FÁBIO RICARDO LOUREIRO SATO

AVALIAÇÃO MECÂNICA E FOTOELÁSTICA DE DIFERENTES TÉCNICAS DE FIXAÇÃO INTERNA RÍGIDA DA OSTEOTOMIA SAGITAL EM AVANÇOS MANDIBULARES

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

Orientador: Prof. Dr. Márcio de Moraes
Co-Orientação: Profª. Drª. Luciana Asprino

PIRACICABA
2009

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
Bibliotecária: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

Sato, Fábio Ricardo Loureiro.
Sa83a **Avaliação mecânica e fotoelástica de diferentes técnicas de fixação interna rígida da osteotomia sagital em avanços mandibulares. / Fábio Ricardo Loureiro Sato. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2009.**

Orientadores: Márcio de Moraes, Luciana Asprino.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Cirurgia ortognática. I. Moraes, Márcio de. II. Asprino, Luciana. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. IV. Título.

(mg/fop)

Título em Inglês: A comparative biomechanical and photoelastic evaluation of different fixation techniques of sagittal spit ramus osteotomy in mandibular advancement

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Orthognatic surgery

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

Titulação: Mestre em Clínica Odontológica

Banca Examinadora: Márcio de Moraes, Cássio Edvard Sverzut, Roger William Fernandes Moreira

Data da Defesa: 19-02-2009

Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica

UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de MESTRADO, em sessão pública realizada em 19 de Fevereiro de 2009, considerou o candidato FABIO RICARDO LOUREIRO SATO aprovado.

PROF. DR. MARCIO DE MORAES

PROF. DR. CASSIO EDVARD SVERZUT

PROF. DR. ROGER WILLIAM FERNANDES MOREIRA

Dedico este trabalho aos meus pais, Kikuo e Elizabeth pelo apoio durante todos esses anos e pelo incentivo constante ao aprendizado.

Aos meus irmãos e minha avó pelo convívio e amizade durante todos esses anos.

À Carina pela ajuda em todos os momentos, sem você esse trabalho não seria possível.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Prof. Dr. Márcio de Moraes, meus sinceros agradecimento pelos ensinamentos, paciência e convívio durante toda a pós-graduação. Sua presença e dedicação é o que garante a existência da pós-graduação no padrão de excelência que ela é hoje.

À Prof. Drª. Luciana Asprino pelos ensinamentos e paciência durante toda a elaboração dos experimentos, sua ajuda foi de fundamental importância para esse trabalho.

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

Ao Prof. Dr. Luis Augusto Passeri pela amizade e conhecimentos transmitidos durante o curso.

Ao Prof. Dr. Renato Mazzonetto pela amizade, convívio e ensinamentos durante a pós-graduação.

Ao Prof. Dr. José Ricardo de Albergaria-Barbosa pela amizade e exemplo de professor junto aos alunos do curso de graduação.

À Neoortho pela doação dos materiais de fixação utilizados na pesquisa.

A todos os colegas de pós-graduação e estagiários da FOP-Unicamp pelo convívio e ajuda durante toda a pós-graduação.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao Prof. Dr. Simonides Consani, Titular da Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Unicamp, pelo exemplo de dedicação ao trabalho e disponibilidade de auxílio aos demais docentes e discentes, independente da área ou linha de pesquisa. Um modelo de professor e pessoa a ser seguido, graças as suas inúmeras características, entre elas o respeito, a educação, a organização e a seriedade, que o tornam um profissional admirado por todos dessa instituição de ensino e pesquisa. A sincera gratidão e reconhecimento de todos da Área de Cirurgia Buco-Maxilo-Facial da FOP-Unicamp.

AGRADECIMENTOS

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

À Fundação de Amparo à Pesquisa no Estado de São Paulo (FAPESP) pelo apoio financeiro durante o curso de pós-graduação.

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

À Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Unicamp, particularmente aos Prof. Dr. Simonides Consani, Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho e Eng. Marcos Blanco Cagiani pelo auxílio e possibilidade de realização dos experimentos no laboratório da área.

À Profª. Drª. Gláucia Maria Bovi Ambrosano, pela ajuda na elaboração e na análise estatística desse trabalho.

Ao Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro da FORP-USP e Prof. Dr. Cláudio Luiz Sendyk da FO-USP pela ajuda e disponibilidade dos laboratórios para a elaboração de parte dos experimentos em fotoelasticidade.

Aos colegas que de alguma forma “iluminaram” o meu caminho até a FOP-Unicamp, em especial a Priscila Domingues de Almeida, José Flávio Ribeiro Torezan e Alessandro Costa da Silva.

A minha orientadora no campo acadêmico, profissional e pessoal, Profª. Drª. Ana Maria Malik da EAESP-FGV, serei eternamente grato pela ajuda dada no início da minha carreira e por compreender algumas mudanças que realizamos nas nossas vidas.

À Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (FO-USP), em especial à Área de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial, na figura do Prof. Dr. Antonio Carlos de Campos, pelos ensinamentos, amizade e incentivo no início da minha formação acadêmica.

Aos professores da Disciplina de Cirurgia de Cabeça e Pescoço do HC-FMUSP, em especial os Prof. Dr. Marcelo Doria Durazzo e Prof. Dr. Marcos Roberto Tavares, pelo estímulo à área cirúrgica.

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

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

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

“Mau será o dia do homem quando ele se tornar absolutamente satisfeito com a vida que está levando, quando não estiver mais eternamente batendo nas portas de sua alma um enorme desejo de fazer algo maior."

Phillips Brooks

RESUMO

O objetivo desse trabalho foi avaliar a resistência mecânica e as áreas de tensões geradas num modelo fotoelástico para quatro técnicas de fixação da osteotomia sagital dos ramos mandibulares (OSRM). Para isso, foi utilizada uma amostra de 50 réplicas de hemimandíbulas confeccionadas em poliuretano e submetidas a teste de carregamento linear para avaliar 4 técnicas de fixação da OSRM: 3 parafusos dispostos linearmente a 90º e a 60º, 3 parafusos em "L" invertido e 1 miniplaca com extensão de titânio de 4 furos, mais o grupo controle. Para o teste fotoelástico, oito hemimandíbulas foram confeccionadas em resina fotoelástica e submetidas a um deslocamento de 3 mm. Os resultados dos testes mecânicos mostraram que as fixações utilizando parafusos em disposição linear a 90º e em "L" invertido foram os que apresentaram maior resistência, seguido pela linear a 60º e com miniplacas com extensão e parafusos. Em relação à distribuição de tensões, as mesmas se concentram principalmente nas regiões de parafusos próximo as osteotomias e à base da mandíbula para parafusos linear a 90º e em "L" invertido, junto aos parafusos para a distribuição linear a 60º e nos parafusos próximo à osteotomia e mais distalmente para a fixação com miniplacas. Dessa forma, pode-se afirmar que a fixação em disposição linear a 90º e em "L" invertido apresentaram melhor resistência mecânica. Nos testes fotoelásticos ficou evidente que nestas disposições dos parafusos ocorreu a melhor distribuição de tensão, não tendo havido a concentração de tensão apenas ao redor dos parafusos, como ocorreu com os parafusos lineares a 60º e miniplacas com parafusos, fato que pode explicar a menor resistência destas formas de fixação.

Palavras-Chave: Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais, Cirurgia Ortognática, Fixação Interna Rígida.

ABSTRACT

The aim of this research was to evaluate the resistance and tension areas created after load incidence in four different fixation techniques used in the sagittal split ramus osteotomy (SSRO). For this research, a sample of 50 polyurethane hemimandibles replicas were submitted to linear load test, divided in 4 different fixation techniques for SSRO (3 linear screws 90°, 3 linear screws 60°, 3 screw in inverted “L” arrangement and 1 titanium miniplate with extension, and a control group). Other 8 hemimandibles were made in photoelastic resin and submitted to photoelastic analysis after a displacement of 3 mm. The results of the mechanical tests demonstrated that the linear 90° and the inverted “L” arrangement were the ones with higher loading resistance, followed by linear 60° screws and the miniplates. In relation to tension distribution in photoelastic analysis, the fringes were concentrated near the osteotomy and to the inferior part of the mandible in linear 90° screws and in inverted “L” arrangement. In the linear 60° screws, the fringes were in the majority near and between the screws and in the miniplates, the fringes were concentrated in the screws near the osteotomy and more distally. Based on these facts, the linear 90° and inverted “L” arrangement presents the higher mechanical resistance, mainly because of the good tension distribution to the substrate not only near the screws, as it occurs with linear 60° and miniplates with screws.

Key Words: Oral and Maxillofacial Surgery, Orthognatic Surgery, Rigid Internal Fixation.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO 1

2. REVISÃO DE LITERATURA 5

3. PROPOSIÇÃO 27

4. MATERIAIS E MÉTODOS 29

5. RESULTADOS 67

6. DISCUSSÃO..... 85

7. CONCLUSÃO 105

REFERÊNCIAS 107

ANEXOS 121

1. INTRODUÇÃO

As maloclusões e as deformidades dentofaciais na maioria dos casos são resultantes de distorções moderadas ou severas do processo de desenvolvimento normal (Sugawara & Mitami, 1997). Tais deformidades necessitam de tratamentos corretivos integrados através de ortodontia e cirurgia ortognática.

Estudos epidemiológicos demonstram a grande prevalência das maloclusões na população em geral. Bell *et al.* (1980) afirmaram que cerca de 10% da população americana apresentava maloclusão do tipo classe II, 1% da qual requeria avanço cirúrgico da mandíbula para correção da deficiência esquelética. Uma porcentagem idêntica da população requeria correção cirúrgica de excesso antero-posterior da maxila para tratar satisfatoriamente as maloclusões classe II. As maloclusões classe III ocorrem em 2,5% da população, com 40% desses casos tornando-se graves o suficiente para requerer correção cirúrgica a fim de se obter o melhor resultado estético e oclusal. Na maioria das maloclusões classe III as deformidades podem ser atribuídas a uma posição esquelética anormal da mandíbula, porém, de 30 a 40% podem ser pelo menos parcialmente causados pela deficiência de maxila.

Desde o início das cirurgias para as correções das deformidades faciais, em especial as mandibulares, diversas técnicas foram desenvolvidas e aperfeiçoadas.

O primeiro relato na literatura de uma osteotomia mandibular foi realizado por Simon Huillihen (1849) quando o cirurgião corrigiu um prognatismo mandibular de uma paciente que havia sofrido severas

queimaduras. Essa cirurgia foi histórica, tendo sido inclusive publicado no *American Journal of Dental Science* em Janeiro de 1849 (Figura 1).

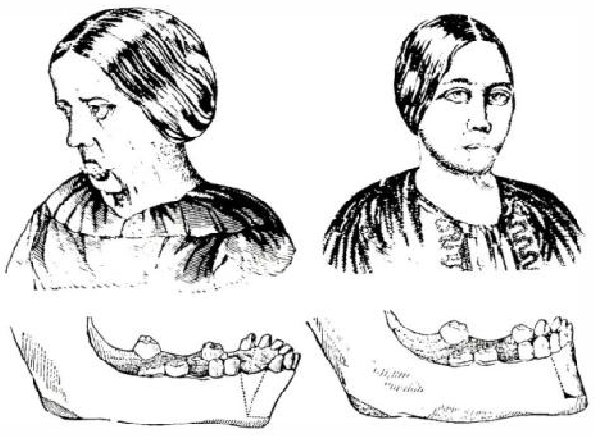

Figura 1 – Osteotomia realizada em mandíbula por Huillihen (1948).
Fonte: Hullihen (1849)

Blair (1907) descreveu uma osteotomia horizontal do corpo mandibular, utilizando uma serra de Gigli percutânea posterior ao colo do côndilo e medial ao ramo mandibular, porém, tal técnica apresentava como complicações a recidiva por falta de união dos segmentos, devido à tração muscular desfavorável, além do pouco contato entre os segmentos ósseos (Figura 2).

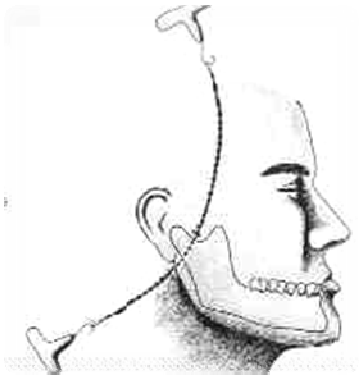

Figura 2 – Osteotomia proposta por Blair (1907) para correção de deformidade em mandíbula.

Fonte: Blair (1907)

Também foram propostas osteotomias verticais do ramo, como a técnica descrita por Limberg (1928), com uso de enxerto corticomedular de crista ilíaca.

Schuchardt (1942) foi o primeiro a descrever a osteotomia escalonada através do ramo mandibular por abordagem intra-oral, sendo dessa forma o precursor da técnica da osteotomia sagital do ramo mandibular para correção das deformidades dentofaciais, em especial as que afetam a mandíbula.

A osteotomia sagital do ramo mandibular (OSRM) é o procedimento cirúrgico mais utilizado atualmente para a correção das deformidades da mandíbula, servindo tanto para os avanços, como para os recuos mandibulares e ainda para correção de laterognatismo. A técnica atualmente utilizada foi proposta inicialmente por Trauner & Obwegeser (1957) e ao longo do tempo veio recebendo diversas contribuições, sendo a mesma já bem estabelecida nos dias atuais.

Apesar de a OSRM ter ganho grande credibilidade e aceitação entre os cirurgiões bucomaxilofaciais, algumas questões ainda se fazem

presentes. Uma dessas questões diz respeito à técnica de fixação utilizada nas OSRM.

Atualmente, diversas técnicas são empregadas para essa fixação, ao contrário da osteotomia propriamente dita que possui pouca variação técnica. Entre as formas de fixações mais utilizadas, podemos citar a de três parafusos dispostos em forma linear e com angulação de 90º e de 60º, três parafusos dispostos em "L" invertido, miniplaca única de titânio com 4 furos, duas miniplacas de titânio com 4 furos, miniplaca única e um parafuso bicortical (conhecida como técnica híbrida), placa de titânio 3D com 6 parafusos, entre outras.

Frente a essa grande diversidade de técnicas de fixação, são necessários estudos demonstrando a eficácia e a efetividade de cada uma delas na prática clínica. Na avaliação das técnicas de fixação, os principais fatores que devem ser testados são a resistência dos materiais e os métodos de fixação frente às forças mastigatórias exercidas sobre as estruturas mineralizadas.

Sendo a osteotomia sagital dos ramos mandibulares associada à fixação interna rígida um procedimento amplamente utilizado, este trabalho buscou avaliar a resistência mecânica do conjunto da fixação para diversas técnicas, bem como verificar a distribuição das tensões exercidas por estes nos componentes desses sistemas de fixação, procurando dessa forma contribuir com a indicação e utilização dessas técnicas de fixação no dia-a-dia.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 A Osteotomia Sagital do Ramo Mandibular (OSRM)

A osteotomia sagital do ramo mandibular é um dos procedimentos em cirurgia ortognática para mandíbula mais utilizada atualmente, devido as suas inúmeras vantagens sobre as demais técnicas para a correção das deformidades mandibulares. Entre essas vantagens, temos a grande área de contato ósseo permitindo uma boa reparação e a possibilidade de uso da fixação interna rígida, somado a abordagem intra-oral que simplifica a técnica e elimina cicatrizes externas e o possível dano ao nervo facial (Epker & Fish, 1986).

A técnica original foi descrita por Trauner & Obwegeser (1957), consistindo de uma osteotomia através da cortical lateral do ramo da mandíbula, que vai da região distal do segundo molar até a borda posterior da mandíbula e uma corticotomia horizontal mais alta, através da face medial do ramo, acima da língula. Uma osteotomia sagital divide esses dois cortes, separando a mandíbula em dois segmentos, uma incluindo o côndilo e a outra os dentes (Figura 3).

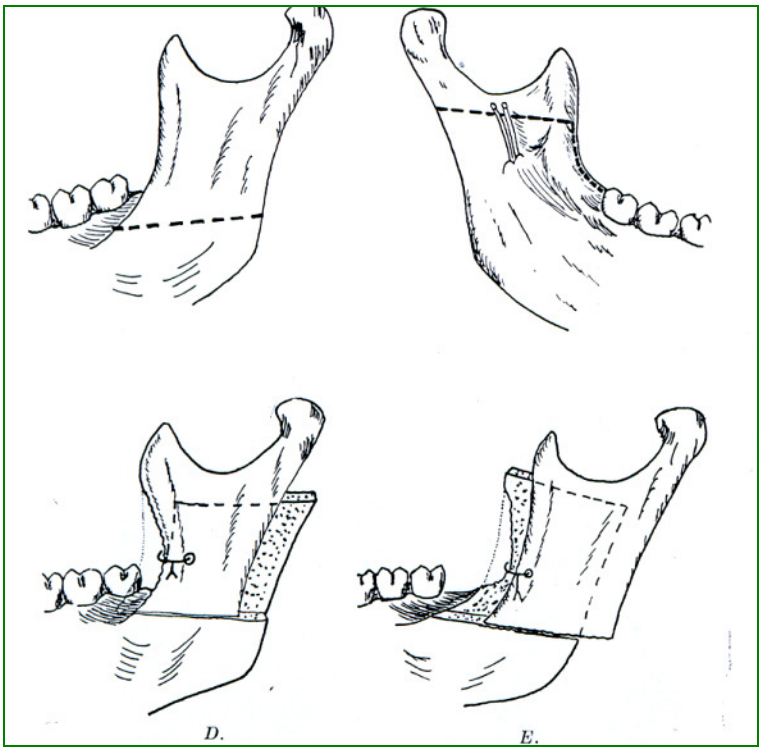

Figura 3 – Osteotomia Sagital segundo Trauner & Obwegeser (1957).
Fonte: Trauner & Obwegeser (1957).

Com o passar do tempo, algumas alterações foram sendo realizadas na técnica inicialmente proposta, de modo a torná-la mais fácil e reduzir as complicações. Dal Pont (1961) modificou a técnica inicial de Trauner & Obwegeser (1957), propondo as osteotomias sagitais e oblíquas na região retromolar, trazendo a osteotomia lateral para a região do corpo mandibular, visando aumentar a área de contato entre os segmentos (Figura 4).

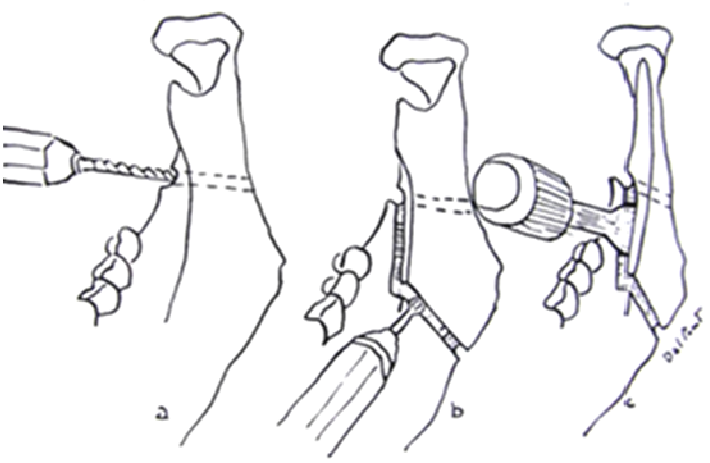

Figura 4 – Osteotomia Sagital segundo DalPont (1961).
Fonte: DalPont (1961)

Hundsuck (1968) estendeu o corte lateral através de ambas as corticais, na região abaixo do canal alveolar inferior, na tentativa de minimizar o risco de dano ao feixe vásculo-nervoso. Além disso, a recomendação do autor era para que a osteotomia medial fosse levada somente até a depressão retro-lingular, logo após o forame mandibular. Essa osteotomia lingual mais curta permite uma separação dos segmentos ósseos de forma mais previsível e com menor risco de dano ao nervo alveolar inferior (Figura 5).

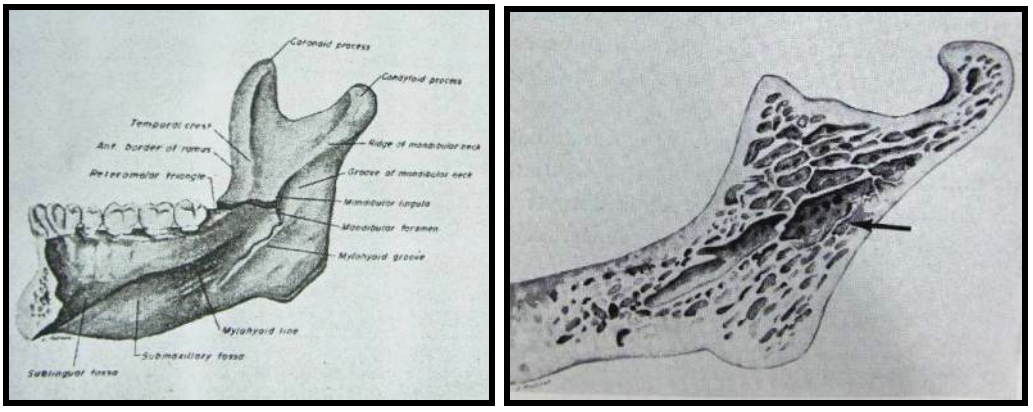

Figura 5 – Osteotomia Sagital segundo Hundsuck (1968).
Fonte: Hundsuck (1968)

Gallo *et al.* (1976) descreveram a realização de um degrau na porção lateral da osteotomia, buscando evitar a rotação do fragmento proximal. Epker, em 1977, modificou a técnica proposta por Hundsuck (1968), trazendo a osteotomia até próximo à região do 1º molar e reduzindo o descolamento do músculo masseter do ramo e da face lingual, que deveria ser feito somente até a visualização da língula (Figura 6). Proposta semelhante foi a de Bell & Schendel (1977), que sugeriam menor descolamento do ligamento pterigomassetérico e do periósteo para proporcionar melhor vascularização aos segmentos da osteotomia.

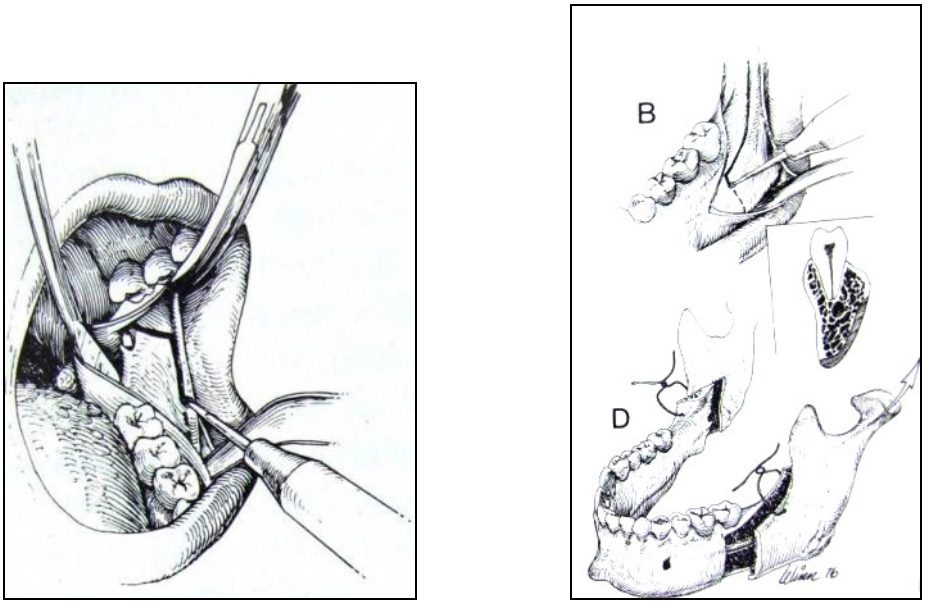

Figura 6 – Osteotomia Sagital segundo Epker (1977).
Fonte: Epker (1977)

Niederdellmann & Shetty (1989) propuseram o uso da serra reciprocante para realizar as corticotomias mandibulares e o uso de um osteótomo com a angulação de 5 graus para separar os segmentos.

Smith *et al.* (1991) realizaram estudo anatômico em mandíbulas humanas e recomendaram que a osteotomia horizontal, por medial, fosse realizada ao nível do topo da língula ou ligeiramente acima dela, pois mais superiormente existe um aumento da fusão das corticais ósseas, podendo levar à dificuldade de separação dos segmentos e aumento da incidência de danos ao nervo alveolar inferior.

Wyatt (1997) recomendou estender a osteotomia vertical até a região entre o segundo pré-molar e o primeiro molar inferior, pois o nervo alveolar inferior se localiza mais para o lado vestibular nessa região, evitando assim possíveis danos durante a separação dos segmentos ósseos. Além destas,

diversas outras modificações foram sugeridas ao longo dos anos, como as de Booth (1981), Wolford *et al.* (1987) e Fun-Chee (1992).

2.2 As Técnicas de Fixação para a Osteotomia Sagital do Ramo Mandibular

No início, acreditava-se que apenas o bloqueio maxilomandibular dental fosse suficiente para a estabilização dos segmentos das osteotomias do ramo mandibular. Martis (1984) recomendava, por exemplo, a não utilização de qualquer tipo de fixação, deixando a cargo da alça muscular ptérigo-massetérica a aproximação dos segmentos proximais e distais. Entretanto, com a elevada taxa de recidiva dos casos operados, necessitou-se de um melhor controle do posicionamento dos segmentos no trans e pós-operatórios até a reparação da osteotomia e a readaptação da musculatura.

Autores como Epker (1977), Booth (1981) e Epker & Fish (1986) recomendaram a utilização do fio de aço para evitar a rotação do segmento proximal e manter o côndilo mandibular bem relacionado com a cavidade glenóide.

