



UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



LEANDRO BENETTI DE OLIVEIRA

**AVALIAÇÃO MECÂNICA DE SEIS FORMAS DE FIXAÇÃO INTERNA DA
OSTEOTOMIA SAGITAL DO RAMO MANDIBULAR, EM MOVIMENTO DE
AVANÇO COM ROTAÇÃO ANTI-HORÁRIA**

Araraquara

2016



UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



LEANDRO BENETTI DE OLIVEIRA

**AVALIAÇÃO MECÂNICA DE SEIS FORMAS DE FIXAÇÃO INTERNA DA
OSTEOTOMIA SAGITAL DO RAMO MANDIBULAR, EM MOVIMENTO DE
AVANÇO COM ROTAÇÃO ANTI-HORÁRIA**

Tese apresentada ao Programa de Ciências Odontológicas – Área de diagnóstico e Cirurgia da Faculdade de Odontologia de Araraquara – Unesp, para a obtenção do título de Doutor em Ciências Odontológicas.

**Orientadora: Prof^a. Dr^a. Marisa Aparecida
Cabrini Gabrielli**

Araraquara

2016

Oliveira, Leandro Benetti de.

Avaliação mecânica de seis formas de fixação interna da osteotomia sagital do ramo mandibular, em movimento de avanço com rotação anti-horária / Leandro Benetti de Olivera.-- Araraquara: [s.n.], 2016.

52 f. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia

Orientador: Profa. Dra. Marisa Aparecida Cabrini Gabrielli

1. Cirurgia ortognática 2. Osteotomia sagital do ramo mandibular
3. Placas ósseas. I. Título

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Ceres Maria C G Freitas , CRB-8/4612

Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de Araraquara / UNESP

LEANDRO BENETTI DE OLIVEIRA

**AVALIAÇÃO MECÂNICA DE SEIS FORMAS DE FIXAÇÃO INTERNA DA
OSTEOTOMIA SAGITAL DO RAMO MANDIBULAR, EM MOVIMENTO DE
AVANÇO COM ROTAÇÃO ANTI-HORÁRIA**

COMISSÃO JULGADORA

TESE PARA OBTENÇÃO DE TÍTULO DE DOUTOR

Presidente E Orientadora : Prof^a Dra Marisa Aparecida Cabrini Gabrielli

2º Examinador: Prof. Dr. Luis Geraldo Vaz

3º Examinador: Prof. Dr. Eduardo Hochuli Vieira

4º Examinador: Prof. Dr. Alexandre Elias Trivelato

5º Examinador: Prof^a Dra Luciana Asprino

Araraquara, 29 de Julho de 2016

DADOS CURRICULARES

LEANDRO BENETTI DE OLIVEIRA

NASCIMENTO: 02/05/1977 – Bebedouro – São Paulo

FILIAÇÃO: Edmur de Oliveira
Maria do Carmo Benetti de Oliveira

1994 - 1998 –Graduação – Universidade do Sagrado Coração (USC)

1999 – 2000 – Aprimoramento em Odontologia Hospitalar (HCFMUSP)

2001 – 2004 –Residência em Cirurgia Buco-Maxilo-Facial (Unesp-FOAr)

2010-2012 –Mestrado em Odontologia – Área de concentração: Cirurgia Buco-Maxilo-Facial – Universidade do Sagrado Coração (USC)

2013 – atual – Doutorando em Ciências Odontológicas – Área de concentração: Diagnóstico e Cirurgia (Unesp – FOAr)

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais, **Edmur e Maria do Carmo**, fonte de inspiração, amor e coragem. Obrigado pela educação e amor que vocês me dão. Sem vocês seria impossível realizar este sonho. Esta conquista é nossa.

AGRADECIMENTOS

A **DEUS** por ter me ajudado a vencer mais uma etapa na minha vida.

A Prof^a. Dr^a. Marisa Aparecida Cabrini Gabrielli por ter me recebido como orientado, pelo aprendizado proporcionado, pela confiança, amizade e paciência.

À Faculdade de Odontologia de Araraquara/UNESP, por possibilitar a realização deste curso de Pós-Graduação.

À CAPES pela bolsa de estudos concedida no decorrer do programa de Pós-Graduação.

À minha esposa Michele Ribeiro Hammoud pelo amor e companheirismo. Por me fazer feliz a cada dia e sempre me ajudar em todos os momentos.

A minha irmã Flávia, meu cunhado Emerson e a nova integrante da família Helena, pela união e amizade ,que sempre estiveram presentes.

Agradecimento especial ao Prof. Dr. Valfrido Antonio Pereira Filho, por toda a sua atuação junto ao desenvolvimento desse trabalho, pelos ensinamentos e pela amizade.

Aos professores da Disciplina de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP: Prof. Dr. Mário Francisco Real Gabrielli; Profa. Dra. Marisa Aparecida Cabrini Gabrielli; Prof. Dr. Eduardo Hochuli-Vieira; Prof. Dr. Valfrido Antonio Pereira Filho; Prof. Dr. José Scarso Filho; Prof. Dr. Roberto Henrique Barbeiro e Prof. Dr. Élcio Marcantonio pela minha formação profissional e também pela contribuição na minha formação pessoal. É um orgulho e honra tê-los como mestres.

