



LEANDRO SOUZA POZZER

**"ANÁLISE MECÂNICA DA INFLUÊNCIA DE DOIS DESENHOS DE
OSTEOTOMIA SAGITAL DO RAMO MANDIBULAR FIXADOS COM
MINI-PLACAS E PARAFUSOS DE TITÂNIO PARA DIFERENTES
POSIÇÕES MANDIBULARES"**

PIRACICABA

2013



LEANDRO SOUZA POZZER

**"ANÁLISE MECÂNICA DA INFLUÊNCIA DE DOIS DESENHOS DE
OSTEOTOMIA SAGITAL DO RAMO MANDIBULAR FIXADOS COM
MINI-PLACAS E PARAFUSOS DE TITÂNIO PARA DIFERENTES
POSIÇÕES MANDIBULARES"**

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

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

Este exemplar corresponde à versão final

da Dissertação defendida pelo aluno Leandro Souza Pozzer

e orientada 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

P879a Pozzer, Leandro Souza, 1986-
Análise mecânica da influência de dois desenhos de osteotomia sagital do ramo mandibular fixados com mini-placas e parafusos de titânio para diferentes posições mandibulares / Leandro Souza Pozzer. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2013.

Orientador: José Ricardo de Albergaria-Barbosa.
Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Cirurgia ortognática. 2. 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: Mechanical analysis of the influence of two mandibular sagittal split osteotomy designs using titanium mini plates and screws for different mandibular positions

Palavras-chave em inglês:

Orthognathic surgery

Osteotomy, sagittal split ramus

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

Titulação: Mestre em Clínica Odontológica

Banca examinadora:

José Ricardo de Albergaria-Barbosa [Orientador]

Sergio Adrian Olate Morales

Lucas Cavalieri Pereira

Data de defesa: 16-08-2013

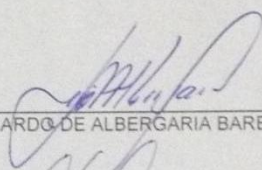
Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica



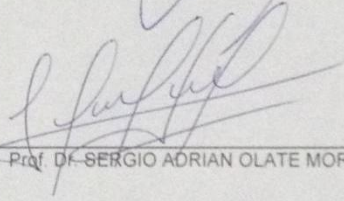
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



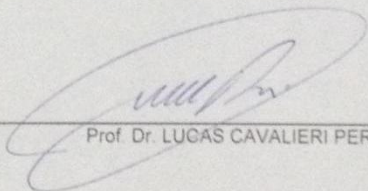
A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado, em sessão pública realizada em 16 de Agosto de 2013, considerou o candidato LEANDRO SOUZA POZZER aprovado.



Prof. Dr. JOSE RICARDO DE ALBERGARIA BARBOSA



Prof. Dr. SERGIO ADRIAN OLATE MORALES



Prof. Dr. LUCAS CAVALIERI PEREIRA

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais, Luiz Antônio e Carmen Sílvia pelo exemplo de vida, de casal, de companheirismo, de paciência, apoio durante todos estes anos e pelo incentivo constante ao aprendizado. Vocês são a base de tudo!!!

À minha irmã Marcela pelo seu jeito meigo e pela paz de espírito em que conduz sua vida, toda minha família e amigos pelo convívio e amizade.

À minha noiva Carolina por ser essa pessoa meiga e doce que sempre me apoiou, me motivou e me reergueu nos momentos mais difíceis da minha vida. Sem você eu não teria conseguido. Obrigado por sua paciência, dedicação e por não ter desistido. Este trabalho é seu meu amor!!!

Aos meus avós Cláudio Celso e Maria Nilce e Geraldo Antoninho e Maria José, pelo convívio, exemplo de vida e superação.

A Deus por me confortar nas horas difíceis, por me proteger e iluminar meu caminho e me dar forças para seguir sempre em frente em busca dos meus sonhos.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao **Prof. Dr. José Ricardo de Albergaria-Barbosa** pela amizade, respeito, lealdade, sinceridade, carisma, dedicação e exemplo de pessoa e professor. O senhor abriu as portas da pós-graduação para mim, me acolheu, me orientou, me ensinou para a profissão e para a vida. O senhor dispensa comentários do quão importante é para mim e não caberia aqui o quanto sou grato ao senhor. Ser próximo ao senhor resolve quase todos os problemas que possa ter. O modo como o senhor lida com as dificuldades nos conforta quando longe de quem amamos. Obrigado “Chefe”!

Ao **Prof. Dr. Márcio de Moraes**, pelo exemplo de dedicação incondicional à profissão e à Universidade. Seu respeito para com os pacientes e alunos. A maneira como o senhor me cobrou nas horas em que precisava e motivou em outras que eu já não conseguiria sozinho. A confiança que o senhor deposita em mim é motivo de muito orgulho e só por isso me motiva para ir sempre além e ter o senhor como espelho para minha vida e para o meu futuro. A amizade, os ensinamentos, a paciência, a consideração e o convívio positivo durante esta primeira etapa da pós-graduação. Obrigado por manter esta pós-graduação como um dos melhores cursos de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facias do Brasil e também por figurar entre os melhores do mundo.

À **Profa. Dr^a. Luciana Asprino**, pela amizade e conhecimentos transmitidos durante o curso. Certamente a senhora nos motiva a cuidar cada vez melhor dos nossos pacientes. Sua dedicação, paciência e apoio incondicional me transformaram em uma pessoa melhor e mais criteriosa. A senhora tem uma grande responsabilidade em suas mãos, que é nos formar cuidando bem dos pacientes, e faz isso com brilhantismo. Sou muito grato por

ser seu aluno e ter o prazer de aprender a operar com a senhora.

Ao **Prof. Dr. Renato Mazzonetto** (*in memoriam*), meus sinceros e eternos agradecimentos pela oportunidade de ter sido seu aluno, pelos ensinamentos, pelo prazer de conviver com os brilhantes cirurgiões que o senhor formou e que hoje são grandes amigos. O seu exemplo de docência, a sua importância no meio profissional e a sua luta pessoal são pilares que sempre terei na lembrança. Esteja em paz professor.

Ao **Prof. Dr. Roger William Fernandes Moreira**, por sua busca de novos conhecimentos e por sua disposição em transmiti-los aos alunos.

Ao **Prof. Dr. Sérgio A. Olate Morales** pela sua grande amizade, dedicação, ajuda, paciência e sabedoria. O senhor me abriu as portas à pós-graduação e até hoje, mesmo do outro lado do continente, me ensina, me motiva, me ajuda com os problemas pessoais e profissionais. Quero ter o senhor para sempre como amigo, professor e colega. Tenho muito orgulho em ser seu amigo e da sua rápida ascensão na nossa especialidade. Conquistou seu espaço pela sua seriedade e sabedoria. Obrigado por tudo sempre. Nunca conseguirei agradecer tudo que já fez e faz por mim.

Ao **Prof. Dr. Lucas Cavalieri Pereira** por sua enorme amizade, companheirismo e sabedoria. Você me ensina constantemente à enfrentar meus limites e ir além. Me ajudou e ajuda muito na minha profissional e pessoal. Tenho orgulho em ser parte da sua vida. Espero ter o senhor por perto por muito e muitos anos e que essa amizade que construímos dure anos a fio. Me é muito importante e valiosa a sua companhia. Você é meu irmão.

À minha noiva e futura esposa **Carolina M. Carron**. Você é a mulher mais maravilhosa do mundo. Deus não poderia ter me presenteado com companheira melhor e vejo uma vida linda ao seu lado. Obrigado por ter tido paciência e ter suportado comigo, lado a lado, todas as dificuldades. Obrigado por não ter desistido da gente. Sem você não teria passado nem metade do tempo aqui. Te amo meu amor!!!

Ao meu tio/amigo/irmão/pai **Henrique Souza**. Você me ajuda muito a ter confiança e paz e enfrentar todos os meus anseios. Sua amizade supera gerações e é um pai quando precisa e muito amigo nas outras horas. Obrigado!!!

Aos meus padrinhos, verdadeiros "pais substitutos", **Carlos Eduardo Pozzer e Amiris e Luis Betito e Sandra**, meus eternos agradecimentos.

Aos meus grandes amigos e irmãos **Alex F. Fontes e Cléber Duzzi**. Vocês sempre fizeram e fazem parte da minha vida. Obrigado pela amizade.

Aos meus amigos da Faculdade de Odontologia de Piracicaba **Pedro H. M. Vasconcelos, Rodolfo Von Zuben, Marcelo Pereira e Guilherme Guarda**. Nossa amizade é eterna. São meus irmãos para sempre. Obrigado!

Aos meus amigos do colegial e de Aguaí para sempre **parceiros Matheus Ansani, Tiago Frigini, Marcelo Matielo, Ivan Pajolli, Luiz Geraldo B. Betito e César Antônio**. Nossa amizade supera distâncias. Obrigado amigos.

A todos os meus familiares. Vocês são a base de tudo. Obrigado.

A todos os ex-alunos da pós graduação em Cirurgia Bucomaxilofacial da FOP/UNICAMP. Vocês ajudaram à construir essa história.

Aos meus colegas de pós-graduação e eternos padrinhos **Adriano Assis, Frederico Felipe Nascimento e Leandro E. Klüppel**. Obrigado pelos constantes ensinamentos, pela amizade e parceria. Obrigado.

Ao Rafael Ortega, pela excelência de pessoa, pela amizade e pelos conhecimentos transmitidos durante toda essa fase, meus sinceros agradecimentos.

Aos meus colegas de pós graduação **Patrício Neto, Saulo Ellery, Lucas Cavaliere, Lucas Martins, Gabriela Mayrink, Simeir Freire, Paulo Hemerson, Rafael Ortega, Cláudio Nóia, Renato Marano, Evandro Portela, Valdir Cabral, Castelo Cidade, Marcelo Breno, Darkilson Santos, Andreza Lauria, Raquel Medeiros, Clarice Maia, Danilo Rodrigues, Douglas Goulart, Milton Cougo, Eder Sigua, Zarina Tatia, Breno Nogueira, Renato Ribeiro, Pauline Cardoso e Fabiano Menegat**.

Ao meu amigo **Antônio Lanata** por toda sua ajuda, amizade e dedicação como amigo e a todos os demais estagiários da FOP/UNICAMP.

AGRADECIMENTOS

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

Às funcionárias do Centro Cirúrgico – **Edilaine, Angélica, Daiana, Keila, Gisele, Thaís, Beatriz, Fabiana, Letícia, Débora, Jade, Laís e Jaqueline** - 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).

A todos os Professores que de alguma forma “iluminaram” o meu caminho da graduação até a pós-graduação da FOP-Unicamp, em especial aos Professores **Guilherme Peçanha, Mauro Nóbilo e Rafael Consani**, serei eternamente grato pela ajuda dada no início da minha carreira.

Aos Professores da banca de Qualificação que prestaram enorme contribuição para correção e melhora deste trabalho, meus sinceros agradecimentos aos Professores **João Sarmiento, Rafael Consani e Rafael Ortega**.

À **ENGIMPLAN** pela doação dos materiais de fixação utilizados na pesquisa.

A toda a equipe do HSCL, em especial ao **Dr. Afonso Manzano, Dr. Erwin Langner, Dr. Sallim, Dr. Helio Mamede**, pelo bom convívio e estímulo à área cirúrgica.

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

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

A todos aqueles que indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho, meu muito obrigado!

“A cada dia que vivo, mais me convenço de que o desperdício da vida está no amor que não damos, nas forças que não usamos, na prudência egoísta que nada arrisca e que, esquivando-nos do sofrimento, perdemos também a felicidade.”

Carlos Drummond de Andrade

RESUMO

O objetivo nesta pesquisa foi analisar a resistência mecânica de duas diferentes osteotomias sagitais do ramo mandibular (OSRM) em mandíbulas de resina de poliuretano. O grupo I - osteotomia angulada proposta por Epker (1977) e o grupo II - osteotomia linear sem ângulos proposta por Farrel & Tucker (2011) fixadas com uma mini-placa de titânio com 4 furos do sistema de 2,0 mm com quatro parafusos de 5 mm variando a posição mandibular, sendo com 0 milímetros e com avanço de 3mm e 7 milímetros. O grupo 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). As réplicas de hemi mandíbulas de poliuretano foram testadas em uma máquina de ensaio universal para carregamento linear (Instron, modelo 4411) para obter a carga de pico e o deslocamento de pico obtidos pelo Software Bluehill. Foi realizado o teste t para amostras não pareadas, considerando distribuição normal com desvio padrão semelhante entre os grupos de estudo ($p < 0,05$). Os deslocamentos dos segmentos foram maiores em todos os subgrupos II antes da falha do sistema ($p < 0,05$). Os deslocamentos do grupo IIA, IIB e IIC foram mais elevados do que o grupo IA, IB e IC ($p < 0,05$). Finalmente, pode-se concluir que a OSRM mais linear (grupo II) tem comportamento mecânico melhor do que a OSRM angulada (grupo I).

Palavras-Chave: Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais, Cirurgia Ortognática, Osteotomia Sagital do Ramo Mandibular.

ABSTRACT

The aim of this research was to analyze the strength of two different sagittal ramus osteotomies (OSRM) in polyurethane resin mandibles. Group I - angled osteotomy proposed by Epker (1977) and group II - linear osteotomy without angles proposed by Farrel & Tucker (2011) with a fixed titanium plates with 4-hole system with four 2.0mm screws 5mm varying the mandibular position, from 0mm and 3mm and 7mm advancement. Group I and II were divided into three subgroups: IA / IIA (without advance); IB / IIB (with 3mm of advance) and IC / IIC (with 7 mm of advance). Replicas of polyurethane hemi mandibles were tested in a universal testing machine for linear loading (Instron Model 4411) for peak load and peak displacement before system failure noted by Bluehill Software. The t test for unpaired samples, considering the normal distribution with a standard deviation similar between the study groups ($p < .05$). The displacements of the segments were higher in all subgroups II before the system failure ($p < 0.05$). The displacements of Group IIA, IIB and IIC were higher than Group IA, IB and IC ($p < 0.05$). Finally, it can be concluded that the more linear OSRM (group II) has better mechanical behavior than the angled OSRM (group I).

Key words: Oral and Maxillofacial Surgery, Orthognatic Surgery, Sagittal Split Osteotomy.

LISTA DE ABREVIATURAS

OSRM Osteotomia Sagital dos Ramos Mandibulares

FIE Fixação Interna Estável

N Newton

Kgf Quilograma-força

D Deslocamento

P Parafuso

NAI Nervo Alveolar Inferior

BMM Bloqueio maxilo-mandibular

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
2	REVISÃO DA LITERATURA	6
3	PROPOSIÇÃO	26
4	MATERIAL E MÉTODOS	27
5	RESULTADOS	46
6	DISCUSSÃO	52
7	CONCLUSÃO	61
	REFÊRENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	62
	APÊNDICE	75

INTRODUÇÃO

A má-oclusão é definida como alteração do crescimento e desenvolvimento que afeta a oclusão dos dentes e, na maioria dos casos, é resultante de distorções moderadas ou severas do processo de desenvolvimento normal do complexo maxilo-mandibular (Sugawara & Mitami, 1997). Além disso, é considerada como um problema de saúde pública, pois apresenta alta prevalência e pode interferir negativamente na qualidade de vida, prejudicando a interação social e o bem-estar psicológico dos indivíduos acometidos (Marques *et al.*, 2005).

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

Tais alterações oclusais causadas por deficiência ou excesso maxilar e/ou mandibular são denominadas deformidades dentofaciais. As deformidades dentofaciais que não podem ser solucionadas apenas com tratamento ortodôntico necessitam de tratamentos corretivos integrados através de ortodontia e cirurgia ortognática (Wilmot *et al.*, 1993).

Quanto aos tipos de deformidade é maior a frequência dos casos de retrognatismo mandibular e hipoplasia maxilar, respectivamente. Ressalta-se ainda que para o gênero feminino predominem deformidades caracterizadas por perfil convexo (promovida por retrognatismo mandibular e/ou prognatismo maxilar). Já no gênero masculino predominam deformidades que produzem perfil

côncavo (promovida por prognatismo mandibular e/ou hipoplasia maxilar) (Ambrizzi *et al.*, 2007).

Desde os primórdios das cirurgias para as correções das deformidades faciais, em especial as mandibulares, tanto as técnicas cirúrgicas como as formas de fixação das osteotomias corretivas foram desenvolvidas e aperfeiçoadas (Spiessl, 1976; Paulus & Steinhauser, 1982).

