três grupos, com existência de tensões ao redor de todos os parafusos, e sem área de grandes tensões próximas à osteotomia, que seria uma área de fragilidade (Figura 45). Observa-se que no segmento proximal o furo superior mais posterior é que teve maior tensão principal, seguido pelo furo inferior mais anterior.

Quanto ao sistema de fixação, apresentaram tensões concentradas na região das pontes das placas, e na ponte de união das placas, com tensões sendo distribuídas mais para os elos das placas localizados na região do segmento proximal, em especial aquele localizado mais superiormente e anteriormente (Figuras 46 e 47).

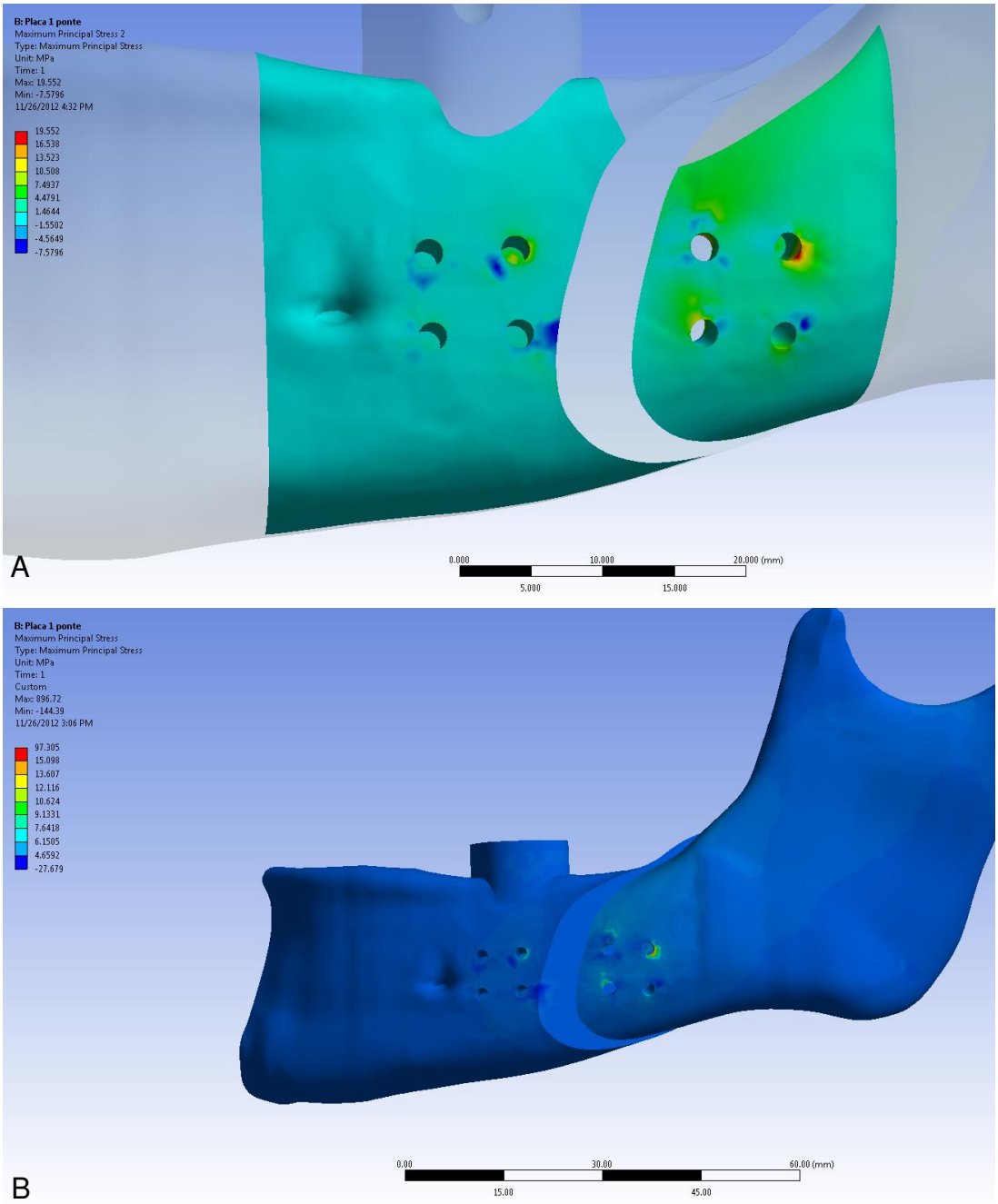


Figura 45 (A e B): Amostra com duas placas unidas com uma ponte. Vista frontal das tensões induzidas na hemimandíbula. Notar distribuição de tensões maior no segmento proximal da osteotomia com maior tensão no orifício mais superior e posterior e no orifício inferior mais anterior (próximo à osteotomia).

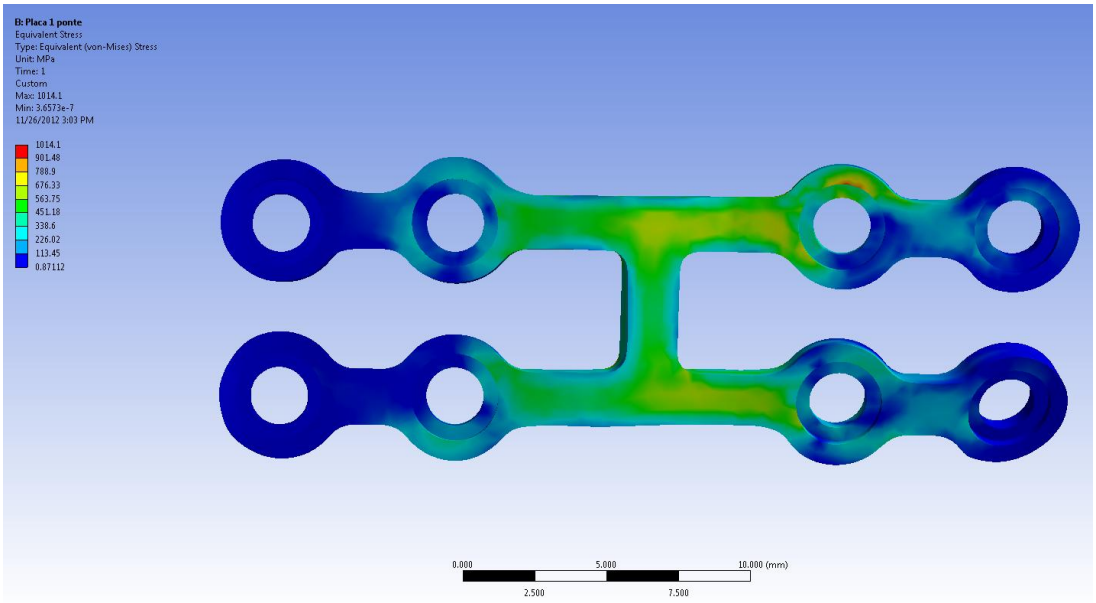


Figura 46: Vista frontal das tensões nas placas. Observar maior tensão no primeiro orifício do segmento proximal e tensões na região das pontes das placas.