À Disciplina de Materiais Odontológicos, do Departamento de Materiais Odontológico e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” (FOAr – UNESP), especialmente em nome dos Profs. Drs. Luis Geraldo Vaz e José Maurício Reis pela confiança, disposição, dedicação e apoio constantes à execução dos ensaios mecânicos deste trabalho.

A todos os colegas de Pós-Graduação, residentes, estagiários e funcionários da Disciplina de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial - UNESP pelo convívio e ajuda durante todo o curso de Pós-Graduação.

À empresa Tóride pela doação dos materiais de fixação utilizados na pesquisa.

A todos os que estiveram presentes e contribuíram para a realização deste trabalho, o meu **MUITO OBRIGADO!**

Oliveira LB. Avaliação mecânica de seis formas de fixação interna da osteotomia sagital do ramo mandibular, em movimento de avanço com rotação anti-horária [tese de doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2016

Resumo

Este estudo avaliou a resistência ao deslocamento vertical de seis métodos de fixação interna estáveis utilizados na osteotomia sagital do ramo mandibular (OSRM) no movimento de avanço mandibular com rotação anti-horária. Foram utilizadas sessenta hemimandíbulas sintéticas, divididas em seis grupos de 10 hemimandíbulas, todas fixadas com sistema de fixação 2,0 mm da seguinte forma: Grupo I - 1 miniplaca reta de quatro furos e quatro parafusos monocorticais de 6,0 mm; Grupo II - 1 miniplaca reta de seis furos e seis parafusos monocorticais de 6,0 mm; Grupo III - 2 miniplacas retas de quatro furos e oito parafusos monocorticais de 6,0 mm; Grupo IV - 1 placa grade de oito furos e oito parafusos monocorticais de 6,0 mm; Grupo V - 1 miniplaca reta de quatro furos com quatro parafusos monocorticais de 6,0 mm e um parafuso bicortical 2,0 x 12 mm; Grupo VI - 1 miniplaca reta de quatro furos, locking e quatro parafusos monocorticais de 6,0 mm locking. O teste mecânico foi realizado por meio da aplicação de uma força linear na região entre o primeiro pré-molar e canino, em uma máquina de ensaios mecânicos (EMIC- DL2000) com célula de carga de 10 kilogramas Newton (kN). As cargas para o deslocamento de 1, 3 e 5 mm foram registrados em Newton (N) e os dados foram transmitidos para um computador. Os resultados foram avaliados utilizando a análise de variância ANOVA ($p < 0,001$) e teste de Tukey para comparação entre os grupos. O sistema de fixação testado nas três condições de deslocamento mostrou que os grupos com duas miniplacas retas de 2,0 mm e placa grade apresentaram valores de carga mais elevados.

Palavras-chave: Cirurgia Ortognática. Osteotomia sagital do ramo mandibular. Placas ósseas.

Oliveira LB. Avaliação mecânica de seis formas de fixação interna da osteotomia sagital do ramo mandibular, em movimento de avanço com rotação anti-horária [tese de doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2016

Abstract

This study evaluated the resistance to vertical displacement of six stable fixation methods for the sagittal split ramus osteotomy (SSRO) in the mandibular advancement with counterclockwise rotation. Sixty synthetic hemimandibles were used. They were divided into six groups of 10 hemimandibles, all hemimandibles were fixed with 2.0 mm system as follows: Group I – fixation with a straight four-hole miniplate and four monocortical screws 6.0 mm; Group II – a straight six-hole miniplate and six monocortical screws 6.0 mm; Group III – two straight four-hole miniplates and eight monocortical screws 6.0 mm; Group IV – an eight-hole (grid plate) and eight monocortical screws 6.0 mm; Group V – a four-hole straight miniplate with four monocortical screws 6.0 mm and 2.0 x 12 mm bicortical screw; Group VI – a straight four-hole locking miniplate and four monocortical screws locking 6.0 mm. Biomechanical evaluation was performed by applying a linear force in the region between the canine and first premolar, using a mechanical testing machine (EMIC- DL2000) with loading cell of 10 kN. The loads at 1, 3 and 5 mm of displacement were recorded in N and the data were transmitted from the load cell to a computer. Results were analyzed using the variance analysis ANOVA ($p < 0.001$) and Tukey post-test for comparison between the groups. For the three displacement conditions fixation with two straight 2.0 mm plates and with the grid plate presented higher load values.

Key Words: Orthognathic Surgery. Sagittal split ramus osteotomy. Bone plate.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	11
2 REVISÃO DA LITERATURA	13
2.1 A Osteotomia Sagital do Ramo Mandibular (OSRM).....	13
2.2 As Técnicas de Fixação para a Osteotomia Sagital do Ramo Mandibular (OSRM).....	16
2.3 Estudos Mecânicos de Resistência.....	17
3 PROPOSIÇÃO	23
4 MATERIAL E MÉTODO	24
4.1 Materiais de fixação	24
4.2 Hemimandíbulas	27
4.3 Preparo da amostra	28
4.4 Ensaio Mecânico.....	32
4.5 Análise dos dados	35
5 RESULTADO	37
5.1 Análise Dimensional das Placas e Parafusos.....	37
5.2 Teste de Carregamento	38
6 DISCUSSÃO	40
7 CONCLUSÃO	46
REFERÊNCIAS	47
ANEXO	54

1 INTRODUÇÃO

A evolução das técnicas cirúrgicas alcançadas nas últimas décadas, aliada a segurança e efetividade dos resultados obtidos, em longo prazo, no campo das cirurgias ortognáticas, vem propiciando um aumento significativo no número de pacientes que se submetem a este tipo de intervenção cirúrgica⁴⁸.