O primeiro relato na literatura de uma osteotomia mandibular para a correção de um excesso mandibular foi realizada por Simon Hüllihen (1849). O procedimento cirúrgico promoveu o restabelecimento da função mastigatória e da estética facial de uma paciente que havia sofrido graves sequelas de queimaduras. Considerada um marco histórico, foi publicada no periódico *American Journal of Dental Science* em Janeiro de 1849 (Aziz, 2004).

Também foram propostas osteotomias verticais do ramo mandibular, como a técnica descrita por Limberg (1928), com uso de enxerto corticomedular de crista ilíaca. Schuchardt (1942) foi o primeiro a descrever a osteotomia escalonada através do ramo mandibular por abordagem intra-bucal, sendo dessa forma o precursor da técnica da osteotomia sagital do ramo mandibular para correção das deformidades dentofaciais que afetam a mandíbula. A OSRM pode ser utilizada para os recuos mandibulares e para correção de assimetrias.

Pela sua versatilidade, a técnica cirúrgica mais utilizada atualmente nos procedimentos de cirurgias ortognáticas para correção de deformidades mandibulares é a osteotomia sagital dos ramos mandibulares (OSRM). Seus estudos iniciaram-se na década de 40 e sofreram modificações com o passar dos anos através de adaptações frente às necessidades cirúrgicas, dentre elas, a utilização da FIE na atualidade (Schuchardt, 1942; Trauner & Obwegeser, 1957; Dal Pont, 1961; Hunsuck, 1968; Epker, 1977; Wolford, 1987; Wolford, 1990; Wyatt, 1997; Marquez, 1998).

As OSRM são consideradas uns dos procedimentos cirúrgicos que mais sofreram avanços técnicos, e todos os cirurgiões que se propuseram a realizar

uma cirurgia mandibular devem estar completamente informados sobre as suas indicações, técnica cirúrgica e complicações (Lupori *et al.*, 2000).

A fixação das osteotomias realizadas para essas correções de deformidades dentofaciais iniciou-se com a utilização de fios de aço e bloqueio maxilomandibular (Epker, 1977; Booth, 1981; Epker & Fish, 1986). Juntamente com a evolução da técnica operatória e a diversidade e avanço dos métodos de fixação realizados em cirurgia ortognática, houve também o desenvolvimento e aprimoramento dos próprios sistemas de fixação interna estável (FIE). Esses sistemas são considerados resistentes aos esforços mastigatórios, possibilitando a manutenção estável dos fragmentos osteotomizados e, alguns desses sistemas, dispensam o uso de bloqueio maxilomandibular após a correção cirúrgica das deformidades ósseas (Spiessl, 1976; Paulus & Steinhauser, 1982).

Os primeiros relatos de uso de placas e parafusos para fixação do esqueleto humano datam de 1800, porém na área da Cirurgia Buco-Maxilo-Facial, sua utilização ocorreu somente no início do século passado com Lambotte, em 1907, na Bélgica, e Thoma, em 1948, na América do Norte (Alpert & Seligson, 1996).

Considera-se que a partir da década de 70 preconizou-se a utilização de FIR em OSM, variando entre a aplicação de placas com parafusos monocorticais, parafusos bicorticais posicionais ou parafusos bicorticais compressivos (*lag screw*) e técnica híbrida (Spiessl, 1976; Paulus & Steinhauser, 1982; Niederdellmann *et al.*, 1984; Lindorf, 1986; Luhr *et al.* 1986; McDonald *et al.*, 1987).

Os materiais utilizados para confecção destas placas e parafusos metálicos evoluíram desde a utilização de fio de aço e ligas de cromo-cobalto, aço inoxidável até o titânio na atualidade. Materiais absorvíveis foram desenvolvidos mais recentemente (Prein & Rahn, 1998). Além da composição da matéria prima, preocupou-se também com o aprimoramento e refinamento dos sistemas de fixação utilizados, como o desenvolvimento de placas e parafusos com sistema de travamento (*locking plates* e *locking screw*). Esse tipo de sistema visa oferecer

maior resistência mecânica e estabilidade na fixação de fraturas ósseas e fragmentos osteotomizados nas cirurgias ortognáticas quando há dificuldade na perfeita adaptação das placas na superfície óssea, bem como a diminuição da reabsorção óssea superficial em relação aos demais materiais de FIE. Contudo, ainda são poucos os estudos existentes na literatura com utilização de FIE com sistema de travamento em OSRM (Faruok *et al.*, 1997; Hasenboehler *et al.*, 2007; Miller & Goswami, 2007).

Diversos trabalhos foram apresentados com o intuito de esclarecer quais as técnicas de FIE que poderiam garantir maior estabilidade entre os segmentos ósseos e apresentar menor morbidade pós-cirúrgica (Turvey & Hall, 1986). Estas técnicas diferiram quanto ao tamanho, número, configuração e tipo de material empregado (Watzke *et al.*, 1991; Lupori *et al.*, 2000; Stoelinga & Borstlap, 2005), além de variações quanto sua angulação e via de instrumentação (Shepherd *et al.*, 1991; Uckan *et al.*, 2001; Ueki *et al.*, 2001).

Neste contexto, os estudos mecânicos sobre as formas de FIE aplicadas *in vitro* sobre modelos simulando a OSRM ganharam considerável importância (Foley *et al.*, 1989; Hammer *et al.*, 1995). Estes estudos procuraram demonstrar, laboratorialmente, quais as melhores técnicas de fixação quanto ao seu potencial de resistir a cargas que pudessem desestabilizar a união entre os segmentos osteotomizados (Ardary *et al.*, 1989; Murphy *et al.*, 1997). A partir da interpretação sistemática dos resultados, estes testes foram capazes de orientar os cirurgiões quanto às qualidades de cada sistema em suportar as forças mastigatórias imediatamente após a cirurgia, e transferir informações para as aplicações clínicas destes materiais (Obeid & Lindquist, 1991; Van Sickels *et al.*, 2005; Peterson *et al.*, 2005).

Atualmente, diversas tipos são empregadas para essa FIE. Entre os tipos de fixações mais utilizadas, podemos citar a de três parafusos dispostos em forma linear e com angulação de 90° e de 60°, três parafusos dispostos em “L” invertido, miniplaca única de titânio com 4 furos, duas miniplacas de titânio com 4 furos, miniplaca única e um parafuso bicortical (conhecida como técnica híbrida), placa

de titânio 3D com 6 parafusos, entre outras. Frente a essas grandes diversidades de tipos de fixação, são necessários estudos demonstrando a eficácia e a efetividade de cada uma delas na prática clínica. Na avaliação dos tipos de fixação, os principais fatores que devem ser testados são a resistência dos materiais e os métodos de fixação frente aos testes mecânicos. Sendo a OSRM associada à FIE um procedimento amplamente utilizado, neste trabalho buscou-se avaliar a resistência mecânica do conjunto, variando-se a osteotomia e a quantidade de avanço mandibular. Procurando, dessa forma, contribuir com a indicação da técnica (OSRM) no dia-a-dia.

Frente aos avanços quanto ao aprimoramento dos sistemas de fixação interna estável é necessário a continuidade dos estudos demonstrando a eficácia e a efetividade de cada uma delas na prática clínica, além de observar as vantagens e indicações dos mesmos e os tipos de osteotomias utilizados.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Osteotomia sagital dos ramos mandibulares

A osteotomia sagital dos ramos mandibulares (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, passando por Dal Pont (1961); Hunsuck (1968); Epker (1977); Ellis (2003); Watzke (1990); Van Sickels (1991); Keeling (2000).

A técnica original descrita por Trauner & Obwegeser (1957), consistia 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 língua da mandíbula. Uma osteotomia sagital divide esses dois cortes, separando a mandíbula em duas partes, uma incluindo o côndilo (segmento proximal) e a outra os dentes (segmento distal). Uma das inovações introduzidas pelos autores foi a execução intra-bucal da técnica. Essa técnica inicialmente propiciou a correção da deficiência mandibular, o prognatismo e conferiu a possibilidade de fechamento de mordida aberta. O maior contato ósseo conferia a essa técnica 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 FIE (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 maior 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 maioria dos cirurgiões.

Hunsuck, em 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 vículo-nervoso. Além disso, a recomendação do autor era para que a osteotomia medial fosse levada somente até a depressão retro-lingual, 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 língua, 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 pela 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 segmento 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 osteotomia sagital do ramo mandibular e ao modificar 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 língua. 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 ao 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) também sugeriu a proteção do 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 osteossíntese 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 realizada inferiormente em relação à perfuração de segmento distal. Pela torção do fio de aço, a aproximação dos furos localizados em planos diferentes nos segmentos proximais e distais 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).

Em 1985, Turvey publicou um estudo sobre complicações relacionadas à OSRM. 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 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 OSRM 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 língua da mandíbula estendendo o corte até 6mm posterior à língua 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

confeção 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 OSRM em que as considerações anatômicas ou o desejo de melhorar a previsibilidade da osteotomia são preocupantes (Wolford *et al.*, 1987).

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

Um estudo da anatomia da mandíbula mostrou a significância da fusão das corticais medial e lateral da mandíbula no posicionamento do corte medial acima do forame mandibular na execução da técnica. A distância média acima da língula 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 OSRM. O autor recomendou estender a osteotomia vertical até a região entre o segundo pré-molar e o primeiro molar inferior, pois o NAI 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 maioria dos autores recomendam a remoção dos terceiros molares 6

meses antes da cirurgia ortognática e quando isso não ocorre, a presença destes também é motivo de modificação no desenho da osteotomia. A literatura reconhece que, ao realizar a osteotomia sagital do ramo mandibular, o risco de fratura indesejável aumenta de forma considerável com a presença destes 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 à resistência naquela região, diminuindo teoricamente as chances de fraturas indesejáveis. A osteotomia sagital é feita vestibularmente próximo ao sítio dos terceiros molares.

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. Ellis III, em 2003, também relatou esta técnica.

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 ou 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 Os sistemas de fixação das osteotomias sagitais dos ramos mandibulares

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).

O reparo ósseo envolve fatores biológicos e mecânicos. Como fatores biológicos estão o suprimento sanguíneo e estado geral do paciente e, como mecânico, a quantidade de movimentação dos segmentos fraturados (Prein & Ranh, 1998). Além disso, considera-se processo de reparo ósseo primário quando a formação óssea é direta e, secundário quando existe a formação de tecido cartilaginoso precedendo o tecido ósseo, promovendo uma reparação de duração mais longa (Luyk, 1992). Então, a distância e o grau de mobilidade entre os fragmentos ósseos presentes que determinam qual processo irá ocorrer (Cawood, 1985).

Desta forma o processo de reparo é otimizado quando se obtém redução anatômica precisa e rigidez na imobilização dos fragmentos, que pode ser possibilitada pela utilização de artefatos para a manutenção desses fragmentos na posição desejada (Tu & Tenhulzen, 1985).

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).

A Fundação para o Estudo da Fixação Interna iniciou-se em 1958 na Suíça, designada originalmente na língua alemã de *Arbeitsgemeinschaft fur Osteosynthesefragen* e na inglesa de *Association for the Study of Internal Fixation* - AO/ASIF (Prein & Rahn, 1998). 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. Assim, os princípios da AO/ASIF para o reparo de fraturas de ossos longos também foram aplicados para procedimentos bucomaxilofaciais, cujo objetivo seria obtenção de estabilidade absoluta promovida pelo uso de placas e parafusos resistentes à carga mastigatória (Spina & Marciani, 2000).

Na Europa, os estudos de Michelet & Quentin (1971), Michelet *et al.* (1973); Spiessl (1974), Champy *et al.* (1976), Schilli (1981), Luhr *et al.* (1986) que popularizaram os sistemas de FIE com aplicação em cirurgia bucomaxilofacial.

Até o momento ainda não existe um consenso quanto ao método ideal de fixação para as osteotomias sagitais do ramo mandibular. Independente do tipo de fixação utilizada, sempre que possível é importante ter a manutenção passiva do segmento proximal, para evitar o deslocamento indesejável dos côndilos e minimizar o índice de recidivas e assim, proporcionar a estabilidade da fixação. Desta maneira, estar familiarizado com o método de escolha é imperativo e, a partir deste ponto, poder definir qual o método é mais eficaz de acordo com as mais diversas formas e disposições de FIR (Wolford & Davis, 1990; Ochs, 2003).

Além da estabilidade, o sistema de fixação deve ser resistente às forças mastigatórias. A força mastigatória máxima estimada num adulto jovem saudável é de 600 N ($\approx$ 60Kgf) na região de molares (Loukota & Shelton, 1995). Entretanto, essa força máxima executada sobre os molares é bem menor em pacientes no período pós-operatório, conforme apontado por Throckmorton *et al.* (1996) e Ellis *et al.* (1996). Haug *et al.* (1996) constataram uma força de 200 N nos molares após a cirurgia ortognática.

Após o advento da FIR com placas e parafusos para estabilização dos segmentos de uma osteotomia sagital, proposto inicialmente por Michelet & Quentin (1971), vários métodos foram sugeridos objetivando manter estabilidade do movimento realizado, controlar a recidiva, permitir um retorno mais precoce à função, melhor suporte nutricional e mais fácil manutenção das vias aéreas (Michelet *et al.*, 1973; Spiessl, 1976; Luhr *et al.*, 1986; Tuslane & Schendel, 1989; Caskey *et al.*, 1989; Shetty *et al.*, 1996; Haug *et al.* 1999). Para fixação das OSRM pode-se utilizar: placas e parafusos monocorticais, parafusos bicorticais posicionais ou a técnica de “lag screw” e a associação destas formas de fixação (Guimarães Filho, 2003).

Spiessl (1976) introduziu a técnica de FIR através da utilização de parafusos compressivos para osteotomias dos ramos mandibulares, sendo esse método popularizado por Paulus & Steinhauser (1982). De acordo com os autores seriam realizadas perfurações no diâmetro do parafuso nos segmentos proximais e com diâmetro da alma do parafuso nos segmentos distais. Dessa forma, as

roscas do parafuso estariam fixas somente no segmento proximal e ao apertá-lo, a cabeça do mesmo encostaria-se ao segmento distal aproximando-os, resultando na compressão dos segmentos ósseos. Acreditava-se que a compressão era necessária para permitir um contato íntimo entre os segmentos ósseos, permitindo reparo inicial sem calo ósseo, resultando numa consolidação mais rápida das osteotomias. As desvantagens consistem no risco de lesão ao nervo alveolar inferior e posicionamento alterado do côndilo em relação à cavidade articular e ao disco articular, devido ao torque considerável do segmento condilar para estabelecer íntimo contato ósseo entre os fragmentos (Van Sickels & Richardson, 1996).

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).

Foley *et al.* (1989), em estudo biomecânico, avaliaram parafusos compressivos e posicionais em disposições semelhantes, não encontrando

diferença entre os grupos quanto a capacidade de resistência ao teste mecânico. Os mesmo resultados clínicos foram obtidos no estudo de Watzke *et al.* (1991), quando comparou dois grupos de pacientes com deficiência de mandíbula que se submeteram à cirurgia para avanço mandibular. Em 30 pacientes foram utilizados parafusos de sistema 2,0 mm de forma posicional e em 26 pacientes parafusos de sistema 2,0 mm de forma compressiva. Por meio de análises cefalométricas após o período de 1 ano, não houve diferença significativa entre os grupos.

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.

A disposição dos parafusos segue dois padrões básicos para a fixação da OSRM: disposição “linear”, que consiste em três parafusos lineares acima do canal mandibular, e disposição em “L invertido”, determinado por dois parafusos acima do canal mandibular e um parafuso abaixo do canal mandibular (Ellis III, 1991). Avaliando a resistência das duas disposições, Foley *et al.* (1989) e Ardary (1989) demonstraram resistência significativamente maior no padrão L invertido. 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.

Outra abordagem completamente diferente foi aplicada para fixação de osteotomias nas correções de deformidades dentofaciais. É creditado inicialmente a Michelet *et al.* (1971) a difusão de FIR nas cirurgias ortognáticas por meio de placas e parafusos na OSRM, e posteriormente por Luhr *et al.*, em 1986 (Tulasne & Schendel, 1989). Neste método de FIR a placa é colocada ao longo da borda vestibular da mandíbula, e a estabilidade da mesma é conseguida pela sua perfeita adaptação sobre a cortical, e pela sua compressão com a fixação dos parafusos nos furos da placa (Michelet, 1971; Luhr *et al.*, 1986; Tulasne & Schendel, 1989).

A utilização de placas e parafusos monocorticais pode oferecer certas vantagens quando comparada com o uso de parafusos. A prevenção do mau posicionamento do segmento proximal, e de danos ao nervo alveolar inferior é o benefício mais comumente citado (Ellis III *et al.*, 1992; Haug, 1996).