Diversos estudos mostraram as deficiências dessas técnicas de fixação. Thomas *et al.* (1986) compararam grupos de pacientes submetidos a avanços mandibulares que utilizaram fixação com fio de aço e parafusos *lag screw*. Mudanças dentárias e ósseas foram estatisticamente maiores nos pacientes que utilizaram fio em relação aos parafusos. Resultado semelhante foi encontrado por Will & West (1989), mostrando que fio de aço não proporcionava estabilidade adequada entre os segmentos ósseos, levando dessa forma a índices maiores de recidiva óssea e dentária.

Foi Spiessl (1976) que introduziu a técnica da fixação interna rígida através da utilização de parafusos compressivos para as osteotomias do

ramo mandibular, sendo a técnica popularizada por Paulus & Steinhauser (1982). De acordo com a técnica descrita pelos autores, seriam realizadas perfurações no diâmetro do parafuso nos segmentos proximais e da alma do 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 fragmentos. A maior e mais nítida desvantagem era o grande risco de deficiência sensitiva do nervo alveolar inferior, por lesão permanente causada pela compressão dos fragmentos. Além disso, um torque considerável do segmento condilar era necessário para estabelecer um íntimo contato ósseo. Desta forma, havia um potencial aumento no risco de um posicionamento alterado do côndilo mandibular em relação à fossa glenóide e ao disco articular, podendo causar disfunção da articulação temporomandibular (Van Sickels & Richardson, 1996).

Frente a essas alterações não desejadas, a alternativa mais utilizada à técnica compressiva é a colocação de parafusos posicionais para fixar os segmentos, 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 posicional é então colocado. Teoricamente, esta técnica 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, esta técnica não permite a 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. A técnica de parafusos posicionais é a mais empregada atualmente para a fixação rígida em osteotomia sagital do ramo mandibular (Swift, 1993; Tucker, 1993; Bouwman *et al.,* 1995).

Outra opção ao uso dos parafusos é optar pela fixação dos segmentos com placas e parafusos. McDonald *et al.* (1987) e Luhr *et al.* (1986) descreveram o uso da fixação intrabucal da osteotomia sagital do ramo mandibular através 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, além da avaliação da oclusão no transoperatório. Soma-se a isso a melhor manipulação das vias aéreas, melhor condição para alimentação, fala e higienização oral, melhor aceitação pelo paciente, além de reparo ósseo mais rápido devido à estabilidade dos segmentos.

Como alternativa às técnicas de uso de parafusos bicorticais e as miniplacas com parafusos monocorticais, temos a chamada técnica híbrida, onde após o bloqueio maxilo-mandibular, inicialmente um parafuso bicortical é instalado para a estabilização dos segmentos osteotomizados, e posteriormente a miniplaca com os parafusos monocorticais. O objetivo dessa técnica é conseguir unificar as diversas vantagens das principais técnicas de fixação interna rígida.

2.3 Os Testes Mecânicos para Avaliação das Técnicas de Fixação para a Osteotomia Sagital do Ramo Mandibular

Os primeiros trabalhos envolvendo avaliação das técnicas de fixação, ainda com o uso de osteossíntese com fio de aço, tinham como principal objetivo a avaliação em longo prazo da estabilidade do movimento realizado na cirurgia.

Trabalhos como os de Kohn (1978), Schendel & Epker (1980) e Smith *et al.* (1985) mostraram que uma importante parcela dos pacientes apresentavam movimentos indesejáveis no período pós-operatório quando do uso da fixação com fio de aço.

Com o intuito de facilitar a fixação dos segmentos osteotomizados pelo cirurgião, fornecer maior conforto no período pós-operatório para o paciente e melhorar a estabilidade do movimento, a fixação interna rígida começou a ser empregada na cirurgia ortognática.

Watzke *et al.* (1990) demonstraram através de análises cefalométricas que nos pacientes onde era utilizada a fixação interna rígida a estabilidade no tratamento era maior do que quando utilizada a fixação a fio de aço.

Ao longo do tempo, estudos vêm avaliando as diversas formas de fixação dos segmentos da osteotomia sagital do ramo mandibular. Ardary *et al.* (1989) demonstraram que a disposição triangular de três parafusos para a fixação das osteotomias sagitais era mais resistente que a disposição linear dos mesmos em estudos mecânicos.

Erkmen *et al.* (2005) estudaram diversas configurações para a fixação interna rígida do ramo mandibular em osteotomias sagitais através da análise do elemento finito. Essas configurações eram: 2 parafusos compressivos dispostos linearmente, 3 parafusos compressivos em disposição triangular, 2 placas paralelas com parafusos monocorticais e placa única com parafusos monocorticais. De acordo com os autores, a disposição de 3 parafusos na configuração triangular é a que apresentou a

melhor estabilidade mecânica, sem qualquer movimento rotacional se comparada com as demais técnicas.

Kim *et al.* (1995) também avaliaram três padrões de distribuição dos parafusos compressivos para fixação: linear, oblíquo e triangular, sendo essa última de maior resistência, seguido pelo padrão oblíquo.

Posteriormente, passou-se a adotar uma nova técnica para colocação dos parafusos de titânio para fixação das osteotomias do ramo mandibular. Na técnica tradicional, os parafusos são inseridos através de um trocarte, sendo que os mesmos deveriam ser fixados da forma mais perpendicular possível às osteotomias realizadas. Pela técnica intrabucal, conforme descrita por Cohen & Kawamoto (1993), Tuslane & Schendel (1989) e Turvey & Hall (1986), os parafusos são inseridos intrabucalmente com uma angulação de aproximadamente 60º, sem a necessidade de uso do trocarte, cuja principal vantagem seria a eliminação de possíveis cicatrizes indesejáveis em pele, além da simplificação da técnica com a conseqüente diminuição do tempo cirúrgico.

Até o momento ainda não existe um consenso quanto ao método ideal de fixação para as osteotomias sagitais do ramo mandibular. Estudos vêm demonstrando que para algumas variáveis o *gold standard* já vem sendo estabelecido. Quanto ao diâmetro do parafuso, Schwimmer *et al.* (1994) testaram a fixação utilizando parafusos dos sistemas 2,0 e 2,7mm e não encontraram diferença estatisticamente significante entre os dois grupos. Se comparado o uso de parafusos posicionais ou do tipo *lag screw*, Blomqvist *et al.* (1997) mostraram não existir diferença ao longo do tempo quanto à estabilidade das bases ósseas. Em relação ao material utilizado, estudos como os de Bouwman & Tuinzing (1999) e Mazzonetto *et al.* (2004) descreveram a dificuldade em se trabalhar com materiais absorvíveis em comparação com o material metálico convencional, enquanto trabalhos

como os de Obeid & Linquist (1991) e Foley & Beckman (1992) determinaram a melhor configuração dos materiais de fixação na mandíbula, mostrando que a fixação em L com parafusos e o uso de miniplacas eram mais resistentes que o uso de parafusos em distribuição linear a 90º. Peterson *et al.* (2005) avaliaram biomecanicamente quatro tipos de fixação: 3 parafusos bicorticais em "L" invertido, placa reta com 4 furos monocorticais, placa curva de 6 furos monocortical e placas ajustáveis deslizantes de 4 furos, constatando que a técnica de fixação utilizando 3 parafusos em "L" foi a que apresentou os melhores resultados.

Tharanon (1998) comparou em mandíbulas humanas, através de testes mecânicos, a fixação utilizando três parafusos bicorticais na borda superior e o uso de uma miniplaca com 4 furos na linha oblíqua, não encontrando diferença estatisticamente significante entre os grupos.

Gomes (2002) testou a resistência à flexão da fixação interna rígida através do uso de parafusos absorvíveis e metálicos em osteotomias sagitais de hemimandíbulas de carneiros. O autor não encontrou diferença estatisticamente significante entre os dois grupos. Esse resultado coincide com o de Guimarães-Filho (2003) em testes de resistência mecânica para parafusos metálicos e absorvíveis em avanços mandibulares utilizando osteotomias sagitais do ramo mandibular em mandíbulas de carneiro.

Saka (2000) mostrou que o comprimento e o diâmetro do parafuso são os fatores determinantes da estabilidade da fixação, se o osso for suficientemente denso. Esse estudo mostrou que não é necessária a utilização de parafusos monocorticais maiores de 7 mm de comprimento por 2 mm de diâmetro para uma boa fixação mandibular.

Uckran *et al*. (2001) foram alguns dos poucos pesquisadores que avaliaram a resistência das osteotomias sagitais do ramo mandibular quando se variava a angulação dos parafusos de fixação. Os autores

testaram a fixação de parafusos de titânio do sistema 2,0 mm inseridos a 90º e a 60º em 10 mandíbulas de ovelhas. Os resultados apontaram uma resistência média de respectivamente de 63,4 e 59 N/mm, sendo que não foi constatada diferença estatisticamente significante entre os dois grupos. Já Moraes (1995) testou dois grupos: um com 3 parafusos perpendiculares e dispostos linearmente na borda superior e outro com 2 parafusos inseridos a 60º. O primeiro grupo mostrou-se significativamente mais resistente que o segundo.

Uma característica desejável de um sistema de fixação é que o mesmo seja resistente às cargas mastigatórias, por isso os estudos envolvendo forças mastigatórias em cirurgia ortognática são de grande importância. Trabalhos como o de Lokota & Shelton (1995) estimaram a força mastigatória máxima num adulto jovem saudável em aproximadamente 600 N (ou 61,2 kgf) na região dos molares. Entretanto, essa força máxima executada sobre os molares é bem menor em pacientes no período pós-operatório, conforme apontado por Throckmorton *et al.* (1996) e Ellis *et al.* (1996). Haug *et al.* (1996) constataram uma força de 200 N (ou 20,5 kgf) nos molares após a cirurgia ortognática.

Até algum tempo atrás, existia uma discussão na literatura sobre a validade de se realizar testes de resistência das fixações em outros materiais que não a própria mandíbula humana. Bredbenner & Haug (2000) analisaram a validade desses substitutos através de estudos dos torques de inserção e retirada de parafusos em diversos materiais: mandíbula humana, costela bovina, costela suína, madeira de carvalho, resina epóxi fotoelástica e poliuretano. Os resultados mostraram que todos esses materiais podem ser utilizados como substitutos do substrato humano para a realização de testes de fixação interna rígida.

Além da avaliação do sistema de fixação como um todo em relação às cargas mastigatórias, é preciso também avaliar a distribuição das forças de tensão exercidas sobre cada um dos componentes do sistema, o que é possível através de estudos como de análise de elemento finito, *strain gauge* e análise fotoelástica.

2.4 Os Testes Fotoelásticos para Avaliação das Técnicas de Fixação para a Osteotomia Sagital do Ramo Mandibular

A fotoelasticidade é uma técnica experimental de análise de tensões/deformações que vem sendo usado com o objetivo trazer orientações a problemas complexos de engenharia quando a solução analítica e/ou numérica é de difícil aplicação. A fotoelasticidade também é usada na validação ou verificação experimental de soluções numéricas, no estudo de distribuição de tensões em problemas de geometria e carregamentos complexos, bem como na otimização de formas. Tal metodologia permite uma rápida análise qualitativa do estado de tensão, através da observação dos efeitos ópticos em modelos (Ueda *et al.*, 2004)

A técnica é baseada na propriedade óptica de certos materiais plásticos transparentes que apresentam diferentes índices de refração (ou anisotropia óptica) quando submetido 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 a tensão é aplicada.

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 compõem os parâmetros ópticos (Bernardes *et al*.,2004).

As cores do espectro visível vão do vermelho com 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 (Figura 7). Utilizando-se a luz branca os efeitos ópticos 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 tensões no modelo, através da conhecida "Lei Óptica das Tensões" (Dally & Rilley, 1978).

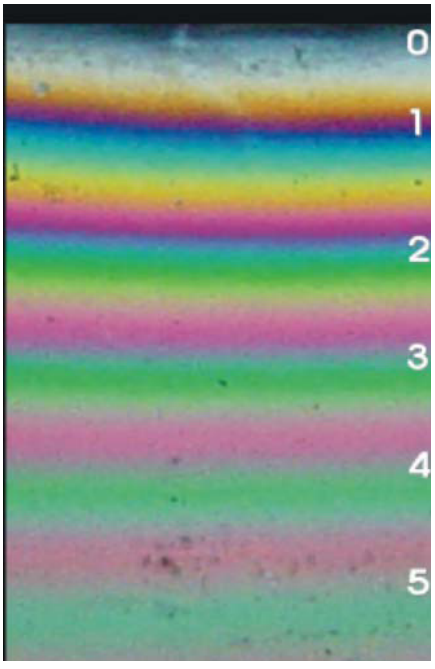

Figura 7 – Ordem de franjas isocromáticas.
Fonte: Damaceno (2005)

A vibração associada à luz é perpendicular à direção de propagação. Uma fonte de luz emite ondas contendo vibrações transversais à direção de propagação. Com a introdução de um filtro polarizador (p) no caminho das ondas de luz, somente uma componente dessas vibrações será transmitida (aquela paralela ao eixo de polarização do filtro). Este feixe orientado é chamado de luz polarizada. Se outro filtro polarizador (q) for colocado em sua trajetória, pode-se obter uma extinção completa do feixe se os eixos de polarização dos dois polariscópios estiverem perpendiculares entre si (Figura 8).

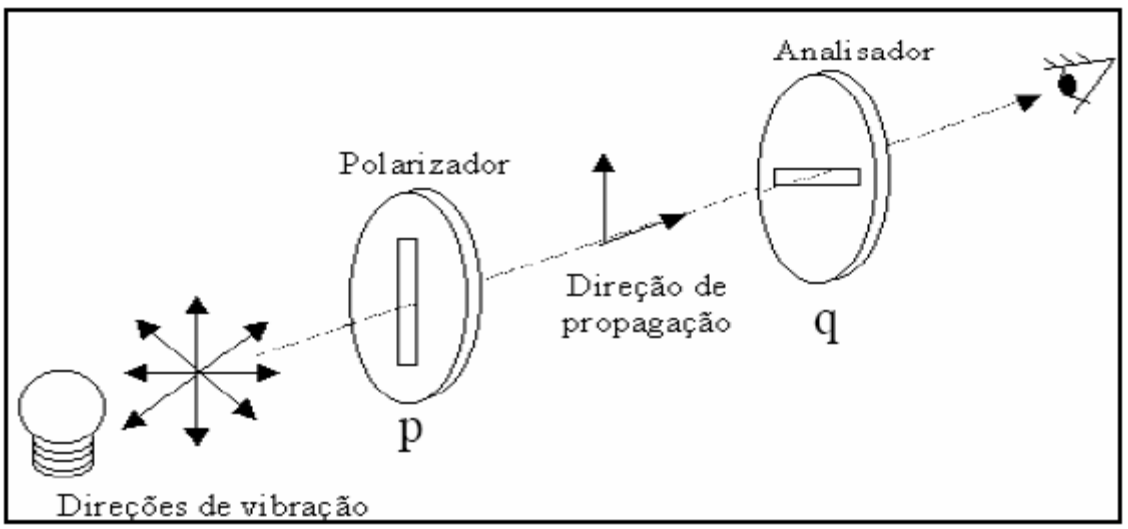

Figura 8 – Exemplo de uso dos filtros polarizadores.
Fonte: Damaceno (2005)

A luz branca, cujas ondas vibram em todas as direções, ao passar por filtros ou polarizadores é polarizada em diferentes comprimentos, ou seja, em diferentes cores. Por exemplo, o comprimento de onda (λ) de 400 a 450

nm corresponde à luz violeta e o comprimento de onda (λ) de 630 a 700 nm corresponde à luz vermelha.

O índice de refração absoluto de um material pode ser definido como sendo a relação entre a velocidade de propagação da luz no vácuo e a velocidade de propagação da luz em um material qualquer. A relação ente as velocidades de propagação da luz entre dois diferentes materiais é chamada de índice de refração relativo do meio (2) em relação ao meio (1). Em um corpo homogêneo e isotrópico este índice é constante e independente da direção de propagação.

Certos materiais, principalmente plásticos, comportam-se homogeneamente quando isentos de tensões, mas tornam-se heterogêneos quando são submetidos a uma tensão. A mudança no índice de refração é função de tensão aplicada.

Quando um feixe de luz polarizada se propaga através de um modelo plástico transparente de espessura b, com um determinado nível de tensão, onde x e y são as direções das tensões principais no ponto sob consideração, o vetor de luz se divide em dois feixes polarizados, propagando-se nos planos x e y com velocidades diferentes, que dependem das tensões principais no ponto (Figura 9).

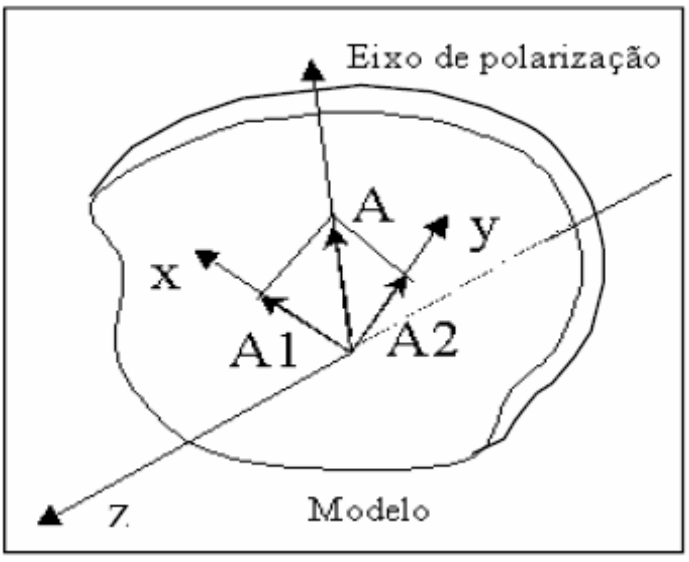

Figura 9 – Vetor de luz se dividindo em feixes polarizados.
Fonte: Damaceno (2005)

O polariscópio é o equipamento utilizado para análise dos parâmetros fotoelásticos, que pode ser regulado para polarizar a luz sob duas condições:

1. Polariscópio plano (Figura 10): o equipamento convencional é constituído de uma fonte de luz, duas placas polarizadoras de luz sendo uma definida como polarizadora e a outra como analisadora. Nele a posição padrão é aquela em que os eixos de polarização do polarizador e do analisador estão cruzados. Nesta situação, se não houver um modelo sobre tensão entre o polarizador e o analisador, a intensidade de luz emergindo do polariscópio será zero ou “campo escuro”. Ao contrário, se os eixos do polarizador e do analisador estiverem paralelos e não houver modelo tensionado entre eles, toda a luz emergirá do polariscópio, ou seja, tem-se “campo claro”.

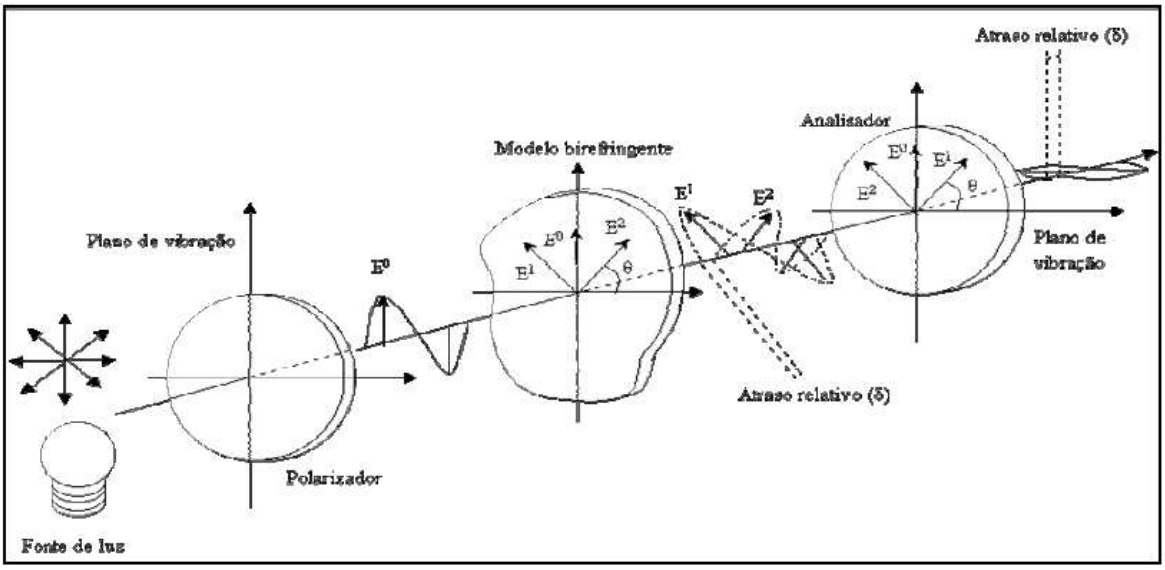

Figura 10 - Polariscópio plano.
Fonte: Damaceno (2005)

2. Polariscópio circular (Figura 11): este equipamento é constituído de duas placas retardadoras de um quarto de onda posicionadas entre as duas placas polarizadoras mostradas no polariscópio plano, fazendo um ângulo de 45º com os eixos de polarização destas placas. Sendo assim o polariscópio circular é constituído por duas placas polarizadoras, sendo uma delas definida como polarizadora e a outra como analisadora e de duas placas retardadoras de ¼ de onda.

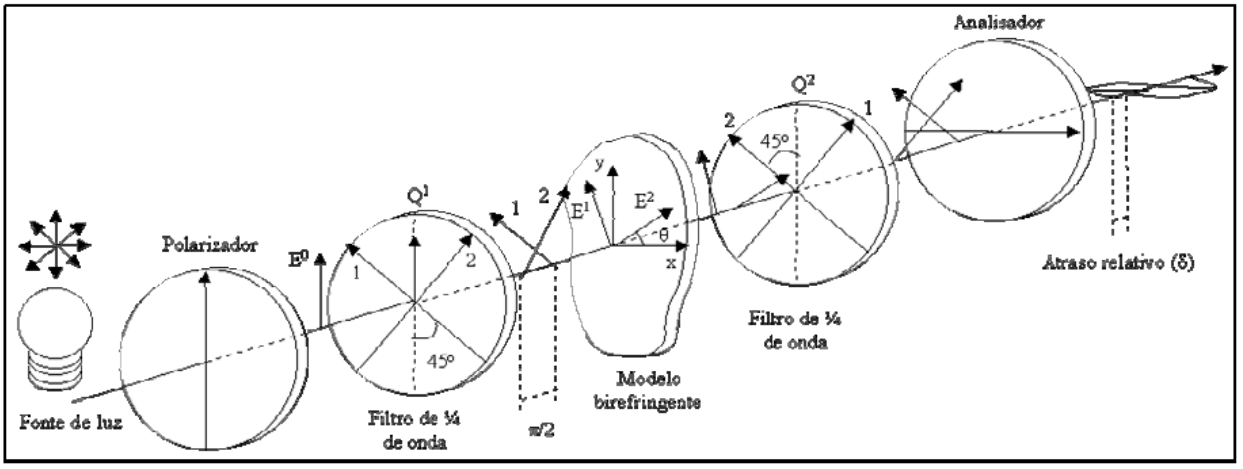

Figura 11 - Polariscópio circular.

Fonte: Damaceno (2005)

A principal característica dos materiais fotoelásticos é que estes materiais respondem às tensões/deformações através de uma mudança nos índices de refração nas direções das tensões principais.

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

A seguir, autores como Mahler & Peyton (1955) também descreveram a metodologia da análise fotoelástica para avaliação de tensões em estruturas complexas, como as dentárias.

Após alguns anos, Glickman *et al.* (1970), também com o uso da fotoelasticidade, demonstraram através de estudos histológicos que as zonas de tensão geradas no modelo fotoelástico correspondiam exatamente às área de estresse nos tecidos biológicos, que são aquelas de reabsorção dos tecidos periodontais de suporte.

Seguindo os trabalhos de Glickman *et al.* (1970), as pesquisas Broadsky *et al.* (1975) foram de grande importância para o aumento da

credibilidade da metodologia fotoelástica. Os autores correlacionaram a fotoelasticidade à movimentação ortodôntica dos elementos dentários, mostrando que quando uma força é aplicada num dente, originam-se áreas de tensão e compressão nos ligamentos periodontais. Nas áreas de compressão o tecido ósseo era reabsorvido, enquanto nas áreas de tensão, existia neoformação tecidual.

Após a consolidação da metodologia da fotoelasticidade, trabalhos em diversas áreas começaram a ser realizados, principalmente na área de prótese (Laganá, 1992; Cruz, 2004; Eduardo, 2006) e implantodontia (Damaceno, 2005; Markarian, 2005, Guariglia, 2007).

Na área de cirurgia e traumatologia buco-maxilo-faciais a metodologia da fotoelasticidade é empregada há alguns anos, porém o número de trabalhos é relativamente pequeno frente ao potencial da aplicação de tal metodologia.

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

Dentro da revisão da literatura realizada, apenas um trabalho utilizava a metodologia da análise fotoelástica para avaliar sistemas de fixação interna rígida em cirurgia ortognática. Nesse trabalho de Kim *et al.* (1993), os autores avaliaram 4 formas de fixação: disposição linear de 3 parafusos a 90º, disposição triangular de 3 parafusos a 90º, 2 parafusos em disposição

linear a 90º e três parafusos em disposição linear com angulação de 75º, 60º e 45º. É interessante observar que os autores não testaram a fixação com miniplacas, já que as mesmas só mais recentemente começaram a ter sua utilização na fixação da osteotomia sagital do ramo mandibular mais difundida.

Dessa forma, outros estudos se fazem necessários para melhor avaliação da distribuição de tensões entre as diversas formas de fixação interna rígida em osteotomias sagitais de mandíbulas aplicadas à cirurgia ortognática.

