



VALDIR CABRAL ANDRADE

ANÁLISE FOTOELÁSTICA DA INFLUÊNCIA DE DOIS DESENHOS DE OSTEOTOMIA
SAGITAL DO RAMO MANDIBULAR FIXADOS COM MINIPLACAS E PARAFUSOS DE
TITÂNIO PARA DIFERENTES AVANÇOS MANDIBULARES

PIRACICABA

2013



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

VALDIR CABRAL ANDRADE

ANÁLISE FOTOELÁSTICA DA INFLUÊNCIA DE DOIS DESENHOS DE OSTEOTOMIA
SAGITAL DO RAMO MANDIBULAR FIXADOS COM MINIPLACAS E PARAFUSOS DE
TITÂNIO PARA DIFERENTES AVANÇOS MANDIBULARES

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

Orientador: Prof. Dr. José Ricardo de Albergaria-Barbosa

Este exemplar corresponde à versão final da tese
defendida pelo aluno Valdir Cabral Andrade, e
orientado pelo Prof. Dr. José Ricardo de
Albergaria Barbosa.

Assinatura do Orientador

PIRACICABA

2013

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba
Marilene Girello - CRB 8/6159

C112a Cabral-Andrade, Valdir, 1985-
Análise fotoelástica de influência de dois desenhos de osteotomia sagital do ramo mandibular fixados com miniplacas e parafusos de titânio para diferentes avanços mandibulares / Valdir Cabral Andrade. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2013.

Orientador: José Ricardo de Albergaria Barbosa.

Tese (doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Cirurgia ortognática. 2. Osteotomia. 3. Osteotomia sagital do ramo mandibular. I. Albergaria-Barbosa, José Ricardo de, 1956-. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações para Biblioteca Digital

Título em outro idioma: Photoelastic analysis of two designs of sagittal split ramus osteotomies fixed with miniplates and screws for different mandibular advance

Palavras-chave em inglês:

Orthognathic surgery

Osteotomy

Osteotomy, sagittal split ramus

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

Titulação: Doutor em Clínica Odontológica

Banca examinadora:

José Ricardo de Albergaria Barbosa [Orientador]

Frederico Felipe Antonio de Oliveira Nascimento

Rafael Ortega Lopes

Lucas Cavalieri Pereira

Leandro Eduardo Kluppel

Data de defesa: 09-12-2013

Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica

FOLHA DE APROVAÇÃO



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de Doutorado, em sessão pública realizada em 09 de Dezembro de 2013, considerou o candidato VALDIR CABRAL ANDRADE aprovado.



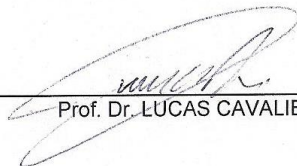
Prof. Dr. JOSE RICARDO DE ALBERGARIA BARBOSA



Prof. Dr. FREDERICO FELIPE ANTONIO DE OLIVEIRA NASCIMENTO



Prof. Dr. RAFAEL ORTEGA LOPES



Prof. Dr. LUCAS CAVALIERI PEREIRA



Prof. Dr. LEANDRO EDUARDO KLÜPPEL

Abstract

The aim of this study was to evaluate two different designs of sagittal split ramus osteotomy, evaluating the stress distribution, using photoelastic test methodology. To photoelastic test used a sample of 06 hemimandibles made of photoelastic resin, with group I representing angled osteotomy proposed by Epker BN (1977) and group II by linear osteotomy without angles idealized by Farrel & Tucker (2011). Group I and II were divided into three subgroups: IA / IIA (without advance); IB / IIB (with 3mm forward) and IC / IIC (with 7 mm forward). Each type of drawing sagittal split osteotomy of the mandibular branch received the same internal fixation with a titanium plates with 4-hole system with four 2.0 mm screws of 5 mm length, with mandibular position ranging from 0 mm and an advancement of 3 mm and 7 mm in which were subjected to linear loading at a speed of 1mm/min. The results of photoelastic analysis demonstrated that not angled osteotomy showed better distribution of strain pattern. The fringes concentrated around the fixing system in the conventional osteotomy while the osteotomy is no angled strains appear not only to be concentrated around the fixation system, but to regions of higher resistance of the substrate as the base and the oblique line jaw.

Key Words: Oral and Maxillofacial Surgery, Orthognatic Surgery, osteotomy.

Resumo

O objetivo deste estudo foi avaliar dois desenhos diferentes de osteotomias sagitais do ramo mandibular, comparando a distribuição de tensões, utilizando como metodologia o teste fotoelástico. Para o teste de fotoelasticidade foi utilizada uma amostra composta de 06 hemimandibulas

confeccionadas em resina fotoelástica, sendo o Grupo I representando a osteotomia angulada proposta por Epker (1977) e o Grupo II pela osteotomia linear sem angulos idealizada por Farrel & Tucker (2011). Os grupos I e II foram subdivididos em três subgrupos: IA/IIA (sem avanço); IB/IIB (com 3 milímetros de avanço) e IC/IIC (com 7 milímetros de avanço). Cada tipo de desenho de osteotomia sagital do ramo mandibular recebeu a mesma fixação, com uma miniplaca de titânio com 4 furos do sistema de 2,0 mm com quatro parafusos de 5 mm, sendo submetidas à incidência de carga linear a uma velocidade de deslocamento de 1mm/min. Na análise fotoelástica, a osteotomia não angulada apresentou melhor padrão de distribuição de tensões. As tensões se concentraram ao redor do sistema de fixação na osteotomia convencional enquanto que na osteotomia não angulada as tensões não se concentraram somente ao redor do sistema de fixação, também para regiões de maior resistência do substrato, como a linha oblíqua e base da mandíbula.

Palavras-Chave: Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais, Cirurgia Ortognática, osteotomia.

SUMÁRIO

DEDICATÓRIA	Xi
AGRADECIMENTOS ESPECIAIS	XIII
AGRADECIMENTOS	XVII
EPÍGRAFE	XIX
1. INTRODUÇÃO	1
2. REVISÃO DE LITERATURA	3
2.1 - CONSIDERAÇÕES GERAIS	3
2.2 - USO DA FIXAÇÃO INTERNA ESTÁVEL NAS OSRM	12
2.3 - TESTES FOTOELÁSTICOS NA AVALIAÇÃO DAS TÉCNICAS DE FIXAÇÃO PARA OSRM	19
3. PROPOSIÇÃO	27
4. MATERIAIS E MÉTODOS	28
4.1 - DOS GRUPOS	29
4.1.1 - SUBGRUPOS	31
4.2 - AMOSTRA DO ESTUDO	32
4.3 - MATERIAIS DE FIXAÇÃO	36
4.4 - SUPORTE DE TESTE	38
4.5 - TESTE FOTOELÁSTICO	41
4.6 - ANÁLISE DOS DADOS DA AVALIAÇÃO FOTOELÁSTICA	47
5. RESULTADOS	48
6. DISCUSSÃO	54
7. CONCLUSÃO	62
REFERÊNCIAS	63

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

À minha irmã Vanessa, ao meu padrinho e toda à minha família e amigos pelo convívio e amizade durante todos esses anos.

Às minhas avós Luisa, Sarabai e Idalina (*in memorian*), Avôs José Antônio e Porfírio (*in memorian*), pelo convívio e amizade durante todos esses anos.

À Poliana pela ajuda em todos os momentos e compreender a minha ausência para que esse sonho torna-se realidade.

À tia Nélia e tio Linhares pelo carinho e por suprirem a ausência dos meus pais.

À Deus meu porto seguro e por minha eterna fé, pela sua presença constante na minha vida, sem que eu precise pedir, pelo auxílio nas minhas escolhas e me confortar nas horas difíceis, por me proteger e iluminar meu caminho e me dar forças para seguir sempre em frente.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Prof. Dr. Renato Mazzonetto, meus sinceros e eternos agradecimentos pela oportunidade, pelos ensinamentos, paciência e bom convívio durante todos os momentos passados juntos na Pós-Graduação. Um exemplo de dedicação à docência e disponibilidade de auxílio a quem precisa. Um modelo de professor a ser seguido, graças ao respeito, à educação, à organização e à seriedade que sempre demonstrava em tudo que fazia. O senhor me fez ver que mestre é aquele que caminha com o tempo, propondo paz, fazendo comunhão, despertando sabedoria. Mestre é aquele que estende a mão, inicia o diálogo e encaminha para a aventura da vida. Não é o que ensina fórmulas, regras, raciocínio, mas o que questiona e desperta para a realidade. Não é aquele que dá de seu saber, mas aquele que faz germinar o saber do seu discípulo. Mestre é o senhor, meu professor amigo, que me compreendeu, me estimulou e me enriqueceu com sua presença, seu saber e sua ternura. Eu serei sempre o seu discípulo na escola da vida. Minha sincera gratidão e reconhecimento por tudo meu **eterno Mestre**. Esse trabalho e essa vitória é dedicado para o senhor que abriu as portas para mim. Obrigado por tudo mestre.

Ao Prof. Dr. José Ricardo de Albergaria-Barbosa pela amizade, respeito, lealdade, sinceridade, carisma, dedicação e exemplo de pessoa e professor não só para a Pós-Graduação mas também para os alunos do curso de extensão e graduação. Sua ajuda foi de fundamental importância não só para a concretização deste trabalho e dessa primeira etapa da Pós-Graduação, mas também por me ajudar a suportar durante todos esses anos a distância de casa e a dura realidade da falta de quem amamos.

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

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

Ao Prof. Dr. Rui Fernandes pelo exemplo de profissional, pela amizade, pelos conselhos e pelo bom convívio. Meus sinceros agradecimentos pelas oportunidades.

À Prof. Dr^a. Luciana Asprino pela amizade e conhecimentos transmitidos durante o curso.

Ao Prof. Dr. Manoel Tróia, pela excelência de pessoa, um exemplo a seguir, sempre bem humorado e humildade em tudo que faz. Obrigado pela oportunidade de aprender com o senhor, sou muito grato por abrir as portas, pela amizade e pelo bom convívio, meus sinceros agradecimentos.

Ao Prof. Dr. Fábio Sato por todos os ensinamentos ministrados, dedicação, paciência e empenho para nossa formação ao longo de toda essa etapa.

Ao Prof. Dr. Federico Felipe, pela excelência de pessoa, sempre bem humorado, agradeço pela orientação durante o curso de mestrado, pelo bom convívio que tivemos. Obrigado pelos conhecimentos transmitidos e por estar sempre disponível quando eu precisava.

Ao Prof. Dr. Leandro Klüppel pela amizade e humildade. Obrigado pela boa convivência durante sua passagem aqui, Agradeço pelos conselhos, pelo incentivo, pelos conhecimentos transmitidos e por estar sempre disponível quando te procurava.

Ao Prof. Dr. Cláudio Nóia pela excelência de pessoa. O senhor foi um irmão, na amizade, na força em todos os momentos e nos conhecimentos transmitidos. Os meus sinceros agradecimentos.

Ao Prof. Dr. Rafael Ortega, pela excelência de pessoa, pelo exemplo, sempre com seriedade no que faz, um exemplo a ser seguido. Obrigado pelos conhecimentos transmitidos durante toda essa fase, meus sinceros agradecimentos.

Ao Prof. Dr. Lucas Cavalieri pela excelência de pessoa, sempre bem humorado. Sua amizade, apoio, conselhos e conhecimentos transmitidos durante toda essa fase, fez que hoje, uma nova pessoa e bem melhorado não só na técnica cirúrgica como também no modo de pensar, forma-se hoje e satisfeito com o que aprendeu, meus sinceros agradecimentos.

Ào Prof. Dr. João Sarmento pela amizade e pelos conhecimentos transmitidos ao longo de toda essa etapa.

Aos meus velhos camaradas, amigos e irmãos, Prof. Edilan Santana e Marcelo Neiva, pela excelência de pessoas, pela suas humildades, pela força e apoio nos momentos difíceis e conhecimentos transmitidos durante toda essa fase, meus sinceros agradecimentos irmãos.

Aos meus amigos estrangeiros, em especial ao Castelo Cidade, Antonio dos Santos e Staline Fatuda pelo bom convívio e pela amizade durante toda essa fase, meus sinceros agradecimentos.

Ao Ataís Bacchi pela excelência de pessoa, pela amizade, apoio, conselhos e conhecimentos transmitidos durante toda essa fase, meus sinceros agradecimentos.

A Guilherme Scalzer pela força em todos os momentos, meus sinceros agradecimento pelo apoio, amizade durante toda essa fase.

Ào meu amigo e irmão brasileiro, Rafael Coser e a família Castiglione Coser pelo carinho, amizade, acolhimento e apoio em todos os momentos, desde a minha chegada no Brasil, meus sinceros agradecimentos por tudo.

À minha turma (Evandro, Marcelo, Tina, Renato e Castelo), excelência de pessoas, pelo companheirismo e força em todos os momentos e pelos conhecimentos transmitidos durante toda essa fase, meus sinceros agradecimentos.

A todos os colegas de Pós-Graduação, Patrício Neto, Saulo Ellery, Lucas Cavalieri, Lucas Martins, Gabriela Mayrink, Simeí Freire, Paulo Hemerson, Rafael Ortega, Cláudio Nóia, Renato Marano, Evandro Portela, Castelo Cidade, Marcelo Breno, Darkilson Santos, Andrezza Lauria, Raquel Medeiros, Clarice Maia, Danillo Rodrigues, Douglas Goulart, Milton Cougo, Eder Sigua, Breno Nogueira, Renato Ribeiro, Pauline Cardoso e Fabiano Menegat. e estagiários da FOP-Unicamp pelo convívio e ajuda durante toda a pós-graduação.

AGRADECIMENTOS

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

Às funcionárias e ex-funcionárias do Centro Cirúrgico – Edilaine, Angélica, Débora, Nathalia, Lais, Jaqueline, Daiana, Keila, Gisele, Taís, Bia, Fabiana, Letícia pela ajuda e paciência durante dessa primeira etapa da Pós-Graduação.

À Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Unicamp, pela possibilidade de realização dos experimentos no laboratório da área em particularmente ao Engenheiro Marcos (funcionário da área) pelo auxílio na realização dos experimentos no laboratório.

Aos Professores que de alguma forma “iluminaram” o meu caminho até a FOP- Unicamp, em especial ao Prof. Nevelton Heringer e Lilianne Zanette, serei eternamente grato pela ajuda e indicação.

À Engimplan pela doação dos materiais de fixação utilizados na pesquisa (em especial ao Leandro Pozzer pela disponibilização do material de fixação, serei sempre grato) e nacional ossos, em especial a Sara, pela disposição, atenciosidade e fabricação do substrato desse trabalho.

Aos meus orientadores no campo acadêmico, Prof^º. Dr^º. Admar Filho e André Puppim meus sinceros agradecimentos.

Aos Professores Martha Salim, Timóteo, Fabiano, Admar Filho pelos ensinamentos.

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Espírito Santo (UFES), em especial à Área de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial, na figura da Prof^a. Dr^a. Ivete Becalli, André Puppín, Robson Resende e Zé Ricardo, como também os professores Rogério Azeredo, Hudson de Paula, Glauco Zanetti, Eduardo Batistuti, Adalto Emerick pelos ensinamentos, amizade e incentivo no início da minha formação acadêmica, serei eternamente grato pela ajuda e a toda minha turma ODONTO/UFES 2008/01, em especial ao Lucas Maciel, Anita Sanches, Paula Del Puppo, Lívia Menelli, Tássio e Tarcísio Ribeiro, Renato Boldt, Fausto Frizzera, Náタリア Ribeiro e Gabriela Cassaro, meus sinceros agradecimentos pelo bom convívio durante todos aqueles anos, e pelo incentivo, força e apoio em todos os momentos.

A toda equipe do HSCL, em especial Dr. Afonso Manzano, Dr. Mateus, equipe da vascular, Neuro e Urologia, pelo bom convívio e 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 foram de fundamental importância para a minha formação profissional.

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

“ Se não puder voar, corra. Se não puder correr, ande. Se não puder andar, rasteje. Mas continue em frente de qualquer jeito. Pois, Deus dá as melhores batalhas aos seus melhores Guerreiros ”

Martin Luther King / Papa Francisco

1. Introdução

A osteotomia sagital do ramo mandibular (OSRM) tem sido um dos procedimentos mais usados para a correção de deformidades dento-faciais e difundida por cirurgiões bucomaxilofaciais. Desde o início das cirurgias para correção dessas deformidades, diversas modificações e aperfeiçoamentos na técnica e no desenho dessa osteotomia têm sido introduzidos na literatura. Uma das questões diz respeito às variações na técnica, se esta exerce ou não influência nas osteotomias sagitais (Nascimento, 2010).

A OSRM é um dos procedimentos cirúrgicos que mais sofreram evolução e adaptações ao longo do tempo, sendo a técnica amplamente utilizada para a correção de deformidades mandibulares. A variedade de acidentes inerentes à técnica pode ser vista durante sua execução, especialmente durante a separação dos segmentos. Fraturas desfavoráveis e lesão ao nervo alveolar inferior estão entre os maiores acidentes durante o ato operatório e desde então muitos trabalhos foram e são publicados com o propósito de minimizar complicações trans e pós-operatórias.

O conceito do corte sagital foi inicialmente proposto por Trauner e Obwegeser (1957) e sofreu várias modificações ao longo dos anos, Dal Pont (1961); Hunsuck (1968); Epker (1977); Wolford (1987); Wolford (1990); Wyatt (1997); Marquez (1998), cada um adaptando a anatomia, a sua maneira, a necessidade e habilidade cirúrgica.

O primeiro relato na literatura de uma osteotomia mandibular foi à realizada por Simon Huillihen em 1849, quando o cirurgião conseguiu reduzir um alongamento mandibular de uma paciente que havia sofrido severas queimaduras. Esse relato foi publicado no *American Journal of Dental Science* em Janeiro de 1849.

Schuchardt, em 1942, introduziu o conceito de 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.

As vantagens são execução da técnica por via intra-bucal, contato ósseo adequado entre os fragmentos proximais e distais, facilidade de utilização de fixação interna rígida, pequenos descolamentos dos tecidos com adequada visualização, possibilidade de remoção de terceiros molares, assim como um melhor controle no posicionamento condilar.

O sucesso e a execução da técnica dependem de vários fatores, como posicionamento condilar, descolamento dos tecidos circundantes, tempo de execução e fatores subjetivos como a experiência de cada cirurgião.

A fotoelasticidade foi usado nesse estudo porque possibilita a visualização conjunta das tensões nos corpos de prova, na qual podem ser medidas e fotografadas durante o teste, enquanto que, em outros métodos analíticos, são necessários gráficos e esquemas de distribuição de forças construídos a partir de dados numéricos.