2.3 Estudos com a utilização de placas como sistema de fixação para OSRM

Vários autores têm sugerido que as placas utilizadas para estabilizar os fragmentos das OSRM podem ter vantagens sobre os parafusos bicorticais porque podem minimizar a rotação dos côndilos mandibulares. (Tuslane & Schendel; 1989; Scheerlinck *et al.*, 1994). No entanto, alguns estudos indicam que a estabilidade da OSRM quando fixada com placas pode ser menor do que quando fixada com parafusos (Rubens *et al.*, 1988; Jäger *et al.*, 1991).

Ao longo do tempo, diversos trabalhos avaliaram as variadas formas de fixação dos segmentos da OSRM. Ardary *et al.* (1989) demonstraram que a disposição triangular de três parafusos para a fixação de osteotomias sagitais era mais resistente em relação às outras formas de fixação utilizando placas e parafusos em diversas configurações. Um estudo recente de Erkmen *et al.* (2005) ressalta as mesmas considerações.

Luhr *et al.* (1986) e Rubens *et al.* (1988) propuseram que o uso de placas com parafusos monocorticais aplicados através de acesso intrabucal poderia

promover uma fixação resistente o suficiente para suportar os esforços mastigatórios no pós-operatório de cirurgias ortognáticas, apesar de serem menos resistentes nos testes mecânicos.

Tuslane & Schendel (1989) também consideraram que o uso de uma ou duas placas e parafusos monocorticais promoviam melhores resultados. Ressaltam a prevenção do deslocamento condilar no segmento proximal diminuindo os problemas da função articular e, devido o uso de parafusos monocorticais, evitam lesões ao nervo alveolar inferior ou danos às raízes dentárias.

Foley & Beckman (1992) avaliaram a resistência de 3 grupos de fixação das osteotomias sagitais em mandíbulas de carneiro. No teste biomecânico realizado, observaram que a fixação utilizando parafusos dispostos em “L” invertido e placas com parafusos monocorticais, ambos do sistema 2,0mm, apresentaram estabilidade maior do que as osteotomias fixadas com 2 parafusos do sistema 2,7 mm dispostos linearmente. Além disso, concluíram que não há diferença significativa quanto à resistência comparando-se parafusos em “L” e 12 placas com parafusos monocorticais.

Em contrapartida, Anucul *et al.* (1992) em estudo *in vitro*, observaram que a placa com parafusos monocorticais são menos rígidos, mais susceptíveis à deformação, falhas e deslocamento, comparado com o uso de três parafusos bicorticais.

Bouwman *et al.* (1994) compararam 3 métodos de fixação em OSRM em mandíbulas de cadáveres frescos utilizando: 3 parafusos bicorticais de sistema 2,0 mm em disposição linear, miniplacas de 4 furos com parafusos monocorticais de sistema 2,0mm e dispositivos semelhantes a parafusos, porém sem roscas, de diâmetro 1,5 mm composto por material biodegradável. Do ponto de vista mecânico os parafusos bicorticais também ofereceram melhores resultados, sustentando os resultados clínicos que consideram esse método mais confiável ao se tratar de FIE.

Shetty *et al.* (1996) avaliaram o uso de diferentes placas com parafusos monocorticais na fixação de avanços mandibulares. Cada grupo foi testado utilizando diferentes configurações de fixação por placas isoladas, e a associação das mesmas com um único parafuso bicortical do sistema 2,4 mm em região retromolar. Os grupos incluíam placas geminadas, placas ajustáveis, e placas convencionais. Após testes de carregamento simulando a carga de oclusão mastigatória os autores concluíram que a aplicação de qualquer tipo de miniplaca utilizada no estudo associada a um único parafuso em região retromolar oferece vantagens técnicas e aumentam consideravelmente a estabilidade do sistema.

Murphy *et al.* (1997) também concluíram, em estudo biomecânico, que placas com parafusos monocorticais oferecem menor resistência aos testes de carregamento empregado, do que quando comparado aos parafusos bicorticais com disposição em “L” invertido. Porém, os autores ainda concluem que tais diferenças podem não ser importantes clinicamente, tendo em vista que a força necessária para promover a fadiga do sistema de fixação não é a mesma exibida em pós-operatório imediato de cirurgia ortognática.

Tharanon (1998) comparou a estabilidade biomecânica entre três parafusos lineares bicorticais e o uso de uma placa de 4 furos com parafusos monocorticais na linha oblíqua, para fixação de OSRM em recuo de hemimandíbulas de cadáveres humanos. A carga de resistência máxima registrada no grupo fixado com parafusos bicorticais foi maior, no entanto, sem diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos. Os resultados indicam que ambas as técnicas podem promover uma resistência adequada e suficiente para suportar as forças mastigatórias durante as primeiras 6 semanas pós-operatórias de cirurgia ortognática.

Armstrong *et al.* (2001) realizaram estudo para avaliar o comportamento da fixação utilizando diferentes placas do sistema 2,0 mm, de conformação reta ou curva, em costelas bovinas simulando OSRM. Após a fixação simulando um avanço de 5 mm entre os fragmentos, os grupos foram submetidos a teste de carregamento linear. Devido ao fato das placas curvas apresentarem perfil mais

largo que as retas, melhores resultados quanto à resistência foram obtidos com as placas curvas quando se aplicava carga semelhante à força mastigatória no substrato.

Frente às propriedades mecânicas tanto de placas quanto de parafusos, Peterson *et al.* (2005) avaliaram o comportamento mecânico em avanços mandibulares de quatro tipos de fixação: 3 parafusos bicorticais dispostos em “L” invertido, placa reta com 4 furos e parafusos monocorticais, placa modificada curva de 6 furos e parafusos monocorticais e placas ajustáveis de 4 furos e parafusos monocorticais. As réplicas de mandíbulas humanas foram submetidas a teste de carregamento linear, e aquelas fixadas por placas com parafusos monocorticais apresentaram resistência significativamente menor, porém sem promover implicação clínica desfavorável.

2.4 As placas e parafusos com sistema de travamento

Os estudos para a escolha da melhor técnica na realização das osteotomias mandibulares foram acompanhados pelos avanços dos sistemas de fixação empregados nas cirurgias ortognáticas.

O método de FIR com miniplacas é realizado com a perfeita adaptação das mesmas ao longo da borda vestibular da mandíbula, assegurando a estabilidade através da sua compressão com a fixação dos parafusos nos furos da placa (Michelet, 1971; Luhr *et al.*, 1986; Tulasne & Schendel, 1989).

Outro método foi desenvolvido e vem sendo estudado utilizando placas e parafusos com sistema de travamento. Nesse sistema de fixação, ao contrário das placas convencionais, não há a pressão da placa contra a superfície óssea e, por isso, não necessita de uma perfeita adaptação da mesma ao contorno ósseo. As placas com sistema de travamento caracterizam-se por possuírem roscas na superfície interna dos furos que, associadas às roscas existentes na cabeça dos

parafusos, permitem o engajamento placa-parafuso e assim o seu travamento (Figura 1).



Figura 1. - Esquema detalhando a estrutura do sistema placa-parafuso com travamento. Observe as roscas na face interna dos furos da placa, bem como na cabeça do parafuso.

Fonte: Gutwald *et al.*, 2003

Dessa forma, a placa, os parafusos e o osso formam uma estrutura única e contínua, com maior estabilidade do que a apresentada nas placas de sistema convencional. Além disso, esse sistema de FIR foi desenvolvido com o objetivo de minimizar os danos biológicos, diminuindo assim índices de infecção e não-união (Faruok *et al.*, 1997; Hasenboehler *et al.*, 2007).

O projeto de travamento na placa impede que o parafuso se desloque da fixação e do osso mantendo a integridade do sistema, tornando-o mais resistente (Söderholm *et al.*, 2001; Miller & Goswami, 2007). A estabilidade total fornecida aos fragmentos após redução de uma fratura, por exemplo, é maior do que quando se utiliza placas convencionais devido ao baixo risco de deslocamento dos mesmos no intuito de adaptar a placa perfeitamente sobre a superfície óssea (Ellis III & Graham, 2002).

Mesmo que o osso seja reabsorvido sob a placa, a fixação permanecerá intacta. A placa e o parafuso travados permitem um sistema com menores forças

compressivas entre a superfície da placa e da cortical óssea quando comparados com uma placa convencional. A tensão gerada no sistema é transmitido diretamente para o osso e vice-versa promovendo mais estabilidade à fixação (Chiodo, 2006).

Outra vantagem para o uso dos sistemas de travamento é que os parafusos não são perdidos nos tecidos caso ocorra fratura da placa. Devido a isso, uma possível vantagem do sistema de travamento é a diminuição da incidência de complicações inflamatórias devido à perda de materiais da fixação entre os tecidos (Ellis III & Graham, 2002).

As placas com sistema de travamento foram desenhadas para receber tanto parafusos convencionais, como parafusos do próprio sistema com travamento, permitindo a versatilidade na escolha do parafuso pelo cirurgião. Quatro tipos de parafusos podem ser utilizados nas placas com sistema de travamento: parafusos convencionais, parafusos auto-rosqueantes, parafusos auto-perfurantes, e os parafusos corticais padrões do sistema (com roscas). Podem também ser monocorticais ou bicorticais. Geralmente, os parafusos auto-perfurantes são utilizados como monocorticais, e os auto-rosqueantes como bicorticais (Kaab *et al.*, 2004).

Os parafusos convencionais permitem uma variação no ângulo de inserção, enquanto os parafusos com roscas para o sistema de travamento não permitem uma angulação maior que 5º (Kaab *et al.*, 2004). É uma desvantagem para placas e parafusos com sistema de travamento que os parafusos só possam ser colocados perpendicularmente às placas. Pode haver dificuldade no momento de sua inserção em áreas de difícil acesso, caso não seja utilizado dispositivos que permitam a sua colocação em 90º (Miller & Goswami, 2007).

Não existem pesquisas quanto à utilização de placas com sistema de travamento, bem como a avaliação do sistema quanto às suas propriedades biomecânicas quando comparados com os outros sistemas de fixação em cirurgias ortognáticas. Os estudos com a utilização de placas com sistema de

travamento envolvem principalmente a fixação em fraturas faciais e cirurgias para reconstruções mandibulares.

O primeiro estudo realizando uma comparação biomecânica com o sistema de travamento foi feito por Gutwald (1999). Foram utilizadas 16 mandíbulas de cadáveres humanos, nas quais simularam fraturas de ângulo. Metade da amostra foi fixada com placas possuindo sistema de travamento e metade com placas convencionais. Após aplicação de forças axiais e verticais, concluíram uma maior estabilidade às fixações por placas com sistema de travamento.

Herford & Ellis III (1998) trataram 84 pacientes com fraturas de mandíbula ou com defeitos de continuidade após ressecções ou injúrias traumáticas. Para a estabilização de fragmentos e/ou reconstruções mandibulares utilizaram fixações com sistema de travamento. Concluíram que placas e parafusos com sistema de travamento são de uso simples e oferecem vantagens sobre as placas convencionais já que não requerem compressão óssea e uma perfeita adaptação sobre os fragmentos para obtenção de estabilidade e, conseqüentemente, promovem menor reabsorção na superfície óssea durante o processo de reparo.

Lindqvist *et al.* (2001) investigaram “*in vivo*” 4 tipos de placas com sistemas de travamento para reconstrução de defeitos criados em região de corpo de mandíbulas de carneiros. Os grupos constaram de 4 sistemas placa-parafuso com travamento de 3 empresas diferentes (a) THORP® e UniLOCK®, projetado de acordo com princípios de AO/ASIF, produzidos pela Stratec; b) TLSRP® produzida pela Leibinger-Howmedica; e c) Threadlock® pela KLS Martin®. Após o procedimento cirúrgico os animais não tiveram restrição de alimentação. Após 8 semanas de pós-operatório os animais foram sacrificados e através de análise radiográfica observou-se que de todos os sistemas utilizados, apenas as placas UniLock® (Stratec) não sofreram fraturas após 2 meses em função.

Em outro estudo, Haug *et al.* (2002) propuseram investigar o quanto o grau de adaptação do sistema placa-parafuso ao substrato influencia na estabilidade da fixação. Foram utilizadas formas diferentes de fixação com placas de reconstrução com sistema de travamento e sem sistema de travamento de 2,4mm, e placas

com e sem sistema de travamento de sistema 2,0 mm. Para os diferentes grupos três maneiras de adaptação das placas foram realizadas: 1) fixação com a placa intimamente adaptada sobre a superfície do substrato, 2) placa afastada 1 mm do substrato e 3) placa afastada 2 mm do substrato. Após a realização de testes de resistência com força aplicada sobre os incisivos e molares, observou-se que o grau de adaptação afeta o comportamento mecânico dos sistemas de placas sem sistema de travamento e não afeta os sistemas com travamento, ressaltando a credibilidade do sistema.

Ellis III & Graham (2002) realizaram um estudo clínico tratando 80 fraturas mandibulares utilizando placas de 2,0 mm com sistema de travamento. Ressaltam bons resultados na redução das fraturas e certas vantagens sobre outras placas, como o fato de ser desnecessária a perfeita adaptação sobre a superfície óssea a mais significativa, sem a necessidade de comprimir a placa sobre o osso e facilitando a estabilização de uma redução difícil. Outra vantagem relevante estaria no fato da menor possibilidade de perda dos parafusos, tendo em vista que os mesmos estão rosqueados e travados nos furos das placas. Além disso, promove estabilidade maior na região do *gap* da fratura ou da osteotomia quando comparada às placas convencionais.

Gutwald *et al* (2003) compararam através de testes biomecânicos as placas convencionais e placas com sistema de travamento fixadas na linha oblíqua externa mandibular após osteotomias em cadáveres humanos, simulando fraturas em região de ângulo. A estabilidade mecânica foi testada através da aplicação de forças em diferentes pontos na superfície oclusal dos dentes, simulando a mastigação. Observou-se que a torção promovida e o *gap* formado entre os fragmentos ósseos foram maiores nas mandíbulas fixadas com placas convencionais. Isso foi muito menos observado em placas com sistema de travamento. Conclui que isso pode ocorrer devido a transmissão das forças de carregamento acontecer através dos parafusos e não pela compressão da placa na superfície óssea, promovendo também uma maior estabilidade ao sistema.

Quanto aos índices de complicações, o estudo de Collins *et al.* (2004) conclui que para o uso de placas com sistema de travamento e placas convencionais os resultados são estatisticamente semelhantes. Ressaltam ainda que a decisão para o uso de placas com sistema de travamento ou placas convencionais está baseada no custo e facilidade de aplicação.

Embora estudos anteriores aos realizados por Chiodo *et al.* (2006) observem que o sistema de placa e parafuso com travamento sejam mais rígidos do que as placas convencionais, o autor não observa nenhuma diferença estatística nos testes biomecânicos realizados com esses dois sistemas. Sugere-se que as falhas nos sistemas estão relacionadas com a qualidade óssea e, em parte, à técnica cirúrgica em vez do sistema de fixação.

Resultados semelhantes foram obtidos nos testes biomecânicos realizados por Ahmad *et al.* (2007) comparando placas convencionais e placas com sistema de travamento. Os grupos que constavam de placas com sistema de travamento foram adaptadas de 3 maneiras diferentes: a) perfeitamente adaptadas à superfície óssea, b) afastadas da superfície 2 mm; e c) afastadas da superfície 5 mm. Os resultados utilizando placas convencionais e com sistema de travamento, ambas perfeitamente adaptadas à superfície óssea, e placas com travamento afastadas 2 mm não apresentaram diferenças e as falhas aconteceram com cargas significativamente mais elevadas (média=1633-1833N) do que as placas afastadas 5 mm (média 683 N) no carregamento estático. Adicionalmente, as placas com travamento e distância de 5 mm tiveram um deslocamento rotatório maior considerando cargas menores, quando comparado com as outras três construções no teste de torção estática. Conseqüentemente concluiu-se que quando é crucial preservar o suprimento sanguíneo periosteal recomenda-se que a placa esteja colocada em uma distância inferior ou igual a 2 mm.

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo nesta pesquisa foi analisar a influência de dois desenhos de osteotomias sagitais (grupo I com a OSRM angulada tradicional, proposta por Epker (1977) e o grupo II com a OSRM linear sem ângulos proposta por Farrel & Tucker (2011) na resistência mecânica utilizando uma mini-placa de titânio do sistema 2,0mm de quatro furos com parafusos monocorticais de 5mm, variando a posição mandibular desde 0mm (a OSRM foi realizada e fixada sem avanço), com avanço de 3mm e 7mm.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Este estudo foi idealizado e realizado pela 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 do comportamento mecânico da influência de dois desenhos de osteotomias sagitais dos ramos mandibulares em réplicas de hemimandíbulas humanas, quando submetidos a testes de carregamento linear sob condições padronizadas e interpretados de acordo com a análise estatística apropriada, variando o avanço mandibular, porém sempre com o mesmo tipo de FIE. Foram utilizadas 30 hemi mandíbulas de poliuretano (Nacional Ossos®, Jáu- SP – Brasil. Resina à base de poliuretano, bi-componente DIN 51757- 70.02 SHORE D, desenvolvida para fabricação de moldes, peças e componentes na área de prototipagem em geral), 30 placas de titânio de 4 furos com espaçamento de 7mm, com perfil de 1mm, do sistema de 2,0mm e 120 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). A metodologia deste trabalho foi didaticamente dividida em dois grupos os quais foram subdivididos conforme o tipo de osteotomia utilizada e a posição mandibular.