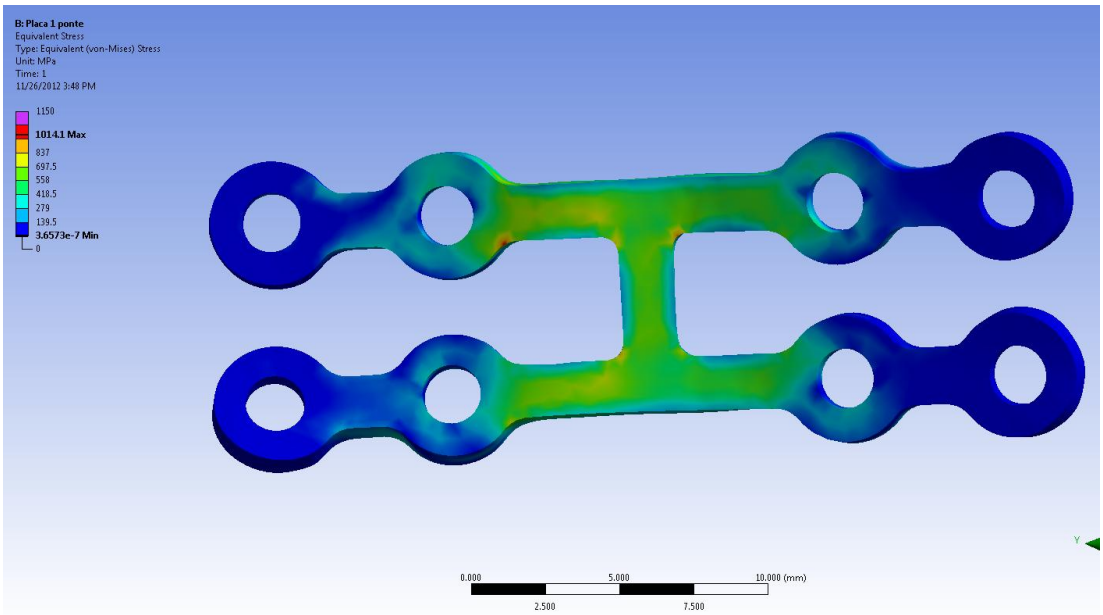


Figura 47: Vista posterior das tensões nas placas. Observar maior tensão no primeiro orifício do segmento proximal e tensões na região das pontes das placas.

Grupo 3 – Duas Placas com duas Pontes

O último grupo amostral, constituído de duas placas com duas pontes, foi aquele que apresentou maior concentração de tensões principais no substrato, principalmente próximo ao primeiro parafuso mais inferior do segmento proximal e aquele localizado mais superiormente e distalmente desse segmento (Figura 48).

Em relação a fixação, observam-se tensões semelhantes aos demais grupos, localizadas principalmente na região das pontes das placas e nas pontes duplas de união das placas, porém com menor tensão na região do elo mais superior próximo à osteotomia que nos demais grupos (Figuras 49 e 50).

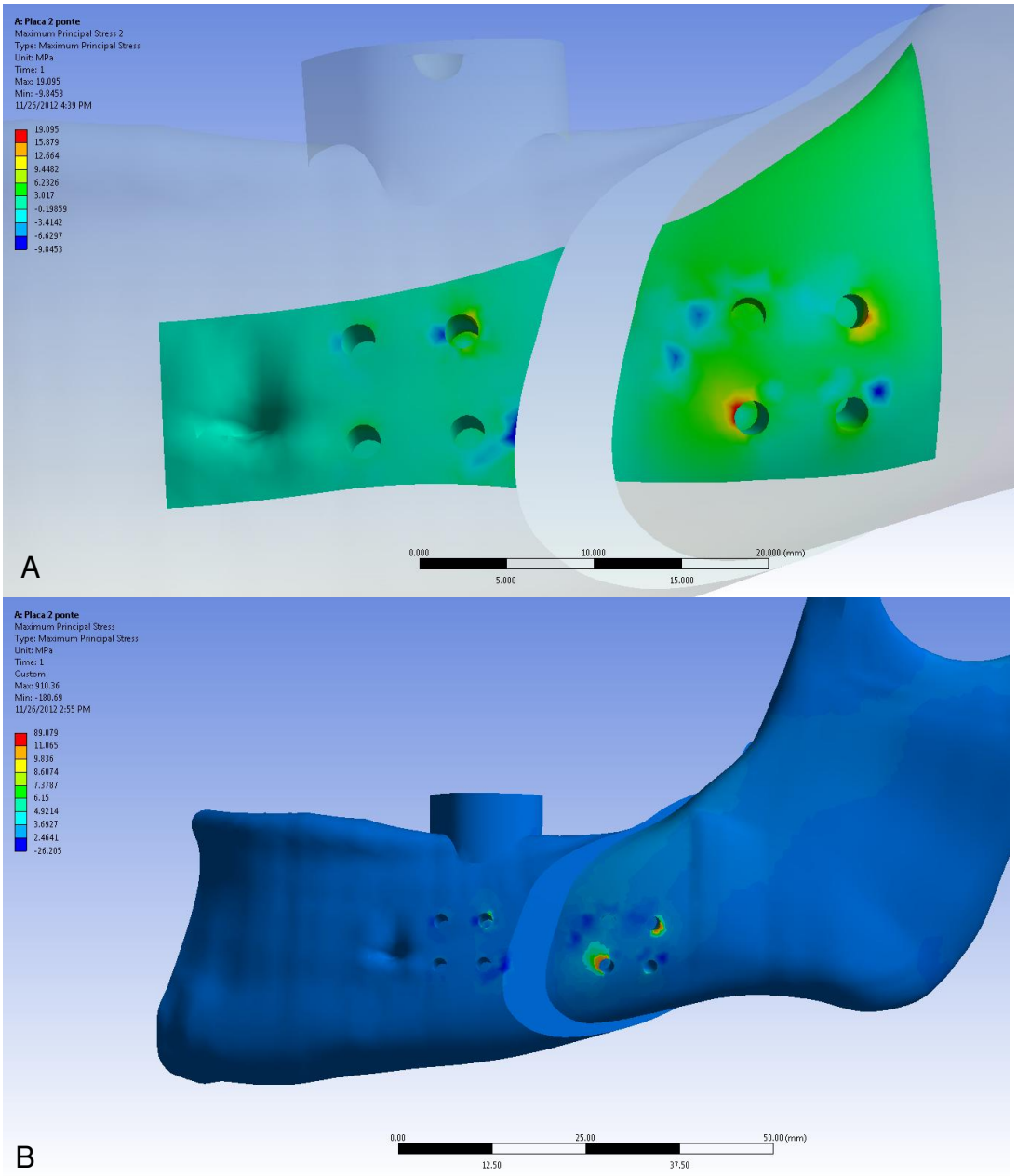


Figura 48 (A e B): Amostra com duas placas unidas com duas pontes. Vista frontal das tensões induzidas na hemimandíbula. Notar distribuição de tensões maior no segmento proximal da osteotomia com maior tensão no orifício mais superior e posterior e no orifício inferior mais anterior (próximo à osteotomia).