Diante do exposto, a técnica de OSRM vem sofrendo constantes modificações, sugeridas por diversos autores, sempre com o objetivo de obter resultados cada vez mais favoráveis. No entanto, a literatura é escassa em relação a estudos que mostrem os reais benefícios dessas modificações. Neste sentido, o objetivo no presente estudo foi avaliar a distribuição de tensões em dois desenhos de OSRM, por meio de teste fotoelástico.

2. Revisão de Literatura

2.1 - Considerações Gerais

Com a introdução dos procedimentos de osteossíntese em Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais, houve um notável aumento do conforto dos pacientes em cirurgia ortognática, devido ao menor tempo ou mesmo a ausência de bloqueio maxilo-mandibular (BMM) durante o período de reparo das osteotomias (Spiessl *et al.*, 1976). A OSRM é o procedimento mais comumente realizado para correções de deformidades mandibulares. A técnica cirúrgica tem sofrido modificações, tanto no desenho da osteotomia como nas formas de fixação desde a descrição original de Trauner & Obwegeser em 1957, (Dal Pont (1961); Hunsuck (1968); Epker (1977); Ellis (2007); Watzke (1990); Van Sickels (1991) e Keeling (2000).)

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. Uma das inovações introduzidas pelos autores foi a execução intra-bucal da técnica. Essa técnica inicialmente propiciou a correção da deficiência mandibular, do prognatismo e conferiu a possibilidade de fechamento de mordida aberta. O maior contato ósseo conferia a versatilidade na correção das deformidades mandibulares.

Ao longo dos anos seguintes, em diferentes partes do mundo, inúmeras modificações passaram a ser incrementadas à técnica de Trauner & Obwegeser (1957), com destaque para as publicações do Italiano Giorgio Dal Pont (1961) e dos Norte-Americanos Ervin Hunsuck (1968), em Washington, e Bruce Epker (1977), no Texas, de modo a torná-la mais fácil além de reduzir as complicações.

Modificações foram sugeridas respeitando a diversidade anatômica (Nishioka & Aragon 1989); (Tom *et al.*, 1997), (Ueki *et al.*, 2010) e considerando as diversas

maneiras de aplicação da fixação interna rígida (Jeter *et al.*, 1984); (Wolford *et al.*, 1987); (Chuong *et al.*, 2005)

Dal Pont (1961) modificou a técnica inicial de Trauner & Obwegeser (1957), quando sugeriu uma osteotomia retromolar, estendendo seu desenho na região de corpo mandibular perpendicularmente à base mandibular para correção de prognatismo, modificando a osteotomia horizontal inferior para uma osteotomia vertical na cortical externa entre o primeiro e o segundo molar. Em seu artigo, foram descritas duas técnicas para esta osteotomia retromolar. A primeira foi a osteotomia sagital, em que o corte localiza-se em um plano próximo da margem da linha oblíqua e estende-se sagitalmente entre as duas corticais da região retromolar ao ângulo da mandíbula. A segunda foi a osteotomia oblíqua, em que a secção inicia-se na margem da linha oblíqua e passa acima da região retromolar e emerge na região lingual ao longo da crista milo-hióidea. Através dessas modificações, esperava-se uma melhor adaptação entre os segmentos, mínimo descolamento muscular e ampla possibilidade de correção de prognatismo, micrognatismo e mordida aberta. Com a modificação de Dal Pont esse procedimento tornou-se mais popular uma vez que a técnica mostrava versatilidade na execução e esse procedimento aproximou ao desenho que é amplamente usado pela a maioria dos cirurgiões (Dal Pont, 1961).

Hunsuck (1968) sugeriu uma osteotomia medial horizontal menor onde 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 vásculonervoso. 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. O autor defendeu ainda, além do corte medial horizontal menor, a extensão posterior imediatamente após a língula, diminuindo ainda mais o descolamento muscular. Hunsuck apresentou a vantagem de sua modificação quanto ao período de imobilização maxilo-mandibular, que seria reduzido de 6 para 4 semanas comparando com a técnica de Trauner & Obwegeser (1957).

A primeira modificação da osteotomia sagital do ramo mandibular em que se propunha a criação de um degrau foi mostrada por Gallo *et al.* (1976). Essa técnica descrevia a realização de um degrau na porção lateral da osteotomia, buscando evitar a rotação do fragmento proximal. A técnica foi desenvolvida para a correção de pacientes retrognatas para melhor controle do segmento proximal. A técnica de Trauner e Obwegeser modificada por Dal Pont é realizada normalmente até a metade da osteotomia vertical no corpo mandibular, quando então um degrau é adicionado. Esse degrau impediria a rotação horária do segmento proximal, controlando melhor seu posicionamento.

Epker, em 1977, sugeriu uma modificação na OSRM que passou a ser amplamente utilizado por cirurgiões em todo o mundo, ao modificar a técnica proposta por Hunsuck (1968), reduzindo o descolamento do músculo masseter do ramo e da face lingual, que deveria ser feito somente até a visualização da língula. O grande avanço nessa modificação foi a previsibilidade dada a esse procedimento. A osteotomia sagital bilateral do ramo possuía grandes complicações como edema excessivo, infecção, necrose asséptica, lesão no nervo alveolar inferior e recidiva pós operatória. A correta manipulação e somente descolamento necessário dos tecidos para execução do procedimento ajudou a diminuir o desconforto pós operatório. O nervo alveolar inferior era possivelmente danificado por ação direta na entrada do forame mandibular e durante a separação da osteotomia. Epker (1977) sugeriu ainda a proteção do nervo alveolar inferior (NAI) na entrada do forame com algum instrumento, e durante a separação dos segmentos proximal e distal, o feixe vâsculo nervoso deveria ser visualizado, evitando qualquer ruptura. A recidiva do movimento foi abordada considerando o posicionamento condilar. Uma modificação na osteosíntese com fio de aço foi uma ferramenta simples introduzida nesse trabalho para a devolução do côndilo na fossa mandibular. Uma perfuração no segmento proximal era realizado inferiormente em relação à perfuração de segmento distal. Pela torção do fio de aço, a aproximação dos furos localizados em planos diferentes nos segmentos proximal e distal conferia ao côndilo uma relação aceitável com a fossa mandibular.

Com essas modificações propostas por Epker (1977), foi possível diminuir o edema pós-operatório, as hemorragias e facilitou o manejo do feixe neurovascular alveolar inferior. Além disto, o menor descolamento da musculatura mastigatória aumentou o suprimento vascular do segmento proximal, diminuindo a reabsorção condilar e a falta de suporte do ângulo mandibular, favorecendo maior estabilidade pós-operatória (Lupori *et al.*, 2000).

Esses cuidados e a importância do menor descolamento da cinta ptérigomassetérica e o correto manejo do tecido circundante foram fundamentados pelos estudos biológicos de Bell & Schendel (1977), que através de estudos microangiográficos em macacos, observaram a influência direta do descolamento excessivo com significativo aumento no tempo de reparo. Os resultados desse estudo mostram que o descolamento mínimo do segmento proximal reduz significativamente a isquemia e necrose óssea, sugerindo um menor descolamento do ligamento pterigomassetérico e do periósteo para proporcionar uma melhor vascularização aos segmentos da osteotomia. Esse estudo corroborou com suspeitas clínicas que Bruce Epker (1977) enumerou em seu manuscrito no qual propôs uma das mais utilizadas e bem sucedidas modificações da OSRM.

Em 1985, Turvey publicou um estudo sobre complicações relacionados à OSRM. Nesse trabalho, o autor exibiu seus resultados depois de submeter 256 ramos mandibulares a osteotomia sagital. Esse trabalho mostrou uma incidência de 8,2% de complicações nas mandíbulas submetidas a essa técnica cirúrgica. Desse universo de 8,2% que corresponde a 21 ramos mandibulares, nove casos foram de secção do nervo alveolar inferior (NAI), oito casos de fratura indesejável no segmento proximal, três casos foram de hemorragia e apenas um caso de fratura atípica no segmento distal.

Wolford (1987) propôs uma modificação na osteotomia sagital do ramo mandibular na qual o autor introduziu um degrau na osteotomia perpendicular a base mandibular, parecida com o desenho proposto por Gallo e colaboradores em 1976. Esse degrau facilitava o reposicionamento condilar através do deslizamento do segmento proximal. A osteotomia medial é realizada perpendicularmente ao ramo ascendente e imediatamente superior a língula da mandíbula estendendo o corte até 6mm posterior à língula

mandibular. O corte sagital percorre paralelamente o ramo ascendente até as imediações do segundo molar. Perpendicularmente a cortical externa da mandíbula e comunicando as linhas osteotomizadas, o degrau é inserido após o final do corte sagital e perpendicularmente à face lateral do corpo mandibular. Após o término da confecção do degrau, a última osteotomia é realizada até a base mandibular fazendo um ângulo de 90° com o término do degrau. Segundo o autor, esse degrau auxilia o reposicionamento condilar através do deslizamento do segmento proximal em direção à fossa mandibular, conferindo maior resistência com a inclusão de parte da linha oblíqua ao segmento distal.

A osteotomia da base está indicada para qualquer procedimento de osteotomia sagital do ramo mandibular em que as considerações anatômicas ou o desejo de melhorar a previsibilidade da osteotomia sagital são preocupantes (Wolford *et al.*, 1987).

Wolford (1990) afirmou que esse procedimento é contra-indicado nos em casos em que o feixe neuro-vascular alveolar inferior se encontra posicionado no nível ou inferior ao córtex da borda inferior. Essa condição pode ser encontrada, por exemplo, em pacientes que tiveram anteriormente osteotomias na borda inferior para o tratamento vertical da hiperplasia condilar ou condições semelhantes, como também uma arquitetura anatômica anormal severa onde há uma deficiência significativa na dimensão látero-medial da borda inferior da mandíbula e cautela em cirurgiões com treinamento limitado, experiência ou conhecimento de técnicas de osteotomia sagital, além da maior atenção ao realizar a técnica e tempo maior de cirurgia são as desvantagens listadas ao procedimento pelo autor.

Fun-Chee (1992) reforça ainda, afirmando que o procedimento aumenta a área da divisão sagital, oferecendo a vantagem de uma maior área de contato ósseo, o que promove a boa reparação óssea, especialmente nos casos de avanço mandibular. No entanto, essa modificação, aumenta o risco de encontrar o feixe neurovascular inferior e a chance de fratura dos segmentos proximal e distal na área da divisão sagital.

Fraturas indesejadas envolvendo o segmento proximal são comuns, alcançando a incidência de até 8% (Turvey, 1985). Em particular uma variação anatômica predispõe a fratura indesejada no segmento proximal segundo Nishioka & Aragon (1989). A entrada do nervo alveolar inferior situada superiormente na parte interna do ramo ou um ramo

mandibular delgado são as variações relacionadas pelo autor capazes de aumentar o risco de fraturas indesejáveis.

Então, Nishioka & Aragon (1989) sugeriram uma modificação, na qual duas osteotomias são feitas na parte interna do ramo mandibular. Uma ao nível da língua e a segunda ao nível do plano oclusal. Os cortes mediais são comunicados e o fragmento ósseo é removido. Com isso, teoricamente, cria-se um forame abaixo do original ao nível do plano oclusal, facilitando a execução da osteotomia sagital do ramo e evitando uma zona superior onde a fusão das corticais ósseas é mais comum.

Com a introdução e idealização do conceito da osteotomia na base mandibular foi sugerida por Wolford & Davis Jr (1990). Os autores usaram uma serra adaptada para a osteotomia da base mandibular adaptada em uma serra recíprocante, que até então era induzida a fratura na face interna da mandíbula superiormente à junção das corticais interna e externa. Essa nova osteotomia incorporada a sua modificação anterior visava a prevenção de fraturas indesejáveis, conferindo melhor previsibilidade à técnica. Outra modificação da OSRM tinha como preocupação a osteotomia da base mandibular a fim de prevenir fraturas indesejadas na porção lingual do segmento distal propostas na literatura. Foi descrito o uso de um cinzel perpendicular à base mandibular na osteotomia vertical no corpo mandibular Gallia (1992), para atingir esse fim. Nessa mesma linha de raciocínio, Fun-Chee (1992) utilizou um cinzel em forma de T para induzir a osteotomia na base mandibular.

Andrade (2012) avaliou a influência da osteotomia da base mandibular nas osteotomias sagitais do ramo, comparando como ela modifica a resistência mecânica dos sistemas de fixação, bem como a distribuição de tensões, utilizando como metodologia os testes mecânicos, extensiométricos e de fotoelasticidade. Para os testes mecânico e extensométrico, foi utilizada uma amostra composta de 20 hemimandíbulas confeccionadas em poliuretano, sendo 10 hemimandíbulas para cada tipo de osteotomia, fixadas com parafusos bicorticais posicionais em L invertido. Para o teste mecânico, não existiu diferença em termos de carga e deslocamento final. Para a análise extensométrica, não existiu diferença estatisticamente significativa entre os parafusos 1 e 3 entre as amostras, somente para o parafuso 2 (perto da região dentada). No caso da

análise fotoelástica, a osteotomia da base mostrou apresentar melhor padrão de distribuição de tensões.

Niederdelmann & Shetty (1989) propuseram o uso da serra recíprocante 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 língua 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.

Um estudo da anatomia da mandíbula mostrou a significância da fusão das corticais interna e lateral da mandíbula no posicionamento do corte medial acima do forame mandibular na execução da técnica. A distância média acima da língua da mandíbula variou de 7,5 a 13,3mm, ou seja, a osteotomia acima de 5mm da espinha de spix terá grande possibilidade de apresentar fraturas indesejadas (Tom *et al.*, 1997).

Wyatt (1997) sugeriu uma nova modificação após a execução de mais 100 cirurgias mandibulares, no desenho da osteotomia sagital do ramo mandibular. O autor 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 medialmente nessa região, evitando assim possíveis danos durante a separação dos segmentos ósseos. Além dessa, diversas outras modificações foram sugeridas ao longo dos anos, como as de (Booth *et al.*, 1981); (Wolford *et al.*, 1987) e (Fun-Chee *et al.*, 1992). O resultado da modificação é, possivelmente, um procedimento previsível e livre de complicações, segundo o autor.

A presença de terceiros molares também é motivo de modificação no desenho da osteotomia. A literatura reconhece que, ao realizar a OSRM, o risco de fratura indesejável aumenta de forma considerável com a presença de terceiros molares (Turvey *et al.*, 1985). Às vezes, a presença dos terceiros molares dificulta a execução da técnica, mas uma modificação no desenho possibilita a remoção concomitante dos elementos dentais durante o procedimento cirúrgico (Marquez *et al.*, 1998).

Marquez & Stella (1998) sugeriram modificação no desenho da osteotomia sagital. Os autores deixavam uma quantidade de osso maior na região distal do segundo molar e lateralmente ao terceiro molar, aumentando de forma significativa a resistência naquela região, diminuindo teoricamente as chances de fraturas indesejáveis. A osteotomia sagital é feita vestibularmente próximo ao sítio dos terceiros.

O primeiro relato de osteotomia lingual do segmento distal para a correção de assimetrias foi realizado por Epker, Stella e Fish. em 1999. O uso da osteotomia sagital para a correção de assimetrias era desaconselhado pela deficiência estética causada por essa técnica no lado contralateral ao afetado. A parte posterior do segmento distal aos molares promovia um deslocamento lateral do segmento proximal, causando assim um resultado estético inesperado. Com isso, o objetivo desta osteotomia lingual localizada posteriormente ao último molar é suavizar a projeção lateral causada pelo segmento distal no lado para onde há o desvio mandibular, no momento que a deformidade é corrigida e conseqüentemente promover um reposicionamento passivo dos segmentos osteotomizados. Em 2007, essa mesma técnica foi também relatada por Ellis III, 2007.

Ferreti & Reyneke (2002) comparam o uso de diferentes dispositivos em osteotomia sagital do ramo mandibular. A comparação entre titânio e material absorvível não apresentou diferenças significantes entre os dois tipos de materiais, porém os autores sugerem que o material absorvível seja usado com previsibilidade até um avanço de 8mm.

Sasaki *et al.*, (2003), mostraram uma modificação da osteotomia sagital do ramo mandibular. Devido a divergência anatômica entre os lados da mandíbula, teoricamente, ao posicionar o segmento distal e proximal a fixação promoveria um torque no côndilo ou falta de passividade na junção entre os segmentos mandibulares, assim o autor preconiza uma osteotomia paralela entre os lados. Logo, a divergência mandibular seria neutralizada por este paralelismo.

Chuong *et al.*, (2005) utilizaram o elemento finito para avaliar o comportamento de duas maneiras de fixação da OSRM. Esse método constatou que a disposição de três parafusos em L invertido ofereceu melhor resultado mecânico quando comparado a outros métodos de fixação.

A anatomia foi justificativa para mais uma sugestão de modificação na osteotomia sagital do ramo. (Sakamaki *et al.*, 2007) idealizou a modificação para a correção de assimetrias severas aumentando o espectro de indicação da técnica, Ricard & Ferri (2009) visualizaram essa modificação da técnica com a finalidade de prevenir recidivas em movimentações anti-horária do complexo maxilomandibular e avanços mandibulares considerado crítico. A rotação anti-horária da maxila e mandíbula promove um importante estiramento dos tecidos paramandibulares Epker & Wessberg (1982). Essa tensão se contrapõe ao movimento de avanço mandibular, logo a ação dos tecidos paramandibulares seria minimizada com essa osteotomia adicional na porção posterior do segmento distal. Assim, uma parte interna residual do músculo pterigóideo medial e o ligamento esfenomandibular que, teoricamente tensionaria esse segmento para posterior e superior, seria neutralizada, diminuindo a influência dos tecidos moles na mandíbula recém avançada.

Uma alteração no desenho da osteotomia sagital foi proposta por Farrel & Tucker em 2011, para correção de assimetrias mandibulares. Mandíbulas assimétricas podem ter alterações anatômicas e isso pode aumentar a complexidade da osteotomia. O estreitamento do ramo médio-lateralmente associado à deformação do corpo e grave assimetria pode impedir o desempenho de uma osteotomia tradicional. A osteotomia superior inicial sobre a face lingual da mandíbula requer uma maior orientação vertical para baixo do que a tangente de um corte oblíquo típico na depressão retrolingual. Frequentemente, no entanto, o aspecto mais sensível à técnica da osteotomia envolve o corte de borda inferior. A borda inferior requer maior descolamento do tecido mole para permitir uma melhor visualização e acesso. Este é um ponto importante, pois a incidência de fraturas desfavoráveis aumenta sem uma osteotomia adequada através da borda inferior.