4.1 Grupos

O grupo I foi representado pela osteotomia sagital sugerida por Epker (1977) - figura 2. 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 (Fig. 2, 3, 4 e 5).

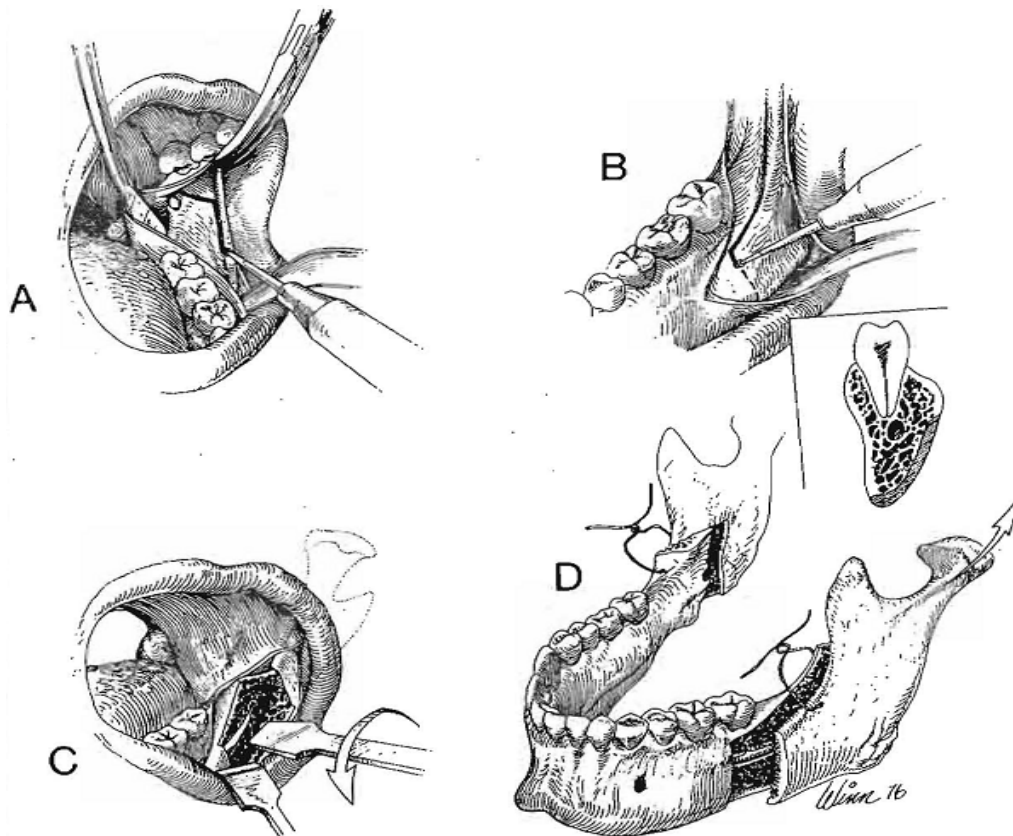


Figura 2. - Osteotomia sagital do ramo mandibular utilizada pelo grupo I. Epker BN. Modifications in the sagittal split of the mandible. *J Oral Surg* 35:362-365, 1977

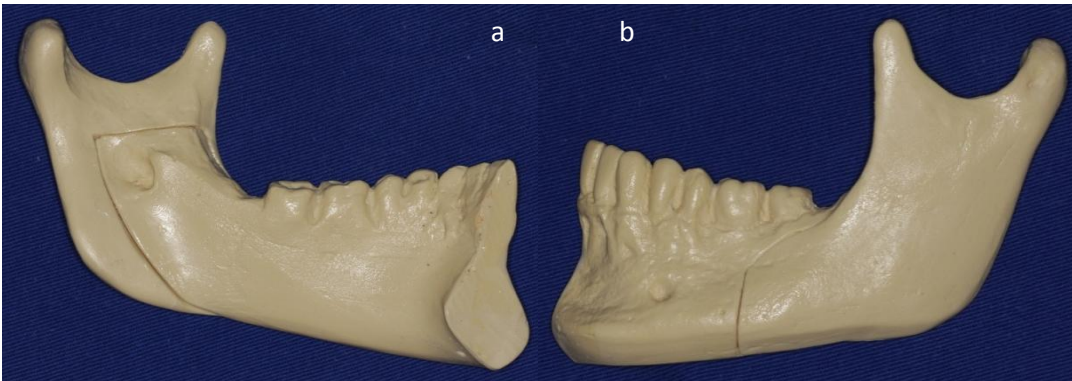


Figura 3. - (a) Vista medial e (b) lateral da mandíbula de poliuretano com o desenho da OSRM (grupo I).



Figura 4. - Vista superior da mandíbula de poliuretano com o desenho da OSRM (grupo I).

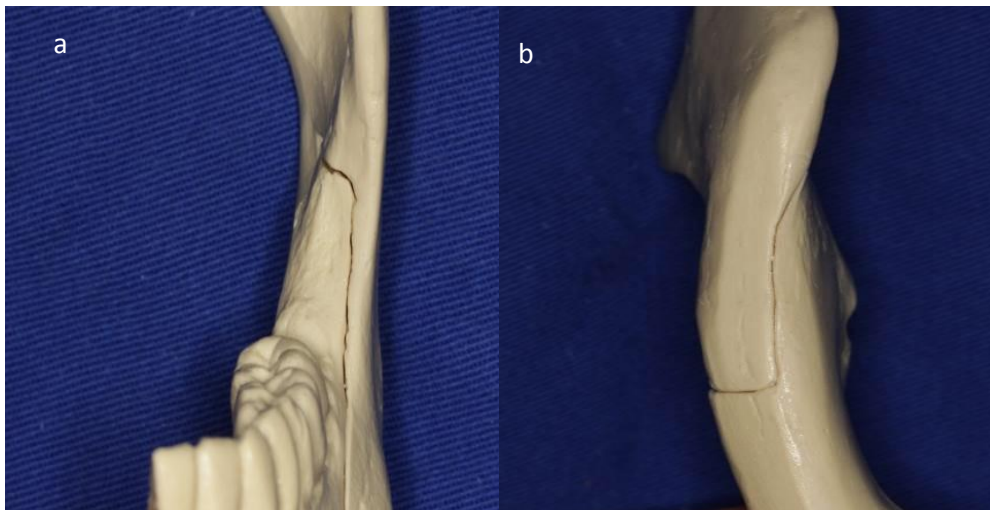


Figura 5. - (a) Vista anterior e (b) inferior da mandíbula de poliuretano com o desenho da OSRM (grupo I).

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 (Fig. 6,7,8 e 9).

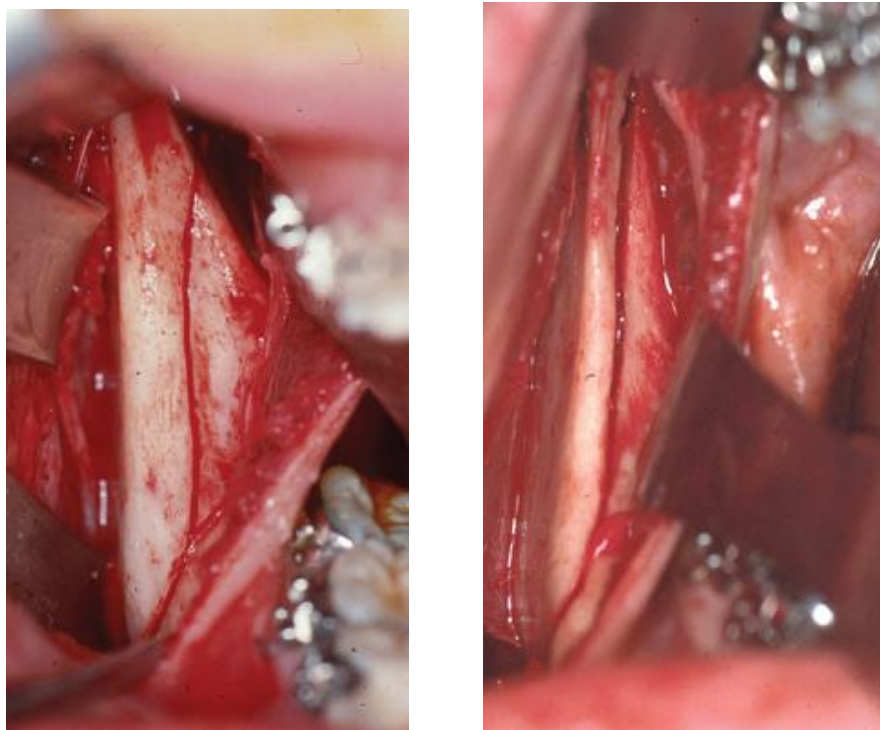


Figura 6. - Vista clínica da técnica de OSRM sugerida por Farrel & Tucker, 2011 (grupo II). Farrel, BB, Tucker, MR: Mandibular Asymmetry: Diagnosis and Treatment Considerations. In: Bagheri, SC, Bell B, Khan, HA. Current Therapy in Oral and Maxillofacial Surgery, 1st ed., 671-684, 2011.



Figura 7. - (a) Vista lateral e (b) medial da mandíbula de poliuretano com o desenho da OSRM (grupo II).



Figura 8. - Vista superior da mandíbula de poliuretano com o desenho da OSRM (grupo II).

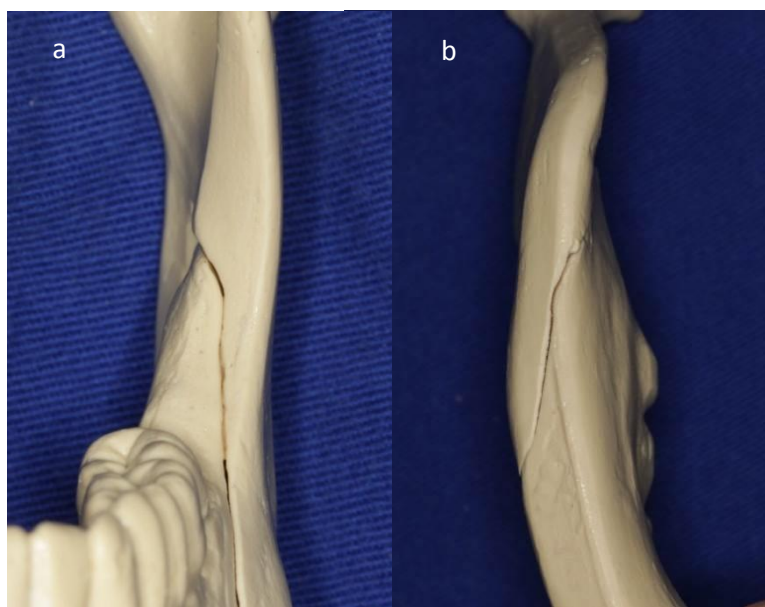


Figura 9. - (a) Vista anterior e (b) inferior da mandíbula de poliuretano com o desenho da OSRM (grupo II).

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) (Fig. 10).



Figura 10. - (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 mecânico

As mandíbulas 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 de osteotomia sagital do ramo mandibular e seguindo sistematicamente as recomendações dos autores idealizadores, 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 osteotomia sagital do ramo, o corte iniciou e terminou na mesma região nos três subgrupos de cada grupo conforme a figura 11, para garantir a mesma área de contato entre os segmentos separados nos dois grupos.

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 (Fig. 12 e 13). 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.

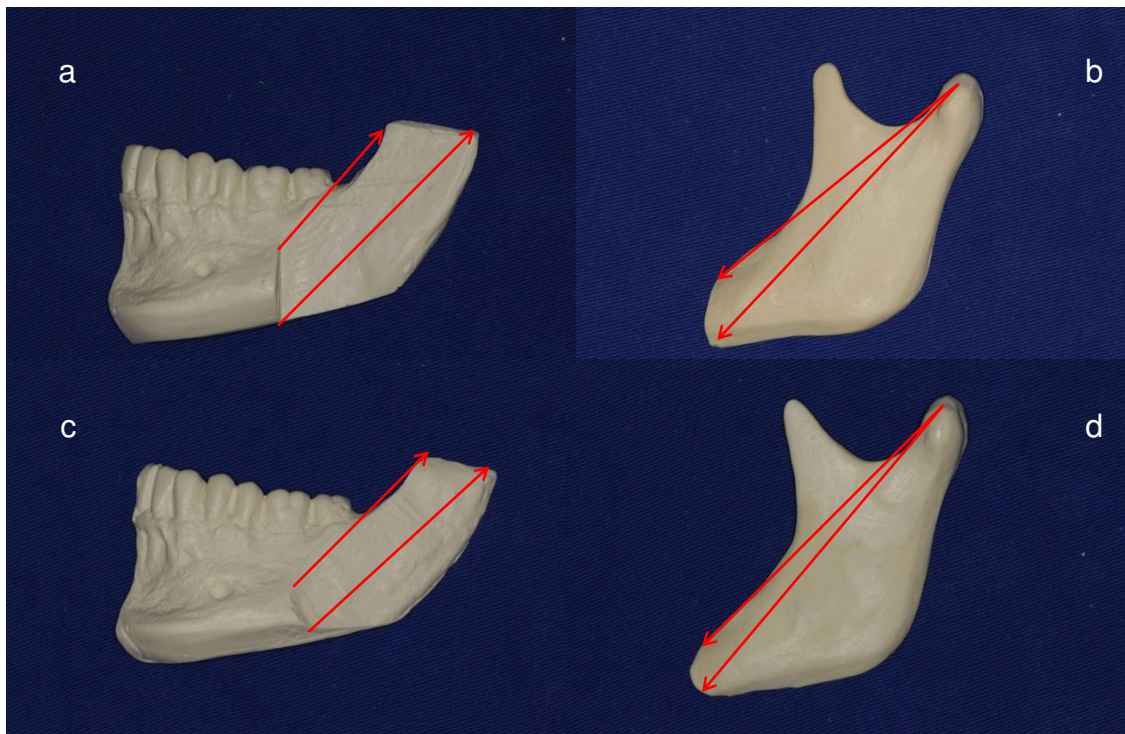


Figura 11. - Distâncias correspondentes entre cêndilo e término da osteotomia no segmento proximal e distância entre o início da osteotomia e término nos segmentos correspondentes. **(a) (b)** Osteotomia convencional (angulada) de 40 mm e 65 mm no segmento distal e 80 mm e 95 mm no segmento proximal. **(c) (d)** Osteotomia linear de 50 mm e 60 mm no segmento distal e 85 m. e 90 mm no segmento proximal.