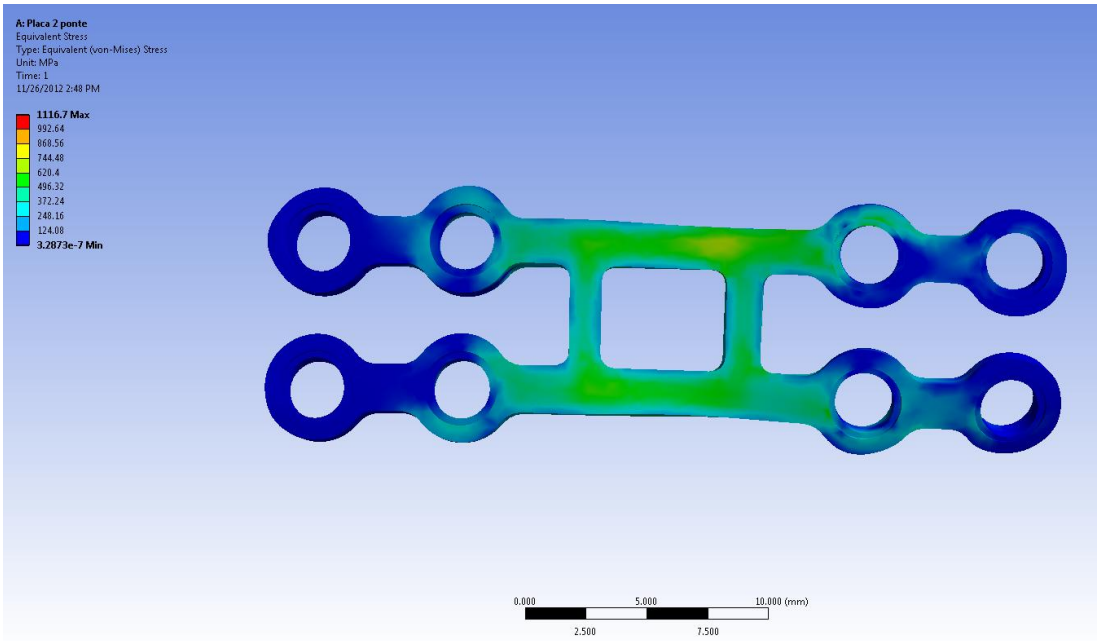


Figura 49: Vista frontal das tensões nas placas. Observar maior tensão na região correspondente as pontes das placas.

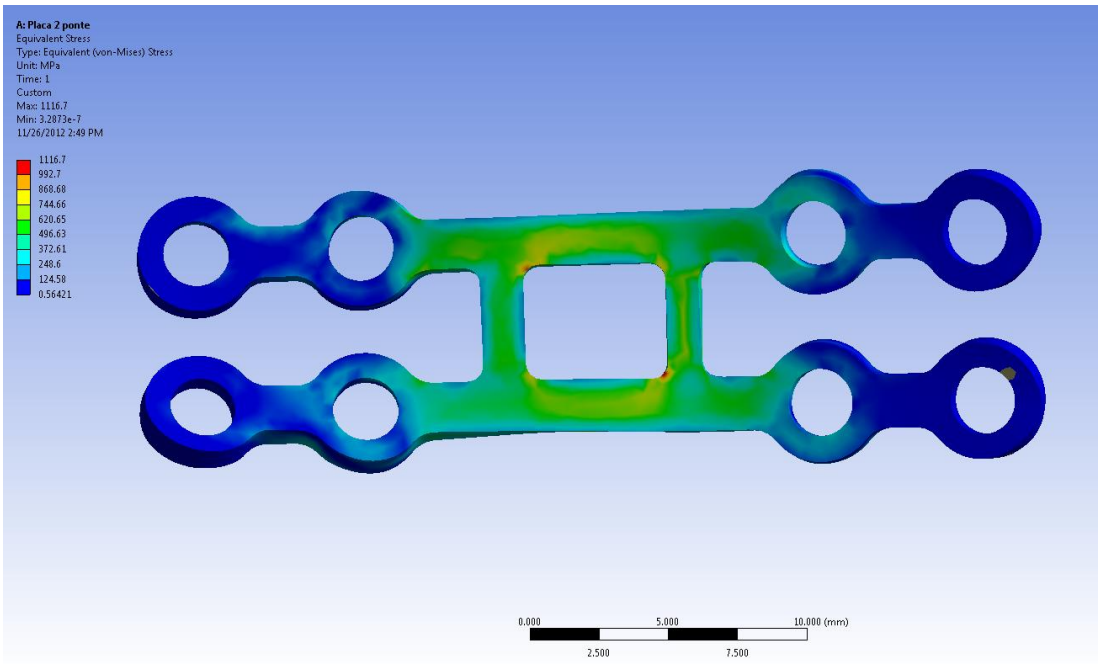


Figura 50: Vista posterior das tensões nas placas. Observar maior tensão na região correspondente as pontes das placas.

6. Discussão

Pode-se afirmar que duas formas de fixação da osteotomia sagital dos ramos mandibulares são consideradas as mais tradicionais e atualmente empregadas pelos cirurgiões: a fixação com três parafusos bicorticais e a fixação com uma placa e parafuso monocorticais (Bloonnqvist & Isaksson, 1994). A partir dessas duas técnicas de fixação, consideradas como padrão ouro, diversas outras formas de fixação passaram a ser desenvolvidas e estudadas na literatura, por meio de estudos clínicos *e in vitro* (Van Sickels & Richardson, 1996)

Uma opção às tradicionais técnicas de fixação interna estável foi a adição de mais uma placa ao sistema de fixação com placa e parafusos monocorticais (Murphy *et al*., 1997; Ribeiro-Júnior *et al*., 2010). Caso um dos objetivos principais dos sistemas de fixação seja fornecer estabilidade entre os segmentos, a idéia foi então adicionar uma nova placa, o que poderia fornecer maior resistência ao sistema, do que a fixação com somente uma única placa.

A literatura já demonstrou que a adição de mais uma placa ao sistema de fixação conseguiu um aumento importante na resistência, quando comparado com sistemas de uma placa, bem como uma melhor distribuição de tensões tanto no sistema de fixação como na própria mandíbula (Erkmen *et al*., 2005; Bohluli *et al*., 2010; Ribeiro-Júnior *et al*., 2010).

Parece não haver dúvidas em relação à superioridade dos sistemas de fixação da OSRM utilizando-se parafusos bicorticais em relação as placas e parafusos monocorticais (Obeid & Lindqvist, 1991; Shetty *et al*., 1996; Murphy *et al*., 1997; Haug *et al*., 1999; Peterson *et al*., 2005; Van Sickels *et al*., 2005; Bohluli *et al*., 2010).

No trabalho de Sato *et al*. (2010) observou-se uma diferença estatisticamente significante entre os parafusos bicorticais e uma placa e 4 parafusos monocorticais. Os resultados da placa na carga de pico foram bastante inferiores, porém a placa apresentou menor deslocamento de pico.

Nas bases científicas consultadas não foram encontrados trabalhos comparando sistemas de fixação com diferentes tipos de placas duplas, entre si. Já que outros sistemas defixação foram bem estudados e os resultados já são também conhecidos (Haug *et al*., 1999) foi proposto nesse estudo a comparação entre três sistemas de fixação utilizando placas duplas e parafusos monocorticais. No presente estudo, por exemplo, o valor médio da carga de pico nos três sistemas de placas duplas, foi pelo menos o dobro do encontrado por Sato et al. (2010) com uma placa e quatro parafusos monocorticais. Porém esses valores foram bem menores que os valores das fixações com parafusos bicorticais, já sabidos de possuírem elevada carga de pico (Sato *et al*. 2010).

A idéia de se adicionar pontes interligando as placas, como nos grupos de estudos desse trabalho, têm dois objetivos principais: melhorar a resistência mecânica do sistema de fixação, bem como facilitar a técnica de instalação do mesmo, pois as placas seriam posicionadas ao mesmo tempo e já estariam paralelas.

Pelos dados obtidos nos testes mecânicos, desse trabalho, foi observado que houve um deslocamento de pico estatisticamente maior no sistema com duas placas independentes do que os sistemas únidos com pontes. Já a carga de pico foi estatisticamente maior no sistema de duas placas independentes quando comparado ao sistema de duas placas unidas com duas pontes, e não houve diferença estatisticamente significante quando comparadas ao sistema com duas placas unidas com uma ponte.