O conceito do corte sagital do ramo mandibular foi inicialmente proposto por Trauner e Obwegeser⁷³ (1957) e sofreu várias modificações ao longo dos anos^{18,34,21,80,81,82,37}, cada um adaptando a sua maneira de forma a extrair mais benefícios da técnica.

Nas últimas décadas, diversos trabalhos foram apresentados com o intuito de esclarecer quais as técnicas de fixação interna estável (FIE) poderiam garantir maior estabilidade entre os segmentos ósseos, e apresentar menor morbidade pós-cirúrgica⁷¹. Estas técnicas diferiram quanto ao tamanho, número, configuração e tipo de material empregado^{78,36,66}, além de variações quanto à sua angulação e via de instrumentação^{63,75,76}.

A utilização da fixação interna estável (FIE), além de permitir um considerável aumento dessa estabilidade em determinados casos e manutenção da posição tridimensional das osteotomias, também favorece a redução do uso ou mesmo eliminação do bloqueio maxilo-mandibular (BMM), diminuindo os riscos de aspiração pós-operatória, permitindo também retorno precoce às funções, com maior conforto à dieta e a higiene bucal^{46,28}.

Durante muito tempo as discrepâncias sagitais foram tratadas com avanços ou recuos dos maxilares, mantendo o plano oclusal (PO) inicial. Hoje em dia, a maioria das deformidades dentofaciais requer cirurgia combinada de maxila e mandíbula. Apenas em 1989, o plano oclusal (PO) passou a ser utilizado como uma das ferramentas de diagnóstico de tratamento das deformidades dentofaciais. Alguns resultados foram otimizados ao tratar pacientes face curta, classe II dento-esquelética, com plano oclusal diminuído, face longa com plano oclusal aumentado, sobremordida exagerada e distúrbios de apnéia¹⁵.

A recidiva é um dos principais problemas enfrentados no tratamento das deformidades dentofaciais tanto do ponto de vista ortodôntico como cirúrgico. Este é um

problema crítico, variando em relação às características morfológicas pré-operatórias, sistêmicas e locais, direção, quantidade de movimento realizado e tipo de osteossíntese ⁵⁶.

O objetivo principal dos estudos sobre estabilidade em cirurgia ortognática, é de adquirir informações que possam auxiliar na implementação técnicas que evitem a recidiva e que proporcione a reparação, especialmente em movimentos extremos ou mais complexos ¹⁴. Com este propósito, diversos estudos mecânicos sobre a capacidade de resistência de placas e parafusos aplicados a modelos experimentais da osteotomia sagital do ramo mandibular (OSRM) foram desenvolvidos.

Contudo, meios de fixação utilizados para o movimento de avanço com rotação anti-horária do plano oclusal, são poucos encontrados na literatura.

Assim sendo, este trabalho investigou a resistência obtida por seis formas de fixação interna utilizadas em um modelo experimental in vitro de poliuretano, semelhante a uma hemimandíbula humana, simulando a osteotomia sagital do ramo mandibular para movimentos de avanço com rotação anti-horária do plano oclusal.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Osteotomia Sagital do Ramo Mandibular (OSRM)

A osteotomia sagital do ramo mandibular é certamente um dos procedimentos cirúrgicos mais realizados em cirurgia ortognática. Sua versatilidade proporcionada pelo seu desenho oferece um amplo contato entre os segmentos osteotomizados, promovendo melhor reparação e estabilidade, além de permitir a aplicação do conceito de fixação interna. (Tucker⁷⁴, 2002; Polido⁵⁵, 1999; Wolford⁷⁹, 2000).

A técnica original foi descrita por Trauner e Obwegeser⁶⁹ (1957), consistindo de uma osteotomia através da cortical lateral do ramo da mandíbula, que vai da região distal do segundo molar até a borda posterior da mandíbula e uma corticotomia horizontal mais alta, por meio da face medial do ramo, acima da línula. Uma osteotomia sagital une esses dois cortes, separando a mandíbula em dois segmentos, um incluindo o côndilo e o outro os dentes.

Dal Pont¹⁸ (1961) modificou a técnica inicial de Trauner e Obwegeser⁶⁹ (1957), propondo as osteotomias sagitais e oblíquas na região retromolar, trazendo a osteotomia horizontal para a região do corpo mandibular, visando aumentar a área de contato e melhor adaptação entre os segmentos.