2.2 - O Uso da Fixação Interna Estável nas OSRM

Até o início dos anos 80 os segmentos osteotomizados nas cirurgias ortognáticas eram fixados por meio de fios de aço. Como este método não oferecia estabilidade suficiente entre os segmentos para permitir função mastigatória, era necessário um período pós-operatório médio de seis semanas de bloqueio maxilomandibular (BMM) para que houvesse consolidação óssea (Epker 1977; Booth, 1981; Epker & Fish, 1986).

Inicialmente, 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) recomendavam a utilização de osteossíntese com fio de aço para evitar a rotação do segmento proximal e a manutenção do contato ósseo e a cabeça da mandíbula bem relacionada com a cavidade glenóide.

Entretanto, 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, sem contar a necessidade de bloqueio maxilo-mandibular no período pós-operatório.

O emprego da fixação interna rígida (FIR) foi iniciado mais tardiamente nos Estados Unidos (década de 80) do que na Europa (década de 70) e deve-se principalmente à Michelet a popularização das placas e parafusos para aplicação em

cirurgias ortognáticas. Michelet *et al.* (1971) descreveram o uso de miniplacas para estabilização dos segmentos proximal e distal da osteotomia sagital do ramo mandibular e em um artigo em 1973, eles descreveram a aplicação de miniplacas e parafusos em diversos tipos de cirurgia ortognática, incluindo osteotomias maxilares e mandibulares (Michelet *et al.*, 1973). Esses artigos foram responsáveis pela ampla e rápida disseminação de técnicas de FIR para cirurgia ortognática na Europa.

A fixação interna estável (FIE) é um método que permite estabilizar os segmentos osteotomizados por meio de parafusos ou placas metálicas. Este tipo de fixação é colocado em contato direto com a estrutura óssea, permitindo sua função durante o reparo ósseo (Ellis III & Dean, 1993). Além disso, elimina ou reduz a aplicação do BMM, resultando em maior benefício para o paciente e, devido ao fato de serem considerados métodos de fixação mais estáveis, possuem propriedades biomecânicas superiores aos métodos anteriormente utilizados (Leonard, 1990; Ellis III, 1991; Ellis III & Dean, 1993; Stoelinga & Borstlap, 2003).

Apesar da denominação inicial e até hoje utilizada de fixação interna “rígida”, o grupo AO/ASIF (*Arbeitsgemeinschaft fuer Osteosynthesefragen/ Association for the Study of Internal Fixation*) em 1994, modificou o termo para fixação “funcionalmente estável”, já que se provou que esse tipo de fixação permitia função durante o processo de reparo ósseo, entretanto, existia micromovimentos interfragmentários, que poderiam até ser benéficos ao processo de reparo ósseo (Ellis III, 1999).

Segundo seus estudos, a AO/ASIF determina como princípios básicos da FIR: 1) redução anatômica dos fragmentos ósseos, 2) fixação estável da fratura, 3) emprego de técnica atraumática e, 4) retorno imediato a função. Estes princípios são baseados na busca de se permitir reparo ósseo primário com manutenção da função (Prein & Rahn, 1998).

Dessa forma, no início da década de 70 Spiessl introduziu modificações nos princípios de ortopedia e nos instrumentais para adequá-los à utilização na cirurgia bucomaxilofacial. Spiessl (1974) propôs a utilização de parafusos bicorticais

compressivos para a OSRM. De acordo com a proposta do autor, seriam utilizados três parafusos de 2,7 mm instalados de maneira perpendicular à osteotomia para fixação da OSRM, sendo esta técnica uma das mais popularmente utilizadas no mundo até hoje. Entretanto, a técnica proposta originalmente por Spiessl (1974) veio sofrendo ao longo do tempo diversas modificações.

Uma dessas modificações foi proposta por Turvey & Hall (1986) que sugeriram a inserção dos parafusos de titânio de forma angulada e via intrabucal, sem a necessidade de uso do trocarte, evitando assim possíveis cicatrizes indesejáveis em pele, lesões a estruturas vasculares e nervosas e simplificação da técnica com conseqüente diminuição do tempo cirúrgico.

A possibilidade de utilização de material de fixação interna rígida de menor tamanho em cirurgia ortognática foi proposta inicialmente por Jeter *et al.* (1984). De acordo com Ellis III (1993), o uso de parafusos do sistema 2,0 mm passou a ser aquele de maior prevalência entre os cirurgiões ao longo dos anos. Além dessa miniaturização, o tamanho e o contorno das miniplacas utilizadas para as osteotomias mandibulares também foram alterados para facilitar manipulação intrabucal.

A utilização da fixação interna rígida em cirurgia ortognática permitiu um grande avanço técnico e a popularização do procedimento, já que possibilitava o reparo ósseo em condições estáveis, resultando dessa forma em função imediata, sem necessidade de bloqueio maxilo-mandibular. Além disso, a técnica permite, no momento da cirurgia, a posição funcional dos segmentos ósseos, garantindo resistência suficiente contra a tração muscular sobre o esqueleto ósseo e, portanto, mantendo a posição cirúrgica planejada durante toda a fase de reparação (Prein, 1998).

Outra vantagem da técnica de FIR é o manejo de complicações da própria OSRM, como as fraturas incorretas, para as quais as miniplacas e parafusos facilitam o posicionamento do segmento proximal e sua fixação aos demais segmentos ósseos (Ochs, 2003; Ardary, 1989).

Em relação às desvantagens da FIR quando comparadas com a fixação não-rígida, destacam-se os maiores custos de materiais, maior necessidade de conhecimento

técnico para a realização do procedimento, aumento nos riscos de infecção, necessidade de remoção do material de síntese por sensibilidade à palpação ou fratura dos dispositivos e exposição de miniplacas (Schardt-Sacco, 2000).

As vantagens do uso da fixação interna rígida em comparação com a chamada osteosíntese a fio de aço já são bastante conhecidas, como descritas anteriormente. Entretanto, ainda existe controvérsia na literatura quanto à técnica de escolha para a fixação interna rígida a ser utilizada nas osteotomias sagitais dos ramos mandibulares. Por exemplo, alguns autores preconizavam o uso de parafusos bicorticais de acordo com a técnica *lag screw* ou compressiva, que aumentaria a compressão entre os segmentos ósseos, melhorando o contato e conseqüentemente a resistência mecânica. Entretanto, trabalhos como os de Watzke *et al.* (1990) e Schwimmer *et al.* (1994) não mostraram diferença tanto em estudos *in vivo* como *in vitro* para as técnicas posicionais e compressivas. Além disso, a técnica *lag screw* aumenta ainda o risco de torque condilar e lesão ao nervo alveolar inferior devido à compressão do mesmo entre os segmentos ósseos.

O primeiro relato na literatura americana da utilização de FIR por meio de parafusos posicionais em osteotomias sagitais dos ramos mandibulares foi feito por Souyris (1978), com a utilização de materiais de osteossíntese das cirurgias ortopédicas das mãos. Nessa técnica é realizada uma perfuração de mesmo diâmetro da alma do parafuso nos segmentos distal e proximal, e o parafuso posicional é colocado aproximando e mantendo os segmentos em posição, sem gerar compressão entre eles (Swift, 1993; Tucker, 1993; Bowman *et al.*, 1995).

Niederdelman *et al.* (1984) e Lindorf (1986) defenderam o método de FIR por parafusos posicionais para evitar as alterações indesejáveis no posicionamento condilar que ocorrem com o uso de parafusos compressivos.

A fixação da OSRM com parafusos posicionais previne a compressão do nervo alveolar inferior e impede que o segmento proximal seja empurrado contra o segmento distal, à medida que o parafuso é inserido. Como desvantagem, essa técnica não permite a reparação óssea primária, devido ao espaço presente entre os segmentos. No entanto, há menos torque condilar e este fica em posição mais apropriada do que quando o

parafuso de compressão é aplicado. A técnica de parafusos posicionais é a mais aplicada atualmente para a FIR em osteotomias sagitais do ramo mandibular (Swift, 1993; Tucker, 1993; Bowman *et al.*, 1995).

Ilg & Ellis III (1992) afirmam que a técnica de parafusos compressivos não mostra nenhuma vantagem clínica quando comparado aos parafusos posicionais. Além disso, quando da escolha da técnica de parafusos compressivos, relata ser imperativo a seleção de áreas de íntimo contato ósseo para a colocação destes parafusos, o que ajudaria a evitar deslocamentos do segmento proximal e riscos de compressão do plexo neuro-vascular alveolar inferior.

Em relação ao diâmetro dos parafusos, Spiessl (1974), em sua técnica original, propunha a utilização com diâmetro de 2,7 mm. Entretanto, ao longo do tempo, autores como Schwimmer *et al.* (1994) e Kohn (1996) mostraram não haver diferença em termos de resistência mecânica entre parafusos de 2,0 mm e outros de maior diâmetro. Além disso, quanto maior o diâmetro, maior o risco de lesão ao feixe vâsculo-nervoso e de instabilidade principalmente em ossos mais medulares.

A instalação dos parafusos bicorticais de forma intrabucal, conforme técnica proposta por Turvey & Hall (1986) é ainda muito controversa quanto à melhoria na resistência mecânica do sistema. Trabalhos como os de Kim *et al.* (1995) mostraram que os parafusos a 60° apresentavam maior resistência que os inseridos a 90°. Entretanto, a maior parte da literatura parece evidenciar que os parafusos a 60° apresentam resistência mecânica semelhante (Uckan *et al.*, 2001; Foley *et al.*, 1989) ou mesmo inferior aos parafusos a 90° (Sato *et al.*, 2010). Dúvidas ainda persistem já que os parafusos angulados apresentam maior superfície de contato ósseo, entretanto, o desempenho mecânico dos mesmos não parece ser superior aos parafusos inseridos de forma perpendicular à osteotomia.

Quanto ao padrão de distribuição dos parafusos bicorticais, que são colocados pela grande maioria dos profissionais na distribuição linear ou em L invertido, a literatura mostra evidências que a disposição em L invertido apresenta melhor desempenho mecânico em diversos trabalhos (Ardary *et al.*, 1989; Foley *et al.*, 1989; Shetty *et al.*, 1996; Haug *et al.*, 1999). Ardary (1989) ainda concluiu que este padrão resultou em uma

resistência 58% maior que o padrão de disposição com parafusos lineares acima do canal mandibular.

Haug *et al.* (1999), em estudo biomecânico, avaliaram diferentes disposições e números de parafusos posicionais. Os autores concluíram que os padrões com menos que três parafusos e os parafusos com disposições lineares apresentaram-se menos resistentes ao teste de carregamento. Além disso, a adição de mais do que três parafusos em padrões de disposição geométrica, não ofereceram maior resistência quando comparado às disposições em “L” que apresentaram os resultados mais favoráveis.

Em relação ao uso da miniplacas, a literatura também mostra que a resistência mecânica dessa forma de fixação é normalmente inferior quando comparada com os parafusos bicorticais (Murphy *et al.*, 1997; Peterson *et al.*, 2005; Brasileiro *et al.*, 2009; Sato *et al.*, 2010). Entretanto, apesar dessa desvantagem quanto à resistência mecânica, a fixação com miniplacas e parafusos monocorticais é muito utilizada pelos cirurgiões por apresentar algumas vantagens em relação à fixação com parafusos bicorticais, entre elas: acesso intraoral, menor risco de torque condilar, menor risco de lesão ao nervo alveolar inferior, fácil correção do segmento distal quando esse é mal posicionado durante a cirurgia e rapidez na retirada do sistema de fixação sob anestesia local.

Na tentativa de se conseguir unir as vantagens de ambas as técnicas (parafusos bicorticais e placas + parafusos monocorticais), Schwartz & Relle (1996) propuseram a chamada técnica híbrida, onde além da miniplaca com quatro parafusos monocorticais, também é instalado um parafuso bicortical posterior ao último dente e acima do canal mandibular.

Apesar de ser bastante empregada atualmente, a chamada técnica híbrida ainda possui poucos estudos biomecânicos na literatura e nenhum estudo avaliando clinicamente a estabilidade em longo prazo dessa técnica em comparação com outras comumente utilizadas para a OSRM. Murphy *et al.* (1997) e Brasileiro *et al.* (2009) demonstraram que a instalação de um parafuso bicortical aumentou a resistência do

sistema quando comparado com as miniplacas e parafusos monocorticais em estudos *in vitro*.

Pesquisas envolvendo a resistência mecânica das diversas formas de fixação são de grande importância, pois indicam o desempenho do sistema de fixação quando submetidos às cargas mastigatórias do sistema estomatognático no período pós-operatório. Entretanto, mais importante do que se conhecer a resistência total do sistema de fixação é se conhecer o comportamento mecânico dos materiais.

De acordo com Anusavice (2005), a resistência de um determinado sistema de fixação é dependente das propriedades mecânicas desse material (como módulo de elasticidades, dureza, capacidade de deformação e consequentemente do comportamento mecânico dos materiais, ou seja, o modo que ele reage aos carregamentos externos que incidem sobre ele.

A partir da análise do estado de tensões em determinados corpos de prova, é possível verificar qual dos mesmos apresenta melhor desempenho sob as solicitações mecânicas, bem como propor melhorias para os mesmos.

Hoje, tem-se a disposição algumas metodologias para auxiliar na avaliação do estado das tensões, como por exemplo, o uso dos *strain gauges*, a análise fotoelástica e a análise de elementos finitos.

Os *strain gauges* são sensores que auxiliam na medição das tensões em pontos específicos de um determinado objeto. A dificuldade dessa metodologia está no fato dela se restringir a mensurar as deformações em ponto específicos, somado ao fato que os sensores são de dimensões elevadas para mensurar tensões em objetos de pequeno volume como é a mandíbula humana (Eser *et al.*, 2009).

A análise fotoelástica é uma excelente técnica para avaliação das tensões em corpos de prova, já que permite ensaiar em objetos de formas semelhantes à incidência de cargas e a avaliação tanto qualitativa como quantitativa das tensões geradas (Kim *et al.*, 1993). Entretanto, algumas desvantagens existem, como por exemplo, o fato de não se conseguir mensurar as tensões no sistema de fixação, além de não se conseguir reproduzir as características dos materiais na resina fotoelástica e alguns pontos, principalmente aqueles de maior espessura e com sobreposição, ser difícil a avaliação.

A análise de elementos finitos veio como promissora alternativa para a análise das tensões e suprir algumas lacunas de outras metodologias. A análise de elementos finitos é baseada na criação de modelos computacionais que são representados graficamente por malhas de geometria complexas. Entre as vantagens dessa metodologia está a possibilidade de uma avaliação tridimensional e capacidade de avaliar as tensões geradas inclusive no sistema de fixação, coisa que não é possível, por exemplo, na análise fotoelástica. Entretanto, algumas desvantagens existem, como por exemplo, o fato de ser um modelo matemático que precisa ser validado através de outras análises (Noritomi, 2005).

2.3 - Os Testes Fotoelásticos para Avaliação das Técnicas de Fixação para a OSRM

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 & Riley, 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 1). 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 & Riley, 1978).

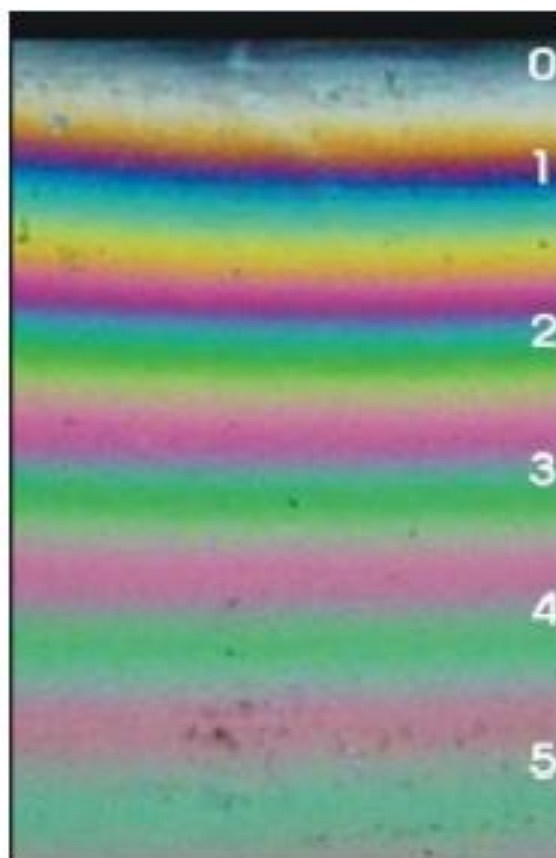


Figura 1 – Ordem de franjas isocromáticas.

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 2).

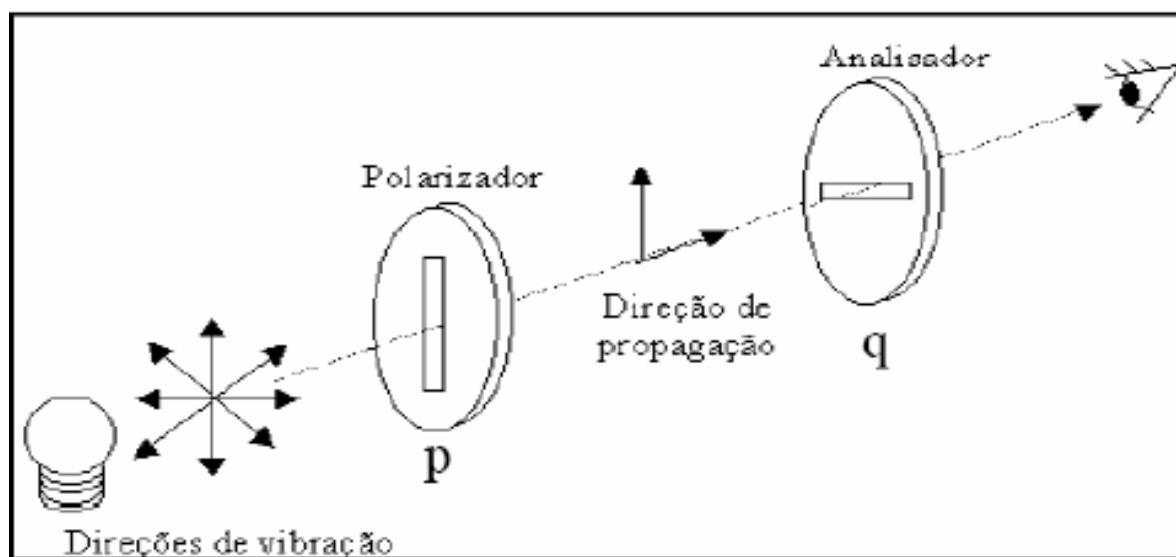


Figura 2 – Exemplo de uso dos filtros polarizadores.