A hipótese proposta nesse trabalho de que as placas unidas com pontes seriam mais resistentes mecanicamente, mostrou através do teste mecânico que o sistema com placas independentes teve maior carga de pico, porém deslocou-se mais quando comparados aos outros dois sistemas. Isso é muito mais crítico na fixação da osteotomia sagital dos ramos mandibulares, pois o deslocamento maior irá gerar uma mordida aberta e consequente indicação de nova cirurgia. Já a carga de pico parece não ser tão comprometedora, pois para alcançar essa carga, numa situação clínica,

em que o paciente submeteu-se a cirurgia, não seria possível de acordo com estudos de biomecânica (Throckmorton & Ellis III, 2001)

Os diferentes valores obtidos nesse estudo, quanto ao deslocamento, parecem ser devidos a rigidez das placas com pontes que não permitiram a deformação da placa e sim deformação na interface parafuso-hemimandíbula, onde ocorria a falha.

Um sistema ideal de fixação quanto à distribuição de tensões, deveria ter as tensões distribuídas de forma mais uniforme possível ao longo de toda a estrutura da placa e dos parafusos, evitando-se assim áreas de concentrações de tensões, que poderiam levar à fratura do metal naquela região, bem como evitar o máximo possível a transmissão de tensões para a mandíbula. Essas concentrações de tensões levam a osteólise ao redor dos parafusos e afrouxamento dos mesmos, com consequente falha do sistema de fixação (Armstrong *et al*., 2001)

Os resultados de carga de pico podem ser explicados pelas análises fotoelástica e de elementos finitos. Ao se comparar, por exemplo, a distribuição de tensões nos dois testes, observou-se que as tensões se concentraram principalmente entre as regiões das pontes das placas, sem grande diferença entre os dois sistemas de fixação com pontes. Quando se avaliaram as tensões na hemimandíbula, essas apresentaram melhor padrão de distribuição nas placas unidas com uma ponte, pois na fixação com duas pontes as tensões se concentraram mais ao redor dos parafusos e em áreas de menor espessura óssea, do que no caso da fixação com uma ponte, e isso pode explicar em parte, a menor resistência dessa forma de fixação (Sato *et al*., 2010)

Estudos mecânicos já demonstraram que as placas recebem a maior parte das forças mastigatórias nesse tipo de fixação, ao contrário da fixação com parafusos bicorticais (Lyrio 2009; Brasileiro *et al*.,2009). Nesses casos as placas funcionam num sistema semelhante ao de carga suportada, ao contrário das fixações com parafusos, que a carga não passa para o sistema de fixação, pois os parafusos funcionam apenas aproximando os segmentos,

em um sistema semelhante ao de carga compartilhada (Lyrio 2009; Ribeiro-Júnior *et al*., 2010)

No presente estudo, observou-se que a distribuição das tensões foi semelhante entre os grupos, e a presença de uma ponte a mais não apresentou impacto positivo em relação à placa com somente uma ponte. Isso aconteceu porque a região de fragilidade do sistema de fixação está na interface parafuso-hemimandíbula, pois no teste mecânico não ocorreu nenhuma fratura da placa, e sim afrouxamento do parafuso, sendo que esse mesmo fato é notado na prática clínica.

Sendo assim, a geração de tensão na hemimandíbula parece ser o fator de maior importância na determinação de resistência do sistema de fixação. Quanto mais uniforme e distribuído em área de maior resistência, mais resistente se mostra o sistema (Sato *et al*., 2010)

Entretanto, outro fator tem que ser considerado: no caso da fixação com duas placas independentes, o sistema parece funcionar mecanicamente independente, ou seja, mesmo ocorrendo a falha de uma das placas, a outra ainda funcionará no sentido de se evitar o deslocamento dos segmentos. Já no caso de presença das pontes a falha de uma das placas, pela presença da ponte, funcionará no sentido de facilitar a falha total do sistema. Isso foi observado pelos resultados do deslocamento de pico, que foi maior para a fixação com duas placas independentes, que mesmo com a falha de uma delas, a outra se manteve fornecendo resistência ao sistema, embora às custas de um maior deslocamento.

Os resultados de Murphy *et al*., (1997) mostraram superioridade mecânica dos parafusos posicionais bicorticais, quando comparados a fixação de duas placas unidas com quatro pontes. Essa conclusão parece ser a regra na literatura (Andary *et al*., 1989; Shetty *et al*., 1996); Ribeiro-Júnior *et al*., 2010; Sato *et al*. 2010).

Porém, além dessas questões mecânicas, a aplicabilidade clínica das placas duplas unidas com pontes é importante de ser ressaltada. Apesar de no teste mecânico a fixação com duas placas independentes apresentar

maior carga de pico, a sua instalação é sempre mais difícil. Isso porque se instala a primeira placa e depois é preciso posicionar a segunda placa, e muitas vezes encontram-se interferências ósseas que prejudicam a perfeita adaptação à superfície óssea. Além disso é mais difícil obter paralelismo entre elas (Stoelinga & Borstlap 2003). No caso das placas com pontes, essa adaptação é mais fácil, pois ao ser levada ao campo cirúrgico é possível moldar ambas as placas simultaneamente, obtendo-se melhor adaptação, melhor paralelismo e ganho de tempo cirúrgico. Posicionando o primeiro parafuso fica mais fácil então, a perfuração e inserção dos outros sete.

Outra questão clínica muito importante a ser considerada é que no período pós operatório recente há uma redução significativa da força mastigatória, principalmente nas primeiras seis semanas pós cirurgia, onde os sistemas de fixação, mesmo tendo menor resistência, conseguem exercer satisfatória estabilização durante a fase inicial do reparo ósseo (Maurer *et al*., 2003). Essa estabilização com menor incidência de micromovimentos nas interfaces osteotomizadas, gera melhor oxigenação dos tecidos reparadores e consequente melhor formação óssea entre os segmentos. Com uma maior micromovimentação e consequente menor oxigenação pode-se ter a formação de tecido fibroso ou mesmo cartilagem na interface entre os segmentos (Maurer *et al*., 2003)

Autores como Throckmorton & Ellis III (2001) demonstraram a limitação das forças mastigatórias nas primeiras semanas pós operatórias devido principalmente ao edema e grande descolamento e desinserção da musculatura mastigatória. Valores de carga mastigatória que não chegam aos 40 newtons, ou seja, valor muito inferior ao apresentado nas cargas de pico de todos os sistemas desse estudo. Com esse dado, percebe-se que a fixação com placas e parafusos monocorticais oferece suficiente estabilidade, pós operatória, para que haja adequada reparação óssea, e de preferência regeneração óssea.

Assim sendo, a decisão pelo tipo de fixação deve ser tomada avaliando fatores como resistência do sistema, facilidade clínica de adaptação, facilidade de remoção em caso de infecção, ausência de torque condilar entre outros (Stoelinga & Borstlap 2003).

Considerando todos esses fatores, a utilização de placas duplas para a fixação da osteotomia sagital dos ramos mandibulares parece ser uma excelente opção. A presença de pontes unindo as placas facilita a aplicação clínica, diminuindo o tempo cirúrgico. Os resultados mostraram que a maior rigidez das placas unidas com pontes (menor deslocamento) tiveram uma pior distribuição de tensões, quando comparadas às placas independentes. Essa pior distribuição detensões parece ser menos crítica a médio e longo prazo do que um possível deslocamento do sistema, pois no período pós operatório após 180 dias as forças mastigatórias podem ser capazes de deslocar o sistema de fixação, com possível abertura da mordida (mordida aberta anterior) (Thorockmorton & Ellis III 2001).