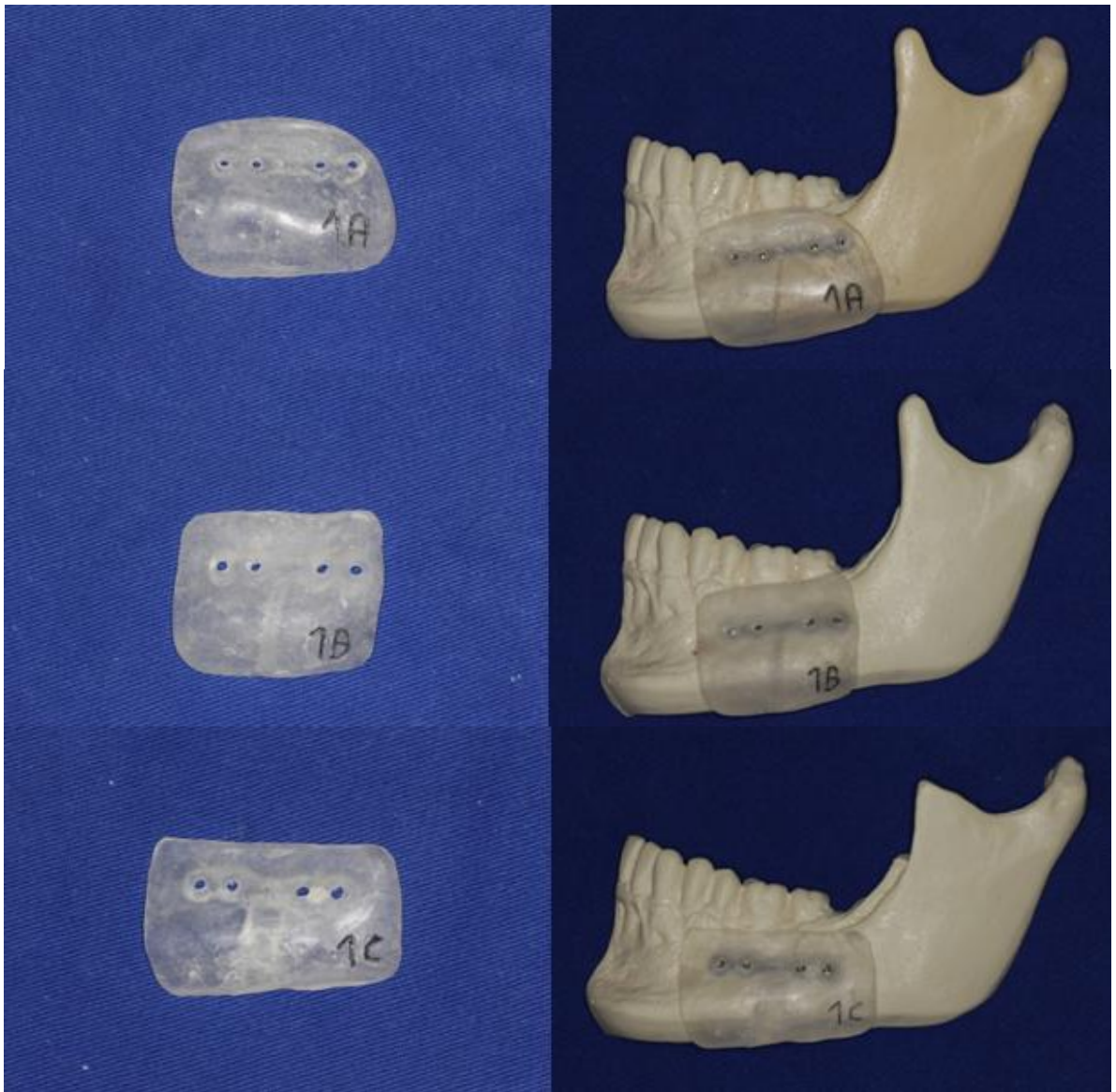


Figura 12. - Guias para redução, perfuração e posterior adaptação das placas e parafusos dos grupos IA, IB e IC.

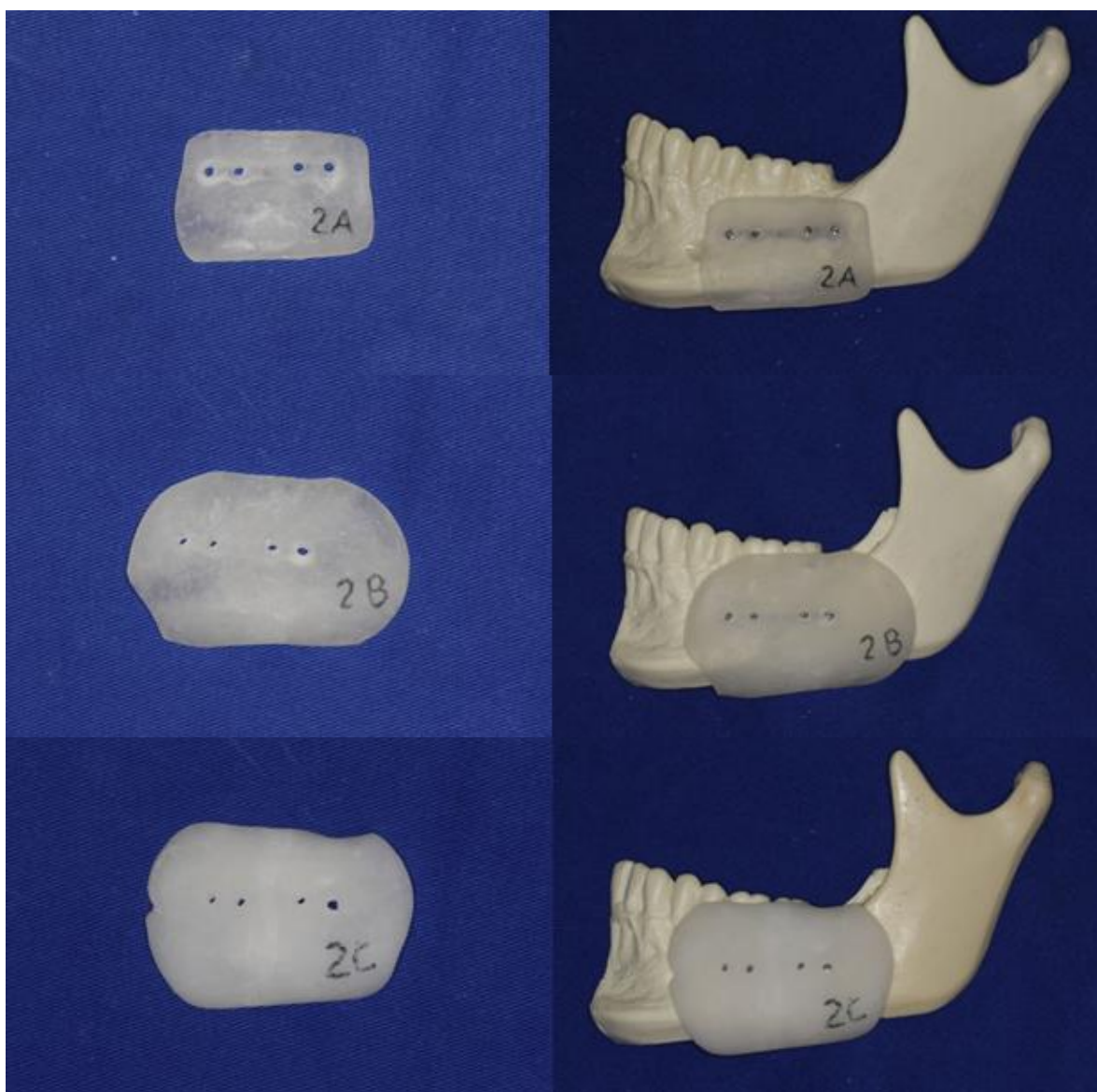


Figura 13. - Guias para redução, perfuração e posterior adaptação das placas e parafusos dos grupos IIA, IIB e IIC.

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. 14 e 15) todos com conexão em cruz fornecidos pela empresa brasileira ENGIMPLAN e as placas eram do sistema de 2,0mm, com ponte de 7mm e 1mm de espessura. No total foram utilizados 120 parafusos e 30 placas. Nas amostras as placas e os parafusos utilizados tinham como matéria-prima o titânio grau 2 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

 
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

 
A68252-0

Figura 14. - Códigos de referência das placas e parafusos. ENGIMPLAN – Engenharia e Implante Indústria e Comércio Ltda. Rio Claro – SP - Brasil



Figura 15. - Imagem das placas, parafusos e chaves usados nas mandíbulas de poliuretano.

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 16 e 17). Esse suporte conferia rigidez às mandíbulas em três pontos distintos, evitando assim, a rotação horária do sistema durante o carregamento.



Figura 16. - Suporte metálico - Vista frontal - Dimensões do suporte de testes. (a) Altura da haste = 18 cm, (b) Altura da haste aonde era adaptada a hemimandíbula = 12 cm, (c) Largura interna da haste = 3 cm, (d) Largura da base do suporte = 13 cm.

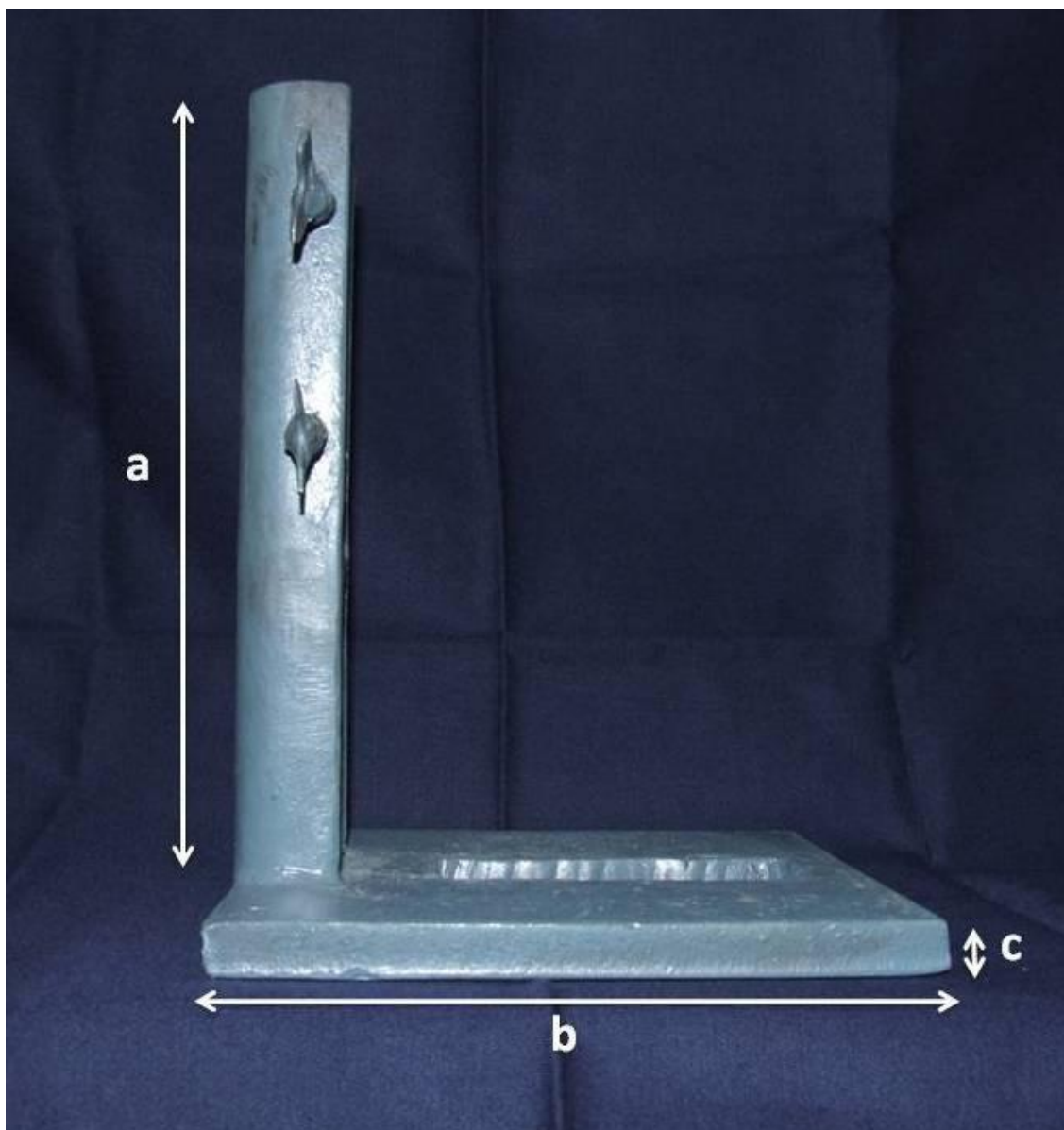


Figura 17. - Suporte metálico - Vista lateral - Dimensões do suporte de testes. (a) Altura da haste = 18 cm, (b) Comprimento da base = 23 cm, (c) Altura da base = 1,2 cm

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. 18), 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.

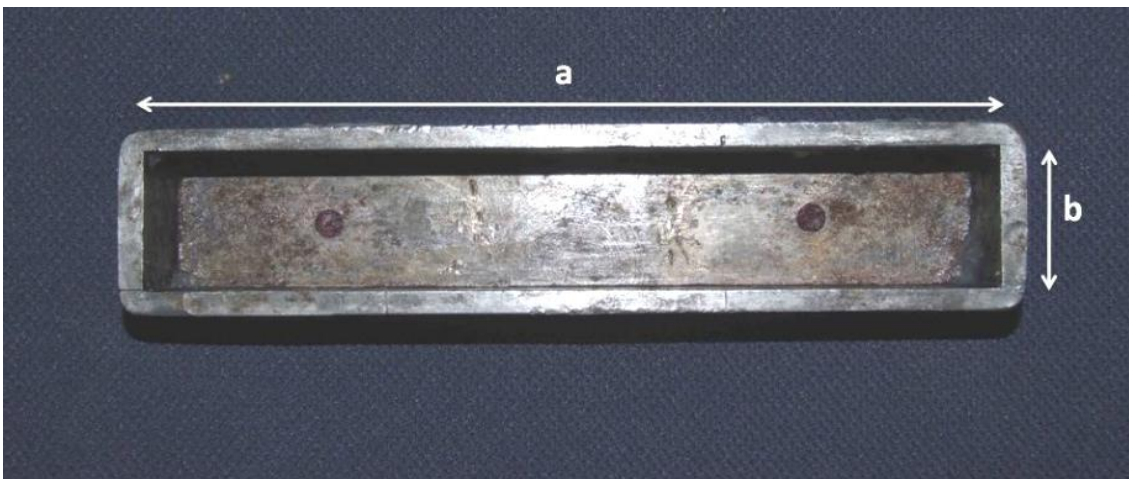


Figura 18. - Molde em metal para inclusão das hemimandíbulas – vista superior. (a) Comprimento do suporte = 18 cm, (b) Largura do suporte = 3cm.

4.5 Teste de carregamento

O Teste de Carregamento avaliou mecanicamente o comportamento 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, (fig. 19).



Figura 19. - Máquina de ensaio universal Instron 4411.

Para a realização de tal teste, foram confeccionados um dispositivo metálico de aplicação de carga e um dispositivo para fixação das hemimandíbulas (suporte) junto ao equipamento do teste de carregamento (Fig. 20)

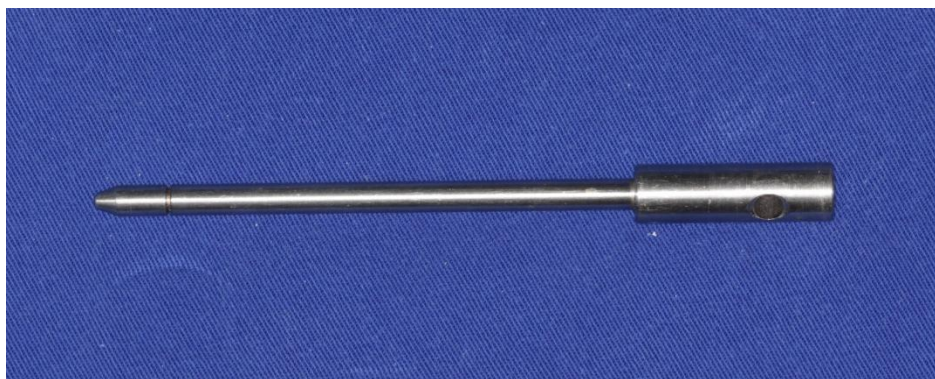


Figura 20. - Dispositivo para a aplicação de carga.

Para o teste de carregamento, foi estabelecida uma velocidade de 2mm/min, para aplicação de carga progressiva sobre o sistema, quando foi realizada a obtenção do valor de resistência ao carregamento, em Newtons (N), na carga de pico e anotado o valor do deslocamento imposto pelo ensaio, em milímetros, com esta carga. A carga foi sempre aplicada no segmento distal num ponto fixo, que recebia o dispositivo de aplicação de carga, previamente confeccionado, na fossa central do primeiro molar inferior (fig. 21). Os valores da carga de pico foram tomados no momento em que se alcançou a carga máxima antes da primeira falha do sistema, logo após esta, a carga começava a diminuir. Além do valor da carga era registrado o deslocamento que o ensaio havia sofrido até o momento da carga de pico, chamado deslocamento de pico. O sistema continuou a ser submetido ao teste até a falha total do mesmo, quando havia perda da resistência e a máquina terminava o ensaio (parava automaticamente, indicando “break”), também registrando os valores de carga e deslocamento finais.



Figura 21. - Incidência da carga na fossa central do 1º molar no teste mecânico.

4.9 Análise Estatística

A análise estatística foi realizada a fim de se comparar, quantitativamente, as médias das cargas de pico (em N) e a média do deslocamento de pico (em mm), para todos os grupos estudados. Os valores obtidos foram computados pelo software Bluehill (Bluehill® 2 Software for Instron Mechanical Testing Instruments, 2004 –) (Fig. 22).