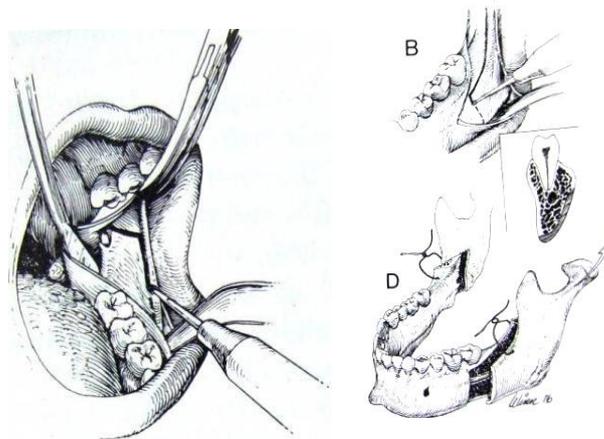
Hundsuck³⁴ (1968) estendeu o corte horizontal através de ambas as corticais, na região abaixo do canal alveolar inferior, na tentativa de minimizar o risco de dano ao feixe vasculo-nervoso. Além disso, a recomendação do autor era para que a osteotomia medial fosse levada somente até a depressão retro-lingual, 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.

Gallo et al.³⁰ (1976), descreveram a realização de um degrau na porção lateral da osteotomia (corte vertical), buscando evitar a rotação do segmento proximal, utilização de fixação interna rígida por acesso intra-oral.

Epker²¹(1977) modificou a técnica proposta por Hundsuck³⁴(1968), ampliando a osteotomia até próximo a região do 1º molar e reduzindo o deslocamento do músculo masseter do ramo e da face lingual, devendo ser feito somente até a visualização da línula (Figura 1). Proposta semelhante foi a de Bell e Schendel⁷(1977), que sugeriram menor

deslocamento do ligamento pterigomassetérico e do periósteo para proporcionar melhor vascularização aos segmentos da osteotomia.

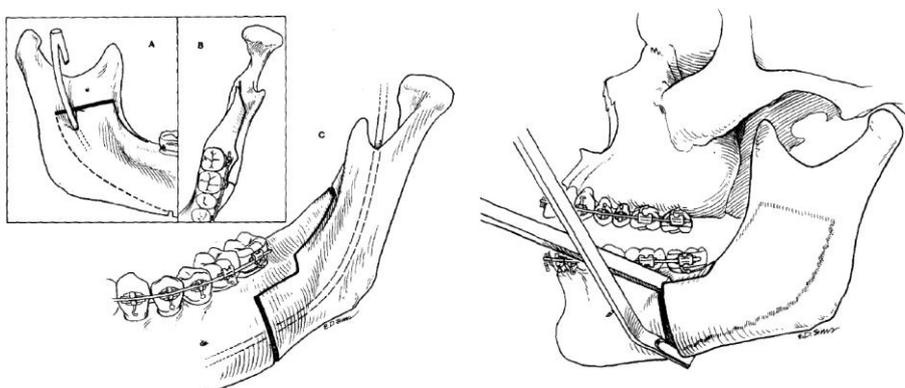
Figura 1 – Osteotomia Sagital segundo Epker (1977).



Fonte: Epker²¹, 1977

Wolford⁸⁰ (1987) propôs uma modificação introduzindo também um degrau na osteotomia horizontal perpendicular a base mandibular, facilitando o reposicionamento condilar por meio 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 6 mm posterior a 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 confecção do degrau, a última osteotomia é realizada até a base mandibular fazendo um ângulo de 90° com o término do degrau (Figura 2).

Figura 2 – Modificação do desenho da osteotomia sagital por Wolford



Fonte: Wolford et al⁸⁰., 1987

Niederdelman e Shetty⁴⁴ (1989) propuseram o uso da serra reciprocante para realizar as corticotomias mandibulares e o uso de um osteótomo com angulação de 5° para separar os segmentos.

Wolford e Davis Jr⁸¹ (1990) idealizaram o conceito da osteotomia da base mandibular usando uma serra adaptada em uma serra reciprocante, que até então era separada por uma fratura na face interna da mandíbula superiormente a junção das corticais interna e externa. Essa nova osteotomia incorporada a sua modificação anterior visava a prevenção de fraturas indesejáveis, conferindo melhor previsibilidade à técnica.

Smith et al.,⁶⁴ (1991), realizaram um estudo anatômico em mandíbulas humanas, e recomendaram que a osteotomia horizontal por medial, deveria ser realizada na parte superior da línula ou logo acima da mesma, pois quanto mais superiormente, maior a chance de ocorrer a fusão entre as corticais, o que acarretaria maior dificuldade na separação dos segmentos, aumentando da incidência de danos ao feixe vâsculo-nervoso e de fraturas incorretas

Gallia²⁹ (1992) descreveu o uso de cinzel perpendicular a base mandibular na osteotomia vertical, a fim de prevenir fraturas indesejadas na porção lingual do segmento distal. Nessa mesma linha de raciocínio, Fun-Chee²⁷ (1992) utilizou um cinzel em forma de T para induzir a osteotomia na base mandibular.

Wyatt⁸² (1997) sugeriu uma nova modificação após a execução de mais 100 cirurgias mandibulares, no desenho da osteotomia sagital do ramo mandibular. O autor recomendou estender a osteotomia vertical até a região entre o segundo pré-molar e o primeiro molar inferior, pois o nervo alveolar inferior se localiza medialmente nessa região, evitando assim possíveis danos durante a separação dos segmentos ósseos.