Para a avaliação das cargas de pico, deslocamentos de pico e tensões geradas nos sistemas de fixação estudados, os três métodos empregados nesse estudo foram necessários para responder os questionamentos da proposição. De acordo com Noritomi (2005) a simulação por meio de elementos finitos, é um modelo matemático e seus resultados necessitam da validação por meio de outros métodos, como a análise fotoelástica, empregada nesse estudo (anexo 1). A partir desse estudo, com as metodologias empregadas, novas pesquisas poderão ser realizadas para avaliar outros tipos de fixação existentes no mercado, bem como outras condições clínico-cirúrgicas simuladas em modelo. Por exemplo em avanços mandibulares maiores que 10 mm, a distribuição de tensões, e carga de pico e deslocamento pico poderiam ter resultados bastante diferentes dos apresentados nesse estudo. Em cirurgia ortognática frequentemente surgem novos materiais e sistemas que visam melhorar a rapidez de manipulação cirúrgica, o pós operatório e os resultados clínicos a

longo prazo. Outros estudos poderão ser feitos utilizando essa metodologia associada a outras, como por exemplo, ciclagem mastigatória.

7. Conclusão

De acordo com os dados obtidos nesse trabalho, conclui-se que:

1. A fixação com duas placas independentes e a fixação com duas placas unidas com uma ponte apresentaram carga de pico sem diferença estatística entre elas, porém com maior deslocamento de pico para o grupo com duas placas independentes.
2. A fixação com duas placas independentes e a fixação com duas placas unidas com uma ponte apresentaram melhor distribuição de tensões quando comparadas ao grupo de duas placas unidas com duas pontes.
3. As fixações com duas placas unidas com uma ponte e com duas pontes apresentaram menor deslocamento de pico quando comparadas as placas duplas independentes.
4. A fixação com duas placas unidas com uma ponte apresentou resultados mecânicos e de distribuição de tensões bastante satisfatórios, e que, pela maior facilidade de instalação, pode ser um indicativo de utilização na prática cirúrgica, quando comparada às duas placas independentes e as duas placas unidas com duas pontes.

Referências*

Andrade VC. Avaliação comparativa por meio de testes mecânicos, análise extensométrica e fotoelástica da influência da realização ou não da osteotomia da base nas osteotomias sagitais dos ramos mandibulares [Dissertação de Mestrado]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, 2012.

Anusavice KJ. Materiais Dentários. São Paulo: Elsevier, 11ª ed, 2005.

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

Armstrong JE, Lapointe HJm Hogg NJ. Preliminary investigation of the biomechanics of internal fixation of sagittal split osteotomies with miniplates using a newly designed in vitro testing model. J Oral Maxillofac Surg 1990; 48: 461-7.

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

Asprino L., Consarie S., de Moraes M. A comparative biomechanical evaluation of mandibular condyle fracture plating techniques. J Oral Maxillofac Surg 2006; 64: 452-6.

Assis AF. Análise mecânica e fotoelástica de sistemas de fixação interna estável utilizados para o tratamento de fraturas subcondilares da mandíbula. [Tese Doutorado]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, 2012.

Aymach Z, Nei H, Kawamura H, Bell W. Biomechanical evaluation of a T-shaped miniplate fixation of a modified sagittal split ramus osteotomy step, a new technique for mandibular orthognathic surgery. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2011; 111: 58-63.

*De acordo com as normas da UNICAMM/FOP, baseadas na norma do International Comitee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos de acordo com o Medline

Beer FP, Johnston ER. Resistência dos Materiais. 3ª Ed. São Paulo: Mc Graw-Hill, 1999.

Bell WH, Schendel SA. Biologic basis for modification of the sagittal ramus split operation. J Oral Surg 1977; 35: 362-9.

Bernardes SR, Araújo CA, Neves FD. Análise de tensões em implantes dentários utilizando a técnica fotoelástica. III CONEM, 2004. III Congresso Nacional de Engenharia Mecânica, 2004 apresentado em Belém. 1 CD-ROM.

Bloonqvist JE, Isaksson S. Skeletal stability after mandibular advancement: a comparison of two rigid internal fixation techniques. J Oral Maxillofac Surg 1994; 52: 1133-7.

Bohluli B, Motamedi MHK, Bohluli P, Sarkarat F, Moharamnejad N, Tabrizi MHS. Biomechanical stress distribution on fixation screws used in bilateral sagital Split ramus osteotomy: assessment of 9 methods via finite elemento analysis. J Oral Maxillofac Surg 2012; 68: 2765-69.

Booth DF. Control of the proximal segment by lower border wiring in the sagittal split osteotomy. J Maxillofac Surg 1981; 9(2): 126-8.

Bos RR, Boering G, Rozema FR, Leenslag JW. Resorbable poly(L-lactide) plates and screws for the fixation of zygomatic fractures. J Oral Maxillofac Surg. 1987 Sep; 45(9):751-3.

Brasileiro BF, Grempel RG, Ambrosano GM, Passeri LA. An in vitro evaluation of rigid internal fixation techniques for sagittal split ramus osteotomies: advancement surgery. J Oral Maxillofac Surg 2009; 67:809-17.

Chuong CJ, Borotikar B, Schwartz-Dabney C, Sinn D. Mechanical characteristics of the mandible after bilateral sagital split ramus osteotomy: comparing 2 different fixation techinique. J Oral Maxillofac Surg 2005; 63: 68-76.

Dal Pont G. Retromolar osteotomy for correction of prognathism. J Oral Surg 1961; 19: 42-7.

Dally JW, Riley WF. Experimental stress analysis. 2ª Ed. Tokyo: McGraw-Hill Kogakusha, Ltda, 1978.

Ellis III E, Carlson DS. Stability two years after mandibular advancement with and without suprahyoid myotomi: an experimental study. J Oral Maxillofac Surg 1983; 41(7): 426-37.

Ellis III E, Gallo WJ. Relapse following mandibular advancement with dental plus skeletal maxillomandibular fixation. J Oral Maxillofac Surg 1986, 44(7): 509-15.

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

Epker BN. Modifications in the sagittal osteotomy of the mandible. J Oral Surg 1977; 35: 157-9.

Erkmen E, Simsek E, Yucel E, Kurt A. Comparison of different fixation methods following sagittal split ramus osteotomies using three dimensional finite elements analysis. Int J Oral Maxillofac Surg 2005; 34: 551-558.

Figueiredo EP. Análise fotoelástica da influência do carregamento e do comprimento na distribuição de tensão em dois sistemas de implantes dentários [Dissertação de Mestrado]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, 2012.

Freire SASR. 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 de Mestrado]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, 2010.

Haerle F, Champy M, Terry B. Atlas of Craniomaxillofacial Osteosynthesis: Microplates, Miniplates, and Screws, German: Thieme, 2009.

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.

Hunsuck E. A modified intraoral sagittal splitting technique for correction of mandibular prognatism. J Oral Surg 1968; 26: 249-52.

Iamashita, HY. Estudo biomecânico de três técnicas diferentes de fixações metálicas utilizadas em osteotomia sagital do ramo mandibular [Dissertação de Mestrado]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, 2009

Iwase M, Ohashi M, Tachibana H, Toyoshima T, Nagumo M. Bite force, occlusal contact area and masticatory efficiency before and after orthognathic surgical correction of mandibular prognathism. Int J Oral Maxillofac Surg. 2006 Dec;35(12):1102-7.