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo neste estudo foi avaliar comparativamente, *in vitro*, a resistência mecânica e a distribuição de tensões induzidas em modelos fotoelásticos por fixações com placas e parafusos do sistema 2,0 mm das osteotomias sagitais dos ramos mandibulares com avanço de 5 mm, em réplicas de hemimandíbulas humanas em resina de poliuretano e em resina fotoelástica, submetidas a testes mecânicos de carregamento linear e fotoelasticidade.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Placas e Parafusos

Foram utilizados nesse trabalho 48 parafusos de titânio de 5 mm (Código 924.002) e 108 parafusos de titânio de 13 mm (Código 924.006) para fixação do sistema de fixação 2,0 mm da marca comercial Neoortho (JJGC Indústria e Comércio de Materiais Dentários Ltda. – Neodent – Curitiba, Paraná – Brasil).

Para os testes envolvendo miniplacas, foram empregadas 12 miniplacas com extensão de 4 furos de titânio do sistema 2,0 mm (Código 922.016), também da marca Neoortho (JJGC Indústria e Comércio de Materiais Dentários Ltda. – Neodent – Curitiba, Paraná – Brasil),

De acordo com as especificações do fabricante, as placas são de titânio comercialmente puro, de grau II e os parafusos de liga de titânio-alumínio-vanádio (Ti-6Al-4V).

A fim de determinar possíveis variações nos resultados devido à falta de padronização dimensional das placas e parafusos, foi realizada uma avaliação dimensional, conforme estudo de Trivellato (2001), com o uso de paquímetro digital marca Mitutoyo Modelo Série 500 (Mitutoyo Sul Americana Ltda. – São Paulo, São Paulo – Brasil), com precisão de 0,01 mm. Foram avaliadas seis medidas em 10 placas e quatro medidas em 10 parafusos de 5 mm e em 10 parafusos de 13 mm, escolhidos aleatoriamente dentro da amostra total. Cada uma das peças foi mensurada três vezes e estabelecida uma média final (Figura 12).

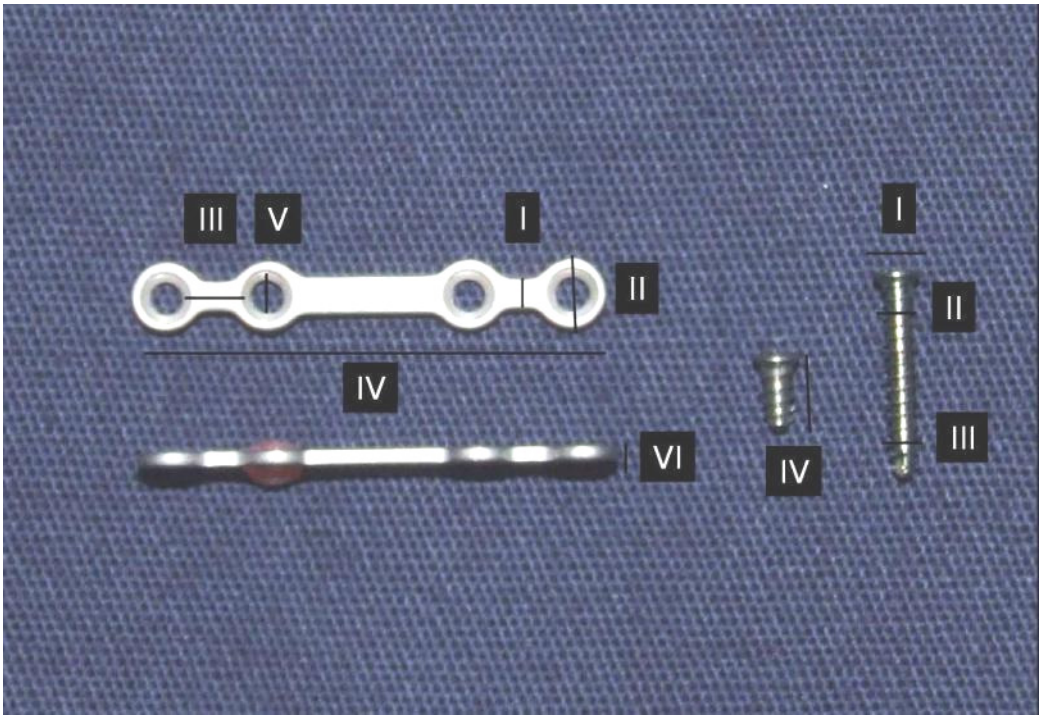

Figura 12 – Avaliação dimensional das placas e parafusos. Para as placas: (I) Largura das placas entre os furos, (II) Largura das placas nos furos, (III) Distância entre os furos, (IV) Comprimento das placas, (V) Diâmetro dos furos, (VI) Espessura da placa; Para os parafusos: (I) Diâmetro da cabeça dos parafusos, (II) Diâmetro externo da rosca do parafuso, (III) Diâmetro da haste do parafuso, (IV) Comprimento dos parafusos.

4.2 Hemimandíbulas

Para os testes mecânicos foram utilizadas hemimandíbulas sintéticas padronizadas, confeccionadas com poliuretano rígido da marca comercial Nacional e densidade padronizada de 200 g/L (Franceschi & Costa e Silva Ltda. – Jaú, São Paulo – Brasil).

Inicialmente foram adquiridas 3 mandíbulas dentadas da marca Nacional (Código 4013), que foram então seccionadas em 2 partes entre os incisivos centrais inferiores, sendo geradas dessa forma 6 hemimandíbulas.

Essas hemimandíbulas foram então submetidas a um novo seccionamento simulando uma osteotomia sagital do ramo mandibular com o uso de uma serra reciprocante acoplada a um motor tipo TPS (Stryker Instruments Inc. Kalamazoo, MI, EUA), conforme técnica descrita por Epker (1977). De acordo com a osteotomia proposta pelo autor, a secção é realizada paralela ao plano oclusal iniciando logo acima e posterior à língula, dirigindo anterior e inferiormente até a realização do corte vertical na lateral do ramo, na região entre o primeiro e segundo molar.

Dentre as 6 hemimandíbulas que foram realizadas os seccionamentos simulando a OSRM, uma delas foi selecionada e utilizada como modelo para a reprodução das amostras. Essa hemimandíbula foi enviada à empresa Nacional que realizou a reprodução da mesma em poliuretano, permitindo dessa forma a padronização de todas as amostras.

As hemimandíbulas foram mensuradas e apresentavam as seguintes dimensões, conforme figuras 13 e 14: A) O comprimento total do segmento distal medido da borda posterior, da região da osteotomia à linha média sinfisária foi de 69,25 mm; B) A altura da cúspide mesial do primeiro molar inferior à borda inferior da mandíbula foi de 37,04 mm; C) A altura do ramo mandibular do segmento distal da osteotomia, correspondente a altura da osteotomia neste segmento foi de 48,46 mm; D) comprimento da osteotomia no segmento distal foi de 29,28 mm E) comprimento do segmento proximal, próximo a borda inferior da mandíbula foi de 44,78 mm; F) referente a altura anterior do ramo mandibular medida de um ponto fixo na sua borda inferior ao ponto mais alto no processo coronóide, com 65,04 mm; G) referente a altura mediana do ramo mandibular medida de um ponto fixo na sua borda inferior ao ponto mais profundo na incisura sigmóide com 50,31 mm, H) referente a altura posterior do ramo mandibular medida de um ponto fixo na sua borda inferior ao ponto mais alto do côndilo mandibular, com 66,69 mm,

I) largura do ramo mandibular no sentido antero-posterior com 33,63 mm e J) espessura médio-lateral da mandíbula próximo ao ângulo mandibular com 10,09 mm.

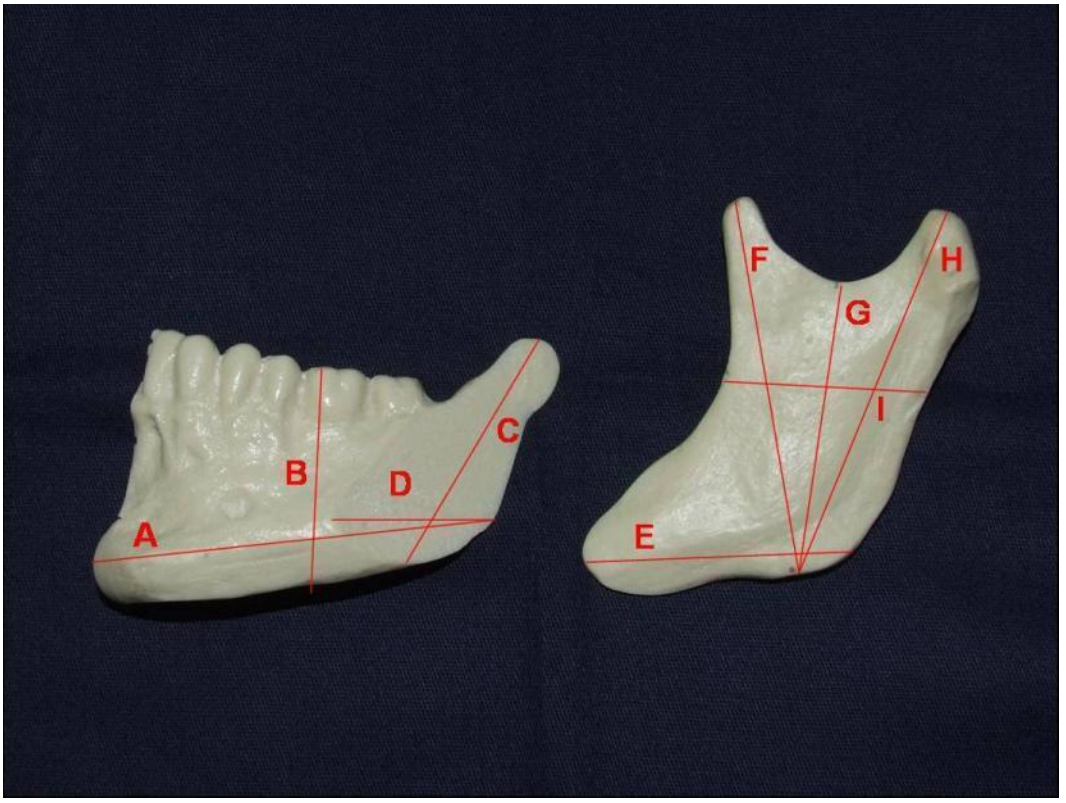

Figura 13 – Locais de mensuração das medidas das hemimandíbulas – Vista lateral.

Figura 14 – Locais de mensuração das medidas das hemimandíbulas – Vista superior.

4.3 Amostra

Para a realização desse trabalho, as amostras foram agrupadas da seguinte forma:

Teste Mecânico:

- Grupo 1 – 10 hemimandíbulas íntegras (sem osteotomia ou fixação) (Grupo Controle);
- Grupo 2 - 10 hemimandíbulas com OSRM fixadas com 3 parafusos (2 x 13 mm) dispostos linearmente inseridos com angulação de 90º em relação à osteotomia (Figura 15);

- Grupo 3 – 10 hemimandíbulas com OSRM fixadas com 3 (2 x 13 mm) parafusos dispostos linearmente e inseridos com angulação de 60º em relação à osteotomia (Figura 16);
- Grupo 4 – 10 hemimandíbulas com OSRM fixadas com 3 parafusos (2 x 13 mm) dispostos em "L" invertido;
- Grupo 5 – 10 hemimandíbulas com OSRM fixadas com 1 miniplaca com extensão de titânio de 4 furos.

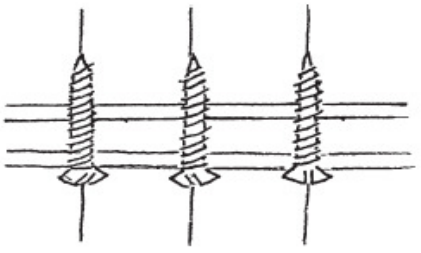

Figura 15 – Parafusos Perpendiculares à Osteotomia

Fonte: Uckan *et al.* (2001)

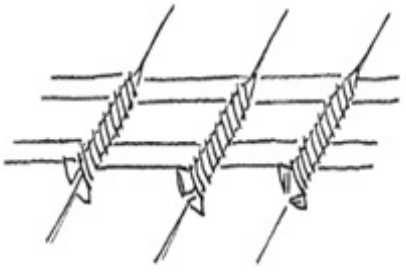

Figura 16 – Parafusos com Angulação de 60º em Relação à Osteotomia

Fonte: Uckan *et al.* (2001)

Teste Fotoelástico:

- Grupo 1 – 2 modelos fotoelásticos de hemimandíbula com OSRM fixada com 3 parafusos (2 x 13 mm) dispostos linearmente com angulação de 90º em relação à osteotomia;
- Grupo 2 – 2 modelos fotoelásticos de hemimandíbula com OSRM fixada com 3 (2 x 13 mm) parafusos dispostos linearmente inseridos com angulação de 60º em relação à osteotomia;
- Grupo 3 – 2 modelos fotoelásticos de hemimandíbula com OSRM fixada com 3 parafusos (2 x 13 mm) dispostos em "L" invertido;

- Grupo 4 – 2 modelos fotoelásticos de hemimandíbula com OSRM fixada com 1 miniplaca com extensão de titânio de 4 furos.

4.4 Preparo da Amostra

Todas as hemimandíbulas foram fixadas com um avanço de 5 mm com as técnicas de fixação que foram propostas nesse estudo (3 parafusos em disposição linear a 90º e a 60º, 3 parafusos em L e 1 miniplaca de 4 furos com extensão). O avanço mandibular padronizado foi de 5 mm, devido aos dados de informação especializada em cirurgia ortognática para esse tipo de estudo (Maurer *et al.*, 2002).

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 permitiam o correto posicionamento dos segmentos para fixação, conforme metodologia preconizada por Asprino (2005).

Inicialmente uma hemimandíbula para cada grupo amostral foi fixada (totalizando 4 grupos + controle), que foram utilizadas como modelo para confecção dos guias, padronizado para todos os grupos o avanço de 5 mm, o local e a angulação dos parafusos e placas de fixação, para minimizar possíveis variações devido a falha manual no preparo da amostra (Figura 17).

Figura 17 – Hemimandíbulas posicionadas nos guias em resina acrílica para padronização da fixação e do avanço. (a) Guia para avanço de 5 mm com fixação utilizando miniplaca e parafusos monocorticias. (b) Guia para fixação com 3 parafusos lineares 90º. (c) Guia para fixação com 3 parafusos em "L" invertido. (d) Guia para fixação com 3 parafusos lineares a 60º.

Para auxiliar o posicionamento e evitar movimentações indesejáveis da ponta de aplicação de carga durante o teste, um pequeno nicho foi realizado na região da fossa central do 1º molar inferior com o uso de uma broca esférica n° 6 para peça de mão (KG Sorensen Ind. Com. Ltda. - São Paulo, São Paulo, Brasil).

Para a fixação, os dois segmentos que formavam a hemimandíbula eram inseridos nos guias de resina acrílica e perfurados com o uso de uma broca do sistema 2,0 mm da Neoortho (JJGC Indústria e Comércio de Materiais Dentários Ltda. – Neodent – Curitiba, Paraná – Brasil) e fixados com os parafusos do mesmo sistema ou miniplaca, ainda com o uso dos guias. Após a fixação as hemimandíbulas eram retiradas dos guias e verificada a correta redução e fixação dos segmentos (Figura 18).

Figura 18 – Hemimandíbulas fixadas com um avanço de 5 mm. (a) Hemimandíbula fixada utilizando miniplaca e parafusos monocorticias – Grupo 4 (b) Hemimandíbula fixada com 3 parafusos lineares 90º - Grupo 1. (c) Hemimandíbula fixada com 3 parafusos em "L" invertido – Grupo 3. (d) Hemimandíbula fixada com 3 parafusos lineares a 60º - Grupo 2.

Após as fixações, todas as amostras foram incluídas em um bloco de resina acrílica, quimicamente ativada, incolor (Dental Vipi Ltda., Pirassununga – São Paulo, Brasil) em toda a extensão do ramo mandibular (Figura 19), para permitir seu posicionamento e fixação nos suportes em que foram levadas à máquina de ensaio. Para isto foi utilizado um molde metálico retangular (Figuras 20 e 21), previamente lubrificado com vaselina em pasta (Indústria Farmacêutica Rioquímica Ltda., São José do Rio Preto, São Paulo, Brasil).

A confecção dessa base em resina acrílica, neste molde, permitiu a padronização das dimensões de todos os blocos de resina e do posicionamento e fixação das amostras no suporte para o teste mecânico.

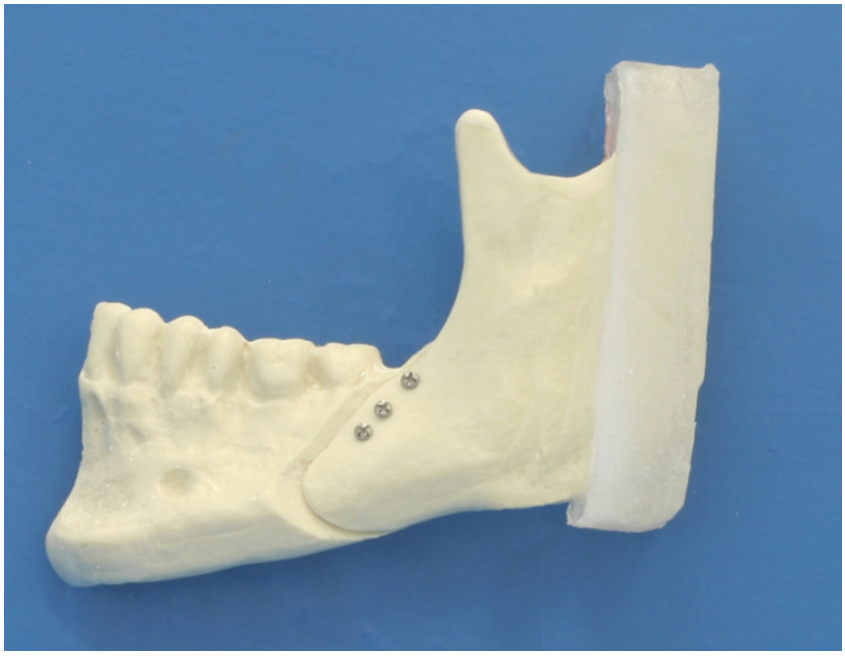

Figura 19 - Base em resina acrílica confeccionada
para o posicionamento das hemimandíbulas nos testes mecânicos.

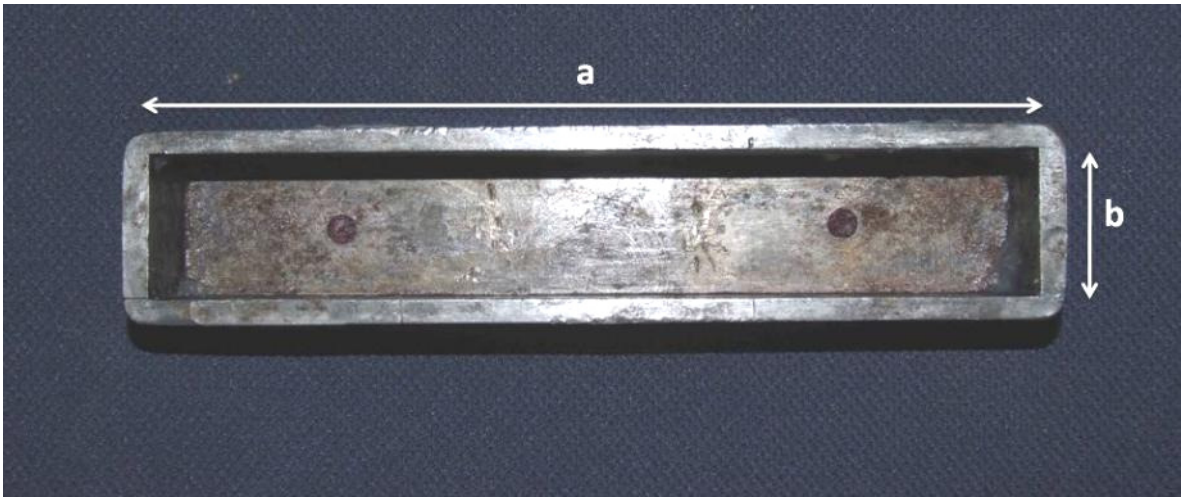

Figura 20 - Molde em metal para inclusão das hemimandíbulas – vista superior. (a) Comprimento do suporte = 18 cm, (b) Largura do suporte = 3 cm.

Figura 21 - Molde em metal para inclusão das hemimandíbulas – vista lateral. (a) Altura do suporte = 3 cm.

4.5 Teste de Carregamento

Foi utilizada para o teste de carregamento uma máquina para ensaio universal mecânica Instron, modelo 4411 (Instron Corp, Norwood, MA) do Departamento de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas (FOP-UNICAMP).

Para a realização de tal teste, foram confeccionados um dispositivo metálico de aplicação de carga e um dispositivo para fixação das hemimandíbulas (suporte) junto ao equipamento do teste de carregamento (Figuras 22, 23 e 24).

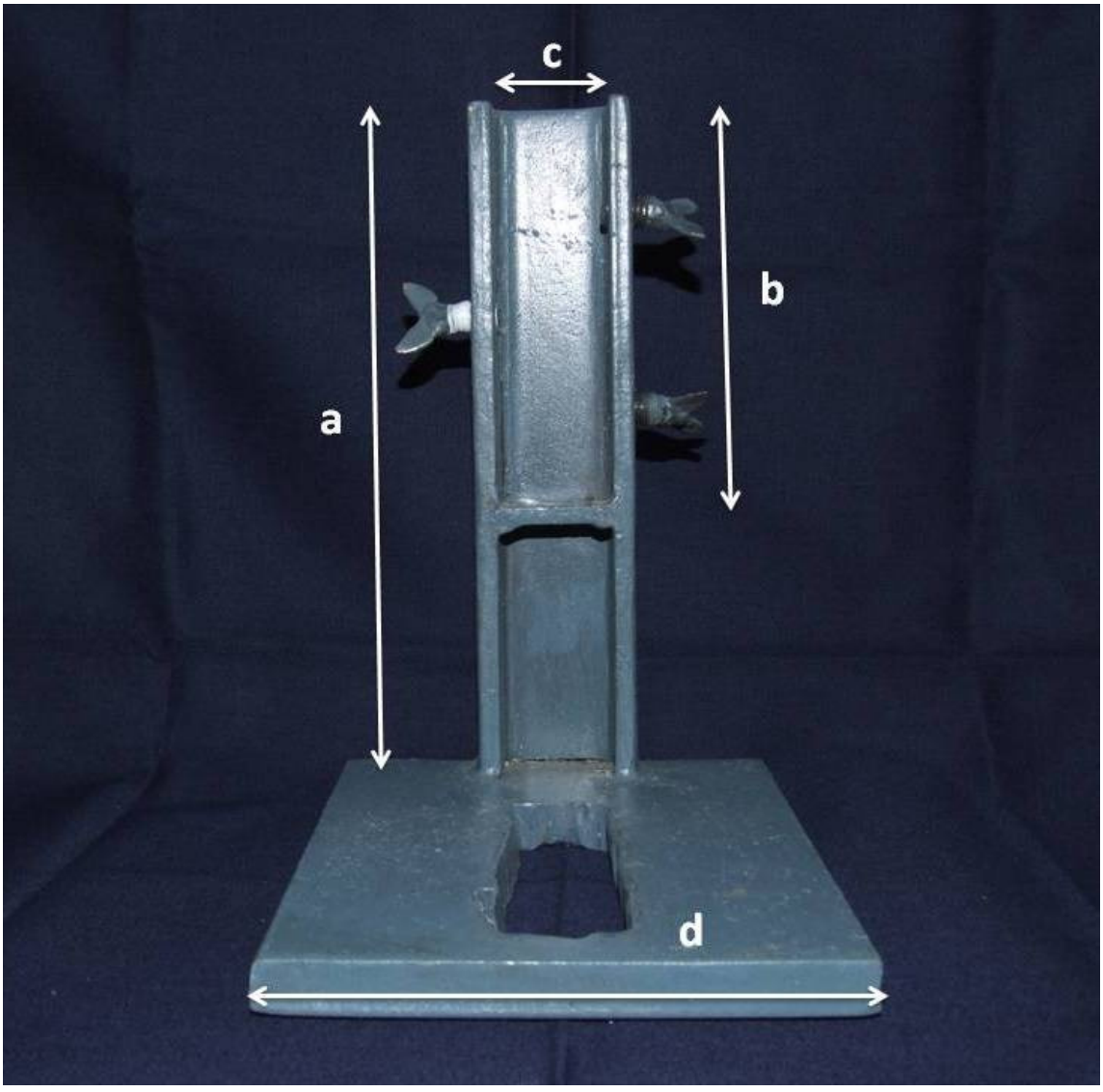

Figura 22 – Dimensões do suporte de testes. (a) Altura da haste = 18 cm, (b) Altura da haste aonde era adaptada a hemimandíbula = 12 cm, (c) Largura interna da haste = 3 cm, (d) Largura da base do suporte = 13 cm.