Marquez e Stella³⁷ (1998) modificaram desenho da osteotomia sagital deixando 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.

2.2 Técnicas de Fixação para a Osteotomia Sagital do Ramo Mandibular (OSRM)

Ao longo do tempo, estudos vêm avaliando as diversas formas de fixação dos segmentos da osteotomia sagital do ramo mandibular, desde a não fixação; fixação com a utilização de fios de aço até a fixação interna estável, com uso de placas e/ou parafusos.

A fixação interna é um método que permite estabilizar os segmentos osteotomizados por meio de placas e/ou parafusos. Este tipo de fixação é colocado em contato direto com a estrutura óssea, permitindo sua função durante o reparo ósseo (Ellis III e Dean²⁰, 1993). Além disso, elimina a necessidade de bloqueio maxilo mandibular (BMM), possibilita a função imediata, em osteotomias mais complexas e movimentos extremos dos maxilares com a melhora da estabilidade. Portanto, a fixação interna estável resultando em maior benefício para o paciente (Ellis III¹⁹, 1991; Ellis III e Dean²⁰, 1993; Assael⁶, 1998; Stoelinga e Borstlap⁶⁶, 2003).

Atualmente, o uso da fixação interna estável para a osteotomia sagital pode ser realizado das seguintes formas: fixação por meio de parafusos bicorticais posicionais; parafusos bicorticais compressivos; miniplacas associadas a parafusos monocorticais e ainda, a chamada técnica híbrida, uma combinação de miniplacas e parafusos monocorticais associados a um ou dois parafusos bicorticais fora da miniplaca.

Quando considerada a técnica de fixação de OSRM por meio do uso de parafusos bicorticais, estes podem ser inseridos utilizando o método compressivo, posicional ou a associação destes (Anucul et al.³, 1992; Ochs⁴⁶, 2003). E, de acordo com a via de acesso, podem ser realizados por via intra-bucal ou por via transcutânea. Além disso, a disposição mais comumente utilizada é em L invertido, podendo ser introduzidos em angulação de em torno de 60°, por meio de acesso transbucal ou em 90°, com uso de trocarte e acesso transcutâneo (Gabrielli²⁸, 2007).

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. Outra grande vantagem é que produz menos chance de torque condilar comparada com os parafusos compressivos (Watzke et al.⁷⁸, 1990; Niederdellmann et al.⁴⁴, 1989; Assael⁶, 1998; Gabrielli²⁸, 2007).

Outra maneira de fixação da OSRM é a utilização de miniplacas fixadas por meio de parafusos monocorticais do sistema 2,0 mm, apresentando como vantagens: tecnicamente simples, não necessita de acesso transcutâneo, promove menor risco de dano neurovascular, menor potencial de torque condilar, fácil correção do segmento distal quando este é mal

posicionado durante a cirurgia e rapidez da retirada do material de fixação sob anestesia local (Anucul et al.³, 1992; Gabrielli²⁸, 2007; Sato et al.⁵⁹, 2010).

Em contrapartida, estudos mecânicos demonstram que a placa com parafusos monocorticais são menos resistentes, mais susceptíveis à deformação, falhas e deslocamento, quando comparado a parafusos bicorticais (Anucul et al.³, 1992; Peterson et al.⁵⁴, 2005; Özden et al.⁵¹, 2006; Sato et al.⁶⁰, 2012).

Outro método que vem sendo utilizado são as placas e parafusos com sistema de travamento (locking) que se caracteriza por possuírem roscas na superfície interna dos furos que associadas às roscas existentes na cabeça dos parafusos propiciando o engajamento placa-parafuso (Gutwald et al.³¹, 2003).

Embora o sistema com travamento apresente maior resistência (Oguz et al.⁴⁹, 2011) alguns autores não observaram diferença estatística nos testes mecânicos quando comparado com os sistemas de placas e parafusos convencionais (Collins et al.¹⁷, 2004; Chiodo et al.¹⁶, 2006; Ahmad et al.¹, 2007).

Na tentativa de unir as vantagens de ambas as técnicas (parafusos bicorticais e placas + parafusos monocorticais), Schwartz e Relle⁶² (1996) propuseram a chamada técnica híbrida, em que além da miniplaca com quatro parafusos monocorticais, também é instalado um parafuso bicortical posterior ao último dente e acima do canal mandibular.

Apesar de ser bastante empregada atualmente, a chamada técnica híbrida ainda possui poucos estudos biomecânicos na literatura e nenhum estudo avaliando clinicamente a estabilidade em longo prazo em comparação com outras comumente utilizadas para a osteotomia sagital dos ramos mandibulares. Murphy et al.⁴² (1997) e Brasileiro et al.¹² (2009) demonstraram que a instalação de um parafuso bicortical aumentou a resistência do sistema quando comparado com as miniplacas e parafusos monocorticais em estudos *in vitro*.

2.3 Estudos Mecânicos de Resistência

Vários métodos e materiais de osteossíntese são ainda desenvolvidos e publicados, por isso, estudos ainda se fazem necessários para elucidar quais materiais e/ou métodos são mais efetivos na fixação interna (Özden et al.⁵¹, 2006).