Joos U. An adjustable bone fixation system for sagittal split ramus osteotomy: preliminary report. Br J Oral Maxillofac Surg 1999: 37: 99-103.

Kallela I, Laine P, Suuronen R, Ranta P, Iizuka T, Lindqvist C. Osteotomy site healing following mandibular sagittal split osteotomy and rigid fixation with polylactide biodegradable screws. Int J Oral Maxillofac Surg. 1999a Jun; 28(3):166-70.

Karasz I, Korondi L, Szabo G. Photoelastic stress analysis on mandibular osteosynthesis. Int J Oral Surg 1986;15:259-62.

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

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

Lima-Junior SM. Avaliação fotoelastica da expansão rapida de maxila cirurgicamente assistida usando diferentes metodos de ancoragem ortodôntica [Dissertação de Mestrado]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, 2010.

Lindorf, H.H. Sagittal ramus osteotomy with tandem screw fixation. J Maxillofac Surg. 1986; 14: 311-16.

Luhr HG, Schauer W, Jager A, Kubein-Meesenburg. Changes in the shape of the mandible by orthodontic surgical technics with stable fixation of the segments. Fortschr Kieferorthop. 1986 Jan;47(1):39-47.

Lyrio MCN. Análise mecânica e fotoelástica das técnica de fixação interna rígida da osteotomia sagital utilizando placa convencional e placa com sistema de travamento em avanços mandibulares [Dissertação de Mestrado]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, 2009.

Martis CS. Complications after mandibular sagittal split osteotomy. J Oral Maxillofac Surg 1984; 42(2): 101-7.

Matsushita K, Inoue N, Totsuka Y. In vitro biomechanical evaluation of the effect of an additional L-shaped plate on straight or box plate fixation in sagittal split ramus osteotomy using a bioabsorbable plate system. Oral Maxillofac Surg 2011; 15: 139-146.

Maurer P, Holweg S, Knoll ED, Schubert J. Study by finite element method of the mechanical stress of selected biodegradable osteosynthesis screws in sagittal ramus osteotomy. Br J Oral Maxillofac Surg 2002; 40:76-83.

Maurer P, Holweg S, Schubert J. Finite-element-analysis of diferente screw diameters in the sagital split osteotomy of the mandible. J Craniomaxillofac Surg 1999; 27: 365-372.

Maurer P, Knoll WD, Schubert J. Comparative evaluation of two osteosynthesis methods on stability following sagittal split ramus osteotomy. J Craniomaxillofac Surg 2003; 31(5): 284-9.

Maurer P, Schubert J, Holweg S. Finite element analysis of a tandem screw configuration in sagittal split osteotomy using biodegradable osteosynthesis screw. Int J Adult Orthodont Orthognath Surg 2001;16: 300-4.

McDonald WR, Stoelinga PJW, Blijdorp PA. Rigid fixation after sagittal split osteotomies using Champy plates. Int J Adult Orthod. 1987; 2: 89.

Meyers MA, Chawla KK. Princípios de metalurgia mecânica. São Paulo: Edgard Blucher Ltda., 1982.

Moraes PH. Analise fotoelástica em diferentes protocolos de reabilitação utilizando implantes dentais em maxilas edêntulas atróficas [Dissertação de Mestrado]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, 2011.

Murphy MT, Haug RH, Barber JE. An in vitro comparison of the mechanical characteristics of three sagittal ramus osteotomy fixation techniques. J Oral Maxillofac Surg 1997; 55: 489-494.

Musich DR. Assessment and description of the treatment needs of adult patients evaluated for orthodontic therapy. Int J Adult Orthodon Orthognath Surg. 1986; 1(1):55-67.

Niederdellmann H., Burhmann K., Collins, F.J.V. Stellschraube, Adjvans in der kieferorthopadischen chirurgie. Dtsch Z Mund Kiefer Gesichtschir 1984; 8: 62.

Noonan MA. The use of photoelasticity in a study of cavity preparation. J Dent Child. 1949, 16 (4), 24-8.

Noritomi PY. Desenvolvimento de uma metodologia para análise de bioengenharia em ossos compactos com remodelagem superficial pelo método dos elementos de contorno 3D em meios transversalmente isotrópicos. Tese FEM/Unicamp. 2005.

O´Ryan F. Rigid Fixation in Orthognathic Surgery. Selec Read Oral Maxillofac Surg, 2000, 8 (2): 1-47.

Obeid G, Lindqvist CC. Optimal placement of bicortical screws in sagittal split ramus ostotomy of mandible. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1991; 71: 665-669.

Obwegeser HL. Orthognathic surgery and a tale of how three procedures came to be: a letter to the next generations of surgeons. Clin Plast Surg. 2007 Jul;34(3):331-55.

Ochs MW. Bicortical screw stabilization of sagittal split osteotomies. J Oral Maxillofac Surg. 2003 Dec;61(12):1477-84.

Oguz Y, Saglam H, Dolanmaz D, Uckan S. Comparison of stability of 2.0 mm standard and 2.0 mm lockinh miniplate/screws for the fixation of sagittal split ramus osteotomy on sheep mandibles. Brit J Oral Maxillofac Surg 2011; 49: 135-137.

Oguz Y, Uckan S, Ozden AU, Uckan E, Eser A. Stability of locking and conventional 2.0 mm miniplate/screw system after sagital Split ramus osteotomy: finite element analysis. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2009; 108: 174-177.

Paulus GW, Steinhauser EW. A comparative study of wire osteosynthesis versus bone screws in the treatment of mandibular prognathism. Oral Surg. 1982; 54: 2-6.

Perez MAJ. Influencia do desenho dos implantes endosseos na distribuição de tensões após aplicação de cargas verticais e obliquas: analise estrutural e fotoelastica [Dissertação de Mestrado]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, 2008.

Peterson GP, Haug RH, Van Sickels JE. A biomechanical evaluation of bilateral sagittal ramus osteotomy fixation techniques. J Oral Maxillofac Surg 2005; 63(9): 1317-24.

Prein J, Assael LA, Klotch DW, Manson PN. Manual of Internal Fixation in the Cranio-Facial Skeleton: Techniques Recommended by the AO/Asif Maxillofacial, 1997.

Proffit WR, White Jr. RP, Sarver DM. Tratamento Contemporâneo de Deformidades Dentofaciais. Porto Alegre: Artmed, 2005.

Ralph JP, Caputo AA. Analysis of stress patterns in the human mandible. J Dent Res 1975;54: 814-21.

Ribeiro-Junior PD, Magro-Filho O, Shastri KA, Papageorge MB. In vitro biomechanical evaluation of the use of conventional and locking miniplate/screw system for sagittal split ramus osteotomy. J Oral Maxillofac Surg 2010; 68: 724-730.

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. J Oral Maxillofac Surg2012 Nov; 114(5): 60-8.

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

Sato FRL. Avaliação mecanica e fotoelastica de diferentes tecnicas de fixação interna rigida da osteotomia sagital em avanços mandibulares [Dissertação de Mestrado]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, 2009.

Schwartz HC, Relle RJ. Bicortical-monocortical fixation of the sagittal mandibular osteotomy. J Oral Maxillofac Surg 1996; 54: 234-6.

Schwimmer A, Greenberg AE, Kummer F, Kaynar A. The effect of screw size and insertion technique on the stability of the mandibular sagittal split osteotomy. J Oral Maxilofac Surg 1994;52: 45-8.

Shetty V, Freymiller E, McBrearty D, Caputo AA. Functional stability of sagittal split ramus osteotomies: effects of positional screw size and placement configuration. J Oral Maxillofac Surg 1996; 54(5): 601-9.