Figura 22. - Bluehill® 2 Software for Instron Mechanical Testing Instruments, 2004

Os dados foram analisados no programa de análise estatística GraphPad Prism - GraphPad Software, Inc. 7825 Fay Avenue, Suite 230 La Jolla, CA 92037 USA). Foi aplicado o estudo *t test* para amostras não pareadas considerando a distribuição normal com desvio padrão semelhante entre os grupos de estudo. Testes estatísticos não baseadas em suposições em relação à probabilidade de distribuição em que os dados foram obtidos e, portanto, são chamados de testes não-paramétricos (distribuição livre). A significância estatística foi estabelecida quando $p < 0.05$.

5. RESULTADOS

Os resultados dos carregamentos lineares realizados nas mandíbulas foram coletados e avaliados por grupos separados (tabelas 1 e 2).

Tabela 1. - Resultado da carga de pico (N) entre os grupos

Grupos	Média da Carga de pico (N)	Desvio Padrão carga de pico
IA	149,30	20,21
IIA	188,45	26,90
IB	76,95	21,31
IIB	44,20	1,97
IC	54,29	54,29
IIC	57,10	57,10

Tabela 2. - Resultado do deslocamento de pico (mm) entre os grupos

Grupos	Média do deslocamento (mm)	Desvio padrão do deslocamento
IA	10.62	1.32
IIA	12.62	1.39
IB	7.48	1.07
IIB	14.24	1.64
IC	8.14	1.76
IIC	14.82	1.75

A carga de pico foi maior na osteotomia linear (Grupo II) que na angulado (Grupo I) e foi estatisticamente significativo ($p < 0.05$), gráfico 1.

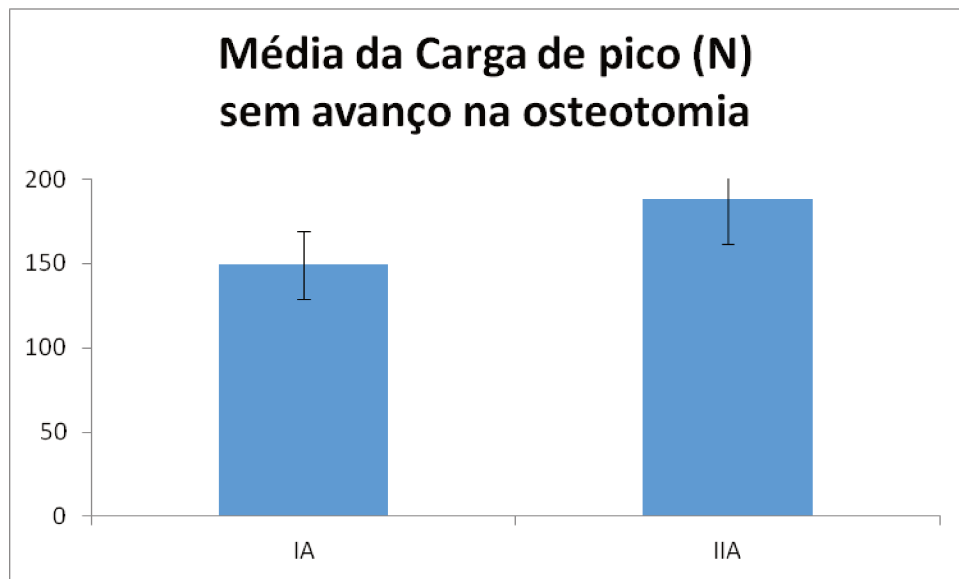


Gráfico 1. - Comparação das médias de carga de pico (N) e desvio padrão entre o grupo IA e IIA. Após teste estatístico teste t mostrou que a carga de pico da osteotomia do Grupo II foi maior e estatisticamente significativa em relação a osteotomia do Grupo I.

A carga de pico foi maior na osteotomia angulada (Grupo IB) que na linear (Grupo IIB) e foi estatisticamente significativa ($p < 0.05$), gráfico 2.

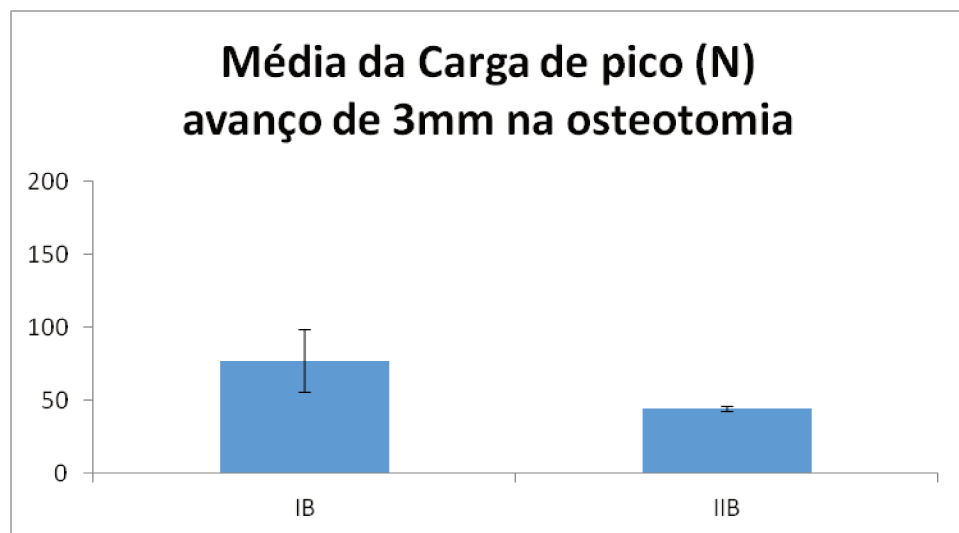


Gráfico 2. - Comparação das médias de carga de pico (N) e desvio padrão entre o grupo IB e IIB. Após teste estatístico mostrou que a carga foi maior no Grupo IB (Angulada) que no Grupo IIB (Linear).

Não houve diferença estatisticamente significativa quando comparados os grupos IC e IIC ($p>0.05$), gráfico 3.

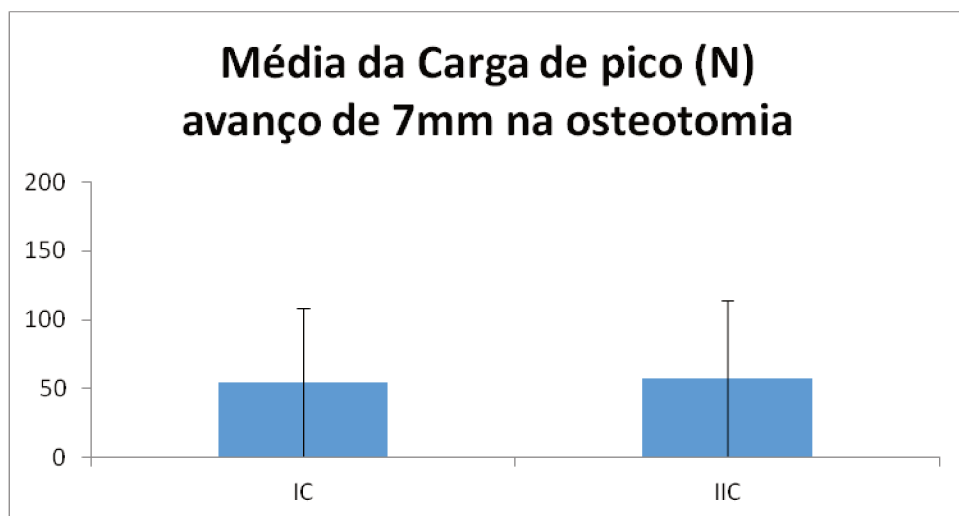


Gráfico 3. - Comparação das médias de carga de pico (N) e desvio padrão entre o grupo IC e IIC. Após teste estatístico teste t mostrou que a carga de pico entre os grupos não foram estatisticamente significante.

O deslocamento do segmento foi maior na osteotomia linear (Grupo IIA) que na angulada (Grupo IA) e foi estatisticamente significante ($p<0.05$), gráfico 4.

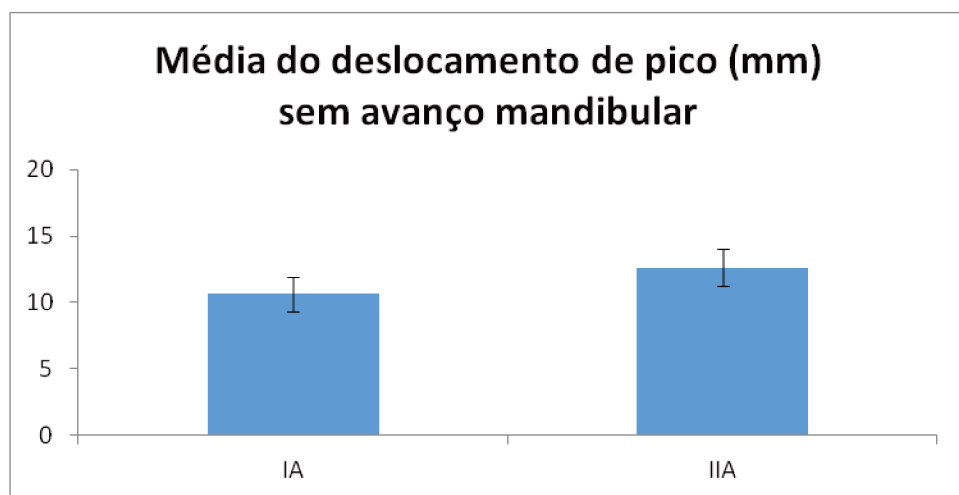


Gráfico 4. - Comparação das médias do deslocamento (mm) e desvio padrão entre o grupo IA e IIA. O deslocamento da osteotomia do Grupo II foi maior e estatisticamente significante em relação a osteotomia do Grupo I.

O deslocamento do segmento foi maior na osteotomia linear (Grupo IIB) que na angulada (Grupo IB) e foi estatisticamente significativo ($p < 0.05$), gráfico 5.

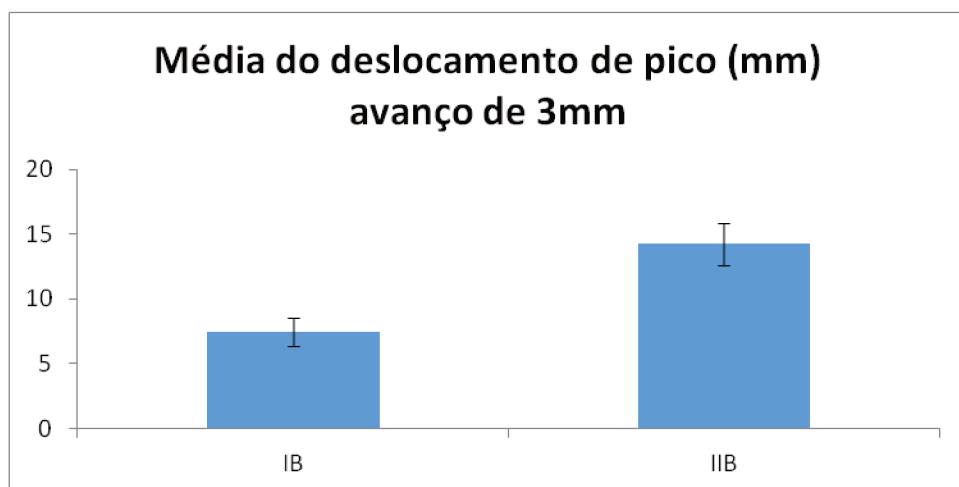


Gráfico 5. - Comparação das médias do deslocamento (mm) e desvio padrão entre o grupo IB e IIB. O deslocamento da osteotomia do Grupo II foi maior e estatisticamente significativo em relação a osteotomia do Grupo I.

O deslocamento do segmento foi maior na osteotomia linear (Grupo IIC) que na angulada (Grupo IC) e foi estatisticamente significativo ($p < 0.05$), gráfico 6.

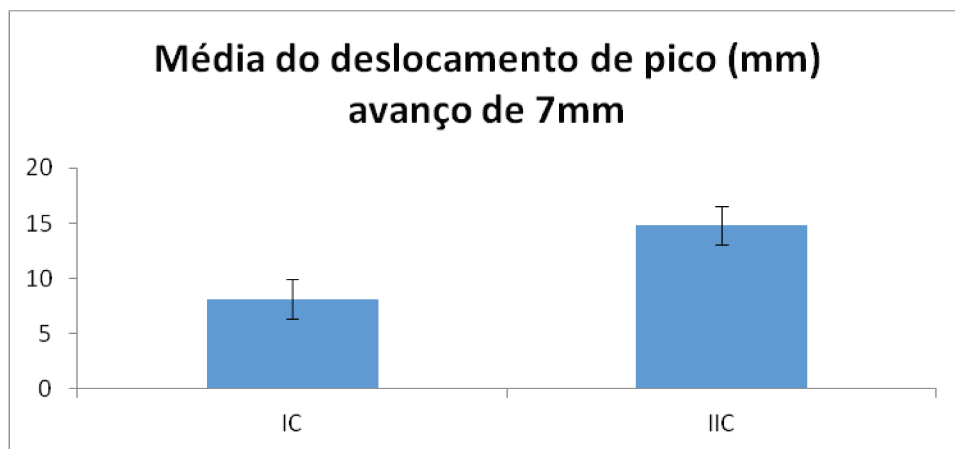


Gráfico 6. - Comparação das médias do deslocamento (mm) e desvio padrão entre o grupo IC e IIC. O deslocamento da osteotomia do Grupo II foi maior estatisticamente significativo em relação a osteotomia do Grupo I.

A comparação das médias de cargas de pico (N) e desvio padrão entre todos os grupos. Sendo estatisticamente significativa em IIA e IB, não tendo diferença estatisticamente significativa em IC e IIC ($p < 0.05$), gráfico 7.

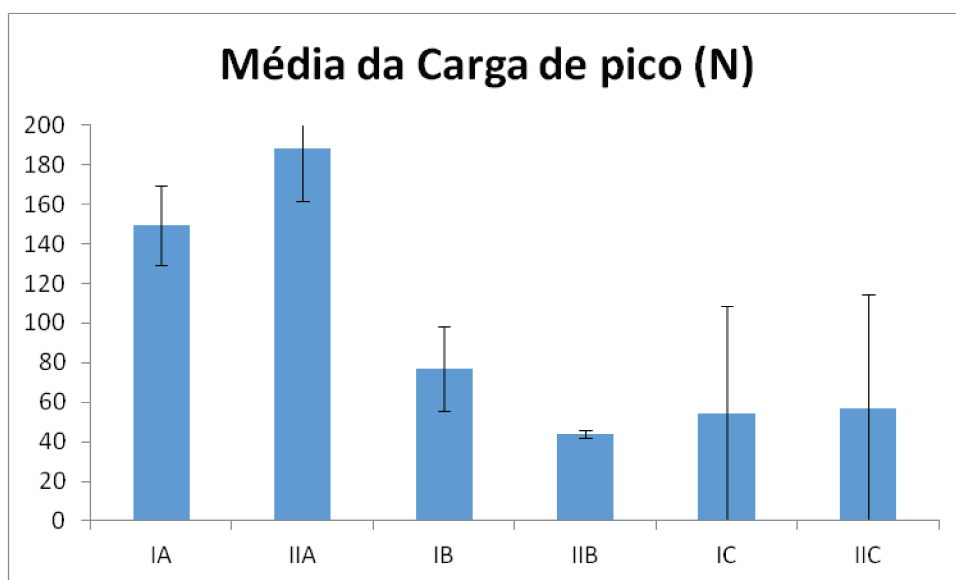


Gráfico 7. - Comparação das médias de carga de pico (N) e desvio padrão entre todos os grupos. Após teste estatístico teste t mostrou que houve diferença estatisticamente significativa apenas nos grupo IIA e IB.

A comparação das médias de deslocamento máximo (mm) e desvio padrão entre todos os grupos. Sendo estatisticamente significante em IIA, IIB e IIC ($p < 0.05$), gráfico 8.