Peterson et al.⁵⁴, em 2005, avaliaram e compararam o comportamento mecânico de vários materiais de fixação interna estável desenvolvidos para um melhor posicionamento condilar após a OSRM comparados ao método com parafusos bicorticais posicionais. Foram utilizadas 25 réplicas de mandíbulas em poliuretano, divididas em 4 diferentes grupos de

materiais de fixação, a saber: 1) 3 parafusos bicorticais posicionais em padrão L invertido, 2) placa reta de 4 furos, 3) placa curva de 6 furos e 4) placa sagital ajustável de 4 furos. Os autores observaram que o grupo com parafusos posicionais, dispostos em “L” invertido apresentou resistência superior aos demais grupos. Entre os grupos com utilização de miniplacas, o grupo com miniplacas ajustáveis foi significativamente mais rígido quanto às forças torcionais, mas semelhante quanto às forças puramente verticais.

Em 2005, Van Sickels et al.⁷⁷ avaliaram a resistência de fixação interna estável em mandíbulas de poliuretano submetidas à OSRM para avanço (7 mm) e com FIR a partir de um sistema de miniplacas ajustáveis, fixadas com 4 parafusos monocorticais para cada lado da osteotomia (grupo I). Comparativamente, outros grupos foram criados a partir do incremento de parafusos bicorticais posicionais: grupo II = miniplaca ajustável com parafusos monocorticais + 1 parafuso posicional; grupo III = miniplaca ajustável com parafusos monocorticais + 2 parafusos posicionais; grupo IV = miniplaca ajustável com parafusos monocorticais + 3 parafusos posicionais e grupo V = 3 parafusos bicorticais em “L” invertido. Os testes incluíram a resistência dos grupos quanto ao deslocamento por forças verticais e laterais. Os autores concluíram que o acréscimo de parafusos bicorticais ao sistema de miniplaca favoreceu significativamente a estabilidade do sistema. Entretanto, somente com a colocação de 2 ou 3 parafusos posicionais (grupos III e IV) é que as forças verticais foram similares à do grupo “L” invertido.

Em 2006, Özden et al.⁵¹, compararam a estabilidade mecânica de 10 formas de fixação em mandíbulas de carneiro osteotomizadas simulando a OSRM com avanço de 5 mm, sendo os grupos: (A) Um parafuso bicortical; (B) Dois parafusos bicorticais dispostos verticalmente; (C) Dois parafusos bicorticais em posição linear; (D) Três parafusos bicorticais em forma geométrica de “L” invertido reverso; (E) Três parafusos bicorticais em padrão “L” invertido; (F) Miniplaca fixada horizontalmente com 4 parafusos monocorticais; (G) Miniplaca fixada obliquamente com 2 parafusos bicorticais no segmento proximal e 2 parafusos monocorticais no segmento distal; (H) Miniplaca fixada obliquamente com 4 parafusos monocorticais; (I) Miniplaca fixada obliquamente com 2 parafusos bicorticais no segmento proximal e um parafuso bicortical adicionalmente, fora da placa, na borda inferior; (J) Três parafusos absorvíveis bicorticais em padrão “L” invertido reverso. Os autores encontraram, do ponto de vista de melhor estabilidade a utilização de 3 parafusos bicorticais dispostos em “L” invertido promovendo maior resistência, seguido da seguinte sequência: grupo I e grupo G.

Brasileiro et al.¹², (2009) realizaram um estudo mecânico comparando 3 métodos diferentes de fixação interna estável da OSRM, no avanço de 5mm. Os grupos foram divididos em: Grupo I (miniplacas 4 furos com parafusos monocorticais), Grupo II – sistema híbrido (1 parafuso bicortical + Grupo I) e Grupo III (parafusos bicorticais posicionais em configuração de “L” invertido). Após teste mecânico de compressão com força aplicada nos incisivos, os picos de carga foram registrados nos deslocamentos de 1, 3, 5 e 10 mm. Os autores concluíram que o grupo fixado com parafusos bicorticais apresentou maior resistência nos testes mecânicos. No entanto, os resultados mostram que a instalação de um parafuso bicortical posicional na região retromolar pode melhor significativamente a resistência quando comparado com o uso de placas e parafusos monocorticais.

Sato et al.⁵⁹, em 2010, avaliaram a resistência mecânica e áreas de tensão após a incidência de carga em quatro formas de fixação da OSRM: Três parafusos bicorticais posicionais lineares inseridos em 90° (grupo I); Três parafusos bicorticais posicionais lineares inseridos em 60° (grupo II); Três parafusos bicorticais posicionais dispostos em “L” invertido (grupo III) e uma miniplaca reta 2,0 mm com quatro parafusos monocorticais de 6,0 mm (grupo IV). As réplicas de mandíbulas humanas foram submetidas a teste de carregamento linear e frente as condições testadas, os grupos “L” invertido e lineares com inserção de 90° apresentaram maior resistência.