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.

Spiessl B. New Concepts in Maxillofacial Bone Surgery. New York, Springer Verlag, 1976.

Stoelinga PJW, Borstlap WA. The fixation of sagittal split ramus osteotomies with miniplates: the versatility of a technique. J Oral Maxillofac Surg 2003; 61: 1471-76.

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

Throckmorton GS, Ellis III E. The relationship between surgical changes in dentofacial morphology and changes in maximun bite force. J Oral Maxillofac Surg 2001; 59(6): 620-7.

Trauner R, Obwegeser H. The surgical correction of mandibular prognatism and retrognatia with consideration of genioplasty. Surgical procedures to correct mandibular prognathism and reshaping of the chin. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1957; 10: 677-689.

Tucker MR. Management of severe mandibular retrognathia in the adult patient using traditional orthognatic surgery. J Oral Maxillofac Surg 2002; 60(11):1334-40.

Turvey TA, Bell RB, Tejera TJ, Proffit WR. The use of self-reinforced biodegradable bone plates and screws in orthognathic surgery. J Oral Maxillofac Surg. 2002 Jan; 60(1):59-65.

Turvey TA. Intraoperative complications of sagittal osteotomy of the mandibular ramus: incidence and management. J Oral Maxillofac Surg 1985; 43 (7): 504-9.

Uckan S, Schwimmer A, Kummer F, Greenberg AM. Effect of the angle of the screw on the stability of the mandibular sagittal split ramus osteotomy: a study in sheep mandibles. Br J Oral Maxillofac Surg 2001; 39(4): 266-8.

Van Sickels JE, Richardson DA. Stability of orthognathic surgery: a review of rigid fixation. Br J Oral Maxillofac Surg. 1996 Aug;34(4):279-85.

Wall G, Rosenquist B. Radiographic stereophotogrammetric evaluation of intersegmental stability after mandibular sagittal split osteotomy and rigid fixation. J Oral Maxilofac Surg 2001;59: 1427-35.

Will LA, West RA. Factors influencing the stability of the sagittal split osteotomy for mandibular advancement. J Oral Maxillofac Surg 1989; 47(8): 813-8.

Wolford LM, Bennett MA, Rafferty CG. Modification of the mandibular ramus sagittal split osteotomy. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1987; 64(2): 146-55.

Wolford LM. The sagittal split ramus osteotomy as the preferred treatment for mandibular prognathism. J Oral Maxillofac Surg 2000; 58(3): 310-2.

Wyatt WM. Sagittal ramus split osteotomy: literature review and suggested modification of technique. Br J Oral Maxillofac Surg 1997; 35(2): 137-41.

Apêndice1

Resultados dos testes mecânicos de todas as amostras no aparelho Instrom 4411.

Tabela 6 – Dados das amostras do grupo para carga e deslocamento de pico para grupo com 2 placas independentes

	Deslocamento Pico	Carga Pico
Amostra 1	7,80	10,23
Amostra 2	11,15	12,75
Amostra 3	8,85	11,70
Amostra 4	8,68	9,09
Amostra 5	9,31	11,40

Tabela 7 – Dados das amostras do grupo para carga e deslocamento de pico para grupo com 2 placas unidas por 1 ponte

	Deslocamento Pico	Carga Pico
Amostra 1	6,77	9,778
Amostra 2	6,49	7,192
Amostra 3	5,81	9,839
Amostra 4	5,77	10,64
Amostra 5	4,81	8,099

Tabela 8 – Dados das amostras do grupo para carga e deslocamento de pico para grupo com 2 placas unidas por 2 pontes

	Deslocamento Pico	Carga Pico
Amostra 1	6,39	9,29
Amostra 2	5,50	8,75
Amostra 3	5,87	6,72
Amostra 4	8,47	7,57
Amostra 5	6,63	9,80

Nota: deslocamento em milímetros e carga em Kilograma/força

Anexo 1

Comparação entre os métodos de análise fotoelástica e de elementos finitos nos três tipos de fixação utilizados nesse estudo.