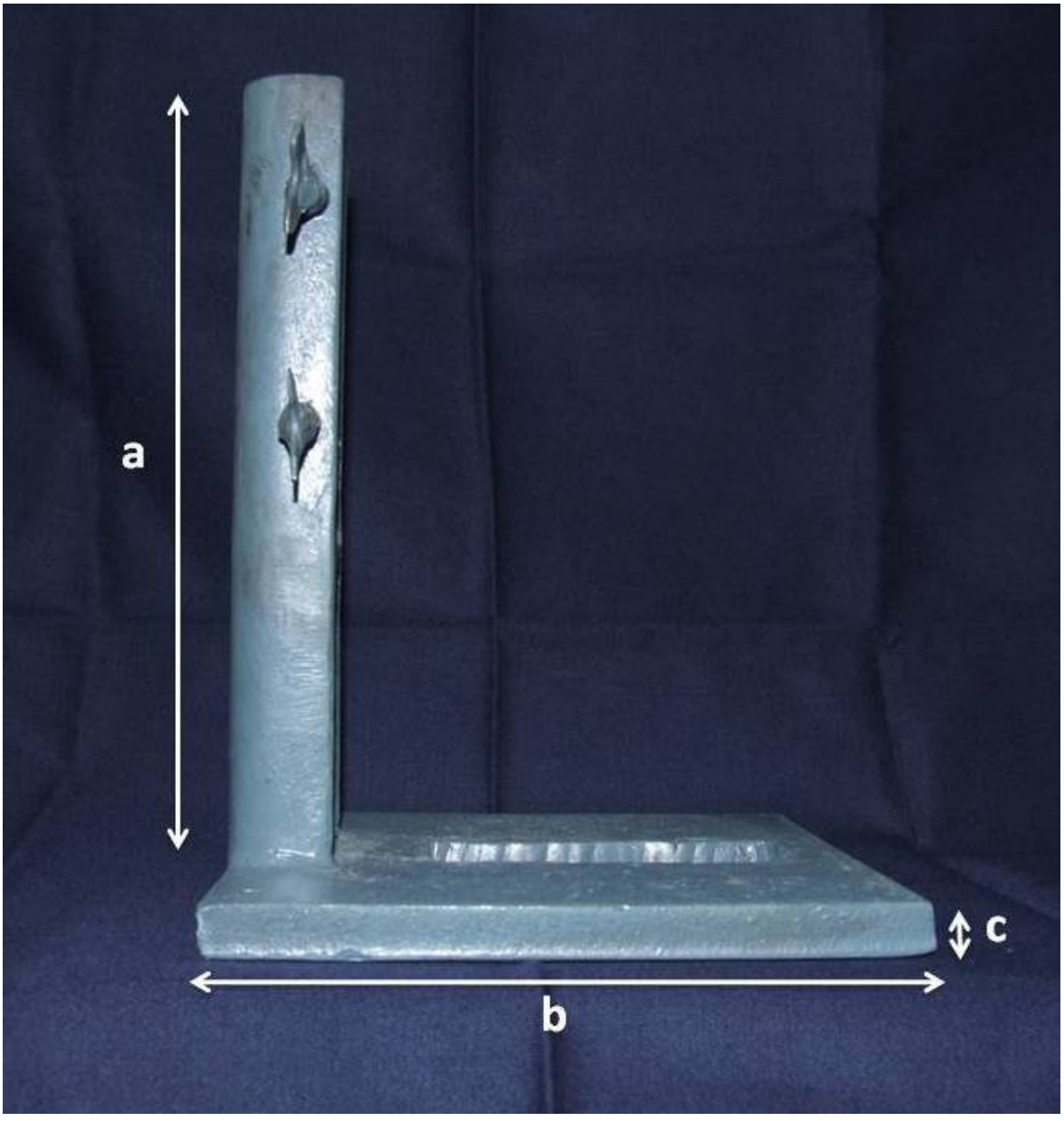

Figura 23 – Dimensões do suporte de testes. (a) Altura da haste = 18 cm, (b) Comprimento da base = 23 cm, (c) Altura da base = 1,2 cm.

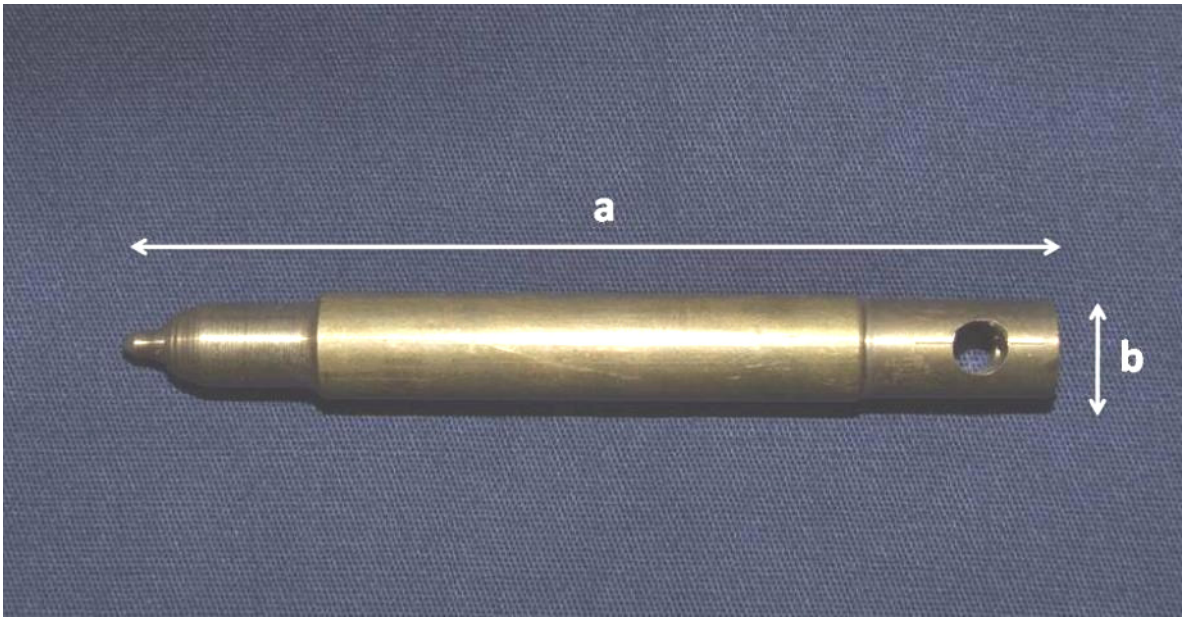

Figura 24 – Dispositivo para a aplicação de carga. (a) Comprimento da haste = 11 cm, (b) Diâmetro da haste = 1 cm.

Para o teste de carregamento, foi estabelecida uma velocidade de 1mm/min, para aplicação de carga progressiva sobre o sistema, quando foi realizada a obtenção do valor de resistência ao carregamento, em quilograma-força, na carga de pico e carga final e anotado o valor do deslocamento imposto pelo ensaio, em milímetros, nestes dois momentos. A carga foi sempre aplicada no segmento distal num ponto fixo, que recebia o dispositivo de aplicação de carga, previamente confeccionado, na fossa central do primeiro molar inferior. Os valores da carga de pico foram tomados no momento em que se alcançou a carga máxima antes da primeira falha do sistema, logo após esta, a carga começava a diminuir, e podíamos observar na máquina de ensaio, o registro deste valor, chamado de carga de pico. Além do valor da carga era registrado o deslocamento que o ensaio havia sofrido até o momento da carga de pico, chamado deslocamento de pico. Após a aferição da carga de pico, ou seja, carga

máxima antes da primeira falha do sistema, e seu respectivo deslocamento, na aplicação de carga progressiva o sistema continuou a ser submetido ao teste até a falha total do mesmo, quando havia perda da resistência e a máquina terminava o ensaio (parava automaticamente, indicando “break”), também registrando os valores de carga e deslocamento finais.

Figura 25 – Máquina de ensaio universal Instron 4411.

Figura 26 – Painel de controle da máquina de ensaio Instron 4411.

Figura 27 – Máquina de ensaio Instron 4411 com suporte e amostra em posição.

Figura 28 – Incidência da carga na fossa central
do 1º molar no teste mecânico.

4.6 Forma de Análise dos Dados da Avaliação Mecânica

A análise estatística foi realizada a fim de se comparar, quantitativamente, as médias das cargas de pico (em kgf), o deslocamento de pico (em mm), a carga final (em kgf) e o deslocamento final (em mm) para todos os grupos estudados.

Os valores foram analisados no programa de análise estatística SAS (SAS Institute Inc., Cary NC, EUA). Na análise exploratória utilizando PROC LAB, foi indicada a necessidade de transformação logarítmica para a variável carga e a inversa para a variável deslocamento. Após a transformação foi aplicada a Análise de Variância (ANOVA) One-way e

posterioriormente o teste de Tukey com significância de 5% (α=0,05) para a comparação entre as médias.

4.7 Teste Fotoelástico

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

Para a confecção do grupo controle no teste fotoelástico foi utilizada uma hemimandíbula íntegra, onde a superfície também foi lixada e aplicada sobre a mesma uma camada de esmalte, assim como realizado com os segmentos dos grupos testes.

Inicialmente foi utilizada uma moldeira plástica para a moldagem dos segmentos das hemimandíbulas com material de moldagem a base de silicone, conforme figura 29.

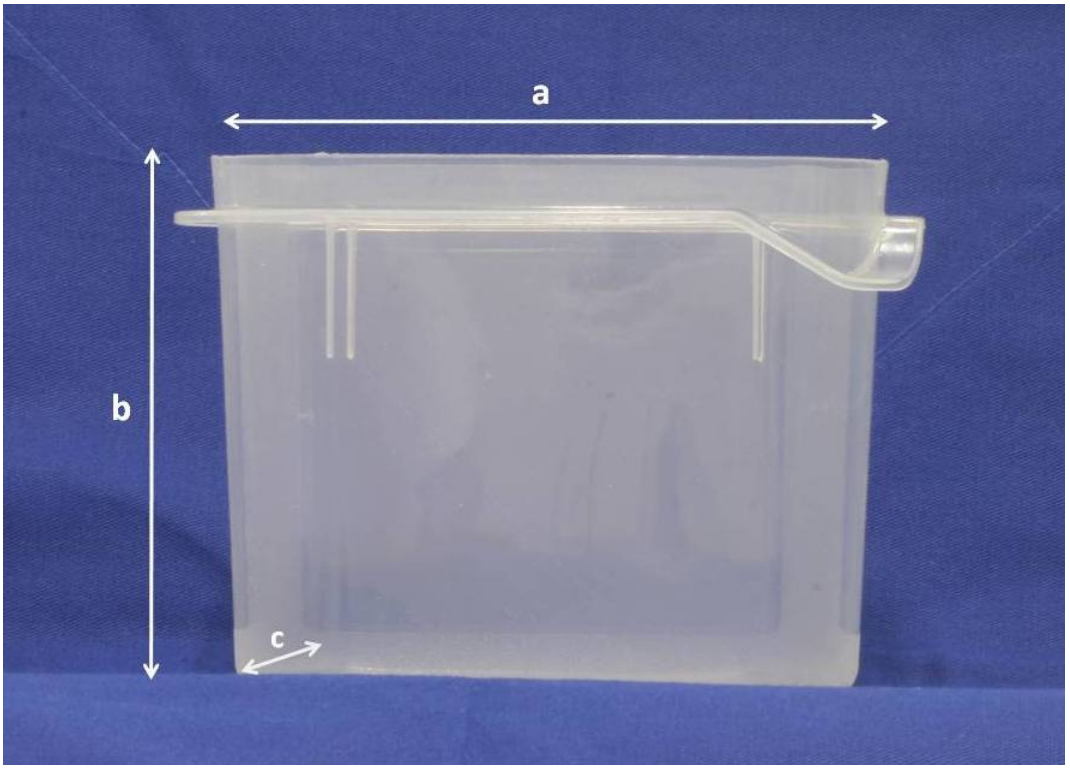

Figura 29 – Moldeira em acrílico para produção do modelo fotoelástico. (a) Comprimento da moldeira = 12,5 cm, (b) Altura da moldeira = 10,5 cm, (c) Largura da moldeira = 5 cm.

A seguir foi preparado o material de moldagem a base de silicone Silibor® (Clássico Artigos Odontológicos Ltda. – São Paulo, São Paulo - Brasil) – figura 30. Este material foi manipulado na proporção de 3 a 4% de líquido catalisador para cada porção de silicone dosada, a fim de preencher completamente a moldeira acrílica. O preenchimento da moldeira com o material de moldagem foi realizado de maneira lenta, a fim de se evitar a formação de bolhas por inclusão de ar. O segmento da hemimandíbula foi então inserido lentamente no silicone, de modo a estar totalmente imerso no material. Para cada segmento da hemimandíbula (parte proximal e distal) foi realizado um molde de silicone.

Figura 30 – Material a base de silicone para moldagem.

Foi aguardado então um período de 24 horas para a completa presa do material de moldagem de acordo com a recomendação do fabricante para a posterior separação do molde/matriz (Figura 31). Cada molde foi utilizado apenas uma vez para evitar distorções quando da inserção da resina e retirada dos modelos fotoelásticos.

Figura 31 – Molde em silicone contendo no seu interior o segmento da hemimandíbula a ser moldado.

O segmento da hemimandíbula foi então retirado do interior do material de moldagem com o máximo de cuidado possível para tentar minimizar que a moldagem sofresse alterações como perfurações ou rasgamento (Figura 32).

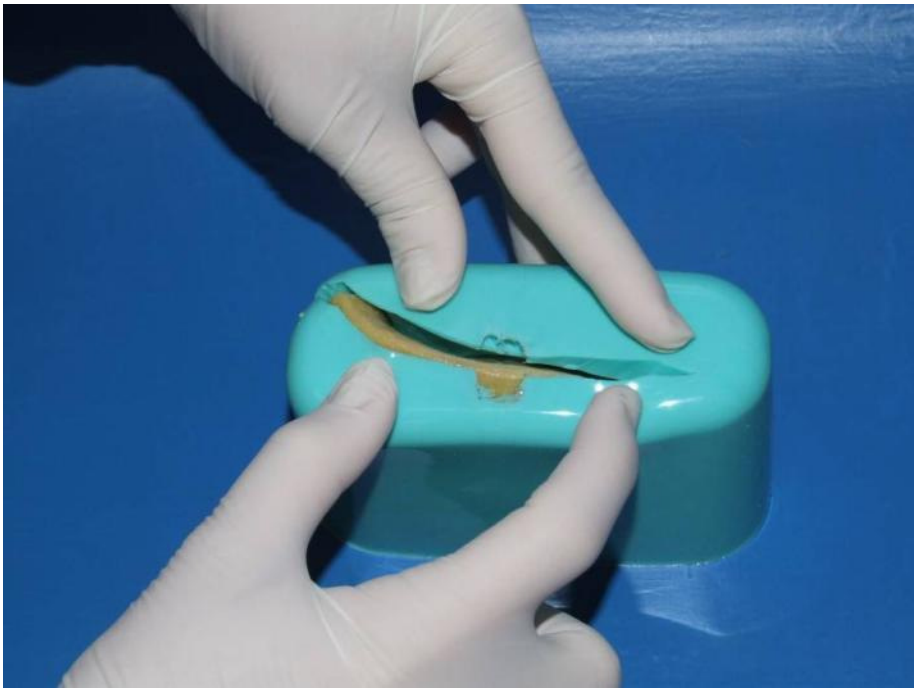

Figura 32 – Abertura e retirada da hemimandíbula do interior do molde.

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, modificado, de baixa viscosidade, o que permite maior aplicação e manuseio.

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

A quantidade de material a ser utilizado deve ser previamente calculada de acordo com o tamanho da peça a ser modelada, e a proporção

da mistura recomendada é de 100 partes de GY 279 para 48 partes de HY 2963.

As características desta resina serão descritas a seguir:

Propriedades da Araldite GY 279 BR:

• Baixa tendência à cristalização
• Viscosidade à 25ºC (500-700 mPa)
• Equivalente epóxi 192-213 Eq/Kg
• Cor (gardner) ≤ 3
• Peso específico 1,10 g/cm3

Propriedade do endurecedor HY 2963:

• Viscosidade a 25º C (40-70 mPa)
• Cor (gardner) –2
• Ponto de fusão 226ºF

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

• Viscosidade a 25ºC
• Tempo de gel: 100ml / 46 min a 20ºC 65% UR

Ambas as porções foram vertidas em um recipiente tipo Becker e misturadas de forma manual com um bastão de vidro bem vagarosamente, de modo a evitar a incorporação de bolhas no material, que poderiam dificultar o processo de leitura – Figura 33 a 35.

Figura 33 – Resina Araldite adicionada ao Becker.

Figura 34 – Resina Araldite com o endurecedor.

Figura 35 – Mistura da resina com o endurecedor com o auxílio de um bastão de vidro.

A resina e o endurecedor foram misturados até a completa homogeneização dos produtos e com o auxílio de uma seringa foram injetados lentamente no molde até completar todo o conteúdo interno do mesmo (Figura 36).

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

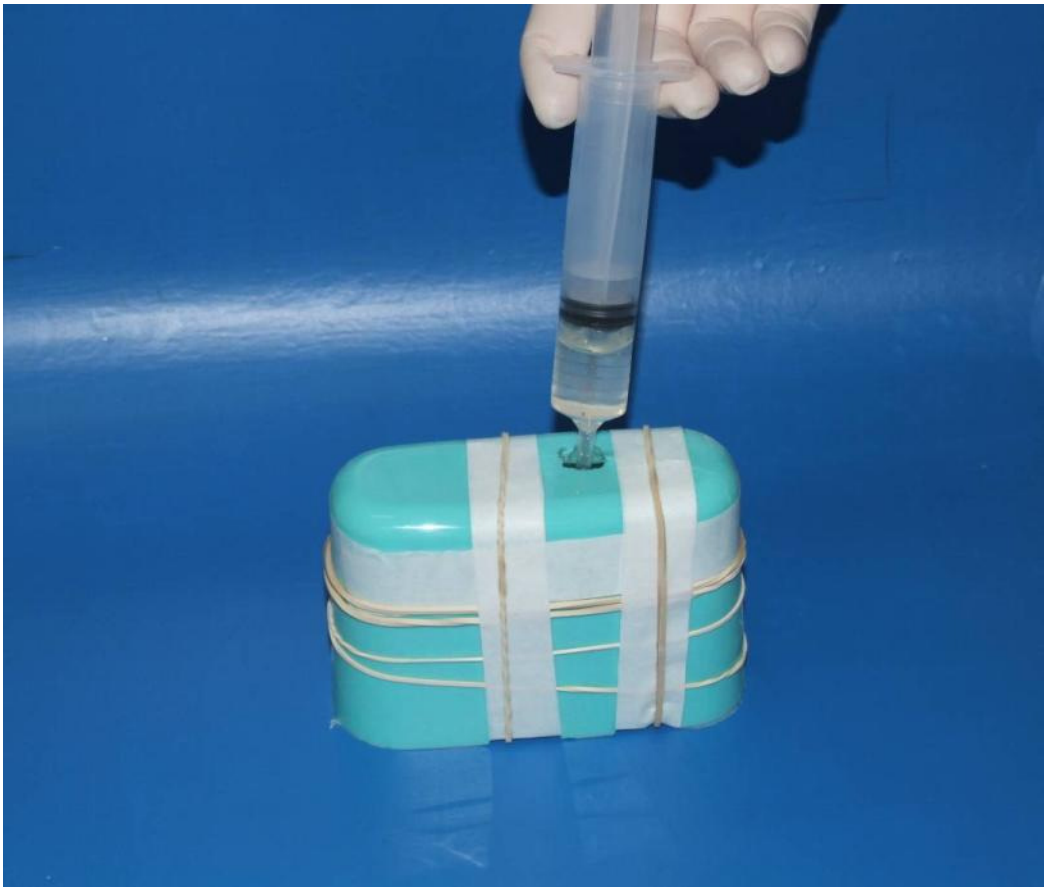

Figura 36 – Aplicação da resina fotoelástica no molde

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

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

Os segmentos da hemimandíbula foram então fixados com o auxílio dos guias confeccionados em resina acrílica, os mesmos utilizados na fixação das hemimandíbulas em poliuretano. Para o teste fotoelástico, foram

confeccionados 8 modelos correspondentes: as seguintes amostras: parafusos lineares a 90º e 60º, em disposição em L e com miniplacas com extensão e parafusos (Figura 37).

Para a fixação, foram utilizadas miniplacas de titânio retas com extensão sistema 2,0 mm de 4 furos e parafusos de titânio monocorticais de 5 mm e parafusos bicorticais de 13 mm da marca comercial Neoortho (JJGC Indústria e Comércio de Materiais Dentários Ltda. – Neodent – Curitiba, Paraná – Brasil).

A perfuração das amostras foi realizada lentamente com brocas do sistema 2,0 mm Neoortho (JJGC Indústria e Comércio de Materiais Dentários Ltda. – Neodent – Curitiba, Paraná – Brasil) a 30.000 rpm com irrigação abundante para evitar a indução de tensões no modelo de resina fotoelástica.

Figura 37 – Hemimandíbulas confeccionadas em resina fotoelástica e fixadas. (a) Amostra Controle, (b) Fixação com miniplaca e parafusos monocorticais, (c) Fixação em disposição linear e com parafusos a 90º, (d) Fixação em "L" invertido, (e) Fixação em disposição linear e com parafusos a 60º.

Após a fixação dos modelos, os mesmos foram 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) do Departamento de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas (FOP-Unicamp) (Figura 38 e 39).

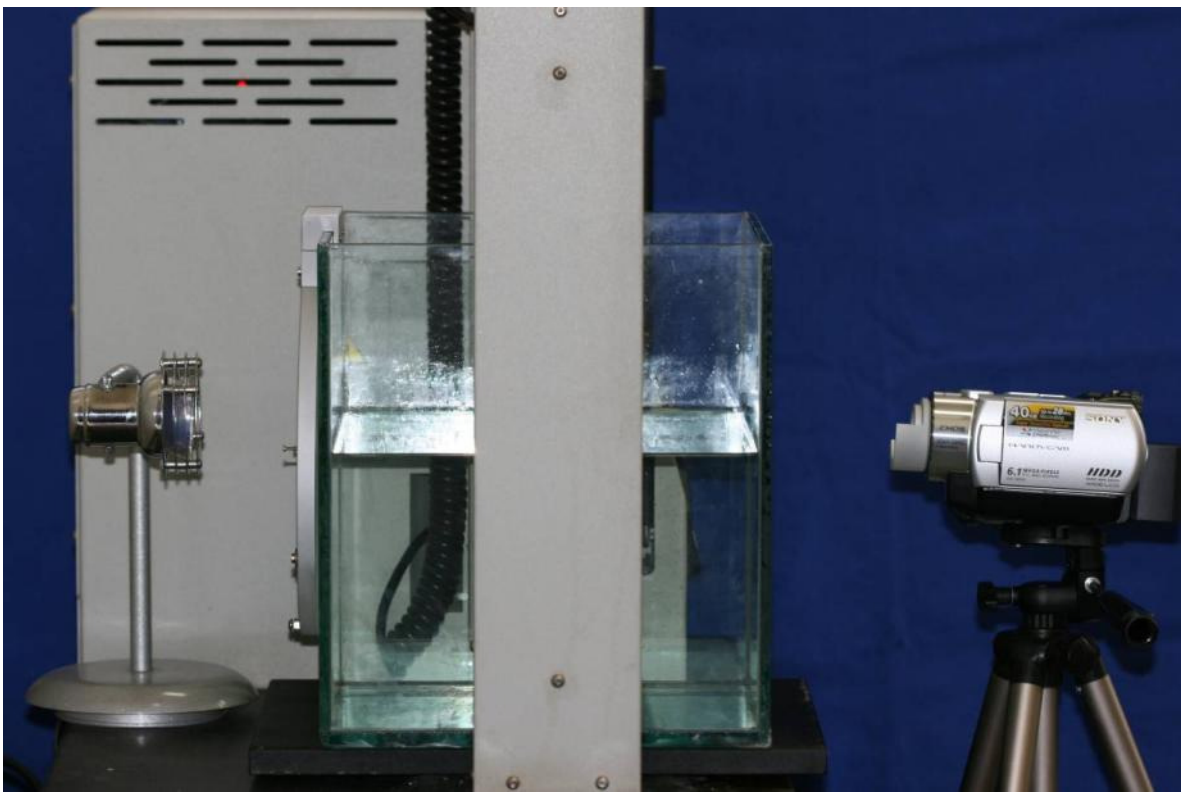

Figura 38 – Vista lateral do polariscópio já acoplado à máquina de ensaio e com a câmera em posição.

Figura 39 – Vista frontal do polariscópio acoplado à máquina de ensaio.

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 da mesma instituição. Essa incidência de carga permitiu uma avaliação das tensões geradas na face vestibular da mandíbula, e este teste foi chamado de vertical.

Outra avaliação necessária é a das franjas isocromáticas no sentido da base da mandíbula em direção à oclusal, perpendicularmente ao longo eixo dos parafusos. Para essa análise foi necessária a realização de um movimento de tração, que simulava a mesma incidência de força do teste anterior, similar à mastigação. Isso porque com o suporte anterior e a incidência normal da carga pelo dispositivo da máquina de ensaio não era

possível a visualização das franjas nesse sentido com o polariscópio. Para isso, foi desenvolvido outro suporte metálico em aço com um sistema de roldana do tipo fixa que permitiu a realização do teste de tração (Figura 40 e 41). Este teste foi chamado de horizontal.