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 entre 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 3).

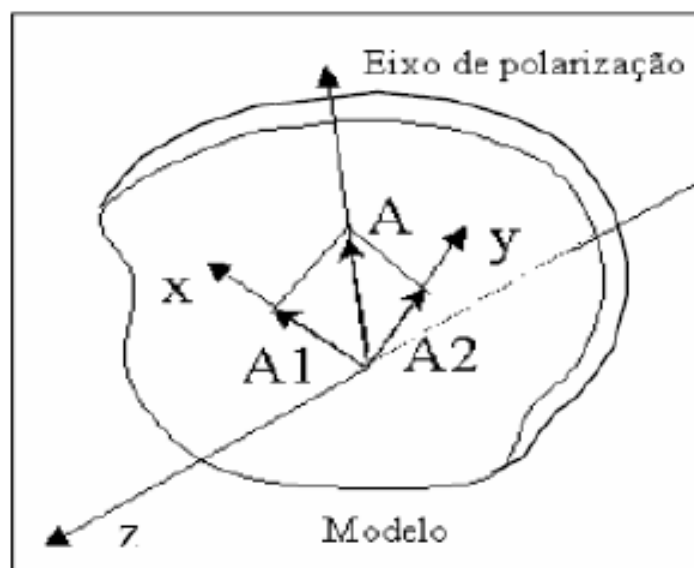


Figura 3 – Vetor de luz se dividindo em feixes polarizados.

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 4): 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”.

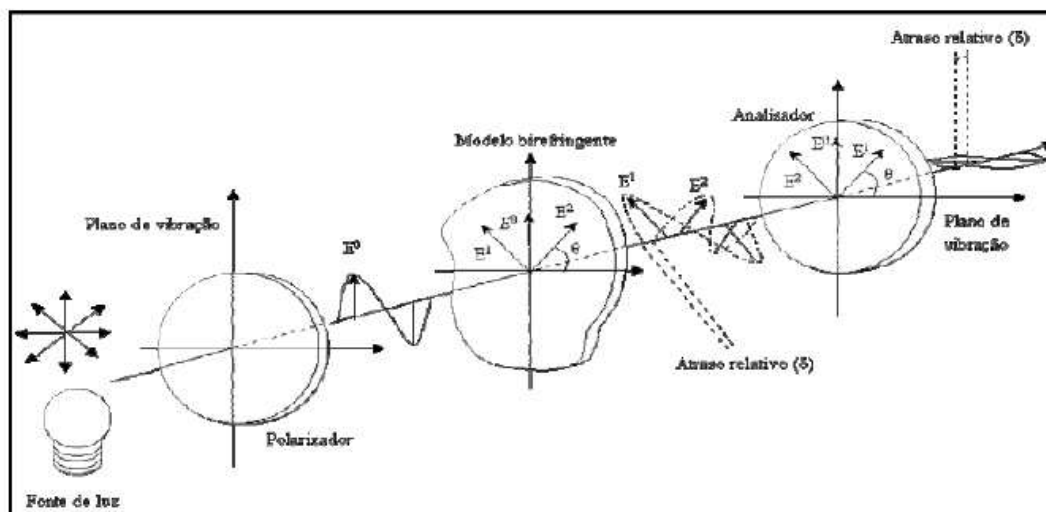


Figura 4 - Polariscópio plano.

Fonte: Damaceno (2005)

1. Polariscópio circular (Figura 5): 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 45° 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 $\frac{1}{4}$ de onda.

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.

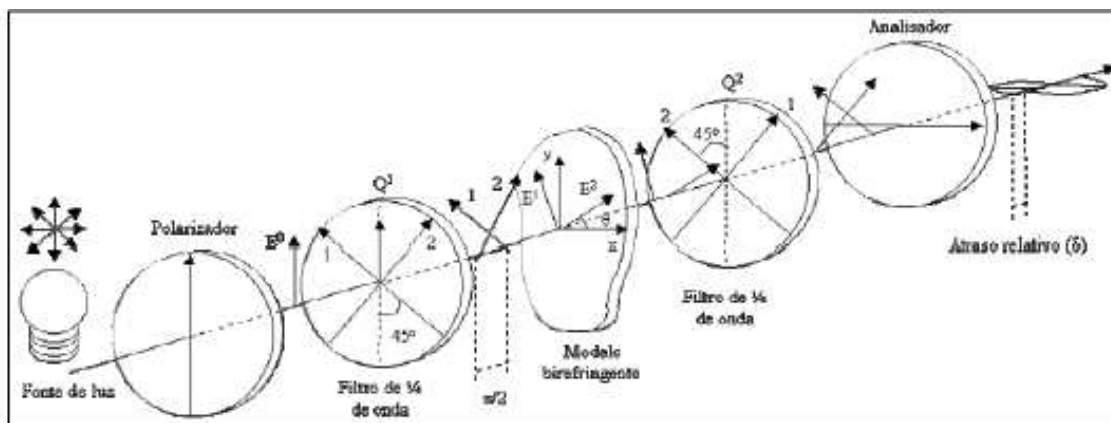


Figura 5 - Polariscópio circular.

Fonte: Damaceno (2005)

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 áreas 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 tensão 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 90°, disposição triangular de 3 parafusos a 90°, 2 parafusos em disposição linear a 90° e três parafusos em disposição linear com angulação de 75°, 60° e 45°. 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

Este estudo propôs-se avaliar comparativamente, "*in vitro*," a distribuição de tensões induzidas em modelos fotoelásticos, de dois desenhos diferentes de OSRM, proposta por Epker 1977 e Farrel & Tucker (2011), fixadas com placas e parafusos do sistema 2,0 mm, com diferentes avanços, em réplicas de hemimandíbulas, confeccionadas em resina fotoelástica.

4. Materiais e Métodos

Este estudo foi realizado na Área de Cirurgia Buco-Maxilo-Facial, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, utilizando as instalações do Laboratório de Materiais Dentários desta mesma instituição para a avaliação da distribuição de tensões em dois desenhos de osteotomias sagitais dos ramos mandibulares em réplicas de hemimandíbulas humanas, quando submetidos a testes de carregamento linear sob condições padronizadas, apenas variando o avanço mandibular, porém mantendo o tipo de Fixação Interna Estável. Foram utilizadas 06 hemimandíbulas de resina fotoelástica (Nacional Ossos®, Jáu- SP – Brasil - P4029-05 e P4029-06), 06 placas de titânio de 4 furos com espaçamento de 7mm, com perfil de 1mm, do sistema de 2,0mm e 24 parafusos de titânio monocorticais de 5mm de comprimento do sistema de 2,0mm (fornecidos pela ENGIMPLAN® – Engenharia de Implante Indústria e Comércio Ltda. Rio Claro – SP - Brasil).

4.1. Grupos

O **grupo I** foi representado pela osteotomia sagital sugerida por Epker (1977). Uma osteotomia horizontal foi realizada imediatamente acima da língua da mandíbula. Uma osteotomia sagital foi realizada inferiormente na borda anterior da mandíbula até as proximidades de segundo molar, então outra terceira osteotomia é estendida inferiormente e lateralmente até a base mandibular, incluindo a face medial da mandíbula, referente à parte onde as corticais se fundem. Ilustrada na figura 6.

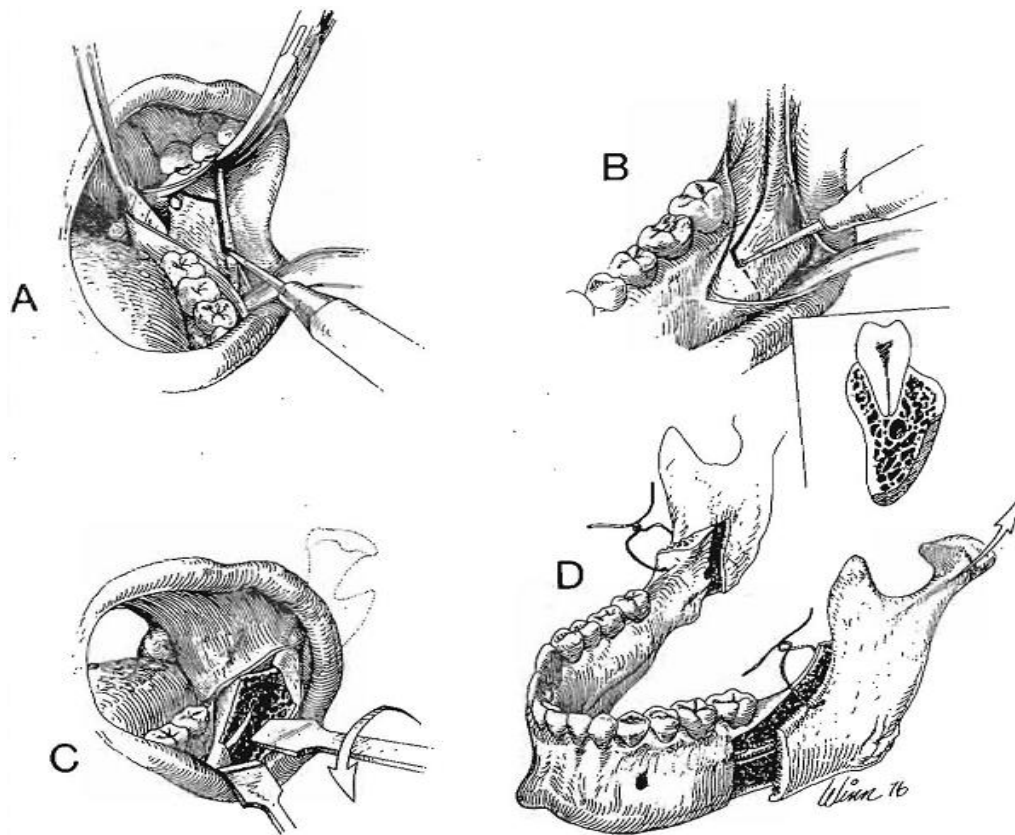


Figura 6: Osteotomia sagital do ramo mandibular utilizada pelo grupo I. Epker BN. Modifications in the sagittal split of the mandible. *J Oral Surg* 35:362-365,

. O **Grupo II**, representado pela osteotomia sagital do ramo mandibular linear, não angulada, preconizada por Farrel & Tucker (2011), em que a osteotomia medial inicia-se introduzindo 2/3 da serra recíprocante, 5mm acima da língua, não perpendicular à face medial do ramo e sim mais linear, ou seja, paralela à face medial do ramo mandibular e descende de forma linear até a região do primeiro molar inferior, terminando em bisel, sem ângulo (Figura 7).



Figura 7. - Vista clínica da técnica de OSRM sugerida por Farrel & Tucker, 2011 (grupo II). Farrel, BB, Tucker, MR: Mandibular Asymmetry: Diagnosis and Treatment Considerations. In: Bagheri, SC, Bell B, Khan, HA. Current Therapy in Oral and Maxillofacial Surgery, 1st ed., 671-684, 2011

4.1.1 - Sub-grupos

O Grupo I foi subdividido em 3 subgrupos: grupo IA (sem avanço); grupo IB (com avanço de 3mm) e grupo IC (com avanço de 7mm) e, da mesma forma, o Grupo II foi subdividido em 3 subgrupos: grupo IIA (sem avanço); grupo IIB (com avanço de 3mm) e grupo IIC (com avanço de 7mm) (Figura. 8).

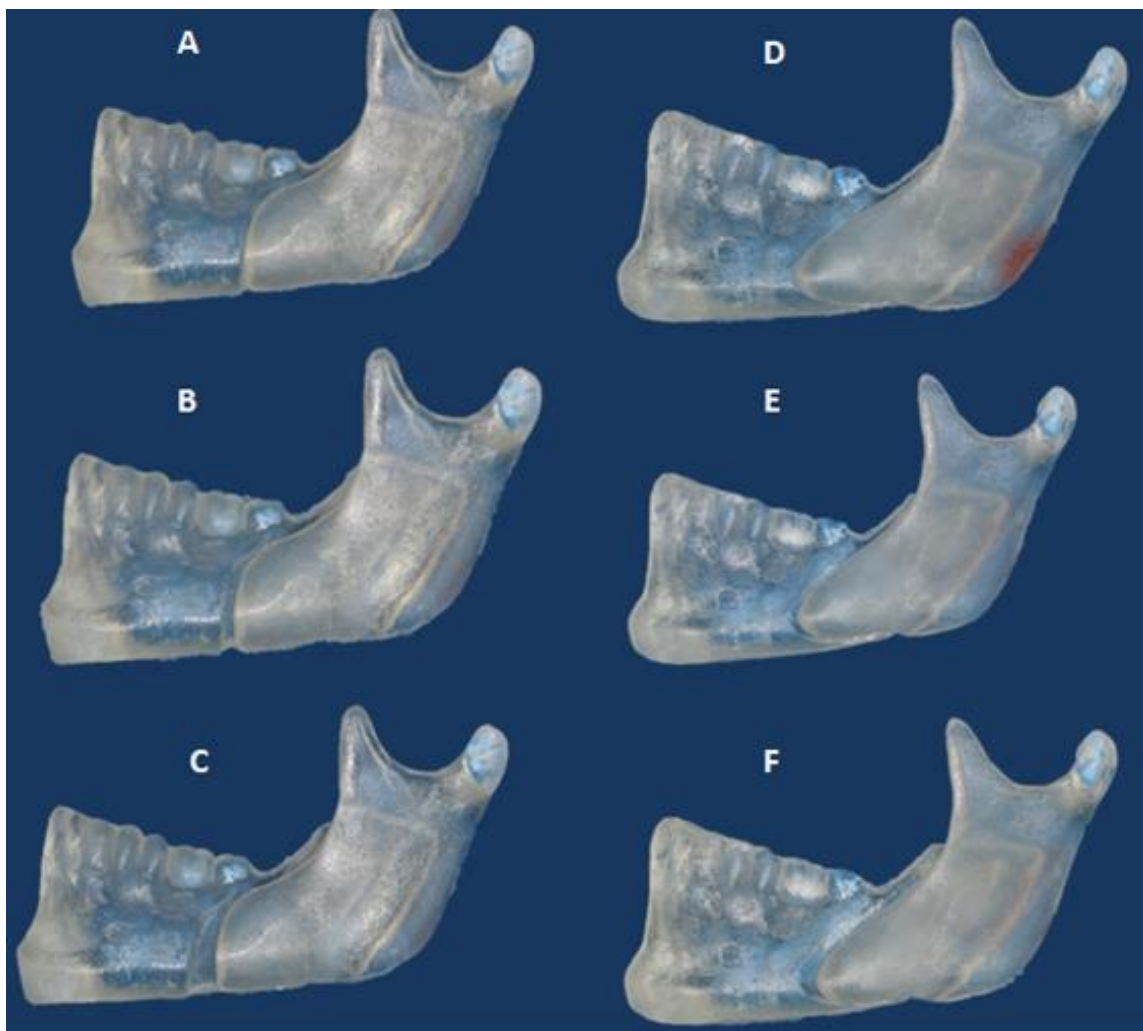


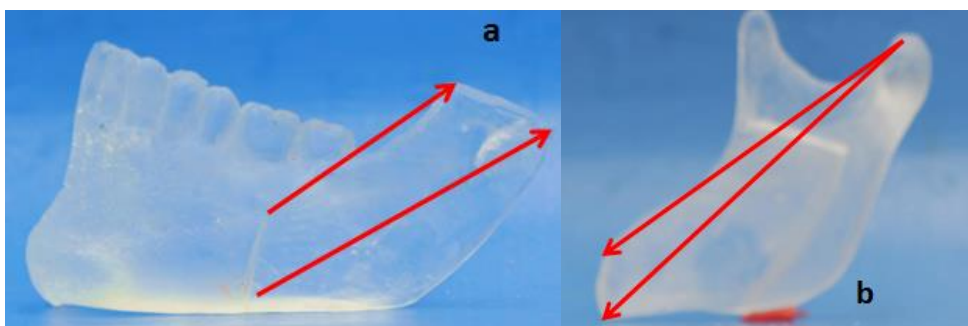
Figura 8. - (A) Grupo IA (sem avanço). (B) Grupo IB (3mm de avanço). (C) Grupo IC (7mm de avanço). (D) Grupo IIA (sem avanço). (E) Grupo IIB (3mm de avanço). (F) Grupo IIC (7 mm de avanço).

4.2 - Preparo da amostra para teste fotoelástico

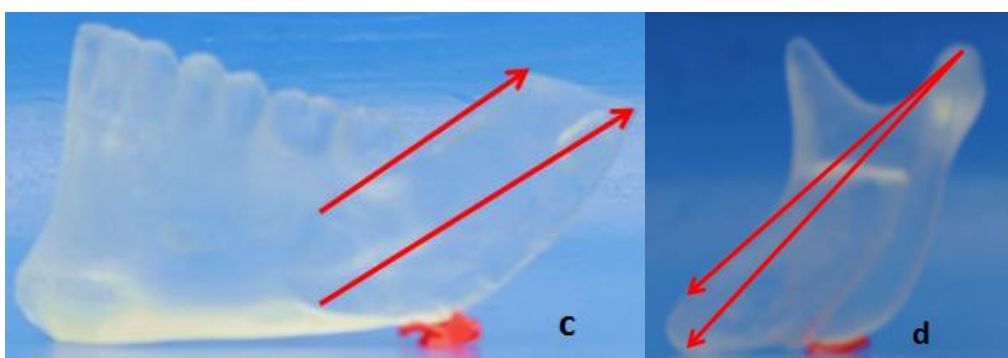
As mandíbulas de poliuretano foram cortadas a partir de um mesmo exemplar, ou seja, a partir de um modelo único. Inicialmente, o corte horizontal acima do forame mandibular foi realizado em rotação 1:1, 30.000 rpm, montado em peça de mão para adaptação de serra recíprocante para a realização da osteotomia sagital propriamente dita.

Finalizando esse processo, o restante das osteotomias foram realizadas da mesma forma que o corte inicial. Após a obtenção de cada modelo OSRM e seguindo sistematicamente as recomendações dos autores idealizadores, Epker (1977) e Farrel & Tucker (2011), esse material foi encaminhado como modelo mestre para obtenção do substrato desse estudo a fim de padronizar a amostra, obtendo uma amostra uniforme e sem alterações na forma e desenho da osteotomia. Em cada modelo de OSRM, o corte iniciou e terminou na mesma região nos três subgrupos de cada grupo conforme a figura 9.a, e 9.b, para garantir a mesma área de contato entre os segmentos separados nos três subgrupos.