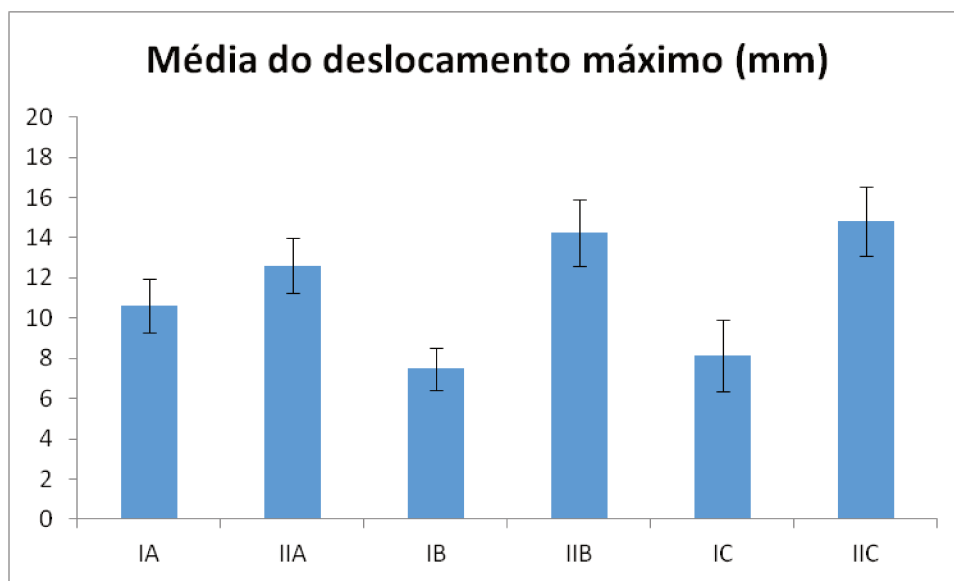


Gráfico 8. - Comparação do deslocamento máximo (mm) e desvio padrão entre todos os grupos. Após teste estatístico teste t mostrou que o grupo II teve maior deslocamento em todos os sub-grupos e houveram diferença estatisticamente significante em todos eles.

6. DISCUSSÃO

As diversas modificações na osteotomia sagital do ramo mandibular minimizaram complicações pós operatórias como necrose avascular, edema e sangramento excessivo, que foram diminuídos com a redução do descolamento dos tecidos mandibulares (Epker, 1977). Tudo isso minimizou significativamente o número de severidade e complicações encontradas na primeira técnica proposta por Trauner e Obwegeser (1957).

As modificações são sugeridas a fim de minimizar danos no trans e no pós-operatório, como dano nervoso, fratura desfavorável, recidivas, reabsorção óssea e deslocamento condilar (Gallia 1992; Wyatt, 1997). O fortalecimento estrutural é, também, motivo para modificações na osteotomia sagital. A manutenção da linha oblíqua seria um acidente anatômico capaz de aumentar a resistência do segmento distal e teoricamente aumentaria a previsibilidade e a estabilidade. Vantagens estruturais como essa, diminuiriam a possibilidade de fratura distal ao último dente do segmento distal segundo Wolford, 1987.

A evolução da técnica dessa osteotomia, desde sua introdução e as modificações introduzidas ao longo do tempo, mostram que essa técnica é constantemente modificada e/ou adequada, ou seja, cada cirurgião tende a adaptar ou adequar a técnica à sua habilidade ou conveniência cirúrgica. A osteotomia sagital do ramo é dos procedimentos mais utilizados e um dos mais versáteis em cirurgia buço-maxilo-facial para a correção das deformidades dentofaciais, especialmente aquelas localizadas na mandíbula. Variações anatômicas motivam modificações na osteotomia sagital do ramo mandibular (Gallo, 1976; Epker, 1977; Lines, 1982; Jeter *et al.*, 1984; Wolford *et al.*, 1987; Wolford & Davis Jr, 1990; Smith *et al.*, 1991; Fun-Chee, 1992; Edwards & Paxton, 1994; Jovanovic *et al.*, 1996; Tom *et al.*, 1999; Marquez & Stella, 1998; Furutani & Kawai, 1999; Smith *et al.*, 2002; Sasaki *et al.*, 2003; Kini *et al.*, 2007; Sakamaki *et al.*, 2007; Muto *et al.*, 2008).

Somando a versatilidade da técnica ao universo de modificações na osteotomia sagital do ramo encontrado na literatura, o acesso e execução dessa técnica por via intraoral proporcionou quase a unanimidade na indicação dessa técnica na correção das deformidades mandibulares.

A principal motivação que levou à realização deste estudo é o número crescente de modificações e a falta de um estudo técnico capaz de informar à comunidade científica se essas modificações possuem relevância, comportamento físico e/ou mecânica e que ajude a indicar a técnica que apresenta maior estabilidade, maior segurança e que leva a resultados previsíveis em curto prazo.

Todos os modelos foram provenientes de um mesmo molde e todos os cortes realizados por um único operador que seguiu rigorosamente as modificações sugeridas pelos autores Epker (1977); Farrel & Tucker (2011). A mandíbula de poliuretano foi escolhida para este estudo devido à facilidade de sua aquisição e por se mostrar um modelo economicamente viável. Além disso, o objetivo foi a padronização do experimento tentando evitar a introdução de variáveis para obtenção de resultados fidedignos, afim de se chegar a conclusões plausíveis e concretas. Teoricamente, a única variável introduzida neste trabalho são os modelos de osteotomia sagital do ramo mandibular. Com isso, tentou-se eliminar as variações anatômicas que certamente seriam encontradas neste estudo caso se optasse pelo uso de mandíbulas humanas. Além disso, material humano tem complicações legais que dificultam e, em alguns casos, até inviabilizam a realização de trabalhos científicos.

A realização deste estudo baseou-se inicialmente na ausência de trabalhos de comportamento mecânico relacionado aos desenhos da osteotomia sagital. A falta de estudos científicos dessa natureza foi portanto, o principal motivo para a concretização deste trabalho, já que a literatura é vasta em artigos onde o foco é o tipo de fixação. Estudos biomecânicos sobre fixação interna estável na osteotomia sagital do ramo são facilmente encontrados na

literatura. Vários tipos de testes são empregados, como carregamento mecânico, análise fotoelástica e análise por elemento finito que é um modelo matemático aplicado a modelos biológicos a fim de explicar o comportamento mecânico de modelos biológicos, todos ligados a tipos ou modelos de fixação (Tharanon, 1998; Chuong *et al.*, 2005; Gomes *et al.*, 2003; Erkmen *et al.*, 2005, Chessa, 2008; Brasileiro, 2010).

Pode-se utilizar o termo convencional para a proposta sugerida por Epker (1977), uma vez que é a técnica mais antiga utilizada nesse trabalho, a mais utilizada por cirurgiões no mundo e certamente uma das modificações mais difundida na área. Essa modificação conferiu previsibilidade quando o autor mostrou preocupação com o manejo dos tecidos moles que circundam a mandíbula como fator de sucesso simplificando o procedimento técnico com a redução concomitante da severidade do procedimento, evitando assim seqüelas que eram frequentemente atribuídas a este procedimento clássico originalmente descrito por Trauner e Obwegeser (1957).

Na literatura relata-se que a maior carga exercida na mastigação é encontrada na região de molar. Da mesma forma, no estudo de Throckmorton *et al.* (1996), os autores estimaram a força mastigatória máxima de pacientes submetidos à cirurgia ortognática, em um período pós-operatório imediato. Os valores da força de mordida variavam entre as regiões, aumentando de incisivo para molar.

Considerando que movimentos acima de um determinado deslocamento limite para os testes biomecânicos não seriam compatíveis com as condições fisiológicas, alguns autores como Foley *et al.* (1989) e Kohn *et al.*, (1995) padronizaram um deslocamento máximo de 3 mm para registro do final do teste. Essas medidas foram tomadas a partir do deslocamento da ponta de aplicação de carga.

No entanto, ao invés de definir o deslocamento pico, alguns autores preconizaram o deslocamento até o momento em que ocorre a falha do sistema (Bouwman *et al.*, 1994; Asprino *et al.*, 2006). Dessa forma, obtêm-se quatro medidas: carga e deslocamento de pico; carga e deslocamento finais.

Outro autores como Ardary *et al.* (1989) e Kim *et al.* (1995) determinaram um deslocamento máximo de 1 mm correspondente à distância entre os segmentos osteotomizados como o ponto de falha do sistema.

Nesse trabalho, a opção foi pela realização do teste mecânico até a falha do sistema, pois assim seria obtido mais duas variáveis de comparação (deslocamento de pico e carga de pico). Caso o deslocamento tivesse sido definido em 3 mm, como descrito nos estudos de Foley *et al.* (1989) e Kohn *et al.* (1995), não haveria ocorrido a falha do sistema antes mesmo de atingir o objetivo final.

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

No presente experimento, a velocidade de aplicação de carga foi definida em 2 mm/min, registrando os valores de carga em newtons (N) em carga de pico (ou seja, pré falha) e deslocamento máximo (mm). Entretanto, não existem dados na literatura mostrando diferença em relação à resistência quando se altera a velocidade de aplicação da carga. Mas a opção é sempre por uma velocidade lenta para melhor observação quanto ao comportamento mecânico da amostra que está sendo avaliada. Porém, em relação à velocidade de deslocamento, é possível encontrar na literatura diversos protocolos, que variam de 0,5

mm/minuto até 1 cm/s (Foley *et al.*, 1989; Bowman *et al.*, 1995; Schwimmer *et al.*, 1994; Kohn *et al.*, 1995; Tharanon 1998; Peterson *et al.*, 2005; Van Sickels *et al.*, 2005).

Com isso, o teste de carregamento feito sob as mesmas condições para todos os grupos mostrou que cortes e modificações estruturais na arquitetura óssea e no desenho, modificaram a resistência, equilíbrio e conseqüentemente a dissipação de forças ao longo da osteotomia sagital do ramo e do corpo mandibular, de acordo com a metodologia empregada. Os grupos estudados neste trabalho tiveram valores estatisticamente diferentes. O grupo I e o grupo II estatisticamente possuem diferença. A metodologia utilizada mostrou que, em termos de carga final e de deslocamento final das diferentes osteotomias ocorreu diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos amostrais.

O desenho sugerido por Epker em 1977 (grupo I) parece promover um melhor encaixe entre o segmento distal e proximal em função dos ângulos gerados pelo desenho da osteotomia, porém, após os testes serem realizados, o desenho sugerido por Farrel & Tucker (2011) grupo II a osteotomia linear obteve melhor comportamento mecânico em todos os subgrupos (deslocamento máximo em milímetros) e isso pode ser explicado por se tratar de uma osteotomia linear, sem ângulos, causando maior área de contato ósseo, sem perda estrutural e maior passividade de adaptação dos segmentos, ou seja, a integridade da espessura cortical do segmento proximal pouco influencia diretamente na resistência mecânica do sistema.

Outra condição que pode justificar o melhor comportamento mecânico do grupo II (deslocamento máximo em milímetros) é que o sistema de fixação dividiu com o substrato as cargas tensionais, suportando melhor o deslocamento. Isso foi verificado avaliando os corpos de prova, ainda na máquina de ensaio universal, logo após a falha. No grupo I, em todos os subgrupos, após a falha, houve uma rotação vertical dos segmentos e o substrato cedeu, soltando o material de fixação no segmento distal. Isso pode ser explicado pelo fato de que

por se tratar de um osteotomia angulada, como esse encaixe mecânico dos segmentos os impede de se mover, o substrato acaba suportando toda a carga. No grupo II, em todos os subgrupos, após a falha, houve uma torção na miniplaca na região central, sem perda de parafusos nem rompimento do substrato. Isso pode ser explicado pelo fato de que o sistema de fixação dividiu com o substrato a carga e por não ter embricamento mecânico dos segmentos, estes puderam girar e suportar o carregamento.

Diante do que foi acima mencionado, ainda é prematuro afirmar que é desaconselhado utilizar a osteotomia convencional preconizada por Epker (1977) uma vez que existem vários métodos de fixação e configurações espaciais na disposição de placas e parafusos na síntese óssea, o que demonstra que a configuração dos dispositivos de fixação pode influenciar significativamente na dissipação de força e resistência mecânica do conjunto (Nascimento, 2010; Sato, 2009; Chuong, 2009; Brasileiro, 2009). Somente após as inúmeras combinações de osteotomia com tipos de fixação e estudos como este é que se poderá afirmar a melhor combinação de tipo de osteotomia sagital aliado a tipo de fixação. Portanto, pode-se afirmar que para essa composição em L invertido aplicado aos dois grupos, não houve diferenças estatística de termos de carregamento mecânico e deslocamento. Do ponto de vista clínico, em ambas as osteotomias, o padrão de fixação usado apresenta resistência suficiente para estabilização dos segmentos ósseos nos pós-operatório, devendo-se considerar também que o deslocamento muscular e o edema diminui a força mastigatória no período pós-operatório imediato (Ellis, *et al.*, 2003).

E isso justifica a proposta deste trabalho em avaliar dois desenhos diferente de osteotomias, sem variar o tipo de FIE, utilizando se sempre em todos os grupos e subgrupos os mesmos modelos de miniplacas e parafusos de titânio, da mesma marca comercial e sempre na mesma posição, padronizada pelos guias de fixação. Dessa forma, pode-se afirmar que, entre a osteotomia preconizada por Epker (1977) e a de Farrel & Tucker (2011), quando se utiliza a

mesma configuração de FIE (uma miniplaca de titânio de 4 furos com 4 parafusos de titânio monocorticais na mesma posição), a osteotomia do grupo II tem melhor comportamento mecânico em comparação ao grupo I.

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 consequentemente aumentará a confiabilidade desse sistema complexo.

Os desenhos representados nos grupos I e II possuem diferentes espessuras da cortical mandibular até a porção final do segmento proximal, sendo de maior espessura no grupo I, e por manter esse arcabouço ósseo do segmento proximal. Mas isso não parece ser um importante fator nos índices de resistência alcançados no teste de carregamento linear. O deslocamento é diretamente proporcional ao limite máximo de carregamento aplicado a cada grupo em especial. Os valores achados nos grupos I e II são diferentes, o que pode mostrar que esses resultados podem não estar diretamente ligados à estrutura da osteotomia sagital do ramo e sim 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 utilizada no grupo II e com isso o sistema de FIR pode ter dividido melhor a carga com o substrato e por isso suportou melhor o deslocamento.

Dessa forma, teremos o colapso do sistema mandíbula-osteotomia-fixação, quando temos menor contato ósseo e maior fragilidade da linha oblíqua, refletindo diretamente nas características físicas e, por isso, menor elasticidade e menor capacidade para receber força direta, mostrando que essas grandezas (carregamento linear e deslocamento) são diretamente proporcionais, com influência e relação direta das grandezas força e deslocamento, de acordo com a metodologia aplicada neste estudo.

Nesse sentido, ainda é prematuro a contraindicação de qualquer técnica de osteotomia sagital, mas é importante saber que, para regiões de menor espessura, se optar em realizar osteotomias anguladas, deve-se assumir valores menores de deslocamento e isso poderá levar o cirurgião a indicar uma restrição funcional mais severa como a utilização do bloqueio maxilomandibular no paciente para proteção da área em questão, ou seja, a anatomia dita a técnica de OSRM, especialmente no ramo ascendente mandibular, no início da osteotomia, que pode impossibilitar a angulação proposta por Epker em 1977. Uma importante dúvida no final da pesquisa é a comparação desses cortes com diferentes disposições dos parafusos, bem como a utilização de placas.

Com a introdução de métodos de FIE, tornaram-se notórias as observações quanto às vantagens de melhor reparo ósseo, diminuição das recidivas esqueléticas e conforto pós-operatório para o paciente (Mommaerts, 1991; Bouwman *et al.*, 1995; Becelli *et al.*, 2004). Para a realização de cirurgias tão precisas como as osteotomias mandibulares, particularmente ao tratar-se da OSRM, a escolha da técnica de FIR requer cuidadoso planejamento e excelência em sua execução (Wolford *et al.*, 1987; Fujioka *et al.*, 2000). O estabelecimento de uma oclusão funcional e estável no pós-operatório admite uma mínima tolerância de erro e requer a utilização de técnicas que garantam a manutenção dos segmentos ósseos exatamente na posição planejada (Bouwman *et al.*, 1995; Assael, 1998).

A utilização de placas e parafusos monocorticais pode oferecer certas vantagens quando comparada com o uso somente de parafusos. No entanto, apesar dos testes mecânicos evidenciarem a grande vantagem quanto à capacidade de resistir a forças mastigatórias pelos sistemas de parafusos bicorticais, os trabalhos clínicos não demonstram uma tendência ao desuso das miniplacas com parafusos monocorticais (Blomqvist & Isaksson, 1994).

A prevenção de lesão ao nervo alveolar inferior é o benefício mais comumente citado quando se opta pela escolha de FIE com placas e parafusos. Além disso, o torque condilar pode ser prevenido durante a aplicação desse sistema de FIE devido a utilização de parafusos monocorticais. Porém, ainda podem ocorrer erros no posicionamento do segmento condilar quando da aplicação incorreta das mesmas (Rubens *et al.*, 1988; Tuslane *et al.*, 1989; Ardary *et al.*, 1989; Jäger *et al.*, 1991; Anucul *et al.*, 1992; Scheerlinck *et al.*, 1994; Bouwman *et al.*, 1994; Murphy *et al.*, 1997; Erkmen *et al.*, 2005).

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

A análise desse sistema é muito complexa, pois se deve 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* (Buijs GJ *et al.*, 2007), mostrando que esse trabalho pode ser complementado de diversas formas e por inúmeros estudos, contribuindo para a elucidação de dúvidas.