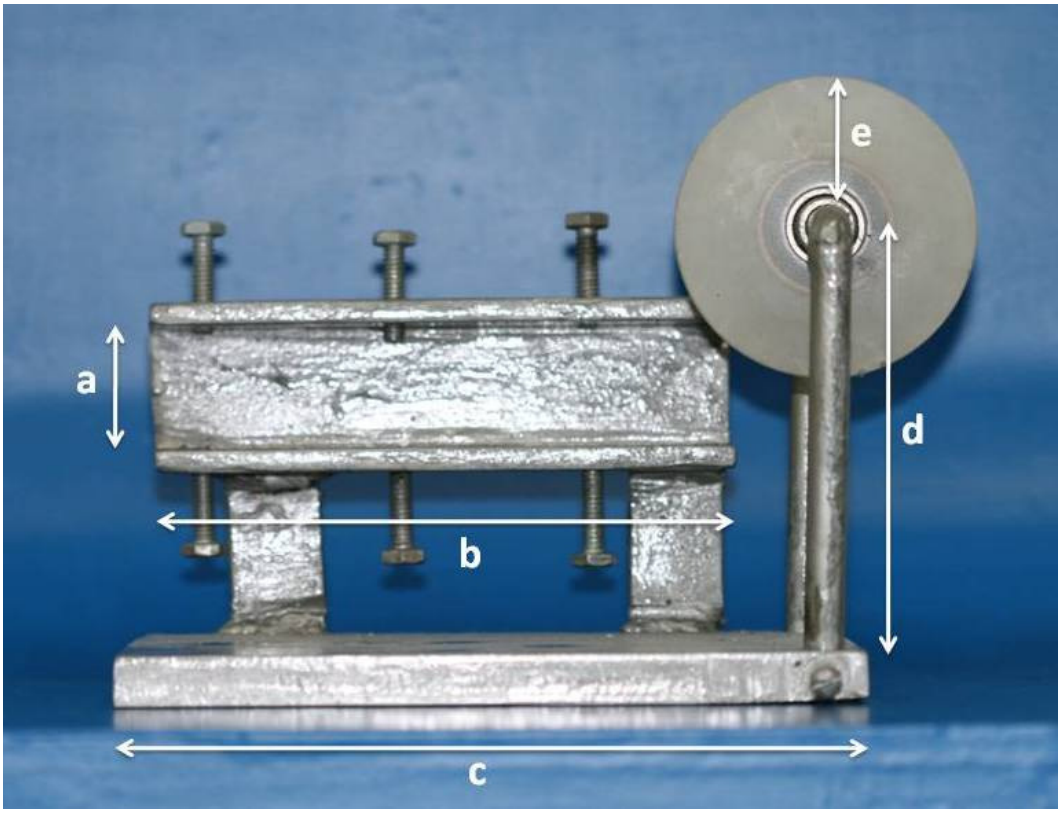

Figura 40 – Dimensões do suporte do teste de tração. (a) Altura da haste = 3 cm, (b) Comprimento da haste = 13 cm, (c) Comprimento da base = 16 cm, (d) Altura haste da roldana = 13 cm, (e) Raio da roldana = 3 cm.

Figura 41 – Dimensões do suporte do teste de tração. (a) Profundidade da haste = 3 cm, (b) Largura da Roldana = 2,5 cm, (c) Largura da base = 10 cm.

No caso das hemimandíbulas submetidas ao teste de tração, uma perfuração foi realizada na região da cúspide do dente canino com a própria broca do sistema de fixação, onde foi passado um fio de nylon 0,40 mm que percorria a roldana e era fixo à ponteira em forma de morsa da máquina de ensaio (Figura 42).

Figura 42 – Vista frontal do polariscópio acoplado à máquina de ensaio Instron, durante teste de tração para a análise fotoelástica.

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

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

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

Ao contrário do que acontece no teste mecânico, na análise fotoelástica não é possível a inclusão das hemimandíbulas a serem avaliadas em resina acrílica na região do ramo mandibular, pois a mesma pode provocar alterações na resina fotoelástica que poderiam interferir na leitura das franjas, principalmente em virtude dessa base de resina acrílica estar próxima ao local do sistema de fixação. Essa alteração na resina fotoelástica pode ser tanto química como mecânica, já que poderia ocorrer uma reação química entre as resinas e a própria contração de polimerização da resina acrílica poderia induzir tensões na resina fotoelástica.

A máquina de ensaio foi programada para realizar o teste a uma velocidade constante de 1mm/min até atingir o deslocamento de 3 mm, quando a mesma estacionava a ponta de incidência de carga e era realizada a tomada fotográfica das franjas isocromáticas. Além da tomada fotográfica na carga final, também foi realizada a tomada fotográfica inicial, a fim de se demonstrar a ausência de tensões residuais na amostra.

Para se tentar minimizar as tensões geradas no modelo fotoelástico, os mesmos foram levados a uma estufa com temperatura de 55ºC onde permaneceram por 5 minutos para eliminação das tensões residuais, conforme proposta de Torres (2008), que é o protocolo utilizado na Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

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

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

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

A partir dos testes pilotos, as hemimandíbulas foram filmadas e fotografadas no deslocamento de 3 mm, por ser aquele que apresentou a ordem de franjas mais nítida para a análise das hemimandíbulas. Além da padronização do deslocamento, os testes foram continuados após atingirem 3 mm e novas imagens registradas no momento específico de incidência de carga de 3 kgf para comparação entre os grupos amostrais quando da mesma carga em tempos distintos.

Antes de iniciar os testes fotoelásticos, foram realizadas fotos iniciais com uma Máquina Fuji Modelo 9000 (Fuji Corporation, Japão) para registro

das mínimas tensões residuais remanescentes nas amostras, em decorrência das perfurações realizadas previamente à inserção dos parafusos de fixação, bem como a própria pressão dos parafusos sob o substrato. O teste foi filmado na íntegra com o uso de uma filmadora Sony Modelo Handycam DCR-SR300 6.1 MP (Sony Corporation, Japão). Após a máquina de ensaio universal ter realizado o deslocamento desejado (3 mm), a mesma era automaticamente colocada em pausa e uma foto final realizada, assim como na carga de 3 kgf.

4.8 Forma de Análise dos Dados da Avaliação Fotolelástica

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

5. RESULTADOS

5.1 Análise Dimensional das Placas e Parafusos

Os dados obtidos na análise dimensional das placas e parafusos, conforme metodologia proposta por Trivellato (2001), onde se mensurou os valores médios após a realização de três mensurações, em cada dimensão proposta para o material de fixação interna rígida, são apresentados nas Tabelas 1 e 2, com valores de média final, desvio-padrão e coeficiente de variação.

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

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

Amostra	**Medidas**					
	I	**II**	**III**	**IV**	**V**	**VI**
1	2,36	4,47	6,20	29,75	2,10	1,00
2	2,36	4,47	6,38	29,74	2,14	1,00
3	2,36	4,49	6,20	29,75	2,07	1,00
4	2,36	4,47	6,40	29,73	2,19	1,01
5	2,36	4,48	6,22	29,79	2,14	1,00
6	2,37	4,49	6,26	29,75	2,01	1,00
7	2,37	4,48	6,31	29,78	2,14	1,00
8	2,37	4,48	6,20	29,8	2,02	1,00
9	2,37	4,47	6,24	29,79	2,14	1,01
10	2,37	4,48	6,25	29,76	2,10	1,01
Média	2,37	4,48	6,27	29,76	2,11	1,00
Desvio Padrão	0,01	0,01	0,07	0,02	0,06	0,00

Coeficiente de Variação	0,002	0,002	0,012	0,001	0,027	0,005

Para a avaliação dimensional dos parafusos de 5 mm, pode-se observar variação dimensional pelo coeficiente de variação, sendo que a menor ocorreu para a medida IV, seguido pelas I, II e III (Tabela 2).

Tabela 2 – Valores referentes aos parafusos de 5mm de comprimento, onde a medida I é referente ao diâmetro da cabeça, II ao diâmetro da haste, III ao diâmetro externo da rosca e IV ao comprimento.

	Medidas			
Amostra	**I**	**II**	**III**	**IV**
1	3,03	2,04	2,00	4,90
2	3,00	2,01	1,96	4,96
3	3,02	2,03	1,96	4,98
4	3,01	2,03	1,99	4,96
5	3,01	2,04	2,01	4,97
6	3,02	2,05	2,01	4,96
7	3,04	2,05	2,02	4,96
8	3,00	2,01	1,98	4,97
9	3,04	2,04	1,99	4,95
10	3,01	2,06	1,98	4,94
Média	3,02	2,04	1,99	4,96
Desvio Padrão	0,01	0,02	0,02	0,02
Coeficiente de Variação	0,005	0,008	0,010	0,004

Na avaliação dimensional dos parafusos de 13 mm, também foi possível observar variação dimensional nesse teste, sendo que a menor foi referente à medida IV, seguido pela medida I. As maiores alterações dimensionais eram referentes às medidas III e II (Tabela 3).

Tabela 3 – Valores referentes aos parafusos de 13 mm de comprimento, onde a medida I é referente ao diâmetro da cabeça, II ao diâmetro da haste, III ao diâmetro externo da rosca e IV ao comprimento.

Amostra	Medidas			
	I	II	III	IV
1	2,98	2,01	1,93	13,01
2	2,98	2,08	2,02	12,97
3	3,00	2,02	1,93	13,00
4	2,98	2,06	1,96	13,00
5	3,00	2,00	1,96	12,99
6	2,98	2,03	1,97	12,97
7	2,98	2,01	1,93	13,01
8	2,99	2,00	1,98	12,97
9	2,99	2,02	1,99	13,00
10	2,99	2,01	1,92	12,99
Média	2,99	2,02	1,96	12,99
Desvio Padrão	0,01	0,03	0,03	0,02
Coeficiente de Variação	0,003	0,013	0,016	0,001

5.2 Teste de Carregamento

Os valores de carga de pico, em kgf; deslocamento de pico, em mm; carga final, em kgf e; deslocamento final, em mm dos cinco grupos experimentais nos testes aplicados estão detalhados no Anexo I.

As médias e o desvio-padrão do deslocamento do pico indicaram que os grupos de fixação com parafusos em disposição linear a 90º, linear a 60º e disposição em “L” invertido foram aqueles que apresentaram o maior deslocamento, sem diferença estatisticamente significante entre esses grupos. Com menor deslocamento e sem diferença estatística entre as amostras estão os grupos controle e placas e parafusos (Tabela 4 e Figura 43).

Tabela 4 – Médias e desvio padrão de deslocamento do pico em mm em função da fixação utilizada.

Tratamento	Média	DP	5%
Controle	4,99	1,04	A
Parafusos Lineares 90º	12,83	2,90	B
Parafusos Lineares 60º	10,83	1,89	B
Parafusos Disposição L	9,20	2,54	B
Placas e Parafusos	5,36	1,45	A

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

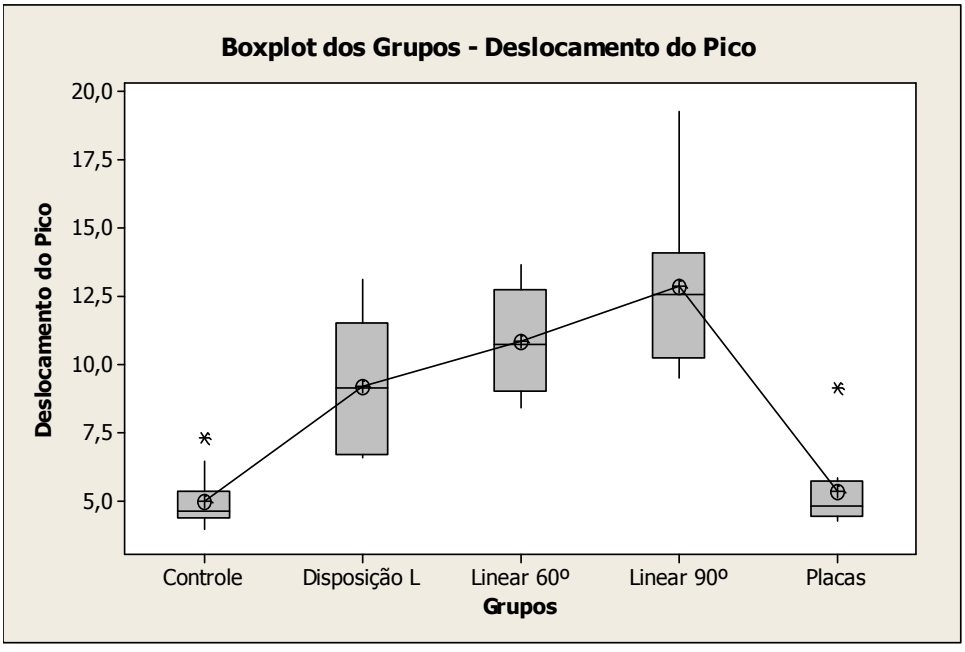

Figura 43 – Boxplot das médias dos deslocamentos do pico entre os diversos grupos de fixação.

As médias e o desvio padrão da carga do pico indicaram que no respectivo teste de carregamento, a fixação utilizando parafusos em disposição linear a 90º e em “L” invertido foram os que apresentaram maior

resistência às cargas, sem diferença estatisticamente significante entre estes grupos. A seguir ficou o grupo amostral de parafusos em disposição linear a 60º e depois o grupo de placas e parafusos, com diferença estatisticamente significante entre eles (Tabela 5 e Figura 44).

Tabela 5 – Médias e desvio padrão das cargas de pico em kgf em função da fixação utilizada.

Tratamento	Média	DP	5%
Controle	78,75	7,70	A
Parafusos Lineares 90º	26,40	4,28	B
Parafusos Lineares 60º	19,53	2,70	C
Parafusos “L” invertido	28,30	4,33	B
Placas e Parafusos	4,27	0,93	D

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

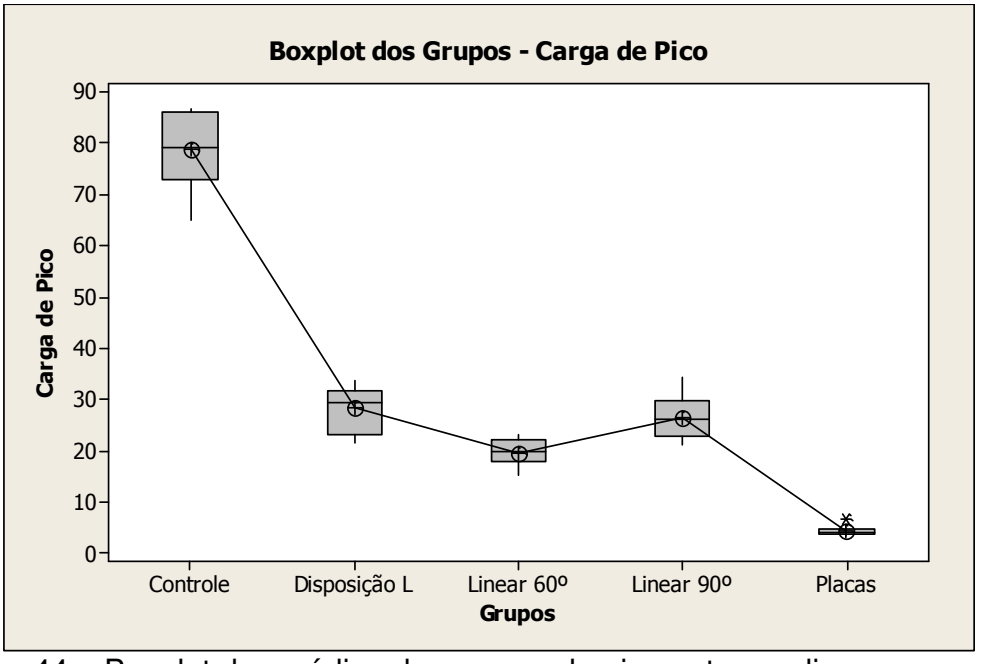

Figura 44 – Boxplot das médias das cargas de pico entre os diversos grupos de fixação.

Em relação ao deslocamento final, o grupo amostral cuja fixação foi realizada com placas e parafusos foi aquele com menor deslocamento, seguido então pela fixação com disposição dos parafusos em “L” invertido e linear a 60º, sem diferença estatística entre esses grupos, e a seguir pela fixação dos parafusos linearmente em 90º, sendo que entre as fixações lineares não existiu diferença estatisticamente significante (Tabela 6 e Figura 45).

Tabela 6 – Médias e desvio padrão de deslocamento final em mm em função da fixação utilizada.

Tratamento	Média	DP	5%
Controle	5,04	1,04	A
Parafusos Lineares 90º	13,91	4,09	C
Parafusos Lineares 60º	11,06	2,04	BC
Parafusos “L”invertido	9,41	2,92	B
Placas e Parafusos	5,37	1,45	A

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

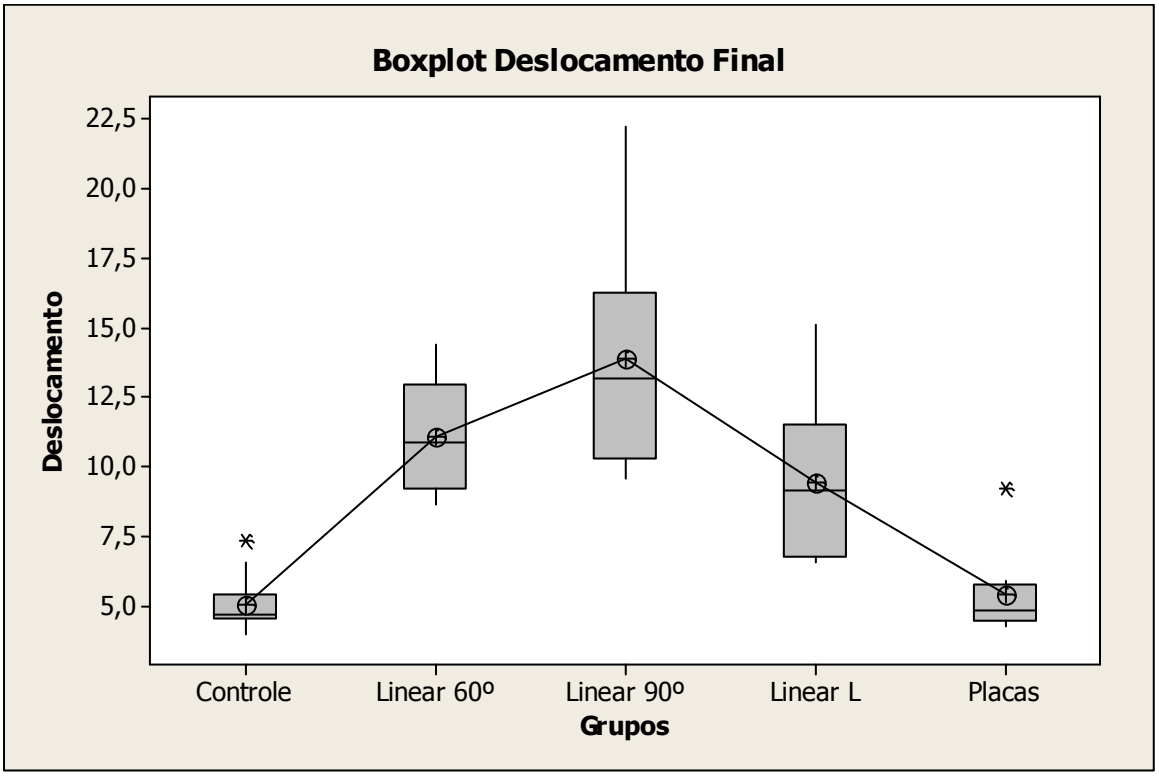

Figura 45 – Boxplot das médias dos deslocamentos final entre os diversos grupos de fixação.

Quando os grupos amostrais são analisados quanto à carga final, os grupos com fixação linear a 90º e em disposição em “L” invertido foram os que apresentaram maior carga final, sem diferença estatisticamente significante entre eles. A seguir estão os grupos formados pelas mandíbulas com fixação linear a 60º e depois as fixações com placas e parafusos, com diferença estatística entre os grupos (Tabela 7 e Figura 46).

Tabela 7 – Médias e desvio padrão de carga final em kgf em função da fixação utilizada.

Tratamento	Média	DP	5%
Controle	78,06	8,42	A
Parafusos Lineares 90º	26,31	4,06	C
Parafusos Lineares 60º	18,74	2,71	B
Parafusos “L” invertido	27,93	4,18	C
Placas e Parafusos	4,28	0,94	D

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

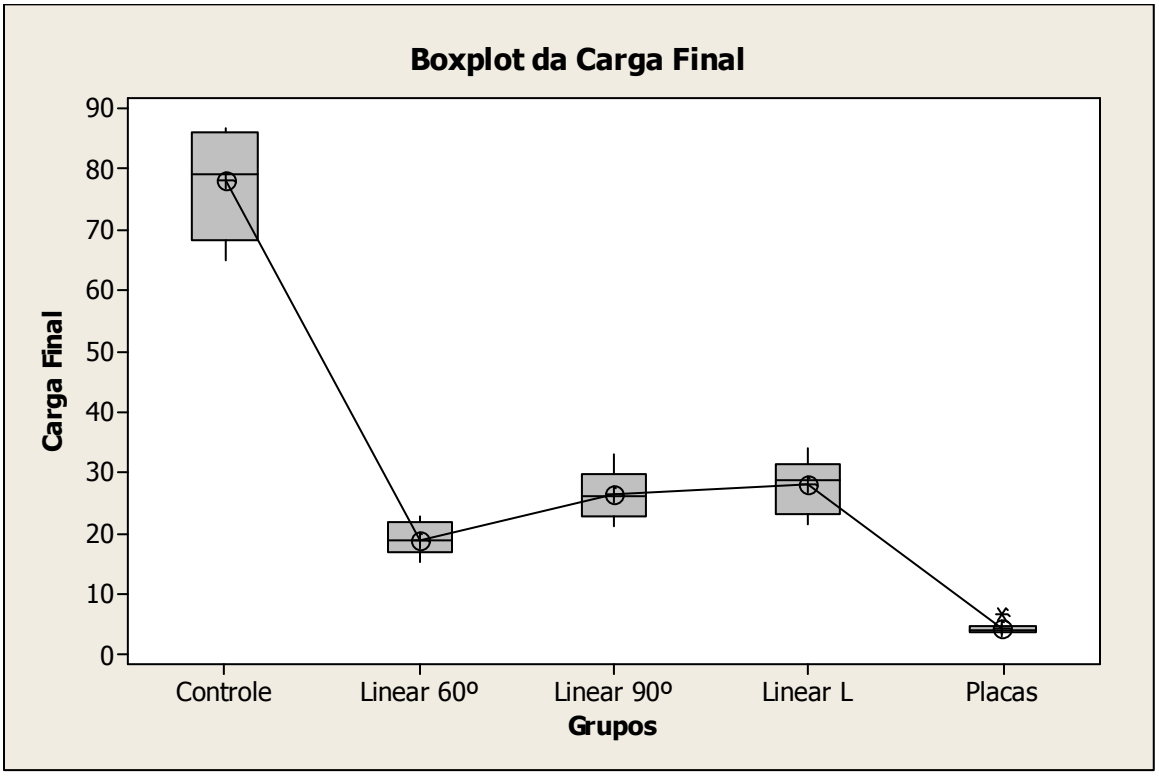

Figura 46 – Boxplot das médias das cargas finais entre os diversos grupos de fixação.

É importante ressaltar a função do grupo controle em todos os testes mecânicos. Quando da realização de testes mecânicos, o objetivo nesse caso é a avaliação do sistema de fixação. Para isso, é importante verificar a resistência do substrato, que deve ser superior ao sistema de fixação, o que foi constatado nos realizados.

5.3 Testes Fotoelásticos

Para a análise dos testes fotoelásticos, as hemimandíbulas em resina fotoelástica foram fotografadas no momento inicial (antes do início do teste) e final (quando a máquina de ensaio registrou o deslocamento final de 3 mm).

Além dessas imagens registradas após ser atingido o deslocamento de 3 mm, o teste foi dado continuidade, tanto no sentido vertical como horizontal, até a aplicação de uma carga de 3 kgf, onde novamente foram realizadas fotos.

Para analise dos dados, as franjas formadas no substrato 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.

Teste Vertical – Deslocamento de 3 mm

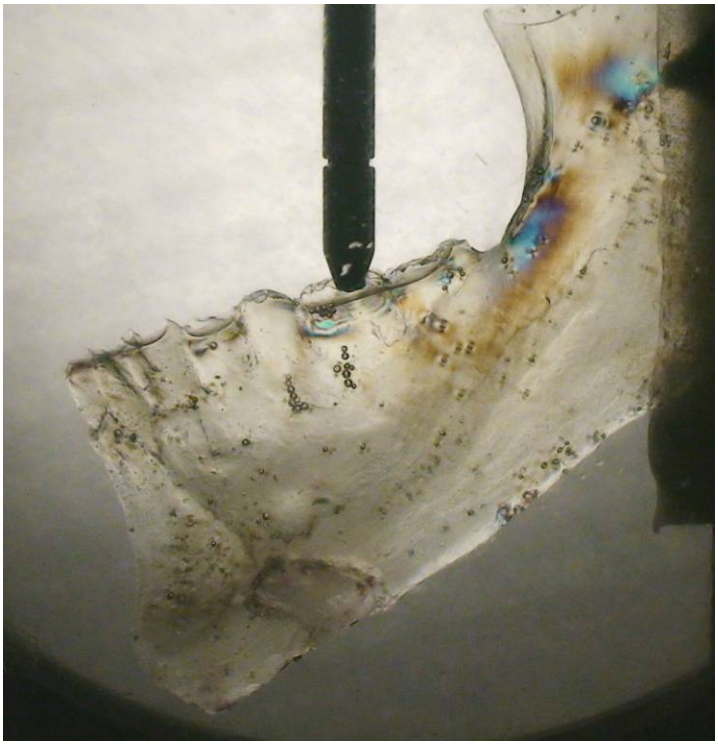

Figura 47 – Final hemimandíbula íntegra

Teste Vertical – Deslocamento de 3 mm

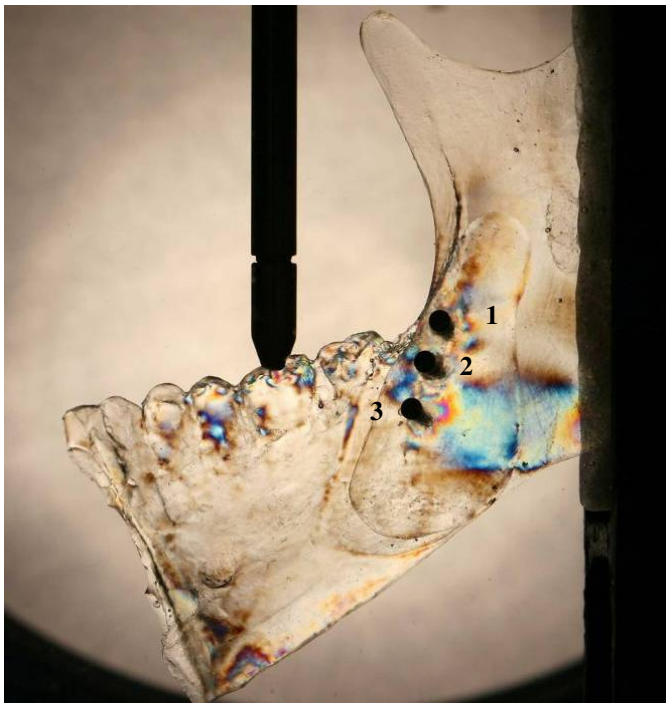

Figura 48 – Final parafusos disposição linear a 90º.