Todos os grupos foram fixados sem dobradura das placas e sempre na mesma posição vertical e horizontal no segmento distal (dentado) de acordo com os guias cirúrgicos construídos para redução e perfuração, de acordo com o avanço, e após isso, os guias foram removidos para a fixação da primeira mandíbula escolhida aleatoriamente. Cada subgrupo possuía seu próprio guia que foi utilizado para instalação dos parafusos nos dois grupos estudados nesse trabalho (Figura 10 e Figura 11). Esse guia permitiu a mesma configuração espacial dos parafusos e mesma área entre os mesmos. As perfurações foram realizadas com broca cilíndrica de 1,6mm de diâmetro e com a instalação dos parafusos posicionalmente, perpendiculares à osteotomia.



9.a - Osteotomia Convencional



9.b - Osteotomia não angulada

Figura 9. Distâncias correspondentes entre côndilo e término da osteotomia no segmento proximal e distância entre o início da osteotomia e término nos segmentos correspondentes. **(a) (b)** Osteotomia convencional (angulada) de 40 mm e 65 mm no segmento distal e 80 mm e 95 mm no segmento proximal. **(c) (d)** Osteotomia linear de 40 mm e 65 mm no segmento distal e 80 m. e 95 mm no segmento proximal.



Figura 10. - Guias para redução, perfuração e posterior adaptação das placas e parafusos dos grupos IA, IB e IC.

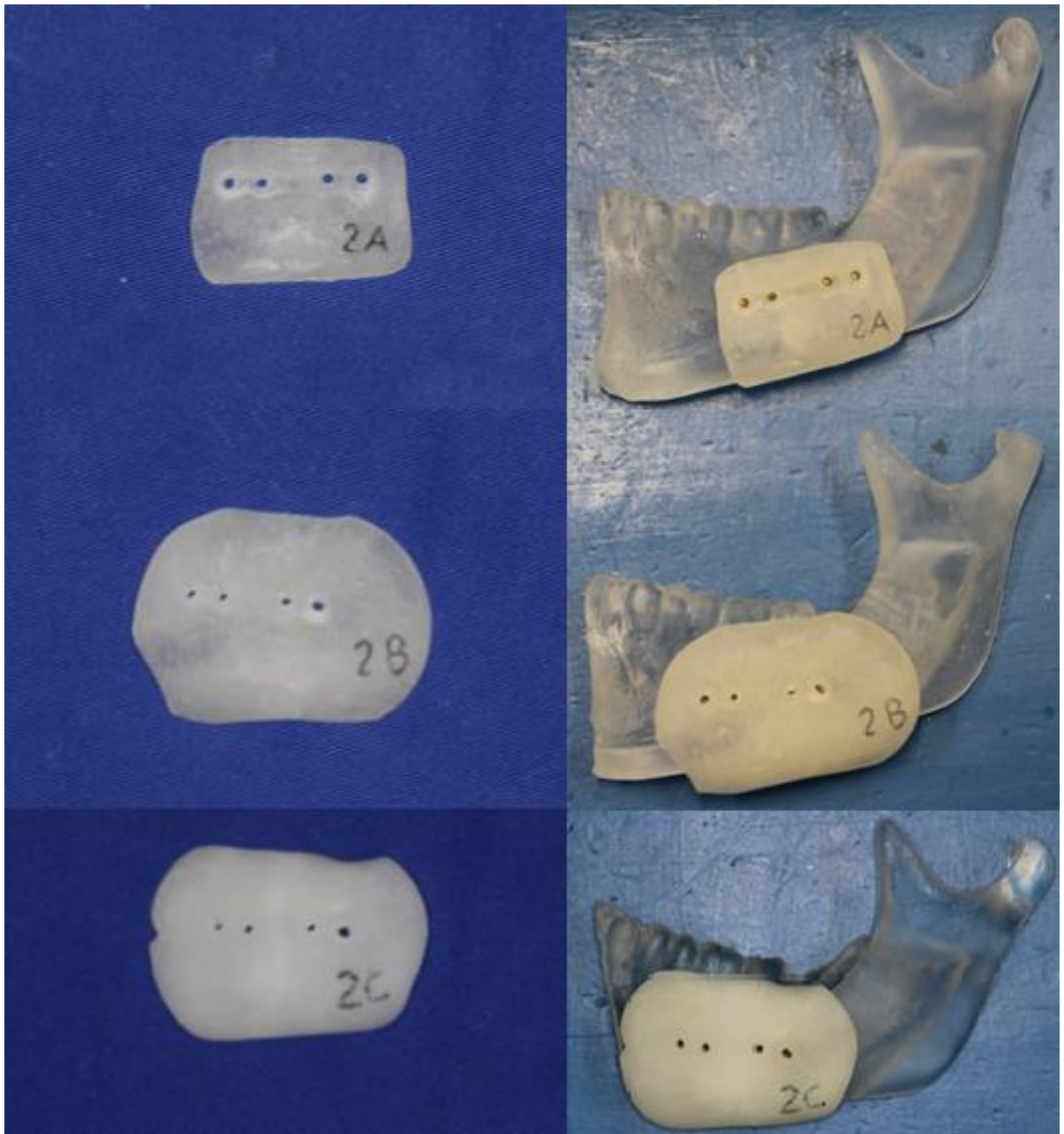


Figura 11. - Guias para redução, perfuração e posterior adaptação das placas e parafusos dos grupos IIA, IIB e IIC.

4.3 - Material de Fixação

A fixação dos segmentos foi realizada por meio de placas e parafusos de titânio 2,0x5mm dispostos perpendicularmente à face mandibular lateral (fig. 12 e 13) todos com conexão em cruz fornecidos pela empresa brasileira ENGIMPLAN. Nas amostras as placas e os parafusos utilizados tinham como matéria-prima o titânio grau 5 de acordo com a norma ASTM F136. As placas foram sempre dispostas na mesma posição no segmento distal, evitando assim qualquer pré-dobragem da placa, distando 5mm da porção posterior do forame mentoniano e 10mm abaixo da cervical do dente 35. O cruzamento destas duas linha é o limite anterior da placa de fixação.

Produto/Dimensão: **PARAFUSO TI 2,0 X 05MM CD – TIPLAN**

Nome Técnico: **Parafuso Implantável**
Nome Comercial: **Parafuso Ortopédico em Titânio Tiplan Engimplan**
Código: **101.30005** Quantidade: 1 Fabricação: **28/11/2012**
Registro ANVISA Nº: **10208610027** Lote: **A68586-0** Validade: **Indeterminada**
Material: **LIGA EM TITANIO Ti6Al4V ASTM F136**

PRODUTO NÃO ESTERIL – ESTERILIZAR ANTES DO USO PROIBIDO REPROCESSAR	PRODUTO DE USO ÚNICO NÃO REUTILIZAR
--	--

Condições especiais de armazenamento, conservação, manipulação, precauções, advertências, antes de utilizar o produto "Ver Instrução de Uso"

 Nome: ENGIMPLAN ENG. DE IMPLANTE IND. E COM. LTDA.
Endereço: AVENIDA 68, 227 – VILA OLINDA – RIO CLARO/SP – CEP: 13504--221
CNPJ: 67.710.244/0001-39 – Ind. Brasileira
Atendimento ao Consumidor: 19 35227407 – www.engimplan.com.br
Responsável Técnico: Engº Rafael do Nascimento Santos CREA/SP 5061681126

 7 899073 900767  A68586-0

Produto/Dimensão: **PLACA P/BUCO PONTE RETA 4F**

Nome Técnico: **Placas e Malhas Implantáveis**
Nome Comercial: **Placa Especial Engimplan**
Código: **102.22104** Quantidade: 1 Fabricação: **09/11/2012**
Registro ANVISA Nº: **10208610007** Lote: **A68252-0** Validade: **Indeterminada**
Material: **TITANIO ASTM F67 GRAU 2**

PRODUTO NÃO ESTERIL – ESTERILIZAR ANTES DO USO PROIBIDO REPROCESSAR	PRODUTO DE USO ÚNICO NÃO REUTILIZAR
--	--

Condições especiais de armazenamento, conservação, manipulação, precauções, advertências, antes de utilizar o produto "Ver Instrução de Uso"

 Nome: ENGIMPLAN ENG. DE IMPLANTE IND. E COM. LTDA.
Endereço: AVENIDA 68, 227 – VILA OLINDA – RIO CLARO/SP – CEP: 13504--221
CNPJ: 67.710.244/0001-39 – Ind. Brasileira
Atendimento ao Consumidor: 19 35227407 – www.engimplan.com.br
Responsável Técnico: Engº Rafael do Nascimento Santos CREA/SP 5061681126

 7 899073 906189  A68252-0

Figura 12. - Códigos de referência das placas e parafusos. ENGIMPLAN – Engenharia de Implante Indústria e Comércio Ltda. Rio Claro – SP - Brasil



Figura 13. - Imagem das placas, parafusos e chaves usados nas mandíbulas fotoelástica

4.4 - Suporte de teste

De forma padronizada, todos os grupos de hemimandíbulas foram preparados para adaptação em um único suporte metálico, constituído de uma liga de ferro, composto por uma base retangular e uma haste vertical com uma extensão horizontal em sua região mais superior (figura 14 e 15). Esse suporte conferia rigidez às mandíbulas em três pontos distintos, evitando assim, a rotação anti-horária do sistema durante o carregamento.

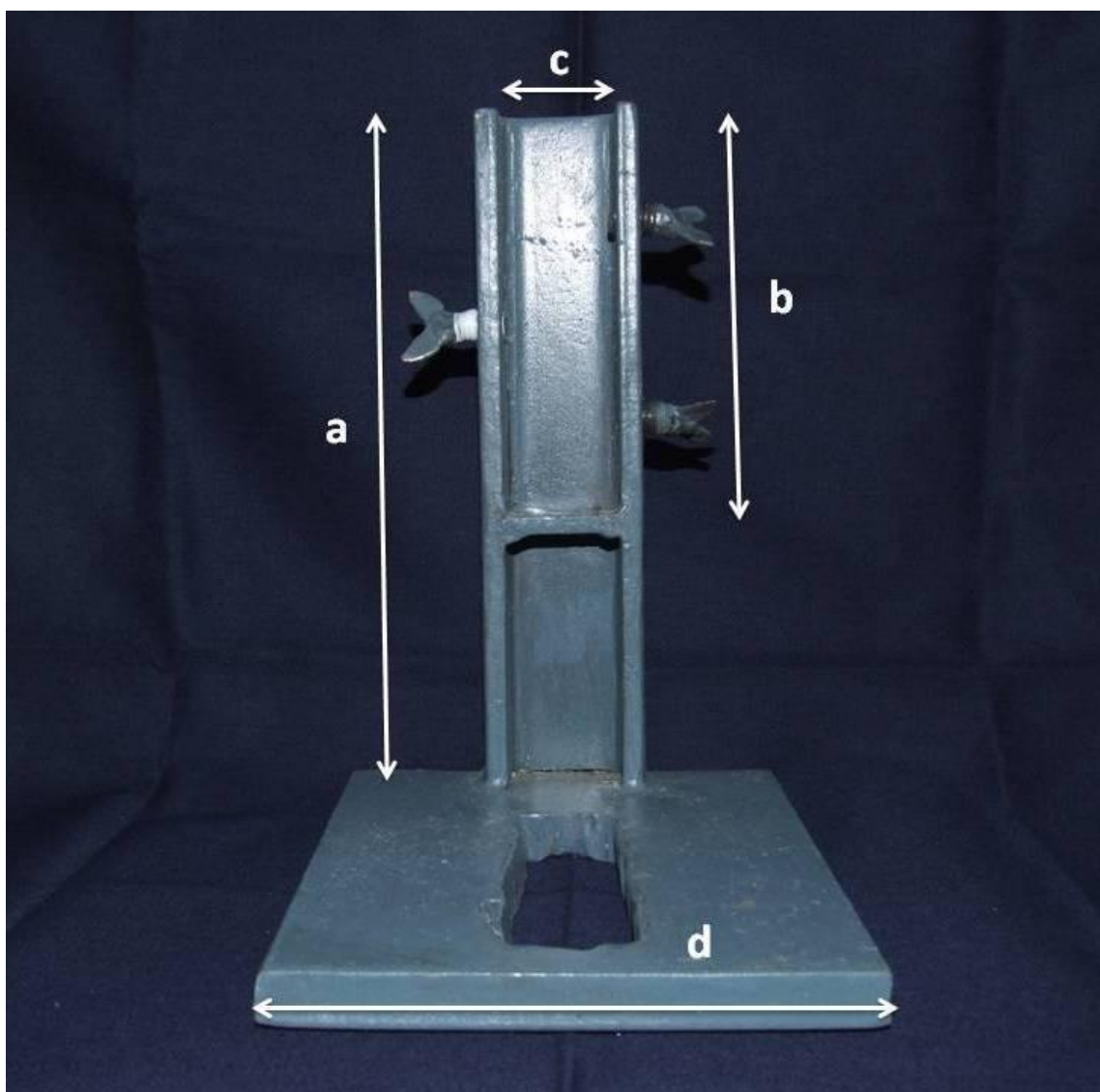


Figura 14. - Suporte metálico - Vista frontal - Dimensões do suporte de testes. (a) Altura da haste = 18 cm, (b) Altura da haste onde era adaptada a hemimandíbula = 12 cm, (c) Largura interna da haste = 3 cm, (d) Largura da base do suporte = 13 cm.

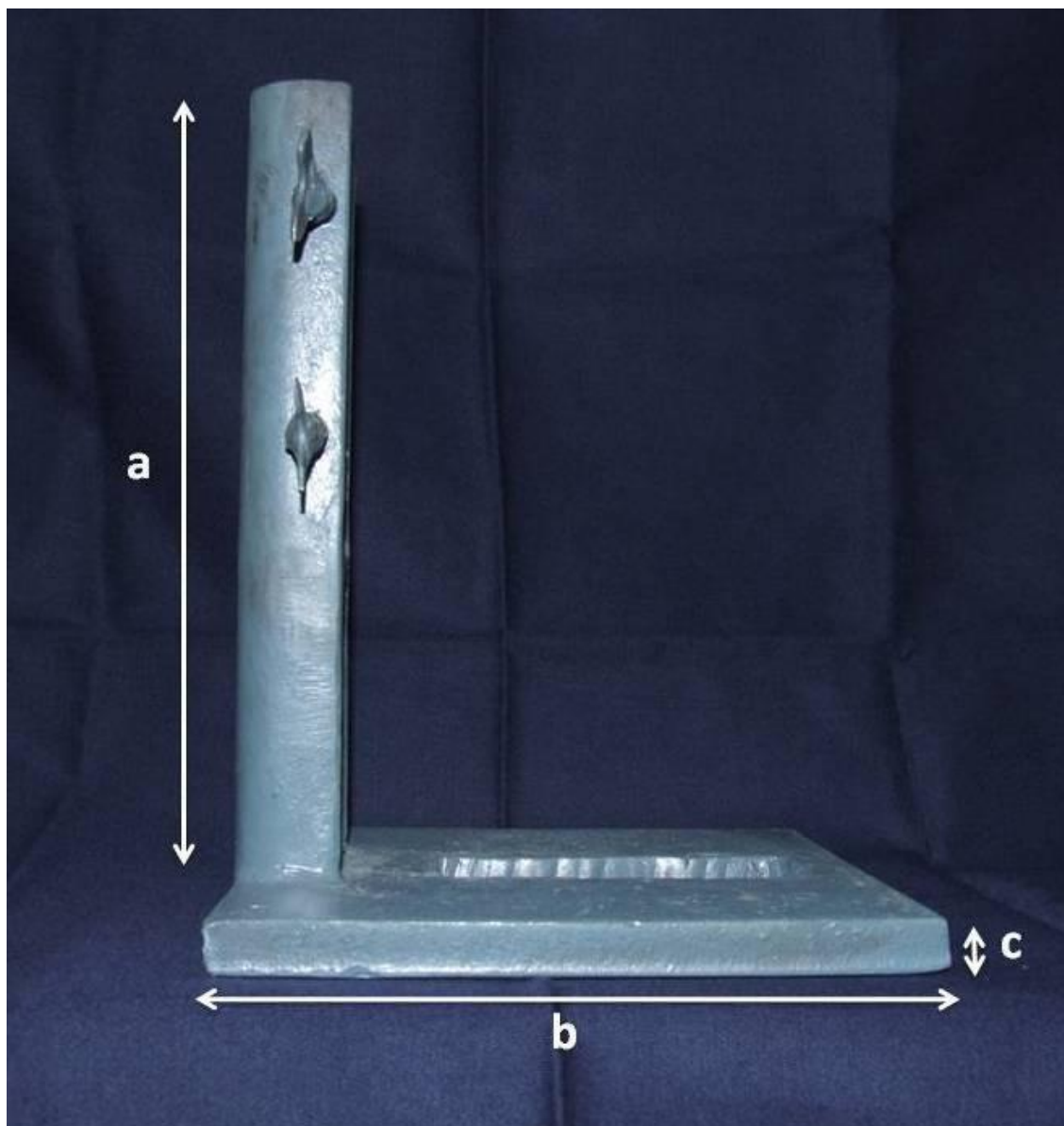


Figura 15. - Suporte metálico - Vista lateral - Dimensões do suporte de testes. (a) Altura da haste = 18 cm, (b) Comprimento da base = 23 cm, (c) Altura da base = 1,2 cm

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 para permitir seu posicionamento e fixação nos suportes em que foram levadas à máquina de

ensaio. Para isto foi utilizado um molde metálico retangular (Fig. 16 e 17), 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.