7. CONCLUSÃO

Pode-se concluir à partir deste trabalho e de acordo com a metodologia aplicada que:

1. Pode-se afirmar que osteotomias lineares (grupo II) por possuírem maior contato ósseo passivo, nesta configuração de FIE, proporcionam melhor resistência mecânica pois o sistema de fixação compartilha com o substrato as cargas.
2. Mais estudos são necessários para se testar se esse comportamento mecânico inferior do grupo I, no que tange ao deslocamento, e também o comportamento inferior do grupo IIB no que tange a carga de pico, se alteram quando modificamos configurações de diferentes sistemas FIE.
3. Quando aplicados avanços o desenho da osteotomia parece influenciar apenas o deslocamento, sendo maior na osteotomia linear. Porém sem vantagens quanto à resistência mecânica.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Alpert B, Seligson D. Removal of asymptomatic bone plates used for orthognathic surgery and facial fractures. J Oral Maxillofac Surg. 1996; 54(5): 618-21.

Ambrizzi DR, Franzi AS, Pereira Filho VA, Gabrielli MAC, Gimenez CMM, Bertoz FA. Avaliação das queixas estético-funcionais em pacientes portadores de deformidades dentofaciais. R Dental Press Ortodon Ortop Facial. 2007; 12(5): 63-70.

Anucul B, Waite PD, Lemons JE. In vitro strength analysis of sagittal split osteotomy fixation: noncompression monocortical plates versus bicortical position screws. J Oral Maxillofac Surg 1992; 50(12): 1295-9.

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

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.

Aziz SR. Simon P. Hüllihen and the origin of orthognathic surgery. J Oral Maxillofac Surg. 2004, 62, 1303-1307.

Bell WH; Proffit, WR; White, RP. Surgical correction of dentofacial deformities. Philadelphia: WB Saunders, 1980.

Booth, D.F. Control of the proximal segment by lower border wiring in the sagittal split osteotomy. *J Maxillofac Surg.* 1981; 9: 126-128.

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

Caskey RT, Turpin DL, Bloomquist DS. Stability of mandibular lengthening using bicortical screw fixation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop., Saint Louis.* 1989; 96(4): 320-6.

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; 77(8):971-976.

Chiodo, TA; Ziccardi VB; Janal,M; Sabitini, C. Failure strength of 2.0 locking versus 2.0 conventional Synthes mandibular plates: A laboratory model *J Oral Maxillofac Surg.* 2006; 64(10):1475-9.

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.

Collins CP et al. A Prospective Randomized Clinical Trial Comparing 2.0-mm Locking Plates to 2.0-mm Standard Plates in Treatment of Mandible Fractures *J Oral Maxillofac Surg.* 2004; 62:1392-5.

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

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

Ellis III, E; Graham J. Use of a 2.0-mm locking plate/screw system for mandibular fracture surgery. J Oral Maxillofac Surg. 2002; 60: 642-5.

Ellis III, E.; Karas, N. Treatment of mandibular angle fractures using two mini dynamic compression plates. J Oral Maxillofac Surg. 1992; 50(10): 958-63.

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, Throckmorton GS, Sinn DP. Bite forces before and after correction of mandibular prognathism. J Oral Maxillofac Surg 1996; 54(2): 176-81.

Epker BN; Fish LC. Dentofacial deformities – Integrated surgical and orthodontic correction. v.1, Mosby, 1986.

Epker, B.N. Modifications of the sagittal osteotomy of the mandible. J Oral Surg. 1977; 35: 157-159.

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

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.

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.

Faruok O; Krettek C; Miclau T; Schandelmaier P; Guy P; Tscherné H. Minimally invasive plate osteosynthesis and vascularity: preliminary results of a cadaver injection study. Injury. 1997; 28 Suppl 1:A7-12.

Foley WL, Beckmann TW. In vitro comparison of screw versus plate fixation in the sagittal split osteotomy. Int J Adult Orthodon Orthognath Surg 1992; 7(3): 147-51.

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.

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

Gallo, W.J., Moss, M.M., Gaul, J.V. Modification of the sagittal split ramus osteotomy for retrognathia. J Oral Surg. v. 34, p. 178-179, 1976.

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.

Gutwald R; Alpert B; Schmelzeisen R. Principle and stability of locking plates. Keio J Med. 2003; 52(1): 21-4.

Gutwald R. Biomechanical stability of an internal mini-fixation system in maxillofacial osteosynthesis. J Med Biol Eng Comp. v.37, S380, 1999.

Hammer B, Ettlin D, Rahn B, Prein J. Stabilization of the short sagittal split osteotomy: in vitro testing of different plate and screw configurations. J Craniomaxillofac Surg 1995; 23(5): 321-4.

Hasenboehler, E., Rikli, D., Babst, R., 2007. Locking compression plate with minimally invasive plate osteosynthesis in diaphyseal and distal tibial fractures: a retrospective study of 32 patients. Injury. 38 (3), 365– 70.

Haug RH, Barber JE, Punjabi AP. An in vitro comparison of the effect of number and pattern of positional screws on load resistance J Oral Maxillofac Surg 1999; 57 (3): 300-8.

Haug RH, Barber JE, Reifeis R. A comparison of mandibular angle fracture plating techniques. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 1996; 82: 257-63

Herford AS, Ellis III E. Use of a locking reconstruction bone plate-screw system for mandibular surgery. J Oral Maxillofac Surg. 1998; 56(11):1261-65

Hullihen SP: Case of elongation of the underjaw and distortion of the face and neck, caused by a burn, successfully treated. Am J Dent Sci. 1849;9:157.

Hundsuck EE. 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.

Jäger A, Kubein-Meesenburg D, Luhr HG. Longitudinal study of combined orthodontic and surgical treatment of Class II malocclusion with deep overbite. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg*. 1991; 6(1): 29-38.

Jeter TS, Van Sickels JE, Dolwick MF. Rigid internal fixation of ramus osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg* 1984; 42(4); 270-2.

Kaab, M.J., Frenk, A., Schmeling, A., Schaser, K., Schutz, M., Haas, N.P. Locked internal fixator: sensitivity of screw/plate stability to the correct insertion angle of the screw. *J. Orthop. Trauma* 2004; 18(8),483–7.

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

Limberg A. A new method of plastic lengthening of the mandible in unilateral microgenia and asymmetry of the face. *J Am Dent Ass*. 1928; 15: 851-871.

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

Lindquist C, Soderholm AL, Salo A, Subasinghe J, Ylijoki S, Skutnabb K, Hallikainen D. A comparative study on four screw-plate locking systems in sheep: A clinical and radiological study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2001; 30:160-6.

Loukota RA, Shelton JC. Mechanical analysis of maxillofacial miniplates. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 1995; 33: 174-179. 111

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

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.

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.

Marques LS, Barbosa CC, Ramos-Jorge ML, Pordeus IA, Paiva SM. Caderno Saúde Pública, 2005; 21(4), 1099-1106.

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

Michelet FX, Deymes J, Dessus B. Osteosynthesis with miniaturized screwed plates in maxillofacial surgery. J Maxillofac Surg 1973; 1(2): 79-84.

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.

Miller DL, Goswami T. A review of locking compression plate biomechanics and their advantages as internal fixators in fracture healing. Clin Biomech. 2007; 22(10): 1049-62.

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.

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

Obeid G, Linquist CC. Optimal placement of bicortical screws in sagittal split ramus ostotomy of mandible. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1991; 71, p. 665-9.

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

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

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

Prein J. Manual of Internal Fixation in the Cranio-Facial Skeleton. Germany: Springer, 1998.

Prein, J; Rahn, BA. Scientific and technical background. In: Prein, J et al. Manual of internal fixation of the cranio-facial skeleton. Berling: Springer-Verlag, 1998; 1-49.

Rubens BC, et al. Skeletal stability following sagittal split osteotomy using monocortical miniplate internal fixation . Int J Oral Maxillofac Surg. 1988; 17 (6): 371-6.

Scheerlinck JP, Stoelinga PJ, Blijdorp PA, Brouns JJ, Nijs ML. Sagittal split advancement osteotomies stabilized with miniplates. A 2-5-year follow-up. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1994; 23(3): 127-31.

Schilli W, Ewers R, Niederdellmann H. Bone fixation with screws and plates in the maxillo-facial region. *Int J Oral Surg*. 1981; 10(Suppl 1): 329-32.

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

Shepherd JP, Dohvoma CN, Harradine WT. Screw fixation after mandibular sagittal split osteotomy: an intra-oral approach. *Br J Oral Maxillofac Surg* 1991; 29(5): 325-9.

Shetty V, Freymiller E, McBrearty D, Caputo AA. Experimental analysis of functional stability of sagittal split ramus osteotomies secured by miniplates and position screws. *J Oral Maxillofac Surg*. 1996; 54(11): 1317-24; discussion 1324-6.

Smith BR, Rajchel JL, Waite DE, Read L. Mandibular anatomy as it relates to rigid fixation of the sagittal split ramus osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 1991; 49(3): 222-6.

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

Spiessl B. New concepts in maxillofacial bone surgery. New York: Spring-Verlag; 1976.

Spiessl B et al. Results of rigid internal fixation and simulography in sagittal split osteotomy of the ascending ramus. A comparative clinical investigation. In Spiessl B, New concepts in maxillofacial bone surgery. Berlin, New York: Springer-Verlag, 1976; 115-122.

Spina, AM; Marciani, RD. Mandibular fractures. In: Fonseca RJ; Marciani RD; Hendler BH. Oral and Maxillofacial Surg – Trauma, Philadelphia: W.B. Saunders, 2000; chap.4: 85-135.

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.

Sugawara, J.; Mitami, H. Facial growth of skeletal class III malocclusion and the effects, limitations and long term dentofacial adaptation to clinical therapy. Semim Orthodol. 1997; 3(4): 244-54.

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

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, Buschang PH, Ellis E. Improvement of maximum occlusal forces after orthognatic surgery. J Oral Maxillofac Surg. 1996; 54: 1080-1086.

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

Trauner R, Obwegeser H. Operative oral surgery: the surgical correction of mandibular prognathism and retrognathia with consideration of genioplasty. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1957; 10(7): 677-89.

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

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

Turvey TA. Recognition and management of dento-facial and craniofacial abnormalities. In: Know PH, Laskin DM, editors. *Clinician's manual of oral and maxillofacial surgery.* 3ed. Quintessence Publishing: Chicago; 2001. p. 426-37.

Tuslane JF; Schendel AS. Transoral placement of rigid fixation following sagittal ramus split osteotomy, *J Oral Maxillofac Surg.* 1989; 47(6):651-2.

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.

Ueki K, Nakagawa K, Takatsuka S, Yamamoto E. Plate fixation after mandibular osteotomy. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2001; 30(6): 490-6.

Van Sickels JE, Peterson GP, Holms S, Haug RH. An in vitro comparison of an adjustable bone fixation system. J Oral Maxillofac Surg 2005; 63(11): 1620-5.

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.

Van Sickels JE. A comparative study of bicortical screws and suspension wires versus bicortical screws in large mandibular advancements. J Oral Maxillofac Surg 1991; 49(12): 1293-6.

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

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.

Watzke IM, Tucker MR, Turvey TA. Lag screw versus position screw technique for rigid internal fixation of sagittal osteotomies: a comparison of stability. Int J Adult Orthodon Orthognath Surg 1991; 6(1): 19-27.

Wilmot JJ, Barber HD, Chou DG, Vig KW. Associations between severity of dentofacial deformity and motivation for orthodontic-orthognathic surgery treatment. Angle Orthod. 1993; 63:283.

Wolford LM, Davis W. The mandibular inferior border split: a modification in the sagittal split osteotomy. J Oral Maxillofac Surg. 1990; 48:92-4.

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

Wolford LM, 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, W.M. Sagittal ramus split osteotomy: literature review and suggests modification of technique. Br J Oral Maxillofac Surg. 1997; 35: 137.

APÊNDICE

1A	Máxima Carga compressiva (N)	Extensão máxima carga compressiva (mm)	Carga compressivaemPredefinir Ponto (Extensão compressiva 5 mm) (N)
1	165,46220	12,59200	75,42549
2	133,08055	9,27890	69,40911
3	161,77649	10,86210	81,11760
4	164,01416	10,86190	58,97141
6	122,15506	9,52500	60,21034

	Carga compressivaemPredefinir Ponto (Extensão compressiva 10 mm) (N)	Carga compressivaemPredefinir Ponto (Extensão compressiva 15 mm) (N)	Carga compressivaemPredefinir Ponto (Extensão compressiva 20 mm) (N)
1	149,71014	----	----
2	----	----	----
3	152,82547	----	----
4	153,01290	----	----
6	----	----	----

1B	Máxima Carga compressiva (N)	Extensão máxima carga compressiva (mm)	Carga compressivaemPredefinir Ponto (Extensão compressiva 5 mm) (N)
1	85,29795	9,17530	33,43470
2	109,38671	7,74900	67,26431
3	68,31734	6,47240	57,12854
4	68,05403	6,74240	55,02246
5	53,70612	7,25220	41,46428

	Carga compressivaemPredefinir Ponto (Extensão compressiva 10 mm) (N)	Carga compressivaemPredefinir Ponto (Extensão compressiva 15 mm) (N)	Carga compressivaemPredefinir Ponto (Extensão compressiva 20 mm) (N)
1	----	----	----
2	----	----	----
3	----	----	----
4	28,56432	----	----
5	----	----	----

1C	Máxima Carga compressiva (N)	Extensão máxima carga compressiva (mm)	Carga compressivaemPredefinir Ponto (Extensão compressiva 5 mm) (N)
1	58,18167	8,87560	37,77855
2	55,54898	7,26240	51,07352
3	44,62349	6,50240	38,73191
4	48,44083	7,18860	39,09490
5	64,63161	10,87880	32,94008

	Carga compressivaemPredefinir Ponto (Extensão compressiva 10 mm) (N)	Carga compressivaemPredefinir Ponto (Extensão compressiva 15 mm) (N)	Carga compressivaemPredefinir Ponto (Extensão compressiva 20 mm) (N)
1	14,61122	----	----
2	----	----	----
3	13,03166	----	----
4	16,32248	----	----
5	61,51639	----	----

2A	Máxima Carga compressiva (N)	Extensão máxima carga compressiva (mm)	Carga compressivaemPredefinir Ponto (Extensão compressiva 5 mm) (N)
1	157,03770	10,98210	52,52148
2	167,69989	13,72810	15,53265
3	216,93045	13,55860	31,98674
4	214,16626	11,21820	72,32052
5	186,39177	13,62810	23,16743

	Carga compressivaemPredefinir Ponto (Extensão compressiva 10 mm) (N)	Carga compressivaemPredefinir Ponto (Extensão compressiva 15 mm) (N)	Carga compressivaemPredefinir Ponto (Extensão compressiva 20 mm) (N)
1	148,39383	----	----
2	127,75144	----	----
3	167,21727	----	----
4	191,98809	----	----
5	112,81309	----	----

2B	Máxima Carga compressiva (N)	Extensão máxima carga compressiva (mm)	Carga compressivaemPredefinir Ponto (Extensão compressiva 5 mm) (N)
1	44,88670	16,29180	0,92143
2	43,30715	12,27840	8,59491
3	45,93984	14,20530	5,13368
4	41,20107	13,04200	7,23986
5	45,67653	15,39180	5,52860

	Carga compressivaemPredefinir Ponto (Extensão compressiva 10 mm) (N)	Carga compressivaemPredefinir Ponto (Extensão compressiva 15 mm) (N)	Carga compressivaemPredefinir Ponto (Extensão compressiva 20 mm) (N)
1	9,91638	43,70206	39,09490
2	38,62421	40,27964	-1,90265
3	32,11835	45,67653	37,18026
4	30,27558	26,32654	-1,71116
5	23,43064	45,41332	14,74293

2C	Máxima Carga compressiva (N)	Extensão máxima carga compressiva (mm)	Carga compressivaemPredefinir Ponto (Extensão compressiva 5 mm) (N)
1	44,36018	13,77530	9,08272
2	52,52148	13,52840	6,54293
3	62,92044	17,47170	4,73887
4	63,31526	13,56860	29,22244
5	62,39383	15,75180	4,60716

	Carga compressivaemPredefinir Ponto (Extensão compressiva 10 mm) (N)	Carga compressivaemPredefinir Ponto (Extensão compressiva 15 mm) (N)	Carga compressivaemPredefinir Ponto (Extensão compressiva 20 mm) (N)
1	39,48981	43,83367	36,12722
2	37,45950	47,91431	45,80814
3	32,64497	59,23471	43,70206
4	57,78676	—	—
5	34,22452	60,28775	40,93776