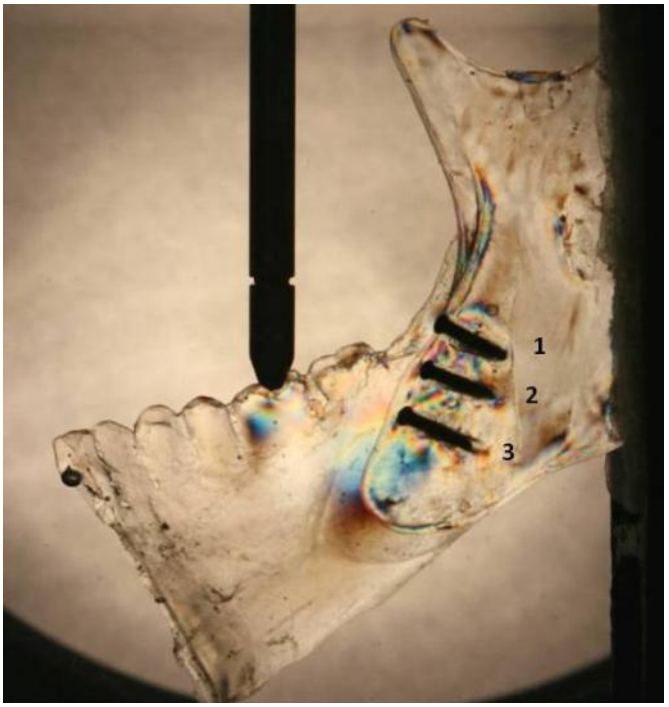

Figura 49– Final parafusos disposição linear a 60º.

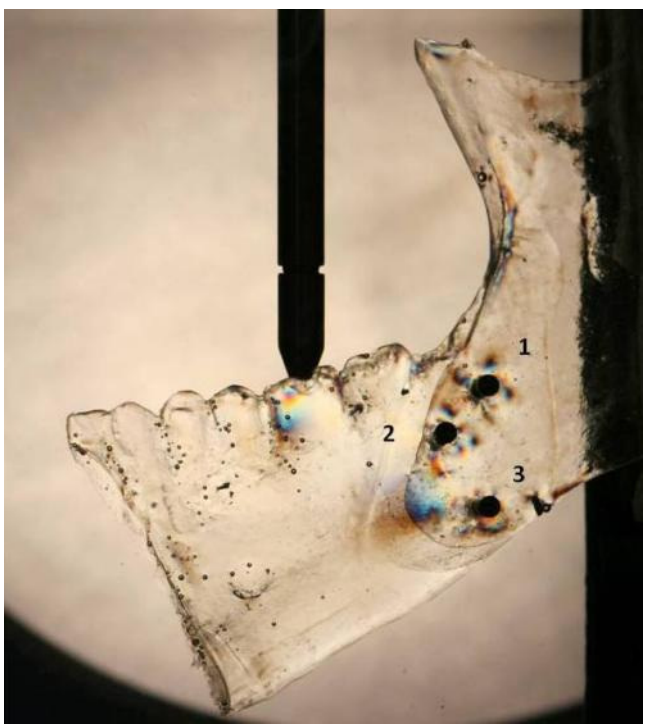

Figura 50 – Final parafusos disposição “L” invertido.

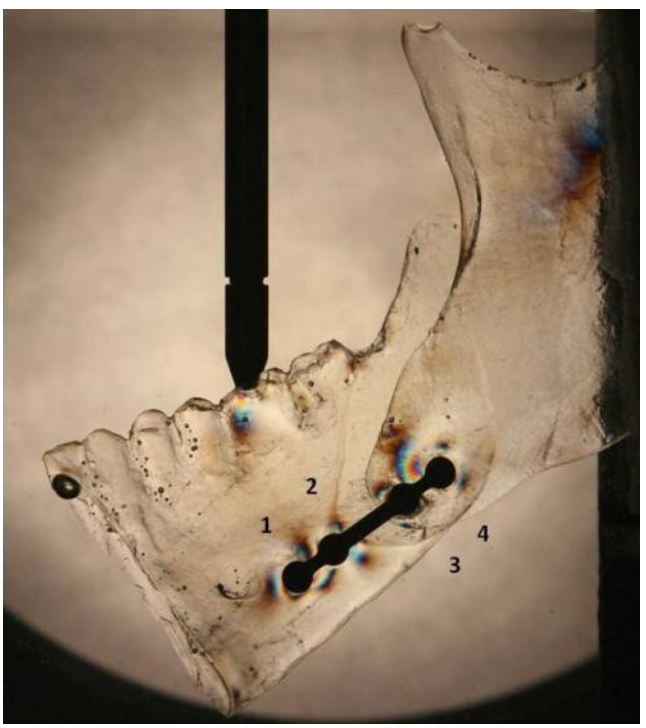

Figura 51 – Final miniplaca e parafusos.

Teste Vertical – Carga de 3 kgf

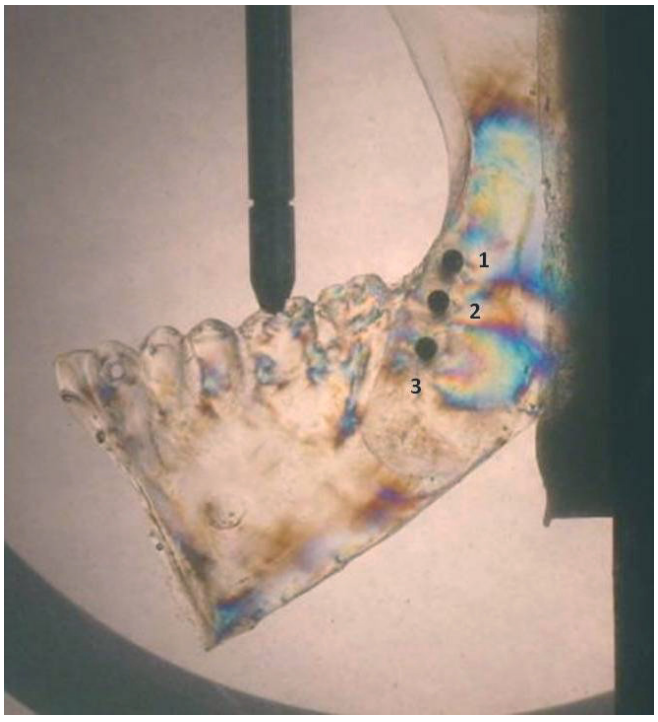

Figura 52 – Parafusos disposição linear a 90º - 3 kgf (3 min e 18 seg)

Figura 53 – Parafusos disposição linear a 60º - 3 kgf (3 min e 55 seg)

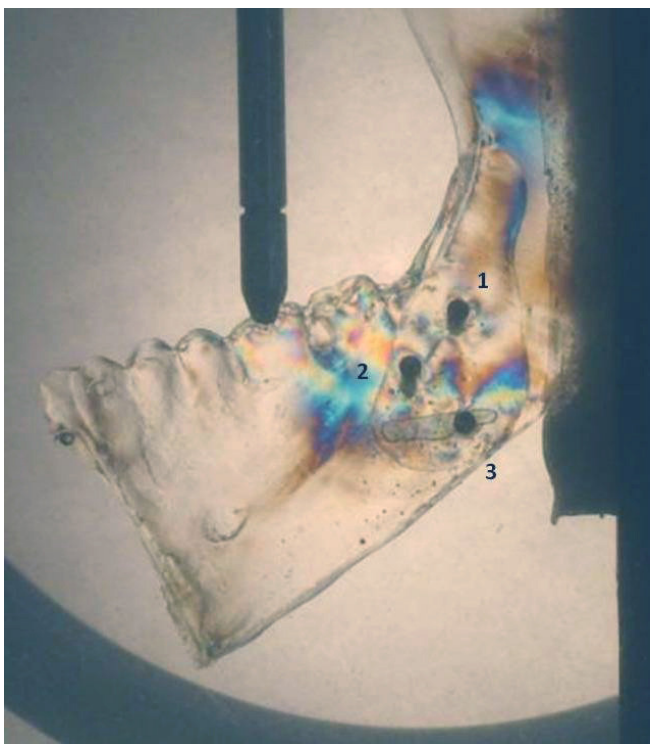

Figura 54 – Parafusos disposição "L" invertido – 3 kgf (3 min e 3 seg)

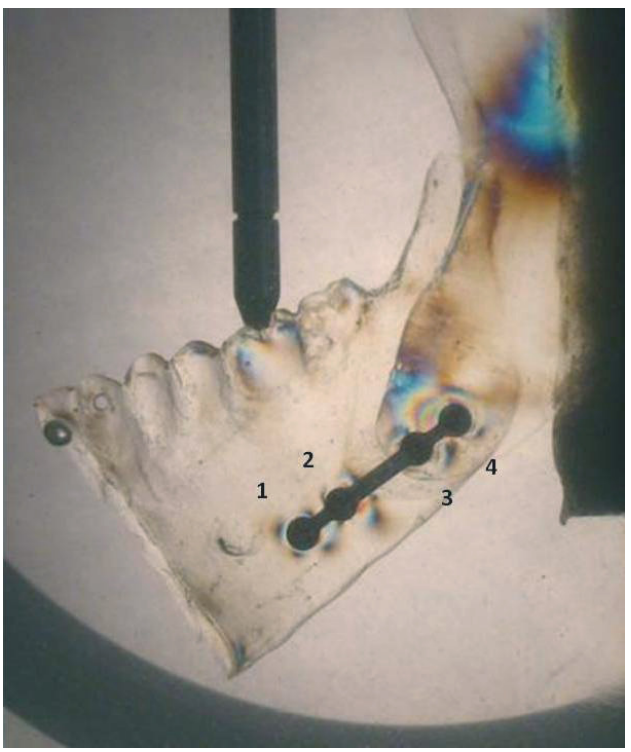

Figura 55 – Miniplacas com extensão e parafusos – 3 kgf (7 min e 6 seg)

Para o grupo controle, uma hemimandíbula íntegra, ou seja, sem a realização da osteotomia sagital do ramo mandibular e sem os sistemas de fixação, de iguais dimensões às demais hemimandíbulas, foi submetida à carga na região da fossa central do 1º molar, até o registro de 3mm de deslocamento.

Na foto final é possível verificar que numa hemimandíbula íntegra, a maior parte das tensões geradas são concentradas na região próxima à linha oblíqua da mandíbula, em especial próximo à região do ângulo mandibular. Durante a filmagem, é possível verificar que as tensões iniciam-se no ângulo e com o decorrer do deslocamento e incidência da carga, a mesma passa a se dissipar principalmente para a região anterior, pela linha oblíqua da mandíbula (Figura 47).

Disposição Linear a 90º

Após o deslocamento de 3 mm, podemos observar uma concentração bastante intensa de franjas próximas aos parafusos 2 e 3, isso na parte mesial próximo à osteotomia, como também na região distal, sendo nesse caso as tensões concentradas principalmente próximo ao parafuso 3. Poucas franjas de tensões foram identificadas próximo ao parafuso 1, quando comparadas com a amostra inicial e os demais parafusos.

É interessante observar que no caso do parafuso 2, essa formação de franjas de tensão ocorre principalmente próximo à parte proximal (mais próxima ao ramo mandibular) do que na distal. Já em relação ao parafuso 3, essa concentração de forças ocorreu mais para a porção distal, em especial em direção à base da mandíbula.

Dessa forma, a maior área de tensão acaba se concentrando entre os parafusos 2 e 3, sendo que provavelmente o parafuso 3 é o que está

submetido à maior tensão e de forma contínua, conforme demonstrou a filmagem, sendo esta a área de fragilidade no sistema de fixação com 3 parafusos lineares a 90º (Figura 48).

É interessante observar ainda que se levado o teste até a carga de 3 kgf, existe também uma importante concentração de franjas de tensão próximo ao parafuso 1 na região do ramo mandibular (Figura 52).

Disposição Linear a 60º

No caso da fixação com parafusos em disposição linear com inclinação de 60º, após o deslocamento definido para o teste, observa-se maior geração de franjas de tensão próximo ao parafuso 2 e principalmente ao 3, semelhante ao que ocorreu na disposição a 90º (Figura 49).

É importante também a constatação observada nas filmagens que as tensões foram sendo geradas com o deslocamento principalmente próximo à região de contato do segmento proximal da osteotomia com o parafuso 3, sendo essa concentração de tensões nessa região acentuada quando o teste levado a 3 kgf (Figura 53).

Dessa forma, é possível inferir que no caso dos parafusos em disposição linear a 90º e 60º, a maior concentração de tensão ocorre nos parafusos mais inferiores (próximos à base da mandíbula), e adjacente à osteotomia, sendo estas as zonas de fragilidade do sistema. Além disso, na disposição a 90º, as tensões parecem se dissipar em direção ao ângulo mandibular, enquanto no caso da disposição a 60º, essa dissipação parece ocorrer em direção principalmente à osteotomia, que por ser de menor espessura também fornece ao sistema menor resistência, conforme demonstrado nos testes mecânicos. Soma-se ainda o fato de que as tensões nos parafusos a 60º apresentam grande quantidade de tensões

localizadas ao redor dos parafusos, que também são áreas de fragilidade do sistema de fixação, com pouca dissipação de tensões para as demais regiões do substrato.

Disposição em “L”Invertido

No caso dos parafusos colocados em “L” invertido, a maior concentração de franjas no teste parece estar próxima aos parafusos 2 e 3, sendo este último o que parece receber maior concentração de tensões, ficando esse fato mais evidente nos testes até 3 kgf. Além dos parafusos, uma importante área de tensão também é formada próxima à osteotomia no segmento proximal (Figura 50 e 54).

Se comparados com os grupos lineares 90º e 60º, essa disposição é a que parece ter a melhor distribuição de tensões com menor geração de franjas de tensão próximo aos parafusos do sistema. Além disso, a exemplo do que aconteceram com os parafusos, as tensões no substrato próximo à osteotomia também apresentou menor magnitude se comparado com os demais grupos amostrais.

Placas e Parafusos

Por fim, no caso dos sistemas de fixação utilizando placas e parafusos, neste foi o que ocorreu a menor formação de franjas. Para esse tipo de fixação, as maiores franjas de tensão acabaram acumuladas próximas aos parafusos 1, 2 e 4. Nesse teste fotoelástico, o parafuso 3 foi aquele que ocorreu a menor concentração de tensões (Figura 51).

É importante ressaltar que as franjas formadas também se formam em direção à osteotomia, que é uma área de fragilidade para o sistema de

fixação, porém as tensões geradas no substrato foram as menores de todos os grupos.

Quando o teste levado a 3 kgf, parece ficar mais evidente a concentração de tensões próxima ao parafuso 4, sendo esse o que está submetido a maior carga no sistema (Figura 55).

Testes Horizontais

Para a realização dos testes horizontais, as hemimandíbulas em resina fotoelástica foram submetidas ao teste de tração, conforme descrição anteriormente realizada. As imagens foram obtidas nos testes de tração no momento inicial e quando era registrado um deslocamento de 3 mm. Assim como realizado no teste vertical, também foi filmado o teste do início até o término do mesmo.

Infelizmente as imagens obtidas nesses testes horizontais não foram tão nítidas como nos casos dos testes verticais. Entre os motivos que acarretaram essa dificuldade de observação das franjas isocromáticas estão à quantidade de resina existente até o sistema de fixação, bem como o fato da sobreposição de alguns parafusos quando avaliada a amostra no sentido ínfero-superior.

Apesar das franjas de tensões não serem tão nítidas como no teste vertical, algumas considerações podem ser feitas a partir das imagens obtidas.

No caso do grupo controle, a concentração de tensões está localizada próximo ao ângulo mandibular na região central no sentido vestíbulo-lingual da hemimandíbula, sendo que com o aumento do deslocamento, as franjas tendem a se deslocar mais para a região anterior e vestibular, onde está localizada a linha oblíqua da mandíbula (Figura 56).

Na disposição linear a 90˚, as tensões ficaram principalmente no segmento proximal dos parafusos 1 e 2, e em ambos os segmentos para o parafuso 3 (Figura 57). No caso da disposição linear a 60˚, franjas de tensões estiveram sempre concentradas nas adjacências dos parafusos, a exemplo do que acontece nos testes verticais (Figura 58). Para a disposição em "L" invertido, essa foi a distribuição mais uniforme das tensões, enquanto nas miniplacas com parafusos estiveram concentradas principalmente nos parafusos 2 e 4 que são as áreas de fragilidade do sistema (Figuras 59 e 60).

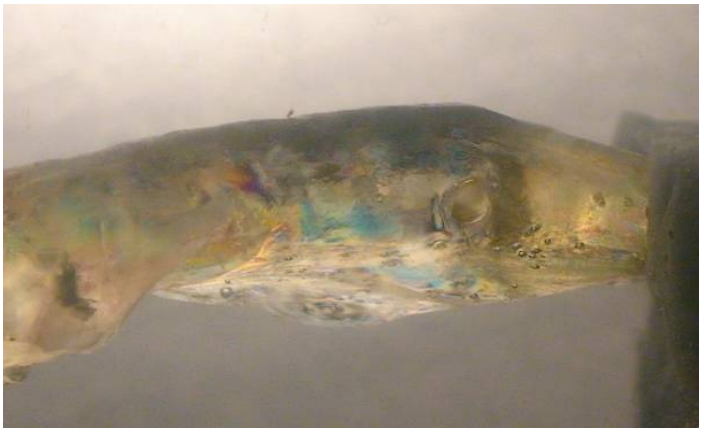

Figura 56 – Final hemimandíbula íntegra.

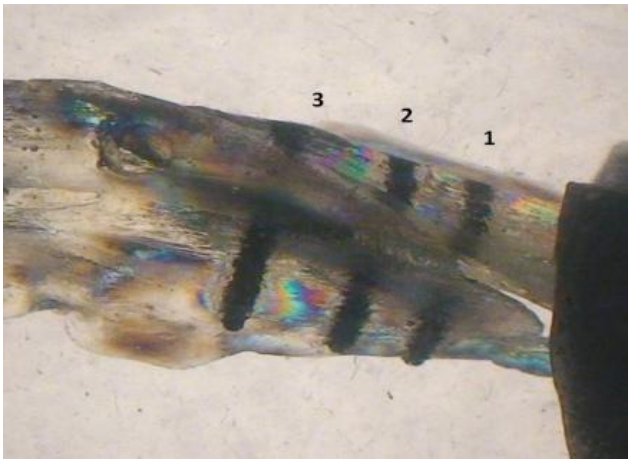

Figura 57 – Final parafusos disposição linear a 90º.

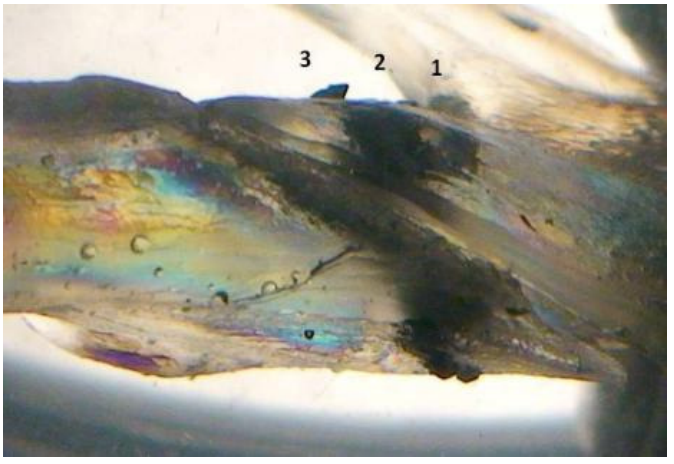

Figura 58 – Final parafusos disposição linear a 60º.

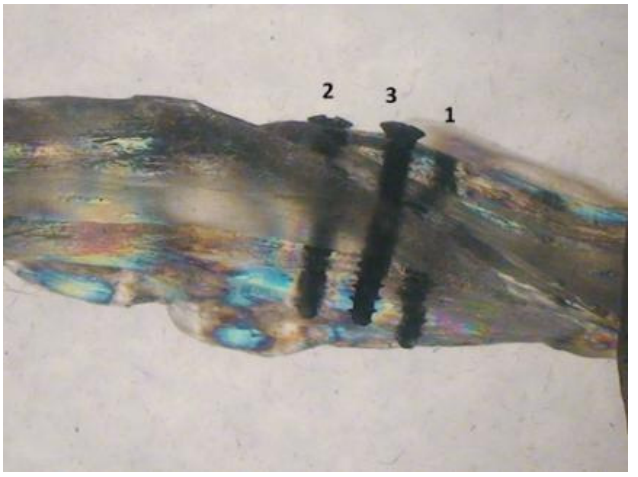

Figura 59 – Final parafusos disposição "L" invertido.

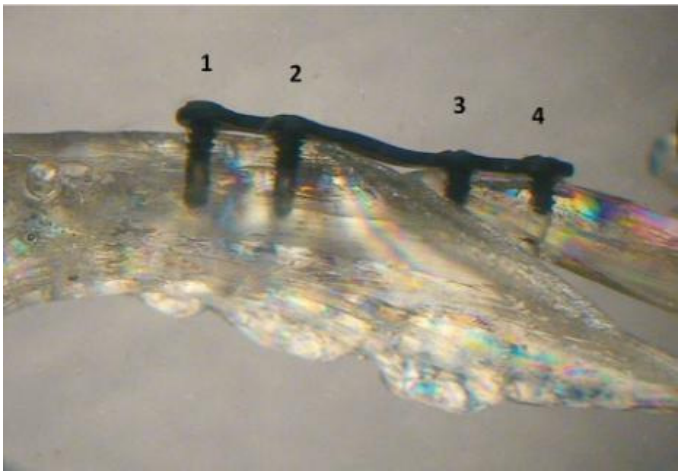

Figura 60 – Final miniplacas com extensão e parafusos.

6. DISCUSSÃO

6.1 A Fixação Interna Rígida

Dentre as diversas osteotomias propostas para correção das deformidades dento-faciais em mandíbula, certamente a osteotomia sagital dos ramos mandibulares é a mais utilizada pelos cirurgiões buco-maxilo-faciais. Esse fato se deve a diversos motivos, principalmente a estabilidade obtida pelo grande contato ósseo entre os segmentos, sem necessidade de enxertos ósseos e a estabilidade em longo prazo do tratamento (Turvey, 1985).

Atualmente, a utilização da fixação interna rígida é amplamente difundida entre os profissionais, sendo a mesma utilizada em praticamente todos os procedimentos cirúrgicos para correção das deformidades dentofaciais.

Apesar de grupos como a AO/ASIF (Prein, 1998) divulgarem diretrizes para a utilização dessas técnicas de fixação, tem-se ainda grande diversidades de técnicas, cujas indicações ainda não foram completamente esclarecidas.

Sendo assim, a avaliação das diversas formas de fixação é de grande importância, principalmente quando os estudos são direcionados para o melhoramento da prática clínica dos profissionais.

A grande maioria dos trabalhos envolvendo a avaliação das diversas formas de fixação interna rígida em cirurgia ortognática está relacionada com testes mecânicos. Entretanto, através desses testes, podemos determinar a resistência do sistema de fixação como um todo, mas não sabemos exatamente quais são as áreas de maior tensão e, portanto, de

maior fragilidade do sistema. Por isso, estudos como o aqui apresentado sobre fotoelasticidade são de grande importância.

Dessa forma, o objetivo desse estudo foi realizar uma avaliação do comportamento do material de fixação, tanto em termos de resistência total do sistema, como também de definição das áreas de tensões geradas após incidência de carga, tendo como variável o tipo de fixação utilizada, conforme metodologia do trabalho. De forma proposital, o material escolhido para essa avaliação é o nacional, que é o tipo de material disponível nas condições cirúrgicas em que atuamos, dentro do sistema público e privado de saúde.

6.2 A Avaliação Dimensional

Tendo em vista o objetivo desse trabalho que é avaliar diversas formas de fixação da osteotomia sagital dos ramos mandibulares, é essencial o máximo de padronização em relação às outras variáveis que poderiam interferir com o resultado final, como é o caso da dimensão das placas e parafusos.

De acordo com o trabalho de Trivellato (2001), pequena variação foi encontrada na avaliação dimensional das placas, com valor de coeficiente de variação entre 2,97% e 1,83% nos valores máximos, na placa de seis furos e na placa de quatro furos, respectivamente. Esses valores foram referentes às medidas de espessura das placas. Para as demais medidas, essa variação não passou de 0,83%. Já para a avaliação dos parafusos, o autor constatou variação entre 1% a 1,46%, sendo esta última referente ao diâmetro da haste.

Asprino (2005) avaliando também o material de fixação utilizado em seu trabalho observou maior padronização na fabricação dos materiais de fixação. Em relação à avaliação das placas, os valores do coeficiente de variação atingiram o máximo de 1,04%, sendo estes valores referentes à dimensão de espessura da placa. Já os coeficientes de variação das outras medidas não ultrapassaram 0,51%. Quanto aos parafusos, as variações no coeficiente somente ocorreram nas dimensões de diâmetro externo da rosca (0,5%) e de comprimento (0,16%).

Na análise dimensional com a mesma metodologia, Brasileiro (2007) encontrou variação ainda menor, não ultrapassando 0,14% para as miniplacas, sendo este valor correspondente à distância entre furos. Em relação aos parafusos, o maior coeficiente foi de 0,01%, referente ao diâmetro externo da rosca e ao diâmetro da haste.