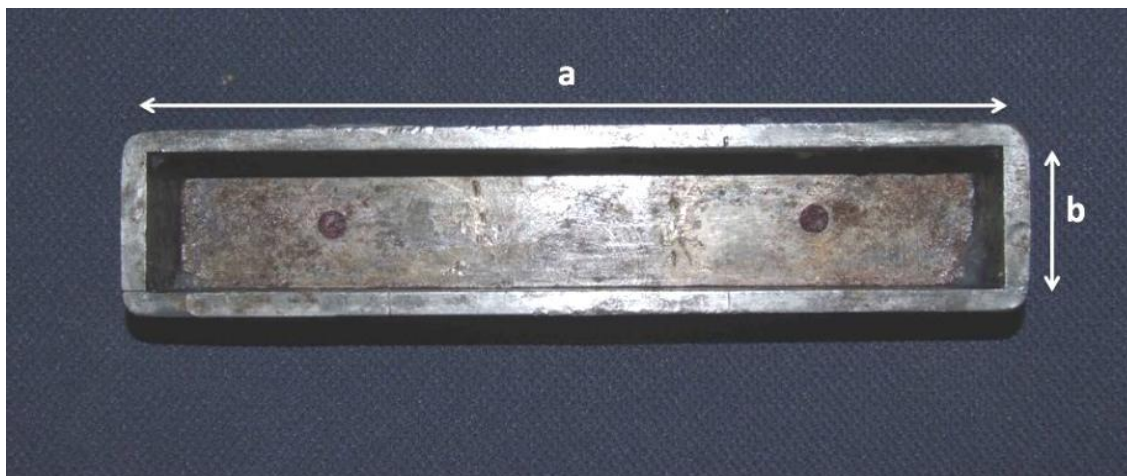


Figura 16. - Molde em metal para inclusão das hemimandíbulas – vista superior. (a) Comprimento do suporte = 18 cm, (b) Largura do suporte = 3cm.



Figura 17 - Molde em metal para inclusão das hemimandíbulas – vista lateral. (a) Altura do suporte = 3 cm.

4.5 – Teste Fotoelástico

O Teste fotoelástico avaliou a distribuição de tensões dos dois diferentes desenhos de osteotomia sagital do ramo mandibular variando o avanço mandibular em cada subgrupo. As forças foram exercidas sobre as mandíbulas com os dois desenhos diferentes e fixação idêntica dentro dos subgrupos. Para isso 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, (figura 18).



Figura 18. - Máquina de ensaio universal Instron 4411.

Para a realização de tal teste, foi usado um dispositivo metálico de aplicação de carga (Figura 19).



Figura 19. - Dispositivo para a aplicação de carga.

Os segmentos da hemimandíbula foram então fixados com o auxílio dos guias confeccionados em resina acrílica. Para o teste fotoelástico, foram confeccionados dois modelos correspondentes às seguintes amostras: Osteotomia Convencional e Osteotomia sem degrau.

A fixação dos segmentos foi realizada por meio de placas e parafusos de titânio 2,0x5mm dispostos perpendicularmente à face mandibular lateral (figura 20 A e figura 20 B) todos com conexão em cruz fornecida pela empresa brasileira ENGIMPLAN (ENGIMPLAN – Engenharia e Implante Indústria e Comércio Ltda.) e as placas eram do sistema de 2,0mm, com ponte de 7mm e 1mm de espessura, devido aos avanços.

A perfuração das amostras foi realizada lentamente com brocas do sistema 2,0 mm ENGIMPLAN sistema de implante, (ENGIMPLAN, Rio Claro-SP/Brasil) a 30.000 rpm, com irrigação abundante com água para evitar a indução de tensões no modelo de resina fotoelástica.



20.a

20.b

Figura 20 – Hemimandíbulas confeccionadas em resina fotoelástica e fixadas.

Fixação com placa reta, com diferentes avanços. (**20.a** – Osteotomia Convencional (Grupo I) ; **20.b** – Osteotomia sem Degrau (Grupo II)

Após a fixação dos modelos, os mesmos foram adaptados 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 21 A e 21 B).

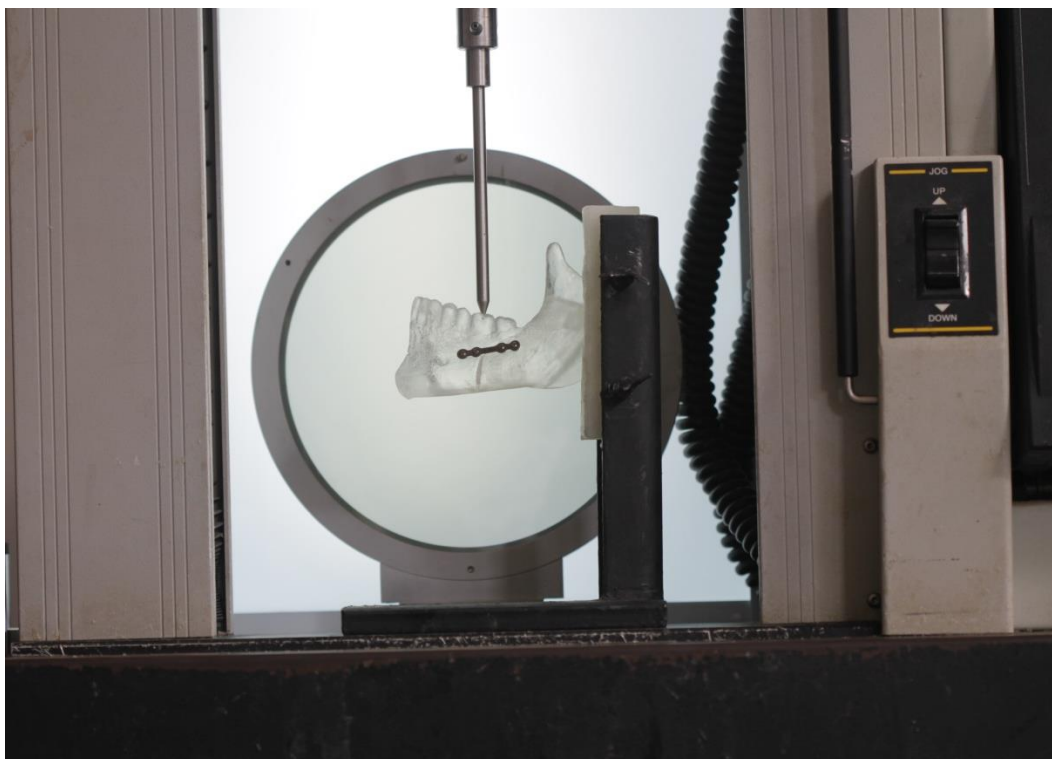


Figura 21 A – Vista frontal do polariscópio acoplado à máquina de ensaio.

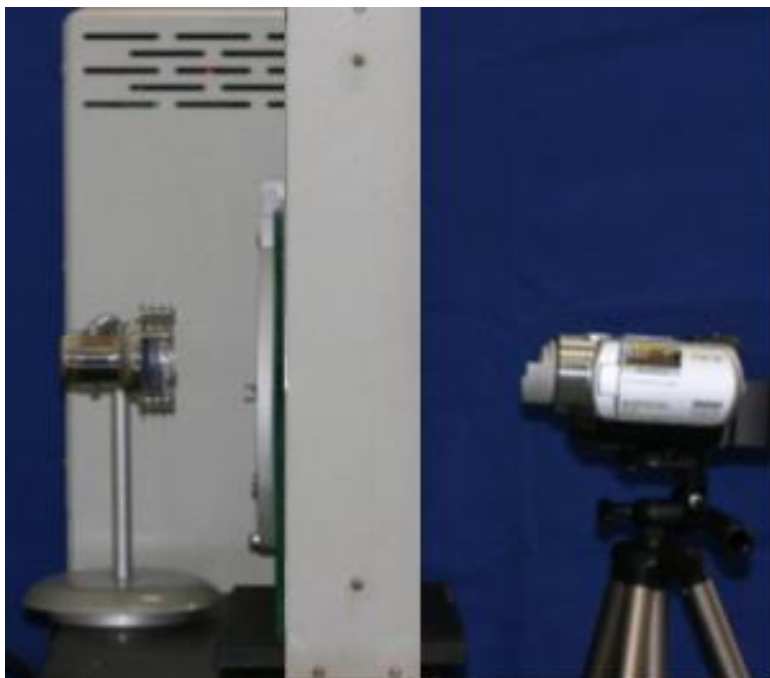


Figura 21 B – Vista lateral do polariscópio já acoplado à máquina de ensaio e com a câmera em posição.

As amostras foram submetidas à carga vertical na região da fossa central dos primeiros dos molares inferiores através de um dispositivo de aplicação de carga, 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.

Para melhorar a visualização das franjas de tensões nas hemimandíbulas confeccionadas em resina fotoelástica, foi adicionado vaselina líquida transparente (Campestre Ind. e Com. de Óleos Vegetais Ltda. – São Bernardo do Campo, São Paulo, Brasil) em toda superfície das hemimandíbulas de resina fotoelástica.

Para a realização do teste fotoelástico, as hemimandíbulas em resina fotoelástica foram presas e apertadas ao suporte metálico, com parafusos.

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.

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.

Para se tentar minimizar as tensões geradas nos modelos fotoelásticos, os mesmos foram levados a uma estufa com temperatura de 55°C 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.

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.

4.6 - Análise dos Dados da Avaliação Fotoelástica

Para a análise fotoelástica, foi adotado o método qualitativo, que é composto, de acordo com Damaceno (2005), pela avaliação descritiva e comparativa da localização, distribuição e concentração das franjas formadas durante e após a realização de cada 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 ao longo da fixação empregada.

5. Resultados

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 3mm). Para análise dos dados, as franjas formadas no substrato foram comparadas entre os dois 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.

No grupo IA, após o deslocamento de 3 mm da hemimandíbula, observa-se que quase a totalidade da tensão estava localizado ao redor do parafusos 3, que é o mais próximo da osteotomia no segmentos proximal, com pouco indução no parafuso 4, que é o mais distante da osteotomia no segmentos proximal. Tensão insignificante foi gerada ao redor dos parafusos do segmento distal (Figura 22).

Teste Vertical – Deslocamento de 3 mm

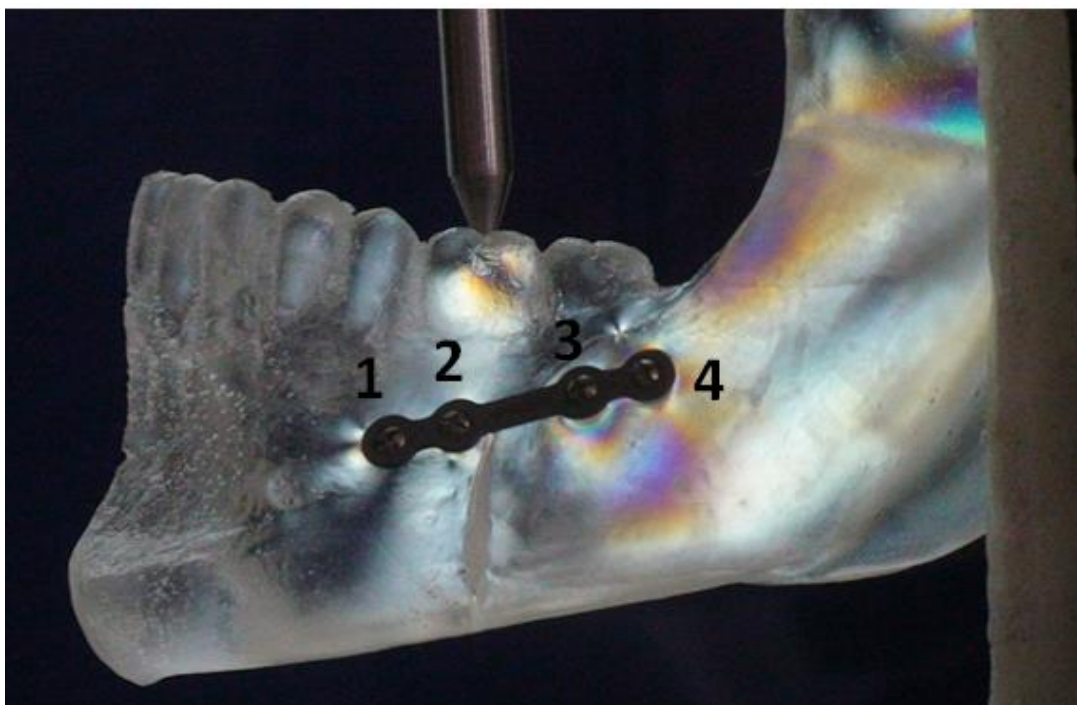


Figura 22 – Grupo IA – Placa reta e parafusos monocorticais – (3min) – Sem avanço

No caso do Grupo IB com avanço de 3 mm, constatamos na análise fotoelástica, que a tensão começa a ter maior dissipação para os demais parafusos, principalmente para os do segmento distal, que no caso do sem avanço, tinham tensão insignificante. Interessante notar que a tensão no parafuso 3, inclusive foi reduzida se comparada com as imagens do modelo sem avanço.

Teste Vertical – Deslocamento de 3 mm

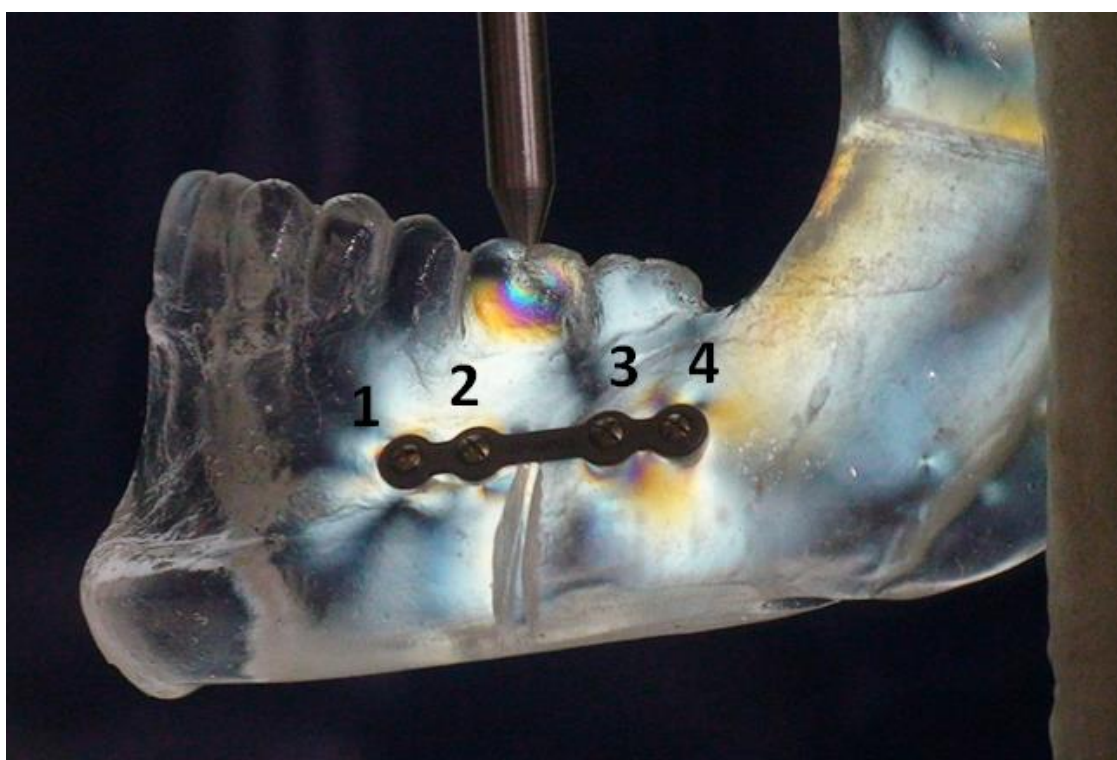


Figura 23 – Grupo IB – Placa reta e parafusos monocorticais – (3min) – Avanço de 3mm

Para o Grupo IC com avanço de 7 mm, as tensões parecem se acumular no parafuso 4, com franjas aumentadas se comparado com os modelos sem avanço e com avanço de 3 mm. Os demais parafusos parece que a tensão de manteve semelhante se comparado com o modelo de 3 mm.

Teste Vertical – Deslocamento de 3 mm



Figura 24 – Grupo ICI – Placa reta e parafusos monocorticais – (3 min) – Avanço de 7mm

O modelo de ensaio com a osteotomia segundo Tucker (2011), no Grupo IIA, sem avanço, as tensões se acumularam também ao redor no parafuso mais próximo da osteotomia do segmento proximal (parafusos 3), entretanto, ao contrário da osteotomia de Epker, as tensões parece se dissiparem melhor pelo modelo, principalmente para a região da linha oblíqua que é uma área de maior resistência da mandíbula, não ficando concentrada ao redor do sistema de fixação.

Teste Vertical – Deslocamento de 3 mm

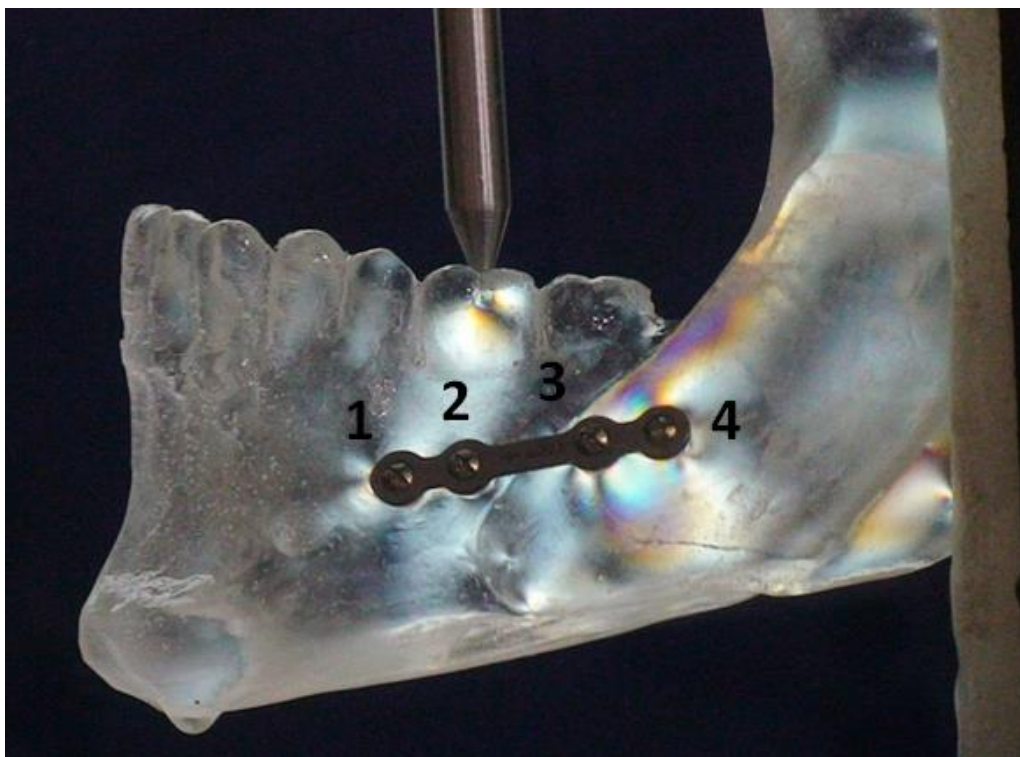


Figura 25 – Grupo IIA - Placa reta e parafusos monocorticais – (3min) – Sem avanço

Com um avanço de 3 mm na osteotomia no Grupo IIB, as tensões assim como aconteceu na osteotomia de Epker, começaram a serem induzidas também nos demais parafusos, em especial os do segmento distal, porém nesse tipo de osteotomia, parece que a tensão gerada foi maior, no entanto teve melhor dissipação para a linha oblíqua e para a base da mandíbula, áreas de maior resistência, não ficando somente concentrada as tensões ao redor dos parafusos.