Ainda em 2010, Ribeiro-Junior et al.⁵⁷ publicaram uma pesquisa laboratorial sobre técnicas de fixação interna estável em OSRM, simulando o avanço mandibular utilizando nove diferentes maneiras de osteossíntese, sob forças mastigatórias e utilizando método biomecânico de 3 pontos. Após avanço de 4 mm, as diferentes osteossínteses foram aplicadas utilizando placas e parafusos do sistema 2,0 mm, sendo grupo A: uma mini-placa de 4 furos convencional; grupo B: uma mini-placa de 4 furos sistema locking; grupo C: uma mini-placa 4 furos convencional e um parafuso bicortical; grupo D: uma mini-placa de quatro furos locking e um parafuso bicortical; grupo E: uma mini-placa de 6 furos; grupo F: uma mini-placa 6 furos sistema locking; grupo G: duas mini-placas de 4 furos; grupo H: duas mini-placas de 4 furos sistema locking e grupo I: três parafusos bicorticais na disposição de “L” invertido. Os resultados mostraram diferenças estatísticas entre os grupos testados e os autores concluíram que parafusos bicorticais na região retromolar associados ou não a mini-placas do sistema 2,0 mm convencional ou “locking” promovem melhor resistência a fixação dos segmentos ósseos osteotomizados.

Molon et al.⁴¹, (2011) avaliaram a estabilidade mecânica da FIR da OSRM em mandíbulas sintéticas de poliuretano, comparando fixações de sistema 1.5 mm versus 2.0 mm no padrão de “L” invertido bicortical. Concluíram que não existem diferenças estatísticas para ambos os diâmetros de parafusos e que as amostras estudadas não apresentaram fraturas do material de fixação.

Oguz et al.⁴⁹, (2011) utilizaram mandíbulas de carneiro para simular a OSRM com avanço de 5 mm. Compararam 2 métodos de FIR sendo eles: miniplacas de quatro furos convencionais com espaçamento e no outro miniplacas de quatro furos sistema locking com espaçamento. Os testes estatísticos mostram não haver diferenças significativas entre os grupos, apresentando um deslocamento similar entre eles.

Sato et al.⁶⁰, (2012) compararam a resistência mecânica por meio de análise do elemento finito usando hemimandíbulas sintéticas após OSRM com avanço de 5 mm, sendo fixadas das seguintes maneiras: Três parafusos lineares em 60° ; Três parafusos lineares em 90° ; Três parafusos em “L” invertido; uma miniplaca convencional e uma miniplaca locking com quatro parafusos monocorticais. Dos sistemas utilizados concluíram que os parafusos distribuídos em “L” invertido apresentaram maior resistência e melhor distribuição da força.

Oliveira et al.⁴⁸, (2012) testaram a resistência à flexão da FIR por meio do uso de parafusos bicorticais inseridos em padrão “L” invertido, por uma miniplaca quatro furos com extensão com parafusos monocorticais + um parafuso bicortical (técnica híbrida) e por duas miniplacas de quatro furos com extensão com parafusos monocorticais em osteotomias sagitais de hemimandíbulas de carneiros. Os autores não encontraram diferenças estatisticamente significantes entre os grupos testados e concluem que as três técnicas podem ser efetivas para a fixação da OSRM.

Ribeiro-Junior et al.⁵⁸ em 2012 avaliaram a resistência ao deslocamento de seis métodos de fixação da OSRM, utilizando réplicas de mandíbulas humanas em poliuretano com avanço de 4 mm, sendo os grupos: 1 miniplaca de quatro furos; 1 miniplaca “locking” de quatro furos, 1 miniplaca de seis furos; 1 miniplaca “locking” de seis furos; 1 miniplaca sagital de seis furos e 1 miniplaca sagital “locking” de seis furos. Utilizando a metodologia de aplicação de força compressiva na região do segundo molar com uma máquina de ensaio universal registrando até o deslocamento de 3 mm. Observaram que a miniplaca sagital “locking” mostrou maior resistência quando comparada com as locking de quatro e seis furos e as demais convencionais. Concluíram que a fixação com uma miniplaca para osteotomia sagital do ramo mandibular é melhor realizada utilizando uma miniplaca sagital “locking” de seis

furos, uma miniplaca de seis furos convencional ou miniplaca quatro furos locking, sendo esses os métodos de maior resistência ao deslocamento.

Nieblerová et al.⁴⁵, (2012) foram os únicos pesquisadores que avaliaram a estabilidade de avanços mandibulares com e sem rotação anti-horária do plano oclusal em um ensaio mecânico de compressão, em osteotomia sagital realizadas em mandíbulas de mini porcos. Os grupos foram distribuídos da seguinte forma: grupo A (avanço sem rotação do plano e fixação com placa de 4 furos), grupo B (avanço com rotação anti-horária do plano oclusal fixado com uma placa de 4 furos) e o grupo C (avanço e rotação anti-horária fixado com duas placas). Os resultados foram estatisticamente significantes quando comparados os grupos A, B e C, concluindo que a inclusão de mais uma placa aumenta a estabilidade na direção vertical.

No ano seguinte, Pereira-Filho et al.⁵³ pesquisaram o comportamento mecânico da estabilidade da fixação interna estável na OSRM, comparando uma placa desenvolvida para a fixação da osteotomia sagital (Modus OSS 2.0 – Medarts AG) com outros dois métodos de fixação (parafusos bicorticais na disposição de “L” invertido e placa reta com parafusos monocorticais) em avanços de 5 mm. Os autores concluíram que o grupo de parafusos bicorticais apresenta maior resistência que os demais grupos testados, seguido pelo grupo da miniplaca reta e a placa para fixação da osteotomia sagital.