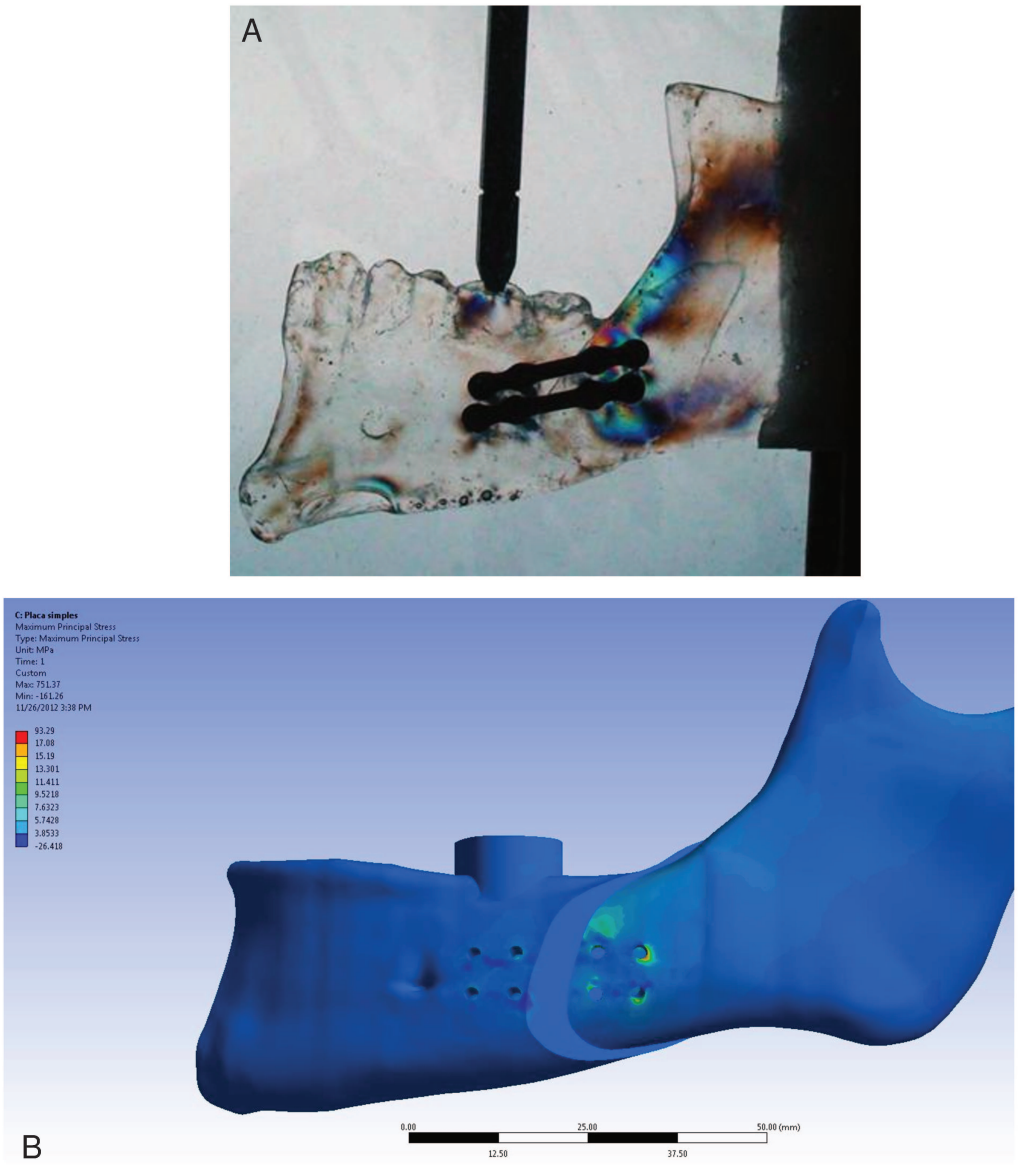
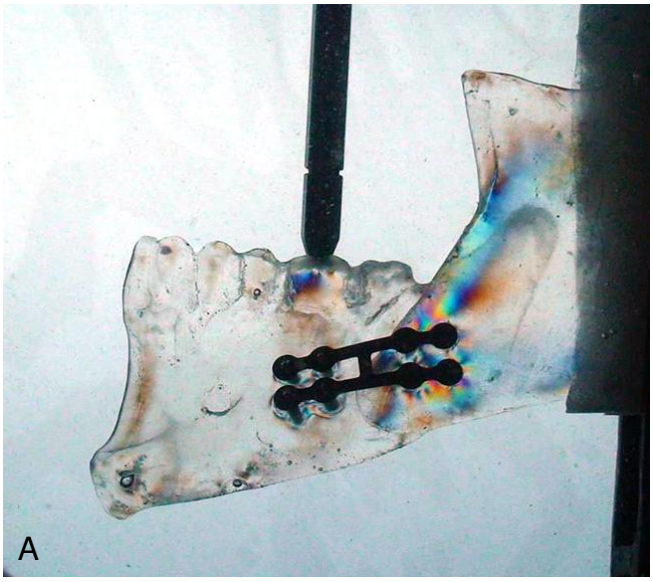
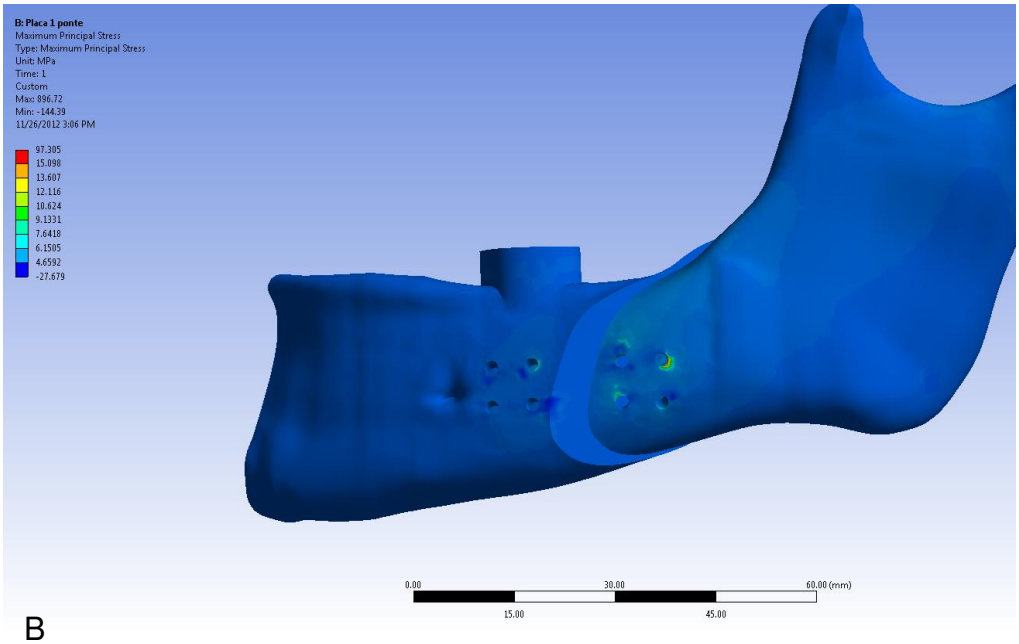


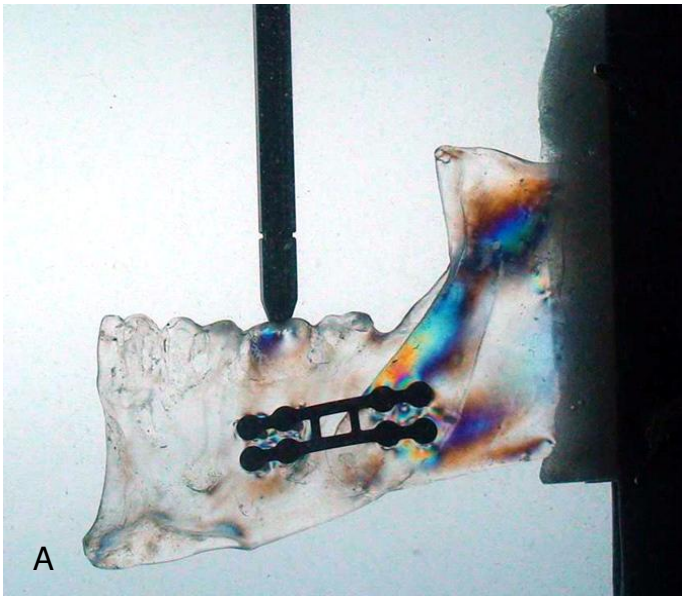
Figura 51 (A e B): Duas placas independentes.

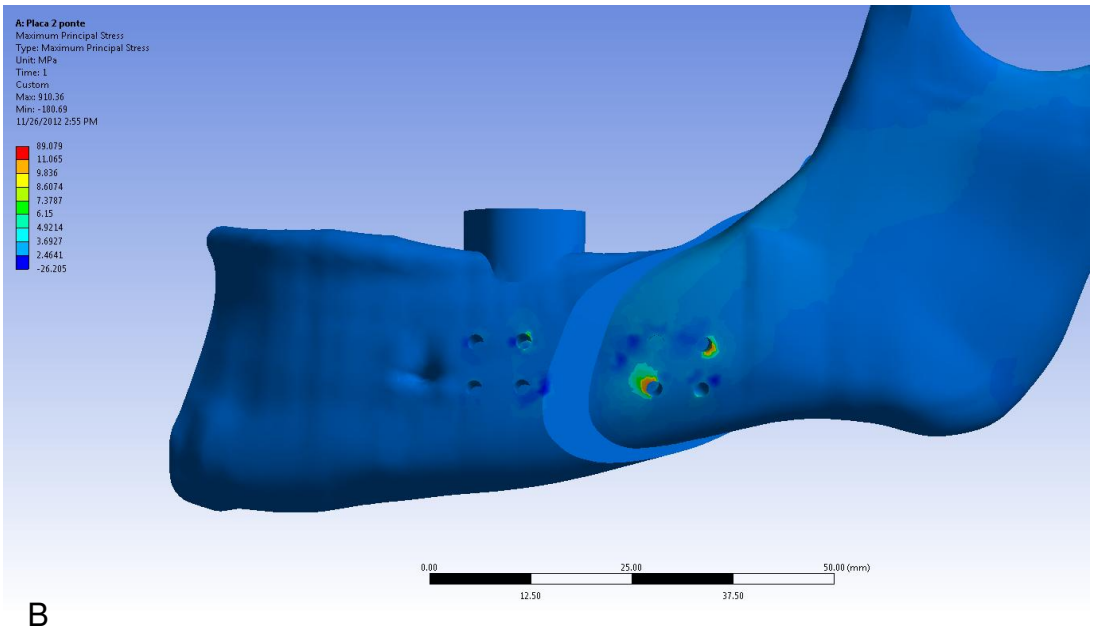




B

Figura 52 (A e B): Duas placas unidas com uma ponte.





B

Figura 53 (A e B): Duas placas unidas com duas pontes.