Teste Vertical – Deslocamento de 3 mm

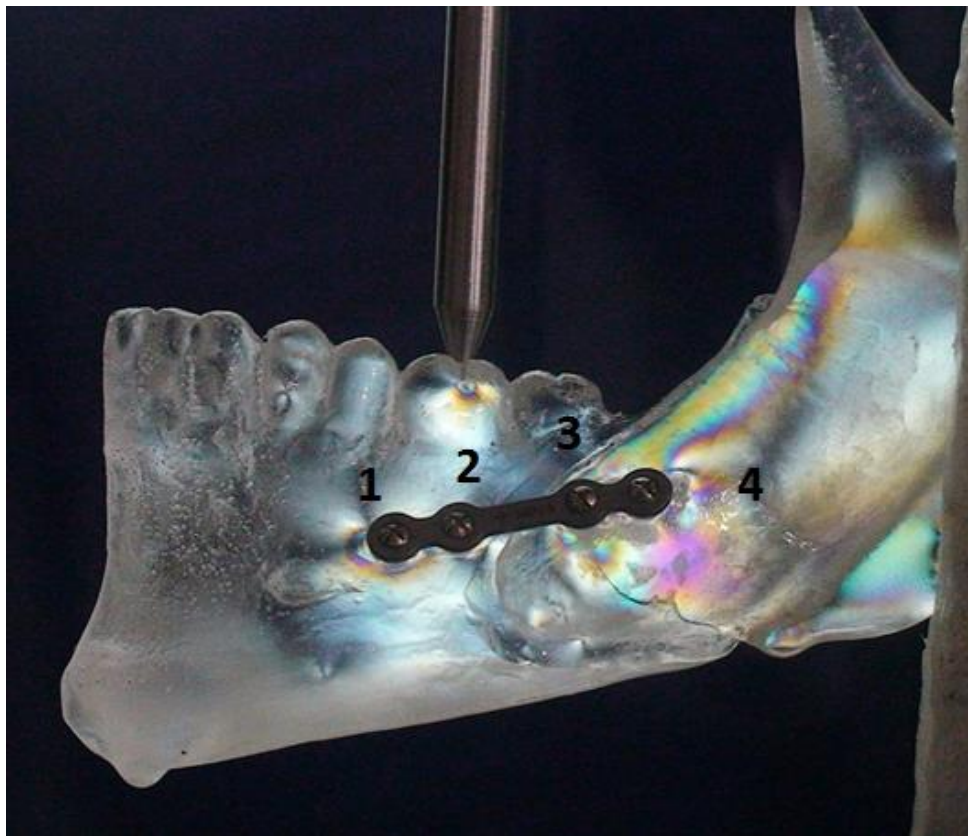


Figura 26 – Grupo IIB - Placa reta e parafusos monocorticais – (3min) – Avanço de 3mm

No caso do Grupo IIC com um avanço maior (7 mm), aquela dissipação de tensões para área de maior resistência do substrato (linha oblíqua e base da mandíbula), parece ter pouco efeito, voltando as tensões a se concentrarem ao redor dos parafusos. Entretanto, se comparado com o grupo da osteotomia de Epker, as tensões para a mesma quantidade de avanço parece ser menor ao redor do sistema de fixação.

Teste Vertical – Deslocamento de 3 mm

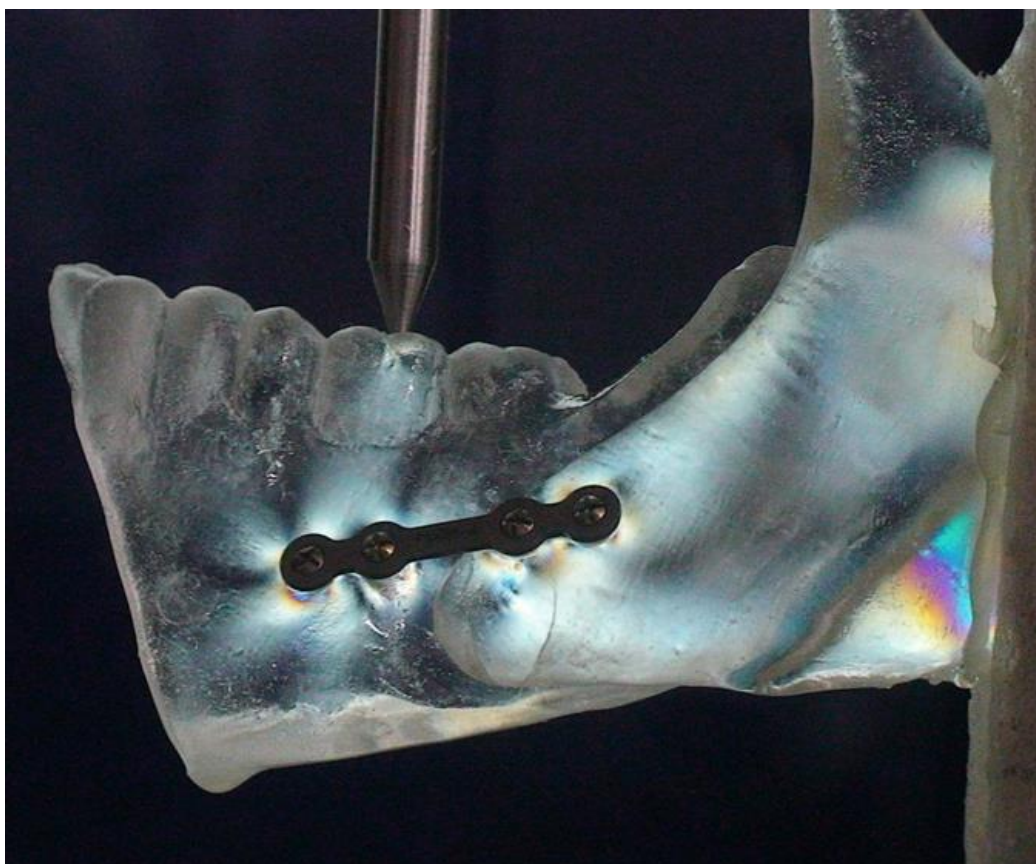


Figura 27 – Grupo IIC - Placa reta e parafusos monocorticais – (3min) – Avanço de 7mm

6. Discussão

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

O método selecionado para esta pesquisa é fortemente balizado por diversos autores como (Broadsky et al.,1975); (Cruz et al., 2004); (Laganá et al. 1992), (Noonan et al.,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 vantagem é a possibilidade de se fazer a análise de distribuição de tensões em corpos de morfologias 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 o nesta pesquisa, também apresentam maior dificuldade de interpretação. Quanto mais simples o substrato da resina fotoelástica, maior é a facilidade da análise. 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 (Kuske & Robertson, 1974).

Outras dificuldades encontradas na técnica são os procedimentos de moldagem da peça a ser confeccionada, a dificuldade das manobras para a retirada do modelo do interior do molde e o seu manuseio laboratorial, que pode provocar a indução de tensões capazes de 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, o que não nos possibilitou realizar o teste com a mandíbula na posição horizontal, cuja leitura das franjas de tensões possuía pouca nitidez comparada com os testes verticais.

Deve-se ressaltar a importância da avaliação inicial dos modelos fotoelásticos para verificar as tensões que foram formadas na confecção dos mesmos, o que possibilitou a distinção das mesmas com as franjas de tensões induzidas no teste, que são as de interesse para o estudo. O que se buscava era 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 deste estudo, em que foi 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 e colocação dos modelos em estufa com o intuito de remover tensões superficiais (Damaceno, 2005).

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 (Sato, 2009).

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 grupos.

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 estável, o deslocamento de 3 mm mostrou ser aquele com a melhor distribuição de tensões no trabalho de Sato *et al.*, 2009.

Dessa forma foi optamos por um deslocamento de 3mm porque permitia uma boa visualização das franjas como também poderíamos reproduzir uma condição fisiológica, uma vez que Foley *et al.* (1989) e Kohn *et al.* (1995) admitiram uma deflexão máxima de 3 mm para registro da carga de pico em seus experimentos, considerando que deslocamentos maiores que este são incompatíveis com as condições fisiológicas.

Quanto a velocidade de deslocamento da célula de força também pôde ser encontrada em alguns estudos com diferentes protocolos. Valores de deslocamento de 0,5 mm/min (Tharanon, 1998), 1 mm/min (Kohn *et al.*, 1995; Guimarães Filho, 2003; Asprino, 2005), 2 mm/min (Trivellato, 2001), 10 mm/min (Foley *et al.*, 1989; Armstrong *et al.*, 2001), 1 mm/s (Bouwman *et al.*, 1994b), 5 mm/s (Peterson *et al.*, 2005; Van Sickels *et al.*, 2005) e 1 cm/s (Schwimmer *et al.*, 1994) já foram preconizados. Baseado nestes dados, a realização destes experimentos com a velocidade de 1 mm/min não comprometeu a resistência do sistema e permitiu o aparecimento das franjas de forma adequada para a análise.

Considerando-se as fixações através do uso de parafusos monocorticais para esse estudo, foi possível observar, através da análise das franjas de tensões, no caso da osteotomia segundo Epker (1977), quando não houve avanço, a tensão parece se acumular no parafuso mais próximo à osteotomia no segmento proximal (parafuso 3), conforme foi se aumentando a quantidade de avanço, a tensão começa a ser distribuída para os demais parafusos, sendo o grupo mais homogêneo o de 3 mm de avanço. No caso do avanço de 7 mm, a tensão começa a se deslocar e acumular no parafuso mais distante da osteotomia no segmento proximal, ou seja, o principal local de concentração das tensões na osteotomia do Epker é a região próximo aos parafusos ou seja no próprio sistema de fixação.

Nos grupos da osteotomia segundo Farrel & Tucker (2011), as tensões parecem ser melhores distribuídas quando comparado com a de Epker (1977), pois as mesmas parecem não ficar concentradas somente ao redor do sistema de fixação, mas sim para regiões de maior resistência do substrato, como a linha oblíqua e base da mandíbula. Além disso, apesar desse efeito ter diminuído para o avanço maior (7 mm), ainda assim as tensões geradas parecem ser menores no caso da osteotomia de Tucker quando comparado com a de Epker. Esse menor padrão de formação de franjas observadas na osteotomia proposta por Tucker pode ser devido a adaptação mais passiva da osteotomia utilizada no grupo II, corte mais linear, sem angulação da serra e mantendo a linha oblíqua íntegra e com maior contato ósseo ao longo da osteotomia e com isso o sistema de fixação pode ter dividido melhor a carga com o substrato e por isso apresentou melhor comportamento na distribuição das franjas.

A partir dessa consideração, é possível afirmar que a região próxima ao sistema de fixação na osteotomia preconizada por Epker (1977) e região da linha oblíqua e base mandibular na osteotomia idealizada por Tucker (2011) estão submetidas a 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 *et al.*, 1948), Ralph & Caputo (1975), (Mongini *et al.*, 1979) e (Ralph *et al.*, 1975), incluindo o clássico trabalho de Champy & Lodde (1976), para a região mais inferior, na qual possui menor resistência. Essa transferência da área de tensão da linha oblíqua para a região próxima à fixação e base mandibular, também pode ser identificada se compararmos os grupos nos 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. Entretanto, sabendo que a diminuição da espessura óssea pode comprometer a resistência mecânica do sistema, logo a micro arquitetura óssea e a preservação das corticais ósseas no sítio onde

pretende instalar o material de fixação é importante, uma vez que aumentará a capacidade do sistema em receber cargas oclusais e consequentemente aumentará a confiabilidade desse sistema complexo.

A partir desses resultados obtidos pelos testes de fotoelásticidade foi possível observar que a osteotomia idealizado por Farrel & Tucker (2011) parece ter melhor distribuição de tensões que a do Epker (1977), quando aumenta os avanços e há melhor distribuição de tensões, não ficando restrita somente ao redor dos parafusos. Isso é de fundamental importância saber localizar na prática clínica esses pontos com tensões, uma vez que já foi demonstrado na literatura nos anos 70 (Glickman *et al.* 1970), através de estudos histológicos que as zonas de tensão geradas no modelo fotoelástico correspondiam exatamente às área de tensão nos tecidos biológicos, que são aquelas de reabsorção dos tecidos periodontais de suporte. Dessa forma durante o procedimento cirúrgico é de fundamental importância assegurar um bom travamento dos parafusos próximas aos sistemas de fixação, principalmente no terceiro e quarto parafusos na osteotomia de Epker (1975), já que na osteotomia de Tucker (2011), as tensões parecem ser melhores distribuídas.

A respeito das considerações finais dos testes, 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 e os pontos submetidas às maiores cargas, como os parafusos situados mais próximos a osteomia, 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.

A versão modificada da OSRM (osteotomia não angulada) pode minimizar algumas das possíveis complicações associadas à OSRM. A inovação da técnica é que é direcionada a correção de assimetrias mandibulares. Mandíbulas assimétricas podem ter alterações anatômicas e isso pode aumentar a complexidade da osteotomia. Associado a isso, o estreitamento do ramo médio-lateralmente associado à deformação do corpo e grave assimetria pode impedir o desempenho de uma osteotomia tradicional. Contudo, o conhecimento anatômico,

bem como a necessidade de uso de dispositivo e serras para realização das osteotomias na base mandibular, bem como um tempo um pouco a mais da cirurgia e a necessidade de um cirurgião experiente, na qual são os requisitos para realização dessa técnica, pode limitar o uso dessa forma modificada de OSRM.

O maior complicador da osteotomia não angulada é o corte de borda inferior, o que pode induzir fraturas indesejadas. Nessa técnica a osteotomia superior inicial sobre a face lingual da mandíbula requer uma maior orientação vertical para baixo do que a tangente de um corte oblíquo típico na depressão retrolingual. Frequentemente, no entanto, o aspecto mais sensível à técnica da osteotomia envolve o corte de borda inferior. A borda inferior requer maior descolamento do tecido mole para permitir uma melhor visualização e acesso. Este é um ponto importante, pois a incidência de fraturas desfavoráveis aumenta sem uma osteotomia adequada através da borda inferior.

Epker em 1977, defendeu que o menor deslocamento dos tecidos preveniria a necrose asséptica e durante a execução dessa osteotomia um bom deslocamento é necessário para a viabilização da técnica da osteotomia não angulada. Dessa forma devemos individualizar os casos, realizar um bom planejamento para melhor indicação de qual técnica usar, uma vez que devemos considerar o prejuízo biológico e lembrar que a nossa meta é oferecer maior conforto e menor morbidade aos nossos pacientes e prevenir dessa forma complicações pós-operatórias.

Em relação ao uso da miniplacas, a literatura também mostra que a resistência mecânica dessa forma de fixação é normalmente inferior quando comparada com os parafusos bicorticais (Murphy et al., 1997; Peterson et al., 2005; Brasileiro et al., 2009; Sato et al., 2010). Entretanto, apesar dessa desvantagem quanto à resistência mecânica, a fixação com miniplacas e parafusos monocorticais é muito utilizada pelos cirurgiões por apresentar algumas vantagens em relação à fixação com parafusos bicorticais, entre elas: acesso intraoral, menor risco de torque condilar, menor risco de lesão ao nervo alveolar inferior, fácil correção do segmento distal quando esse é mal posicionado durante a cirurgia e rapidez na retirada do sistema de fixação sob anestesia local. Os

parafusos são instalados na parte mais crítica do segmento proximal onde a quantidade remanescente de tecido ósseo pode comprometer a resistência. Por isso, deve-se evitar a fixação em áreas onde a arquitetura óssea é delgada ou na parte final do segmento proximal. Na região final do segmento proximal é uma área chave, uma vez que essa região é de suma importância no sucesso em curto prazo para essa técnica com esse tipo de fixação utilizada neste estudo. Entretanto, sabendo que a diminuição da espessura óssea pode comprometer a resistência mecânica do sistema, logo a micro arquitetura óssea e a preservação das corticais ósseas no sítio onde pretende instalar o material de fixação é importante, uma vez que aumentará a capacidade do sistema em receber cargas oclusais e conseqüentemente aumentará a confiabilidade desse sistema complexo.

É importante ressaltar que mais importante do que o resultado individual dos estudos com osteotomias, é saber se os dados obtidos desses testes, são suficientes para permitir o reparo ósseo após procedimento cirúrgico de OSRM.

Apesar da menor resistência das placas demonstrada na literatura, elas são suficientes, pois permitem o correto reparo ósseo, pois as forças mastigatórias também diminuem no pós-operatório, (Throckmorton 2001). Baseado nisso, apesar dessas diferenças, clinicamente elas não devem influenciar em termos de resistência mecânica, podendo ambas ser utilizadas dependendo do caso e da preferência de cada profissional, já que o padrão mastigatório muda no pós-cirúrgico da OSRM.

Algumas considerações precisam ser feitas em relação ao posicionamento das miniplacas nos testes fotoelásticos, como também nos testes mecânicos. Nesse estudo, a posição da mesma, está respeitando os limites anatômicos, distando 5mm da porção posterior do forame mentoniano e 10mm abaixo da cervical do dente 35. Nessa posição não houve necessidade de dobragem da mesma, que poderia ser mais uma variável no estudo, e a placa ficou semelhante à situação clínica, o que seria recomendável para futuros estudos.

A análise desse sistema é muito complexa, pois deve-se analisar vários sistemas como ação muscular com diferenças de magnitude, articulação

temporomandibular, tipo de osteotomia utilizada, tipo de movimento e tipo de fixação dentro de um grande sistema que difere dos modelos in vivo, mostrando que esse trabalho pode ser complementado de diversas formas e por inúmeros estudos, contribuindo para a elucidação de dúvidas. Futuros trabalhos poderiam explorar mais o tipo de osteotomias e associando a elas várias combinações de fixações e tentar simular avanços e recuos para que dessa forma analisar o comportamento biomecânico desse complexo e esclarecer dúvidas.