Nesse experimento, os valores dos coeficientes de variação para as placas tiveram uma variante máxima de 2,84% em relação à medida do diâmetro interno do furo, valor esse inferior ao do trabalho de Trivelatto (2001), porém superior quando comparado com os trabalhos de Asprino (2005) e Brasileiro (2007). Em relação aos parafusos, o coeficiente de variação teve máximo valor 1,01% para os parafusos de 5 mm e 1,53% para os parafusos de 13 mm, ambos os valores referentes ao diâmetro externo da rosca. Assim como aconteceu com as placas, os coeficientes de variação foram inferiores aos do trabalho de Trivelatto (2001), porém superiores aos de Asprino (2005) e Brasileiro (2007).

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

Baseado nos valores encontrados é possível determinar a boa qualidade da padronização dimensional das placas e parafusos utilizados no trabalho, favorecendo a execução controlada dos testes mecânicos. A comparação direta entre os valores obtidos não é possível entre os trabalhos citados, pois mesmo nos casos onde a marca comercial foi semelhante, eles foram realizados em períodos diferentes, e as empresas realizam modificações contínuas nos materiais entre os anos.

6.3 A Avaliação Mecânica

O estudo das forças envolvendo a mastigação e os ossos gnáticos são muito complexos, já que temos num mesmo osso várias inserções musculares, cada uma exercendo um vetor de força de direções distintas. Esse modelo torna-se ainda mais complexo quando adicionamos ao mesmo uma osteotomia fixada por um sistema de fixação interna estável.

Cordey (2000) classificou em três tipos as forças que são exercidas sobre os segmentos osteotomizados e fixados com dispositivos de osteossíntese: cargas axiais, flexão e torque.

As cargas axiais são as responsáveis por produzirem a compressão de um corpo, sendo representada por pontos de contato que servem de anteparo ou zonas de fricção. Estas regiões possivelmente influenciariam os deslocamentos de rotação. Entretanto, pelo formato da osteotomia e a forma de fixação realizada no trabalho, essas cargas axiais tiveram pouca influência sobre o conjunto estudado.

A flexão é um dos mais importantes tipos de carga em biomecânica, sendo caracterizada pelo efeito da força aplicada perpendicularmente ao longo eixo do corpo de prova. A forma mais intuitiva é a flexão em cantiléver, ou seja, é o efeito de uma força aplicada na extremidade de um

corpo fixado a outra extremidade. Este foi o padrão de força utilizado para o experimento deste trabalho.

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

Diversos trabalhos já demonstraram a efetividade dos estudos de carregamento utilizando a máquina de ensaio universal Instron 4411, não só nos trabalhos desenvolvidos no departamento de cirurgia da FOP-Unicamp (Trivelatto, 2001; Guimarães-Filho, 2003; Asprino *et al.,* 2006; Serra e Silva, 2006), mas também em outros centros, como Foley *et al*. (1989), Anucul *et al.* (1992), Kohn *et al.(*1995), Haug *et al.* (1999), Peterson *et al.* (2005) e Van Sickels *et al.* (2005).

A máquina de ensaio universal Instron 4411 permite diversas regulagens, entre elas a velocidade da incidência da força (em mm/minuto) e a quantidade de deslocamento (em mm).

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

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

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

Nesse trabalho, a opção foi à realização do teste mecânico até a falha do sistema, pois assim teríamos mais duas variáveis de comparação (deslocamento e carga final). Caso o deslocamento tivesse sido definido em 3 mm, nem grupo amostral teria atingido a carga de pico. Entretanto, se essa definição fosse de 10 mm, como correu nos trabalhos de Trivellato (2001) e Guimarães-Filho (2003), somente o grupo de fixação linear a 90º ficaria acima desse número.

Foi possível observar durante o teste mecânico que a relação carga/deflexão do substrato não é linear ao longo do tempo, devido principalmente as microfraturas que ocorrem entre a fixação e o poliuretano, além do fato que com o deslocamento começamos a ter a partir de um determinado momento uma maior predominância das forças torcionais em comparação com as forças de flexão. Soma-se a isso outros fatores como o próprio fato de que com a deflecção perde-se parte do travamento bicortical, existe uma alteração da geometria da fixação, entre outros fatores.

Baseado nesses fatos, autores como Foley *et al*. (1989) e Kohn *et al*. (1995) enumeraram algumas vantagens em se limitar o deslocamento: 1) diminuição da influência das forças torcionais durante os teste em um modelo de hemimandíbulas. 2) racionalizar o tempo dispensado para a realização dos testes e 3) representar mais fielmente um modelo clínico em humanos, uma vez que deslocamentos superiores a 10 mm não são fisiológicos e representariam falha no sistema de fixação em cirurgia ortognática.

Apesar desses fatores a favor da limitação do deslocamento, nesse trabalho optamos nos testes mecânicos por realizar os testes até a falha do sistema, pois teríamos assim mais um referencial de comparação entre as diversas formas de fixação. Apesar da extensão do teste até a falha do sistema, observa-se através dos resultados que a diferença entre a resistência máxima do sistema e a sua falha, principalmente no critério carga (pico e final) é mínima, demonstrando provavelmente a não necessidade de ambos os dados para a análise.

Essa avaliação de resistência ao carregamento não é válida para o teste fotoelástico, pois nesse caso o objetivo não é a avaliação da resistência do sistema de fixação, mas sim o padrão de distribuição de tensão. Nesse teste, a opção foi pela definição em relação ao deslocamento (3 mm), pois assim evitamos discrepâncias quanto ao deslocamento e principalmente quanto às cargas torcionais entre os grupos amostrais. Além do registro em 3 mm de deslocamento, o teste fotoelástico foi continuado até o registro de 3 kgf, carga essa sempre superior ao deslocamento de 3 mm em todos os grupos. Esse registro tem sua importância como mais um fator de comparação quando se padroniza a carga, porém os resultados não foram muito diferentes dos observados quando da padronização do deslocamento.

Em relação à velocidade de deslocamento, é possível encontrar na literatura diversos protocolos, que variam de 0,5 mm/minuto até 1 cm/s. Tharanon (1998) propôs um deslocamento de 0,5 mm/min, Kohn *et al*. (1995), Guimarães-Filho (2003), Asprino (2005) e Brasileiro (2006) propuseram um deslocamento de 1 mm/min, Trivellato (2001) utilizou a medida de 2 mm/min, Foley *et al*. (1989) definiram 10 mm/min, Bowman *et al*. (1994) delimitaram o deslocamento em 1 mm/s, Peterson *et al*. (2005) e Van Sickels *et al*. (2005) em 5 mm/s e Schwimmer *et al*. (1994) em 1 cm/s.

Para o trabalho, o deslocamento foi definido em 1 mm/min. Entretanto, não existe na literatura trabalhos mostrando diferença em relação à resistência quando se altera a velocidade de aplicação da carga. Mas a opção é sempre por uma velocidade lenta para melhor observação quanto ao comportamento mecânico da amostra que está sendo avaliada.

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

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

Inicialmente os testes de carregamento com as hemimandíbulas íntegras foram de grande importância para demonstrar que o substrato tinha resistência suficiente para testar os sistemas de fixação aplicados, uma vez que essas hemimandíbulas íntegras obtiveram em todos os casos maior carga de pico e deslocamento que em todos os grupos testes.

Outra informação importante está relacionada com a falha desse sistema (hemimandíbula íntegra fixada ao suporte e submetida a teste de carregamento), que sempre ocorreu próximo à região de corpo e ângulo mandibular, permitindo inferir que o ponto de aplicação das cargas, assim como a padronização da inclusão e apreensão dos modelos, estavam corretos.

Em relação ao diâmetro dos parafusos a ser utilizado, a literatura já apresenta um consenso quanto à utilização de parafusos do sistema 2,0 mm (Ardary *et al*., 1989; Anucul *et al*., 1992; Bouwman *et al*., 1994; Tharanon, 1998; Peterson *et al*. 2005; Van Sickels *et al*., 2005). Schwimmer *et al*. (1994) mostraram não existir diferença em relação à resistência quanto ao uso de parafusos bicorticais dos sistemas 2,0 mm e 2,7 mm, assim como quanto às técnicas compressivas e posicionais.

Apesar da não existência de diferença quanto à resistência entre as técnicas compressivas e posicionais, a técnica posicional é a mais indicada no sentido de se prevenir danos ao nervo alveolar inferior e por evitar menor torque aos côndilos mandibulares, conforme trabalhos de Tucker (1993) e Bouwman *et al.* (1995).

Grande discussão existe na literatura quanto à colocação dos parafusos de fixação, que pode ser via intrabucal ou transbucal. A

colocação via transbucal obriga a realização de uma pequena incisão na pele para a inserção do trocarte. Já a via intrabucal descarta esses procedimentos e os parafusos acabam sendo inseridos com uma angulação diferente de 90º.

De acordo com Farole (1992), os parafusos inseridos a 90º teriam como vantagem maior facilidade de estabilização para a colocação das fixações, por prevenir a movimentação dos segmentos. Entretanto, como desvantagens dessa técnica via transbucal, podemos citar possíveis cicatrizes faciais e danos nervosos, em especial o nervo facial, conforme descreve Kim *et al.* (1995). Entretanto, o risco dessas complicações é mínimo.

A utilização do método intrabucal possui atualmente sua eficácia clínica bem descrita na literatura (Turvey & Hall, 1986; Hegtvedt & Zuniga, 1990; Shepherd *et al*., 1991) e em estudos *in vitro* (Foley *et al*., 1989; Uckan *et al*., 2001). Dessa forma, é preciso levar em consideração diversos fatores no momento de se tomar a decisão por qual método adotar (intra ou transbucal), como resistência mecânica, facilidade de uso, possíveis riscos, entre outros.

Os resultados referentes às médias e desvio padrão das cargas de pico e carga final mostraram significância estatística para maior resistência nos grupos tratados por parafusos lineares 90º e em “L” invertido, seguidos pelo grupo linear a 60º e placas e parafusos. Os resultados referentes às médias e desvio padrão do deslocamento de pico mostraram significância estatística para maior resistência nos grupos tratados por parafusos indistintamente em relação ao grupo placas/parafusos, porém no mesmo deslocamento o grupo que apresenta maior carga é o sistema mais resistente, pois impôs maior resistência ao ensaio. Não alterando o

resultado transmitido pela carga de pico que acusou que parafusos lineares a 90º e em “L” invertido foram mais resistentes que os lineares 60º. Já os resultados referentes às médias e desvio padrão do deslocamento final divergem destes resultados, acusando que o grupo “L” invertido teve melhor comportamento que 90º, porém o deslocamento final é a medida menos confiável deste estudo, uma vez que após a carga de pico, o sistema sofria uma falha, rompendo sua integridade do contato da fixação com o substrato, até a falha total.

Quando avaliado de maneira qualitativa a quebra do sistema de fixação no deslocamento/carga final, é possível verificar que nos casos das placas e parafusos, assim como nos parafusos lineares 60º, a maior parte das falhas ocorria com o material de fixação, principalmente com a saída dos parafusos do interior do substrato ou a flexão da placa. Já nos casos dos parafusos lineares 90º e em “L” invertido, o que se observa é principalmente a fratura do substrato, com a permanência de parte ou totalidade dos parafusos no interior do substrato.

Nesse estudo, foi constatada a diferença estatisticamente significante entre os grupos com disposição linear a 60º e a 90º. Uma possível explicação para a menor resistência dos grupos fixados a 60º se deve provavelmente ao fato dos parafusos estarem justamente posicionados no sentido do vetor da força de flexão do cantiléver, o que favoreceria o deslocamento e conseqüentemente menor resistência do sistema. Já os parafusos colocados de forma perpendicular estão no sentido oposto ao vetor de deslocamento dos segmentos da hemimandíbula e por isso conferem ao sistema maior resistência.

Alguns autores, como Kim *et al.* (1993), propõe que parafusos inseridos a 60º poderiam apresentar maior resistência pelo maior contato

com o substrato, fato este não constatado nos testes mecânicos. Uma provável explicação para essa menor resistência mecânica desses parafusos inseridos a 60º se deve justamente a maior concentração de tensões ao redor dos parafusos quando comparados, por exemplo, quando da inserção à 90º, o que torna o sistema menos resistente.

Apesar dessa menor resistência, é importante estar ciente que provavelmente a mesma não é clinicamente significante, sendo inclusive a resistência da disposição linear a 60º superior à fixação com placas e parafusos, que é um método classicamente aceito e amplamente utilizado, inclusive preconizado pelo AO/ASIF (*Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen* / *Association for the Study of Internal Fixation*).

Em relação ao padrão de distribuição dos parafusos, a literatura descreve o padrão em "L" invertido como sendo o de maior resistência, quando comparados com outras configurações, como o padrão linear (Ardary *et al*., 1989; Foley *et al*., 1989; Kim *et al*., 1995; Shetty *et al*., 1996). Entretanto, nesse trabalho, apesar da amostra com disposição em "L" invertido ter apresentado maior resistência, a mesma não apresentou diferença estatisticamente significante em relação à disposição linear a 90º.

O padrão geométrico em formato triangular normalmente fornece maior resistência que os demais padrões. Essa idéia é utilizada em diversas áreas da odontologia, como no caso da prótese dentária e da implantodontia (Shillingburg *et al*., 1998; Misch, 2006).

Dentro das configurações triangulares para a colocação dos parafusos para a fixação das osteotomias sagitais dos ramos mandibulares, diversas são as possíveis configurações: padrão em "L", "L" invertido, "L" posterior, "L" invertido posterior, entre outras. Dentro desses grupos de configurações de parafusos em disposição triangular, Haug *et al.* (1999) demonstraram que essa configuração espacial dos parafusos não foi fator

crítico para a rigidez do sistema. Apesar desse fato, a disposição em "L" invertido ainda é a técnica de fixação com três parafusos bicorticais em disposição triangular mais empregada, principalmente pela facilidade de instalação dos parafusos e pequeno risco de complicações, como a de lesão ao nervo alveolar inferior (Van Sickels *et al*., 2005).

Diversos trabalhos, assim como este, mostraram que parafusos bicorticais apresentam maior resistência quando comparados com a fixação utilizando miniplacas e parafusos monocorticais (Anucul *et al*., 1992; Peterson *et al*., 2005; Özden *et al*., 2006). Brasileiro (2007) considera como possível explicação para o fato a capacidade desta técnica em estabilizar tridimensionalmente os dois segmentos osteotomizados, ao inserir pontos de fixação que agem simultaneamente nos dois segmentos, limitando a ação de forças de flexão e torção. Já a estabilização das miniplacas com parafusos monocorticais parece estar fundamentada em um ponto, que seria a "ponte" da miniplaca entre os dois segmentos, dando maior liberdade de movimentação no sentido de torção, fornecendo dessa forma menor resistência à fixação, porém ao mesmo tempo, não existe compressão entre os segmentos, que poderia causar danos ao nervo alveolar inferior, bem como o maior torque aos côndilos. Além disso, em casos de grandes movimentos (tanto para avanço como para recuo mandibular), normalmente está indicado o uso de placas, pois o segmento onde é realizada a fixação pode apresentar espessura reduzida que fragiliza o sistema de fixação.

Sem dúvida alguma os testes mecânicos *in vitro* são de grande importância, mas conforme afirma Cordey (1999), "experimentos biomecânicos não devem estar interessados em uma diferença estatisticamente significante, mas sim em uma diferença clinicamente

significante", por isso, a transferência desses resultados para a prática clínica é de suma importância.

Diferentemente do que é encontrado nos trabalhos envolvendo testes mecânicos, nos quais se evidencia grande vantagem à capacidade de resistir a forças mastigatórias pelos sistemas de três parafusos bicorticais, os trabalhos clínicos não demonstram qualquer tendência ao desuso das placas e parafusos (Blomqvist & Isaksson, 1994). Isso porque clinicamente esse tipo de fixação apresenta um desempenho muito bom. Esse desempenho mesmo com uma rigidez menor se deve ao fato das forças mastigatórias nas primeiras seis semanas pós-operatórias serem reduzidas, e sistemas, mesmo de menor resistência, conseguem exercer satisfatória estabilização durante a fase inicial do reparo ósseo (Maurer *et al*., 2003). Autores como Stoelinga & Borstlap (2003) e Throckmorton & Ellis III (2001) demonstraram a limitação das forças mastigatórias nas primeiras semanas pós-operatórias devido principalmente ao edema envolvendo a região da musculatura mastigatória e que a fixação com placas e parafusos monocorticais oferecem suficiente estabilidade pós-operatória para a reparação óssea.

Clinicamente é ainda muito difícil mensurar o real impacto dessas diferenças de resistência dos sistemas de fixação sobre o reparo ósseo, assim como a resistência mecânica necessária para promover um reparo ósseo adequado e previsível (Harada *et al*., 2000; Van der Braber *et al*., 2004; Nakata *et al*., 2007). Entretanto, também sabemos que o tipo de movimento (avanço, recuo ou assimetria), a quantidade de movimento e o correto posicionamento entre os segmentos podem influenciar o grau de contato ósseo e a qualidade da superfície que poderá receber o material de fixação.

Dessa forma, podemos afirmar que em condições clínicas onde existe um bom contato ósseo, movimentos favoráveis e conseqüente menor influência sobre a musculatura e articulação associadas, teoricamente qualquer uma das técnicas de fixação estudadas nesse trabalho pode ser utilizada. Já nos casos onde o contato ósseo é menor e é necessária uma função mandibular imediata, num paciente de maior força mastigatória, talvez o mais recomendável seja a utilização de técnicas de fixação mais rígidas, como são os casos dos parafusos lineares 90º ou em disposição "L" invertido (Ochs, 2003; Peterson *et al*., 2005; Van Sickels *et al*., 2005).

6.4 A Avaliação Fotoelástica

Os resultados observados nesta investigação fotoelástica permitem uma análise do comportamento das tensões oriundas das forças oclusais sobre diferentes sistemas de fixação interna rígida em osteotomias sagitais dos ramos mandibulares.

O método selecionado para essa pesquisa é fortemente balizado por diversos autores como Broadsky *et al*. (1975), Cruz (2004), Laganá (1992), Noonan (1949), Kim *et al.* (1993), entre outros, que descrevem e qualificam a fotoelasticidade como um método de análise que possibilita a visualização conjunta das tensões nos corpos, que podem ser medidas e fotografadas, enquanto que, em outros métodos analíticos, são necessários gráficos e esquemas de distribuição de forças, construídos a partir de dados numéricos. Outra característica é a possibilidade de se fazer análise de distribuição de tensões em corpos de morfologia complexas, como os ossos do complexo maxilo-facial. A fotoelasticidade possui algumas limitações, como a de ser uma técnica indireta, exigindo a reprodução da estrutura a

ser estudada, o que normalmente não é fácil frente aos inúmeros detalhes das estruturas ósseas, bem como a sensibilidade da resina a diversos fatores durante a sua manipulação, como temperatura, proporção, incorporação de bolhas, entre outros fatores.

As estruturas complexas, apesar de poderem ser analisadas através de modelos fotoelásticos, como a dessa pesquisa, também apresentam maior dificuldade de interpretação. Quanto mais simples o substrato da resina fotoelástica, maior é a facilidade da análise (Kuske & Robertson, 1974). Por exemplo, um bloco quadrangular com superfície lisa de pequena espessura apresenta facilidade de análise muito superior se comparado com uma estrutura geométrica complexa, como uma mandíbula dentada.

Outras dificuldades encontradas na técnica são os procedimentos de moldagem da peça a ser confeccionada, a dificuldade das manobras para retirada do modelo do interior do molde e o seu manuseio laboratorial, que traz como resultado a indução de tensões no modelo que podem prejudicar a leitura das franjas durante os testes de aplicação das cargas. Além disso, no caso desse modelo, onde existe a sobreposição entre segmentos na área da osteotomia, a leitura fica ainda mais prejudicada pela sobreposição também das franjas. Outro fator que dificulta a leitura é a quantidade de resina existente entre a superfície e o sistema de fixação, pois quanto maior essa quantidade, menor é a nitidez em relação às franjas de tensão. Essa dificuldade ficou evidente nos testes com a mandíbula na posição horizontal, cuja leitura das franjas de tensões possui menor nitidez que nos testes verticais.

É sempre importante ressaltar a importância da avaliação inicial dos modelos fotoelásticos exatamente para verificar as tensões que foram formadas na confecção dos modelos, o que possibilitará a distinção das mesmas com as franjas de tensões induzidas no teste, que são as de

interesse para o estudo. O que se busca é a menor quantidade possível de tensão inicial, considerando-se como ideal a inexistência de tensões no substrato, algo muito difícil de ser obtido, principalmente no caso desse estudo onde é necessária a realização das perfurações e posterior inserção dos parafusos, onde a não indução de tensão é quase utópica, mesmo quando realizada com o máximo de cuidado, com irrigação constante, lentamente e a inserção do parafuso com o mínimo de pressão.

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

Quanto ao deslocamento realizado no teste fotoelástico, o objetivo é definir aquele que apresenta a otimização em relação à formação das franjas de tensões, permitindo dessa forma a melhor análise dos resultados (Bastos, 2005). No caso das hemimandíbulas com as diversas formas de fixação interna rígida, o deslocamento de 3 mm pareceu ser aquele com a melhor distribuição de tensões. Entretanto, após os grupos atingirem o deslocamento de 3 mm, o teste fotoelástico foi continuado até a padronização da carga em 3 kgf.

Se compararmos ambas as situações, foi possível observar que a quando levadas as amostras até uma carga de 3 kgf, existiu uma intensificação das franjas de tensão, sem alteração em relação ao padrão de distribuição. Entretanto, franjas de tensões, principalmente originadas das áreas de fixação da hemimandíbula em região de ramo mandibular começam a aparecer em maior intensidade e prejudicam a análise das franjas isocromáticas.

Considerando as fixações através do uso de parafusos bicorticais para esse estudo, é possível observar através da análise das franjas de tensões que o principal local de concentração das tensões está localizado nos parafusos localizado na região próximo à osteotomia e mais inferiormente perto da base da mandíbula. Tal constatação é válida para os parafusos em disposição linear independente da angulação e em "L" invertido, onde existe grande formação de franjas entre o 2º e o 3º parafuso, sendo, portanto o 1º parafuso, localizado mais superiormente, o de menor tensão do sistema.

A partir dessa consideração é possível afirmar que a região próxima à osteotomia e a base mandibular estão submetidas à grande tensão, e que, portanto, necessitam de maior atenção em relação à fixação. Dessa forma, constata-se um deslocamento da zona de tensão e de resistência mandibular, que normalmente está localizada na região da linha oblíqua mandibular, conforme já demonstrado em inúmeros trabalhos como os de Seipel (1948), Ralph & Caputo (1975), Mongini *et al.* (1979) e Ralph (1975), incluindo o clássico trabalho de Champy & Lodde (1976), para a região mais inferior, que é possui menor resistência. Essa transferência da área de tensão da linha oblíqua para a região próxima à osteotomia e base também pode ser identificada se compararmos o grupo controle com os demais grupos testes na análise fotoelástica. Essa fragilidade na região da base da mandíbula se deve provavelmente à menor espessura óssea, em especial a cortical óssea, conforme demonstrado por Obeid & Lindquist (1991), oferecendo dessa forma menor resistência para o sistema de fixação.

A análise horizontal também foi importante para mostrar que existe a indução de tensões em regiões de pequena espessura óssea, bem próximo à osteotomia, fato esse importante e que contribui para diminuir a resistência do sistema de fixação.

É importante ressaltar a diferença em relação à distribuição de tensão em relação aos grupos. As amostras com fixação linear a 90º e em “L” invertido apresentam melhor distribuição de tensões quando comparados com os grupos de fixação linear a 60º e com miniplacas. Isso porque as franjas na fixação linear a 90º e em “L” invertido estão distribuídas de forma mais uniforme e distante das fixações, tanto na análise vertical como horizontal, como pode ser observado no substrato próximo à osteotomia no caso das fixações linear a 90º e mais para o ramo mandibular no caso das fixações em “L” invertido.

No caso da fixação linear a 60º e com miniplacas, as fixações estão concentradas bem próximas ao sistema de fixação, o que leva o sistema de fixação a ter menor resistência, como demonstrado nos testes mecânicos. Essa concentração de tensões próximas aos parafusos lineares com angulação de 60º se deve provavelmente à maior área de contato dos parafusos com o substrato, conforme afirma autores como Turvey *&* Hall (1986) e Shepherd *et al*. (1991).

Kim *et al.* (1995) verificaram que os parafusos em disposição linear a 60º apresentavam distribuição de tensão mais homogênea, por exemplo, que os lineares a 90º, entretanto, essa melhor distribuição não representou no sistema como um todo maior resistência, conforme demonstrado nos testes mecânicos. Isso se deve provavelmente ao fato de apesar da maior homogeneidade da distribuição de tensões, essas estão localizadas muito próximas ao sistema de fixação, sem distribuição das mesmas para o substrato, levando dessa forma uma maior fragilidade do sistema de fixação.

No caso do uso das miniplacas com parafusos monocorticais, a concentração de tensões nos parafusos das extremidades, principalmente naquele localizado mais distalmente, demonstra claramente o princípio da

flexão em cantiléver nas análises biomecânicas, onde as concentrações de tensões acabam se concentrando exatamente nas extremidades fixas e opostas à incidência das cargas (Caputo & Standlee, 1987).

Algumas considerações precisam ser feitas em relação ao posicionamento das miniplacas nos testes mecânicos e fotoelástico. Nesse estudo, a posição da mesma está um pouco acima da posição que normalmente é utilizada (mais próxima à base da mandíbula). O motivo para esse fato é que a mesma foi colocada na posição que não existiu necessidade de dobragem da mesma, que poderia ser mais uma variável no estudo. Entretanto, para estudos futuros, a recomendação é que a mesma seja posicionada de forma mais semelhante possível à situação clínica.

A respeito das considerações finais dos testes mecânicos, os resultados obtidos pela análise fotoelástica devem ser considerados como mais um fator para auxiliar a tomada de decisão clínica, mas não o único. Dessa forma, conhecendo os principais componentes dos sistemas de fixação que estão submetidas às maiores cargas, como os parafusos situados mais inferiormente nas fixações com parafusos bicorticais e nas extremidades das miniplacas com parafusos monocorticais, os profissionais devem ter maior cuidado em relação ao posicionamento e travamento fornecido por esses parafusos a fim de evitar possíveis falhas nos sistemas de fixação em seu uso clínico.

Finalmente, é importante ressaltar que outros testes são necessários para a uma melhor avaliação da distribuição de tensões onde não foi possível a clara visualização das franjas isocromáticas, como no interior da osteotomia e próximos aos parafusos do sistema.

7. CONCLUSÃO

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

1. Os sistemas de fixação utilizando três parafusos bicorticais em disposição linear a 90º e em disposição “L” invertido foram os grupos que apresentaram maior resistência ao carregamento nos testes mecânicos, seguido pela disposição linear a 60º e as miniplacas com extensão, sendo essa última o grupo com menor resistência;

2. Na análise fotoelástica, as tensões se concentraram nos parafusos localizados mais inferiormente e próximas a osteotomia, principalmente nos parafusos lineares a 90º e em “L” invertido, sendo que na disposição linear a 60º e nas miniplacas com extensão, as tensões ficam muito concentradas ao redor do sistema de fixação, sendo essas áreas consideradas de fragilidade, e que acabaram por justificar a menor resistência mecânica desses grupos amostrais.

REFERÊNCIAS*

1. Anucul B, Waite PD, Lemons JE. In vitro stregth analysis of sagittal split osteotomy fixation: noncompression monocortical plates versus bicortical position screws. J Oral Maxillofac Surg 1992; 50 (12): 1295-9.
2. 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.
3. Asprino L, Consani S, de Moraes M. A comparative biomechanical evaluation of mandibular condyle fracture plating techniques. J Oral Maxillofac Surg. 2006 Mar;64(3):452-6.
4. Asprino L. Comparação da resistência ao carregamento de três técnicas de fixação interna rígida utilizada no tratamento de fraturas condilares. Estudo in vitro em hemimandíbulas de poliuretano. [Tese]. Piracicaba: Unicamp/FOP, 2005.
5. Bastos PL. Analise fotoelastica da distribuição de tensões em proteses totais fixas implanto-suportadas. [Dissertação]. Piracicaba: Unicamp/FOP, 2005.
6. Bell W.H., Schendel, A.S. Biologic basis for modification of the sagittal ramus split operation. J Oral Surg, 1977; 35: 362-369.
7. Bell WH; Proffit, WR; White, RP. Surgical corretion of dentofacial deformities. Philadelphia: WB Saunders, 1980.
8. 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.
9. Blair VP. Operations on the jaw bones and the face. Dental Era. 1907; 6: 169-185.

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

10. Blomqvist JE, Ahlberg G, Isaksson S, Swartz K. A comparison of skeletal stability after mandibular advancement and use of two rigid internal fixation techniques. J Oral Maxillofac Surg. 1997; 55: 568-574.
11. Blomqvist JE, Isaksson S. Skeletal stability after mandibular advancement: a comparison of two rigid internal fixation techniques. J Oral Maxillofac Surg 1994; 52 (11):1133-7.
12. Bloomquist DS, Lee JJ. Principles of mandibular orthognatic surgery. In: Miloro M. Peterson´s principles of oral and maxillofacial surgery. 2nd ed. Hamilton: BC Decker Inc.; 2004, p. 1135-78.
13. Booth, D.F. Control of the proximal segment by lower border wiring in the sagittal split osteotomy. J Maxillofac Surg. 1981; 9: 126-128.
14. Bouwman JP, Tuinzing DB, Biodegradeble osteosyntesis in mandibular advancement: a pilot study. Br J Oral Maxillofac Surg. 1999; 37: 6-10.
15. Bouwman JPB, Tuinzing DB, Kostense PJ. A comparative in vitro study on fixation of sagittal split osteotomies with Wurzburg screws, Champy miniplates and Biofix (biodegradable) rods. Int J Oral Maxillofac Surg 1994; 23 (1): 46-8.
16. Bouwman, J.P.B.; Putnam, G.D.; Tuinzing, D.B. Fixation following bilateral sagittal ramus osteotomy for mandibular advancement – complications in 700 consecutive cases. Br J Oral Maxillofac Surg. 1995; 33: 231-234.
17. Brasileiro BF. Avaliação biomecânica in vitro de técnicas de fixação interna rígida metálica para a osteotomia sagital do ramo mandibular em movimentos de avanço e recuo. [tese]. Piracicaba: Unicamp/FOP, 2007.
18. Bredbenner TL, Haug RH. Substitutes for human cadaveric bone in maxillofacial rigid fixation research. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2000, 90: 574-80.
19. Broadsky JE, Caputo AA, Furtsman LL. Root Typping: a photoelastic-histopatologic correlation. Am J Orthod 1975, 67 (1): 1-10.

20. Caputo AA, Standlee JP. Biomechanics in clinical dentistry. Chicago: Quintessence Publishing Inc., 1987.
21. Champy M, Lodde JP. Mandibular synthesis. Placement of the synthesis as a function of mandibular stress. Rev Stomatol Chir Maxillofac. 1976 Dec;77(8):971-6.
22. Cohen SR, Kawamoto HK. Rigid fixation of mandibular osteotomies by an intraoral approach: technique and instrumentation. Plast Reconstr Surg. 1993; 91(4): 739-743.
23. Cordey J. Introduction: basic concepts and definitions in mechanics. Injury 2000; Suppl 2: S B1-13.
24. Cruz ANL. Análise Fotoelástica das estruturas de suporte e craniofaciais de portadores de próteses parciais removíveis superior Classe II de Kennedy, subclasse I [Tese de Doutorado]. São Paulo, Faculdade de Odontologia da USP, 2004.
25. Dal Pont, G. Retro-molar osteotomy for the corretion of prognathism. J. Oral Surg. 1961; 19: 42-45.
26. Dally JW, Riley WF. Experimental stress analysis. 2ª Ed. Tokyo: McGraw-Hill Kogakusha, Ltda, 1978.
27. Damaceno ARD. Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros. [Dissertação de Mestrado]. Piracicaba. Faculdade de Odontologia de Piracicaba, 2005.
28. Eduardo DP. Análise Fotoelástica das estruturas de suporte de próteses totais com base acrílica e resiliente [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP, 2006.
29. Ellis E, Throckmorton GS, Sinn DP. Bite forces before and after surgical correction of mandibular prognatism. J Oral Maxillofac Surg. 1996; 54: 176-181.

30. Epker B.N., Fish, L.C. Dentofacial Deformities – Integrated Surgical and Orthodontic Correction. v.1, Mosby, 1986.
31. Epker, B.N. Modifications of the sagittal osteotomy of the mandible. J Oral Surg. 1977; 35: 157-159.
32. Erkmen E., Simsek B., Yucel, E., Kunt, A. Comparison of different methods following sagittal split ramus osteotomies using three-dimensional finite elements analysis. Part I – Advancement Surgery – posterior loading. Int J Oral Maxillofac Surg. 2005; 34: 551-558.
33. Ewers R, Schilli W. Photoelastic experiments on the implantation of a bone graft into the mandible with stable compression osteosynthesis. Int J Oral Surg 1979;8:462-6.
34. Farole A. An Intraoral technique for transoral rigid fixation of the sagittal split ramus osteotomy. J Oral Maxillofac Surg 1992; 50 (4): 422-3.
35. Foley WL, Beckman TB. In vitro comparison of screws versus plate fixation in the sagittal split osteotomy. Int J Adult Orthodon Orthognath Surg. 1992; 7: 147-151.
36. Foley WL, Frost DE, Paulin Jr WB, Tucker MR. Internal screw fixation: comparison of placement pattern and rigidity. J Oral Maxillofac Surg 1989; 47 (7): 720-3.
37. Fun-Chee, L. Technical modification of the sagittal split mandibular ramus osteotomy. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1992; 74: 723-726.
38. Gallo, W.J., Moss, M.M., Gaul, J.V. Modification of the sagital split ramus osteotomy for retrognathia. J Oral Surg. v. 34, p. 178-179, 1976.
39. Glickman I, Roeber FW, Brion M, Pameijer JH. Photoelastic analysis of internal stresses in the periodontium created by occlusal forces. J Periodontol. 1970 Jan;41(1):30-5.
40. Gomes, P.P. Avaliação da resistência à flexão da fixação interna rígida, utilizando parafusos absorvíveis e metálicos, na ostetotomia sagital do

ramo em hemimandíbulas de carneiros. Estudo in vitro [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2002.

41. Guariglia, ACARP. Análise da distribuição das tensões nas estruturas de suporte de overdentures, rebordo residual e implantes, com sistema de conexão de coroas cônicas. [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP, 2007.
42. Guimarães-Filho, R. Avaliação in vitro da resistência mecânica entre parafusos metálicos e reabsorvíveis. [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2003.
43. Harada K, Watanabe M, Ohkura K, Enomoto S. Measure of the bite forces and oclusal contact área before and after bilateral sagittal split ramus osteotomy of the mandible using a new preasure sensitive device: a preliminary report. J Oral Maxillofac Surg 2000; 58(4): 270-3.
44. 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.
45. Haug RH, Barber JE, Reifeis R. A comparison of mandibular angle fracture plating techniques. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 1996; 82: 257-263.
46. Hegtvedt AK, Zuniga JR. Lingual nerve injury as a complication of rigid fixation of the sagittal ramus osteotomy: report of a case. J Oral Maxillofac Surg 1990; 48 (6): 647-50.
47. Hullihen SP. A case of elongation of the under jaw. Am J Dent Sci. 1849; 9: 157-165.
48. Hundsuck, E.E. Modified intraoral splitting technique for correction of mandibular prognatism. J Oral Surg. 1968; 26: 250.
49. Karasz I, Korondi L, Szabo G. Photoelastic stress analysis on mandibular osteosynthesis. Int J Oral Surg 1986;15:259-62.

50. Kim HC, Essaki S, Kameyama T, Yamamoto K. Photoelastic analysis of internal screw fixation after sagittal split ramus osteotomy. J Cran MaxilloFacSurg 1993, 21, 266-70.
51. Kim, HC; Essaki, S; Kameyama, T. Comparison of screw placement patters on the rigidity of the sagittal split ramus osteotomy: technical note. J Craniomaxillofac Surg. 1995; 23 (1): 54-56.
52. Kohn DH, Richmond EM, Dootz ER, Feinberg SE, Pietrzak WS. In vitro comparison of parameters affecting the fixation strenght of sagittal split osteotomies. J Oral Maxillofac Surg 1995; 53 (12): 1374-83.
53. Kohn MW. Analysis of relapse after mandibular advancement surgery. J Oral Surg 1978; 36: 676-684.
54. Kuske A, Robertson C. Photoelastic Stress Analysis. New Jersey: John Wiley and Sons Inc., 1974.
55. Laganá DC. Estudo comparativo do comportamento biomecânico das próteses removíveis de extremidade livre e das próteses parciais fixas em cantilever. Análise fotoelástica das reações das estruturas de suporte [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP, 1992.
56. 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.
57. Limberg A. A new method of plastic lengthening of the mandible in unilateral microgenia and asymmetry of the face. J Am Dent Ass. 1928; 15: 851-871.
58. Lindorf, H.H. Sagittal ramus osteotomy with tandem screw fixation. J Maxillofac Surg. 1986; 14: 311-316.
59. Loukota RA, Shelton JC. Mechanical analysis of maxillofacial miniplates. Br J Oral Maxillofac Surg. 1995; 33: 174-179.

60. 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.
61. Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analysing stress in dental structures. J Dent Res 1955, 34 (6), 831-38.
62. Markarian RA. Biomecânica da transmissão de cargas a implantes unitários em função dos materiais protéticos – análise fotoelástica e dinâmica [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, 2005.
63. Martis, C.S. Complications after mandibular sagittal split osteotomy. J Oral Maxillofac Surg. 1984; 42: 101.
64. 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.
65. Maurer P., Holweg, S., Knoll W.D., 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.
66. Mazzonetto R, Paza AP, Spagnoli DB. A. A retrospective evaluation of rigid fixation in orthognathic surgery using a biodegradable self-reinforced (70L:30DL) polylactide. Int J Oral Maxillofac Surg. 2004 Oct;33(7):664-9.
67. McDonald WR, Stoelinga PJW, Blijdorp PA. Rigid fixation after sagittal split osteotomies using Champy plates. Int J Adult Orthod. 1987; 2: 89.
68. Misch C. Implantes Dentários Contemporâneos. 2ª ed. São Paulo: Editora Santos, 2006.
69. Mongini F, Caldrale PM, Barberi G. Relationship between stress and the stress pattern in the human mandible. J Dent Res 1979;58:2334-7.

70. Moraes, AC. Comparação entre duas técnicas de fixação rígida por meio de ensaio mecânico de compressão. [tese]. Porto Alegre: UFRG, 1995.
71. Nakata Y, Ueda HM, Kato M, Tabe H, Shikata-Wakisaka N, Matsumoto E, Koh M, Tanaka E, Tanne K. Chances in stomatognatic function induced by orthognatic surgery in patients with mandibular prognatism. J Oral Maxillofac Surg 2007; 65(3):444-51.
72. Niederdellmann H, Schilli W, Ewers R, Akuamoa-Boateng E. Photoelastic behavior of osteosynthesis plates with different arrangement of screw holes for mandibular fractures. Int J Oral Surg 1975;4:27-31.
73. Niederdellmann H., Burhmann K., Collins, F.J.V. Stellschraube, Adjvans in der kieferorthopadischen chirurgie. Dtsch Z Mund Kiefer Gesichtschir 1984; 8: 62.
74. Niederdellmann H., Shetty, V. Technical Improvements in the sagittal split osteotomy. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1989; 67: 25-30.
75. Noonan MA. The use of photoelasticity in a study of cavity preparation. J Dent Child. 1949, 16 (4), 24-8.
76. Obeid G, Linquist CC. Optimal placement of bicortical screws in sagittal split ramus ostotomy of mandible. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1991; 71: 665-669.
77. Ochs MW. Bicortical screw stabilization of sagittal split osteotomies. J Oral Maxillofac Surg 2003; 61(12): 1477-84.
78. Özden B, Alkan A, Erdem E. In vitro comparison of biomechanical characteristics of sagittal split osteotomy fixation techniques. Int J Oral Maxillofac Surg 2006; 35(9): 837-41.
79. Paulus GW, Steinhauser EW. A comparative study of wire osteosynthesis versus bone screws in the treatment of mandibular prognathism. Oral Surg. 1982; 54: 2.

80. Peterson, GP; Haug, RH; Van Sickels, J. A biomechanical evaluation of bilateral sagittal ramus osteotomy fixation techniques. J Oral Maxillofac Surg. 2005; 63 (9): 1317-1324.
81. Prein J. Manual of Internal Fixation in the Cranio-Facial Skeleton. Germany: Springer, 1998.
82. Ralph JP, Caputo AA. Analysis of stress patterns in the human mandible. J Dent Res 1975;54:814-21.
83. Ralph JR Photoelastic studies in the edenmlous human mandible. J Dent 1975;3:9-14.
84. Rudman RA, Rosenthal SC, Shen C, Ruskin JD, Ifju PG. Photoelastic analysis of miniplate osteosynthesis for mandibular angle fractures. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1997;84:129-36.
85. Saka B. Mechanical and biomechanical measurements of currently available osteosynthesis system of self tapping screws. Br J Oral Maxillofac Surg. 2000; 38: 70-75.
86. Schendel SA, Epker BN. Results after mandibular advancement surgery: an analysis of 87 cases. J Oral Surg 1980; 38: 265-82.
87. Schuchardt, K. Ein Betrag zur chirurgishen Kieferorthopädie unter Berücksichtigung ihrer Bedeutung für die Behandlung angeborener und erworbener Kieferdeformitäten bei Soldaten. Dtsch Zahn Mund Kieferheil 1942; 9: 73-89.
88. Schwimmer A, Greenberg AM, Kummer F, Kayna A. The effect of screw size and insertion technique on the stability of the mandibular sagittal split osteotomy. J Oral Maxillofac Surg, 1994; 52: 45-48.
89. Seipel CM. Trajactories of the jaws. Acta Odont Scand 1948;8:81-191.
90. Serra e Silva FM. Avaliação mecânica in vitro da resistência de parafusos reabsorvíveis utilizados como fixação rígida de osteotomias sagitais em hemimandíbulas de poliuretano. [Tese]. Piracicaba: Unicamp/FOP, 2006.

91. Shepherd JP, Dohvoma CN, Harradine WT. Screw fixation after mandibular sagittal split osteotomy: an intra-oral approach. Br J Oral Maxillofac Surg 1991; 29 (5): 325-9.
92. 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.
93. 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.
94. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentos de Prótese Fixa. 3ª ed. São Paulo: Editora Santos, 1998.
95. Smith GC, Moloney FB, West RA. Mandibular advancement surgery. A study of the lower border wiring technique for osteosynthesis. Oral Surg Oral Med Oral Path 1985; 60: 467-475.
96. Smith, B.R., Rajchel, J.L., Waite, D.E. Mandibular anatomy as it relates to rigid fixation of the sagittal ramus split osteotomy. J Oral Maxillofac Surg. 1991; 49: 222-226.
97. Spiessl, B. New Concepts in Maxillofacial Bone Surgery. New York, NY, Springer-Verlag, 1976.
98. Stoelinga PJW, Borstlap WA. The fixation of sagittal split osteotomies with miniplates: The versatility of a technique. J Oral Maxillofac Surg 2003; 61(12):1471-6.
99. Sugawara, J.; Mitami, H. Facial growth of skeletal class III malocclusion and the effects, limitations and long term dentofacial adaptation to clinical therapy. Semim Orthod.I, 1997; 3(4): 244-254.
100. Swift, J.Q. Mandibular Advancement. in: Atlas Oral Maxillofac Clin North Am. 1993; 1:17.

101. Tharanon, W. Comparison between the rigidity of bicortical screws and a miniplate for fixation of a mandibular setback after a simulated bilateral split osteotomy. J Oral Maxillofac Surg. 1998; 56 (9): 1055-1058.
102. Thomas, PM; Tucker, MR; Profitt, WR. Early skeletal and dental changes following mandibular advancement and rigid internal fication. Int J Adult Orthod Orthognath Surg. 1986; 3: 171-187.
103. Throckmorton GS, Buschang PH, Ellis E. Improvement of maximum occlusal forces after orthognatic surgery. J Oral Maxillofac Surg. 1996; 54: 1080-1086.
104. 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.
105. Torres EM. Análise fotoelástica das tensões geradas por próteses sobre implantes com diferentes planejamentos para reabilitações parciais em áreas posteriores da mandíbula. [Tese]. Ribeirão Preto: FORP-USP, 2008.
106. Trauner R., Obwegeser H. The Surgical Correction of Mandibular Prognathism And Retrognathia With Consideration Of Genioplasty. Oral Surg. 1957; 10: 677-689.
107. Trivellato AE. Resistência à flexão de fixação em osteotomia de costela bovina, variando o número, a localização e a extensão das placas [Tese]. Piracicaba: Unicamp/FOP, 2001.
108. Tucker, M.R. Surgical correction of mandibular excess – technical considerations for mandibular setback. in: Atlas Oral Maxillofac Clin North Am. 1993; 1: 29.
109. Turvey TA, Hall DJ. Intraoral self-threading screw fixation for sagittal osteotomies – early experiences. Int J Adult Orthodon Orthognath Surg. 1986; 1: 243-250.

110. Turvey TA. Intraoperative complications of sagittal osteotomy of the mandibular ramus: incidence and management. J Oral Maxillofac Surg 1985; 43 (7): 504-9.
111. Tuslane JF, Schendel AS. Transoral placement of rigid fixation following sagittal ramus split osteotomy, J Oral Maxillofac Surg. 1989; 44: 651.
112. 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: 266-268.
113. Ueda C, Markarian RA, Sendyk CL, Laganá DC. Photoelastic analysis of stress distribution on parallel and angled implants after installation of fixed prostheses. Braz Oral Res. 2004 Jan-Mar;18(1):45-52.
114. Van der Braber W, Van der Glas H, Van der Bilt A, Bosman F. Masticatory function in retrognatic patients, before and after mandibular advancement surgery. J Oral Maxillofac Surg 2004; 62 (5): 549-54.
115. Van Sickels JE, Larsen AJ, Thrash WJ. Relapse after rigid fixation of mandibular advancement. J Oral Maxiloffac Surg 1986; 44 (9): 698-702.
116. Van Sickels JE, Peterson GP, Holms S, Haug RH. An in vitro comparison of an adjustable bone fixation system. J Oral Maxillofac Surg 2005; 63 (11): 1620-5.
117. 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.
118. Watzke IM, Turvey TA, Phillips C, Profitt WR. Stability of mandibular advancement after sagittal osteotomy with screws or wire fixation: a comparative study. J Oral Maxillofac Surg 1990; 48 (2): 108-21.
119. Will, LA; West, RA. Factors influencing the stability of the sagittal split osteotomy for mandibular advancement. J Oral Maxillofac Surg. 1989; 47: 813-818.

120. Wolford, L.M., Bennet, M.A., Rafferty, C.G. Modification of the mandibular ramus sagittal aplit osteotomy. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1987; 64: 146-155.
121. Wyatt, W.M. Sagittal ramus split osteotomy: literature review and suggestes modification of technique. Br J Oral Maxillofac Surg. 1997; 35: 137-141.

ANEXO 1

PICO

The GLM Procedure

Class Level Information

Class	Levels	Values
Grupo	5	1 2 3 4 5

Number of Observations Read 50
Number of Observations Used 50

The GLM Procedure

Dependent Variable: Desloc

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	4	0.13591941	0.03397985	40.79	<.0001
Error	45	0.03748476	0.00083299		
Corrected Total	49	0.17340418			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	Desloc Mean
0.783830	20.78458	0.028862	0.138861

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Grupo	4	0.13591941	0.03397985	40.79	<.0001

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Grupo	4	0.13591941	0.03397985	40.79	<.0001

The GLM Procedure

Tukey's Studentized Range (HSD) Test for Desloc

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error rate, but it generally has a higher Type II error rate than REGWQ.

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	45
Error Mean Square	0.000833
Critical Value of Studentized Range	4.01842
Minimum Significant Difference	0.0367

Means with the same letter are not significantly different.

Tukey Grouping	Mean	N	Grupo
A	0.20690	10	1
A			
A	0.19526	10	5
B	0.11612	10	4
B			
B	0.09483	10	3
B			
B	0.08119	10	2

CARGAS

The GLM Procedure

Class Level Information

Class	Levels	Values
Grupo	5	1 2 3 4 5

Number of Observations Read 50
Number of Observations Used 50

The GLM Procedure

Dependent Variable: Carga

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	4	44.60436641	11.15109160	463.60	<.0001
Error	45	1.08239966	0.02405333		
Corrected Total	49	45.68676607			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	Carga Mean
0.976308	5.050821	0.155091	3.070617

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Grupo	4	44.60436641	11.15109160	463.60	<.0001

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Grupo	4	44.60436641	11.15109160	463.60	<.0001

The GLM Procedure

Tukey's Studentized Range (HSD) Test for Carga

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error rate, but it generally has a higher Type II error rate than REGWQ.

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	45
Error Mean Square	0.024053
Critical Value of Studentized Range	4.01842
Minimum Significant Difference	0.1971

Means with the same letter are not significantly different.

Tukey Grouping	Mean	N	Grupo
A	4.36181	10	1
B	3.33182	10	4
B			
B	3.26207	10	2
C	2.96285	10	3
D	1.43453	10	5

FINAL

The GLM Procedure

Class Level Information

Class	Levels	Values
Grupo	5	1 2 3 4 5

Number of Observations Read 50
Number of Observations Used 50

The GLM Procedure

Dependent Variable: Carga

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	4	44.37738344	11.09434586	466.94	<.0001
Error	45	1.06919488	0.02375989		
Corrected Total	49	45.44657832			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	Carga Mean
0.976474	5.041759	0.154142	3.057315

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Grupo	4	44.37738344	11.09434586	466.94	<.0001

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Grupo	4	44.37738344	11.09434586	466.94	<.0001

The GLM Procedure

Tukey's Studentized Range (HSD) Test for Carga

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error rate, but it generally has a higher Type II error rate than REGWQ.

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	45
Error Mean Square	0.02376
Critical Value of Studentized Range	4.01842
Minimum Significant Difference	0.1959

Means with the same letter are not significantly different.

Tukey Grouping	Mean	N	Grupo
A	4.35204	10	1
B	3.31928	10	4
B			
B	3.25948	10	2
C	2.92125	10	3
D	1.43453	10	5

The GLM Procedure

Class Level Information

Class	Levels	Values
Grupo	5	1 2 3 4 5

Number of Observations Read 50
Number of Observations Used 50

The GLM Procedure

Dependent Variable: Desloc

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	4	0.13958103	0.03489526	40.15	<.0001
Error	45	0.03911324	0.00086918		
Corrected Total	49	0.17869426			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	Desloc Mean
0.781116	21.52067	0.029482	0.136993

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Grupo	4	0.13958103	0.03489526	40.15	<.0001

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Grupo	4	0.13958103	0.03489526	40.15	<.0001

The GLM Procedure

Tukey's Studentized Range (HSD) Test for Desloc

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error rate, but it generally has a higher Type II error rate than REGWQ.

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	45
Error Mean Square	0.000869
Critical Value of Studentized Range	4.01842
Minimum Significant Difference	0.0375

Means with the same letter are not significantly different.

Tukey Grouping	Mean	N	Grupo
A	0.20452	10	1
A			
A	0.19526	10	5
B	0.11504	10	4
B			
C B	0.09312	10	3
C			
C	0.07703	10	2