Finalmente, é importante ressaltar que outros testes são necessários, como análise de elementos finitos, 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 que:

- Pela análise fotoelástica, a osteotomia não angulada (Grupo II) mostrou apresentar melhor padrão de distribuição de tensões;

Referências

- Andrade CA. Avaliação comparativa por meio de testes mecânicos, análise extensométrica e fotoelástica da influência da realização ou não da osteotomia da base nas osteotomias sagitais dos ramos mandibulares [Tese]. UNICAMP/FOP: 2012.
- Anusavice KJ. Materiais Dentários. São Paulo: Elsevier, 11^a ed, 2005
- Ardary WC, Tracy DJ, Brownridge GW, Urata MM. Comparative evaluation of screw configuration on the stability of the sagittal split osteotomy. Oral Surg. 1989; 68: 125-129.
- Armstrong JEA, Lapointe HJ, Hogg NJV, Kwok AD. Preliminary investigation of the biomechanics of internal fixation of sagittal split osteotomies with miniplates using a newly designed in vitro testing model. J Oral Maxillofac Surg 2001; 59(2): 191-5.
- Asprino L. Comparação da resistência ao carregamento de três técnicas de fixação interna rígida utilizadas no tratamento de fraturas condilares. Estudo *in vitro* em hemimandíbulas de poliuretano [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2005.
- Aziz SR. Simon P. Hullihen and the origin of orthognathic surgery. J Oral Maxillofac Surg. 2004, 62, 1303-1307.
- Bastos PL. Analise fotoelastica da distribuição de tensões em próteses totais fixas implanto-suportadas [Dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2005.
- Bell, WH, Schendel, AS. Biologic basis for modification of the sagittal ramus split operation. J Oral Surg. 1977, v. 35, p. 362-369.
- 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.
- Braun S, Bantleon HP, Hnat HP, Freudenthaler JW, Marcotte MR, Johnson BE. A study of bite force, part 1 a relationship to various physical characteristics. Angle Orthod. 1995, 65, 367-372.
- Booth, DF. Control of the proximal segment by lower border wiring in the sagittal split osteotomy. J Maxillofac Surg. 1981; 9: 126-128.

Broadsky JE, Caputo AA, Furtsman LL. Root Typing: a photoelastichistopatologic correlation. Am J Orthod 1975, 67 (1): 1-10.

Bowman JPB, Putman GD, Tuinzing DB. Fixation following bilateral sagittal ramus osteotomy for mandibular advancement – complications in 700 consecutive cases. Br J Oral Maxillofac Surg. 1995; 33: 231-4.

Bouwman JPB, Kerstens HC, Tuinzing DB. Condylar resorption in orthognathic surgery: the role of intermaxillary fixation. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1994a; 78(2): 138-41.

Brasileiro BF; Grempel RG; Ambrosano GMB, Passeri LA. An in vitro evaluation of rigid internal fixation techniques for sagittal split ramus osteotomies: Advancement surgery. J Oral Maxillofac Surg. 2009; 67:809-817.

Broadsky JE, Caputo AA, Furtsman LL. Root Typing: a photoelastichistopatologic correlation. Am J Orthod. 1975, 67 (1): 1-10.

Buijs GJ, Van der Houven EB, Stegenga B. Mechanical strength and stiffness of biodegradable and titanium osteofixation systems. J Oral Maxillofac Surg. 2007; 65:2148-21.

Cawood JL. Small plate osteosynthesis of mandibular fractures. Br J Oral Maxillofac Surg. 1985; 23(2): 77-91.

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.

Chessa JGR. Estudo comparativo da resistência mecânica à flexão de placas e parafusos reabsorvíveis metálicos utilizados em osteotomias de corpo em mandíbulas de poliuretano [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2008.

Chuong C, Borotikar B, Schwartz-Dabney C, Sinn DP. Mechanical Characteristics of the Mandible After Bilateral Sagittal Split Ramus Osteotomy: Comparing 2 Different Fixation Techniques. J Oral Maxillofac Surg. 2005, 63:68-76.

Cillo JE, Stella JP. Selection of sagittal split ramus osteotomy technique based on skeletal anatomy and preferred distal segment movement: Current therapy. J Oral Maxillofac Surg 2005, 63:109-114.

Daniel Ricard, Joël Ferri. Modification of the Sagittal Split Osteotomy of the Mandibular Ramus: Mobilizing Vertical Osteotomy of the Internal Ramus Segment. J Oral Maxillofac Surg. 67:1691-1699, 2009.

Dal Pont, G. Retro-molar osteotomy for the correction of prognathism. J Oral Surg. 1961, v.19, p. 42-45.

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

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: UNICAMP/FOP; 2005.

Edwards RC, Paxton MC. Modified sagittal split ramus osteotomy for mandibular setback. J Oral Maxillofac Surg. 1994, 52, 524-525.

Ellis E 3rd. Method to passively align the sagittal ramus osteotomy segments. J Oral Maxillofac Surg. 1988, Oct; 65(10):2125-30.

Ellis III, E. The internal fixation of fractures: historical perspectives. In: TUCKER. MR *et al.*, Rigid fixation for maxillofacial surgery. Philadelphia: Lippincott, p.3-29, 1991.

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

Epker, BN. Modifications of the sagittal osteotomy of the mandible. J Oral Surg. 1977 v. 35, p. 157-159.

Epker BN, Stella JP, Fish LC. Dentofacial Deformities – Integrated Surgical and Orthodontic Correction. v.I. Mosby, 1995.

Epker BN, Stella JP, Fish LC. Dentofacial Deformities – Integrated Surgical and Orthodontic Correction. v. IV. Mosby, 1999

Epker BN, Wessberg GA. Mechanisms of early skeletal relapse following surgical advancement of the mandible. Br J Oral Surg. 1982, 20 p175-182.

Epker BN, Wolford LM, Fish LC. Mandibular deficiency syndrome. Surgical considerations for mandibular advancement. Part II. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1978, v45, n3, p. 349-363.

Epker B.N., Fish, L.C. Dentofacial Deformities – Integrated Surgical and Orthodontic Correction. v.1, Mosby, 1986.

Erkmen E, Simsek BS, Yucel E, Kurt A. Comparison of different fixation methods following sagittal split ramus osteotomies using three-dimensional finite elements analysis Part 1: advancement surgery-posterior loading. Int. J. Oral Maxillofac. Surg. 2005, 34: 551–558.

Eser A, Akça K, Eckert S, Cehreli MC. Nonlinear finite element analysis versus ex vivo strain gauge measurements on immediately loaded implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2009; 24: 439-46.

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.

Farrel, BB, Tucker, MR: Mandibular Asymmetry: Diagnosis and Treatment Considerations. In: Bagheri, SC, Bell B, Khan, HA. Current Therapy in Oral and Maxillofacial Surgery, 1st ed., 671-684, 2011.

Ferreti C, Reyneke JP. Mandibular, sagittal split osteotomies fixed with biodegradable or titanium screws: A prospective, comparative study of postoperative stability. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2002;93:534-537.

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.

Foley WL. In vitro comparison of parameters affecting the fixation strength of sagittal split osteotomies [discussion]. J Oral Maxillofac Surg 1995; 53(12): 1383-85.

Fun-Chee L. Technical modification of sagittal split mandibular ramus osteotomy. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1992, 74:723-726.

Furutani M, Kawai M, Takenobu T. Modified sagittal split ramus osteotomy with a reciprocating saw and new retractors. Int J Adult Orthod Orthognath Surg. 1999; 14:315-318

Gallia L. Modification of the sagittal ramus osteotomy to produce a more accurate inferior border split. J Oral Maxillofac Surg. 1992, 50:1136-1137.

Gallo WJ, Moss M, Gaul VJ, Shapiro D. Modification of sagittal split osteotomy for retrognathia. J Oral Surg. 1976, v.34, 178-179.

Guimarães Filho R. Comparação da resistência mecânica à flexão da fixação interna rígida através do uso de parafusos metálicos e reabsorvíveis na osteotomia sagital do ramo mandibular. Estudo in vitro [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2003.

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.

Gomes PP, Filho RG, Mazzonetto R. Evaluation of the bending strength of rigid internal fixation with absorbable and metallic screws in mandibular ramus sagittal split osteotomy- In vitro study. Pesqui Odontol Bras. 2003; 17(3):267-272.

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.

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: 300-8.

Hunsuck, E.E. Modified intraoral splitting technique for correction of mandibular prognathism. J Oral Surg. 1968, 26: 250.

Ilg P; Ellis E 3rd. A comparison of two methods for inserting lag screws. J Oral Maxillofac Surg. 1992; 50(2): 119-23.

Ikebe K, Nokubi T, Kentaro M, Kashivagi J, Furuia M. Association of bite force with ageing and occlusal support in older adults. J Dent. 33, 131-137, 2005.

Jeter TS, Van Sickels JE, Dolwick MF. Modified techniques for internal fixation of sagittal ramus osteotomies. J Oral Maxillofac Surg. 1984, 42: 270-272.

Jovanovic A, Bouwman JPB, Tuinzig DB. A modified technique to determine the desired length of bicortical screws in sagittal split osteotomies. J Oral Maxillofac Surg. 1996, 54: 528-529.

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

Kini Y, Halli R, Bither S. Modification of retraction technique for better visibility during mandibular sagittal split ramus osteotomy. Br J Oral Maxillofac Surg. 2007, 45: 688.

Kim HC, Essaki S, Kameyama T, Yamamoto K. Photoelastic analysis of internal screw fixation after sagittal split ramus osteotomy. J Cran Maxillo Fac Surg. 1993, 21, 266-70.

Kohn DH. Functional stability of sagittal split ramus osteotomy: effects of positional screw size and placement configuration - Discussion. J Oral Maxillofac Surg 1996; 54: 609-10.

Kohn DH, Richmond EM, Dootz ER, Feinberg SE, Pietrzak WS. In vitro comparison of parameters affecting the fixation strength of sagittal split osteotomies. J Oral Maxillofac Surg 1995; 53(12): 1374-83.

Koke U, Wolf A, Lenz P, Gilde H. In vitro investigation of marginal accuracy of implant-supported screw-retained partial dentures. J Oral Rehabilitation. 2004; 31: 477- 82.

Kuske A, Robertson C. Photoelastic Stress Analysis. New Jersey: John Wiley and Sons Inc., 1974.

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.

Leonard, MS. History of treatment of maxillofacial trauma. Oral Maxillofac Surg Clin North Am. 1990; 2(1): 1-6.

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

Lindorf, H.H. Sagittal ramus osteotomy with tandem screw fixation. J Maxillofac Surg. 1986; 14: 311-316.

Lines P. modification of the sagittal split ramus technique. J Oral Maxillofac Surg. 1982, 40(4)245-248

Lupori JP, Kewitt GF, Van Sickels JE. Bilateral sagittal split osteotomy advancement and setback. In: Fonseca RJ, editor. Oral and maxillofacial surgery. Philadelphia: W.B. Saunders; 2000. v. 3. p. 297-310.

Luyk NH. Principles of management of fractures of the mandible. In: Peterson LJ, et al. Principles of oral and maxillofacial surgery. Philadelphia: JB Lippincott, 1992, chap. 5, p. 407-434.

Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analysing stress in dental structures. J Dent Res 1955, 34 (6), 831-38.

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.

Marquez IM, Stella JP. Modification of sagittal split ramus osteotomy to avoid unfavorable fracture around impacted third molars. Int J Adult Orthod Orthognath Surg. 1998, 13(3): 183-187.

Martis, C.S. Complications after mandibular sagittal split osteotomy. J Oral Maxillofac Surg. 1984; 42: 101.

Michelet FX, Quentin D. Apport des plaques vissées dans les clivages sagittaux pour prognathisme mandibulaire. Ver d'Odonto-Stomat du Midi de la France. 1971; 29-106.

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

Murphy MT, Haug RH, Barber JE. An in vitro comparison of the mechanical characteristics of three sagittal ramus osteotomy fixation techniques. J Oral Maxillofac Surg. 1997; 55(5):489-94; discussion 494-5.

Muto T., Akizuki M., Tsuchida Y. Technical modification designed to facilitate sagittal ramus split osteotomy. J Oral Maxillofac Surg. 2008, 66:1542-1544, 2008.

Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca LC, Cervierri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant techniques for implant-supported protheses with multiple abutments. Int J Oral Maxillofac Implants. 2004; 19(2):192-8.

Nascimento FFAO. Avaliação biomecânica de três desenhos de osteotomia sagital do ramo mandibular [Tese]. UNICAMP/FOP: 2010.

Nishoka GJ, Aragon SB. Modified sagittal split technique for patients with a high lingual. J Oral Maxillofac Surg. 1989,47:426-427.

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.

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

Niederdellmann H., Shetty, V. Technical Improvements in the sagittal split osteotomy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1989; 67: 25-30.

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

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

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.

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

Prein J. Manual of internal rigid fixation in the cranio-facial skeleton. Berlin: Springer, 1998.

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

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

Ralph JR Photoelastic studies in the edentulous human mandible. *J Dent.* 1975;3:9-14.

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.

Sakamaki H, Kitamura E, Nogami T, Ito K, Fujimoto Y, et al. Modified sagittal split ramus osteotomy for malpositioned mandibular foramina with prognathia. J Oral Maxillofac Surg. 2007, 65, 1803-1807.

Sasaki K, Noma H, Takaki T, Tamura H. A modified surgical technique of parallel sagittal split osteotomy of the ramus (Parallel method). J Oral Maxillofac Surg. 2003, 61, 1366-1368

Sato FRL. Avaliação mecânica e fotoelástica de diferentes técnicas de fixação interna rígida da osteotomia sagital em avanços mandibulares [dissertação] Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2009.

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

Schardt-Sacco D. Rigid internal fixation in orthognathic surgery. In: Fonseca RJ. Oral and maxillofacial surgery. Philadelphia: WB Saunders; 2000.

Schendell S, Wolford LM, Epker BN. Mandibular deficiency syndrome. Surgical advancement of the deficient mandible in growing children: treatment results in twelve patients. Part III. Oral surg Oral Med Oral Pathol. 1978, v45, n3, 364-377.

Schuchardt G. Es: in Beitrag zur chirurgischen kieferorthopadie unter berücksichtigunhrer für die behandlung angeborener und erworbener kieferdeformitäten bei soldaten. Dtsch Zahn Mund Kieferheilkd 1942;9:73.

Schwartz HC, Relle RJ. Bicortical-Monocortical Fixation of the Sagittal Mandibular Osteotomy. J Oral Maxillofac Surg 1996; 54:234-235.

Schwimmer A, Greenberg AM, Kummer F, Kaynar 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.

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.

Seipel CM. Trajectories of the jaws. Acta Odont Scand. 1948;8:81-191.

Smith BR, Rajchel JL, Waite DE, Read L. Mandibular ramus anatomy as it relates to the medial osteotomy of the sagittal split ramus osteotomy. J Oral Maxillofac Surg. 1991, 49:112-116.

Smith GI, Brennan PA, Oh SS, Markus AF. Modification of Hunsuck sagittal split osteotomy using a nerve hook. Technical note. J Craniomaxillofac Surg. 2002, 30, 292-294

Souyris F Sagittal splitting and bicortical screw fixation of the ascending ramus. J Maxillofac Surg. 1978; 6(3): 198-203.

Spiessl B. Osteosynthese bei sagittaler osteotomie nach Obwegeser-Dal Pont. Fortschr Kiefer-Gesichtschir 1974; 18:145.

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

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.

Swift, J.Q. Mandibular Advancement. in: Atlas Oral Maxillofac Clin North Am. 1993; 1: 17.

Takeya T. Análise experimental de estruturas. São Carlos: EESC-USP, 2000 50p

Tharanon W. comparison between the rigidity of bicortical screws and a miniplate for fixation of a mandibular setback after a simulated bilateral sagittal split osteotomy. J Oral Maxillofac Surg. 1998, 56, 1055-1058.

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

Trivellato AE. Resistência à flexão de fixação em osteotomia bovina, variando o número, a localização e a extensão das placas [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2001.

Tom WK, Martone, CH, Mintz SM. A study of mandibular ramus anatomy and its significance to sagittal split osteotomy. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1997, 26:176-178.

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.

Trauner R., Obwegeser H. The surgical correction of mandibular prognathism and retrognathia with consideration of genioplasty. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1957, 10(7): 677-689.

Tu HK; Tenhulzen D. Compression osteosynthesis of mandibular fractures: a retrospective study. *J Oral Maxillofac Surg*. 1985; 43(6): 585-90.

Tucker, M.R. Surgical correction of mandibular excess – technical considerations for mandibular setback. in: *Atlas Oral Maxillofac Clin North Am*. 1993; 1: 29.

Turvey TA. Intraoperative complications of sagittal osteotomy of mandibular ramus: Incidence and Management. *J Oral Maxillofac Surg*. 1985, 43(7):504-509.

Turvey TA, Hall DJ. Intraoral self-threading screw fixation for sagittal osteotomies: early experiences. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 1986; 1(4): 243-50.

Ueki K, Okabe K, Miyazaki M, et al. Position of mandibular canal and ramus morphology before and after sagittal split ramus osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg*. 2010.

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

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.

Usui T, Uematsu S, Kanegae K, Morimoto T, Kurihara S. Change in maximum occlusal force in association with maxillofacial growth. *Orthod Craniofac Res.* 2007, 10, 226-234.

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: 1620-5.

Yu IH, Wong YK. Evaluation of mandibular anatomy related to sagittal split ramus using 3-dimensional computed tomography scan images. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2008 Jun;37(6):521-8.

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.

Weber W. A modified mandibular ramus osteotomy for orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 2001;59:237-240.

Will, LA; West, RA. Factors influencing the stability of the sagittal split osteotomy for mandibular advancement. *J Oral Maxillofac Surg.* 1989; 47: 813-818.

Wolford LM, Walker G, Schendell S, Fish LC, Epker BN. Mandibular deficiency syndrome. Clinical delineation and therapeutic significance. Part I. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1978, v45, n3, 329-348.

Wolford, L.M., Bennet, M.A., Rafferty, C.G. Modification of the mandibular ramus sagittal split osteotomy. *Oral Surg Oral Med Oral Patho.* 1987, v. 64, p.146-155.

Wolford LM, Davis Jr WMcL. The mandibular split: A modification in the sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg.* 1990, 48: 92-94.

Wolford L.M. The sagittal split ramus osteotomy as the preferred treatment for mandibular prognathism. J Oral Maxillofac Surg. 2000, 38:310-312.

Wyatt WM. Sagittal ramus split osteotomy: literature review and suggests modification of technique. Br J Oral Maxillofac Surg. 1997, v. 35, p. 137-141.