Oh e Kim⁴⁷ (2015) realizaram um estudo para comparar diferentes técnicas de fixação interna utilizando sistemas metálicos e absorvíveis utilizados na OSRM para movimentos de recuo. Foram utilizadas réplicas de hemimandíbulas humanas de poliuretano, divididas nos seguintes grupos: (A) miniplaca absorvível, (B) miniplaca de titânio, (C) híbrido absorvível (miniplaca + 1 parafuso bicortical absorvíveis), (D) híbrido de titânio (miniplaca + 1 parafuso bicortical de titânio), (E) Uma miniplaca de titânio e um parafuso bicortical absorvível, (F) Uma miniplaca absorvível e um parafuso de titânio bicortical, (G) Três parafusos absorvíveis bicorticais na disposição de “L” invertido e (H) Três parafusos de titânio bicorticais na disposição de “L” invertido. Os autores concluíram que os grupos A e B foram menos resistentes que os demais grupos, o grupo (H) foi o mais resistente. Não houve diferenças entre o grupo (D) e (H) no deslocamento de 10 mm e entre os grupos híbridos (E) e (F) e que a utilização de um parafuso bicortical seja de titânio ou absorvível com miniplaca pode melhorar significativamente a resistência do sistema.

No ano de 2015, Oguz et al.⁵⁰ compararam a estabilidade mecânica de seis métodos de fixação interna estável utilizados na OSRM, utilizando réplicas de hemimandíbulas humanas de poliuretano, divididos nos seguintes grupos: Grupo I: duas miniplacas retas de 4 furos; Grupo II: uma miniplaca reta de quatro furos; Grupo III: uma miniplaca reta de quatro furos +

um parafuso bicortical; Grupo IV: uma miniplaca grade; Grupo V: uma miniplaca 4 furos reta do sistema locking e Grupo VI: uma miniplaca de seis furos. Os autores concluíram que para as condições testadas os sistemas de placa + parafuso bicortical (Grupo III) e placa grade (Grupo IV) apresentaram maior resistência mecânica quando submetidos a carregamento linear.

Hoje há na literatura diversas propostas para a fixação da osteotomia sagital. Contudo, esses trabalhos avaliam, via de regra, movimentos lineares como avanço e recuo mandibulares. São escassos os estudos de ensaios mecânicos que verificam fixações nos movimentos de rotação anti-horária do plano oclusal mandibular para definir qual o método de fixação que permite maior estabilidade.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo foi avaliar comparativamente in vitro a resistência mecânica de seis formas de fixação interna utilizadas na Osteotomia Sagital do Ramo Mandibular (OSRM) para avanço mandibular com rotação anti-horária do plano oclusal.

4 MATERIAL E MÉTODO

Este estudo foi realizado no Departamento de Diagnóstico e Cirurgia da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, em parceria com o Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, da mesma instituição. Para tanto foi realizada a avaliação do comportamento mecânico de seis formas de fixação interna aplicadas em réplicas de hemimandíbulas quando submetidas a teste de carregamento vertical sob condições padronizadas.

4.1 Materiais de Fixação

Para o estudos das fixações foram empregadas as seguintes placas e parafusos:

- 30 placas retas de 4 furos com espaçamento do sistema 2,0 mm (código: 167200204130)– Tóride (Tóride Industria e Comércio Ltda, Mogi-Mirim, São Paulo – Brasil)
- 10 placas retas de 6 furos com espaçamento do sistema 2,0 mm (código: 1672002056130) – Tóride (Tóride Industria e Comércio Ltda, Mogi-Mirim, São Paulo – Brasil)
- 10 placas retas de 4 furos (Miniplaca ponte estendida 4 furos por 17 mm) do sistema 2,0 mm (código: 167200304033) – Tóride (Tóride Industria e Comércio Ltda, Mogi-Mirim, São Paulo – Brasil);
- 10 placas grade de 8 furos (“double row”) do sistema 2,0 mm (código: 10034216656) Tóride (Tóride Industria e Comércio Ltda, Mogi-Mirim, São Paulo – Brasil)
- 10 placas retas de 4 furos com espaçamento do sistema 2,0 mm locking (código: 167200204030) - Tóride (Tóride Industria e Comércio Ltda, Mogi-Mirim, São Paulo – Brasil)
- 40 parafusos de 2,0 x 6,0 mm de comprimento (locking) (código: 136200308006) - Tóride (Tóride Industria e Comércio Ltda, Mogi-Mirim, São Paulo – Brasil)
- 10 parafusos de 2,0 x 12 mm de comprimento (código: 136200306012) Tóride (Tóride Industria e Comércio Ltda, Mogi-Mirim, São Paulo – Brasil)
- 300 parafusos de 2,0 x 6,0 mm de comprimento (código: 136200306006) Tóride (Tóride Industria e Comércio Ltda, Mogi-Mirim, São Paulo – Brasil)

De acordo com as especificações do fabricante, as placas são de Ticp, de grau II e os parafusos de liga Ti-6Al-4V.

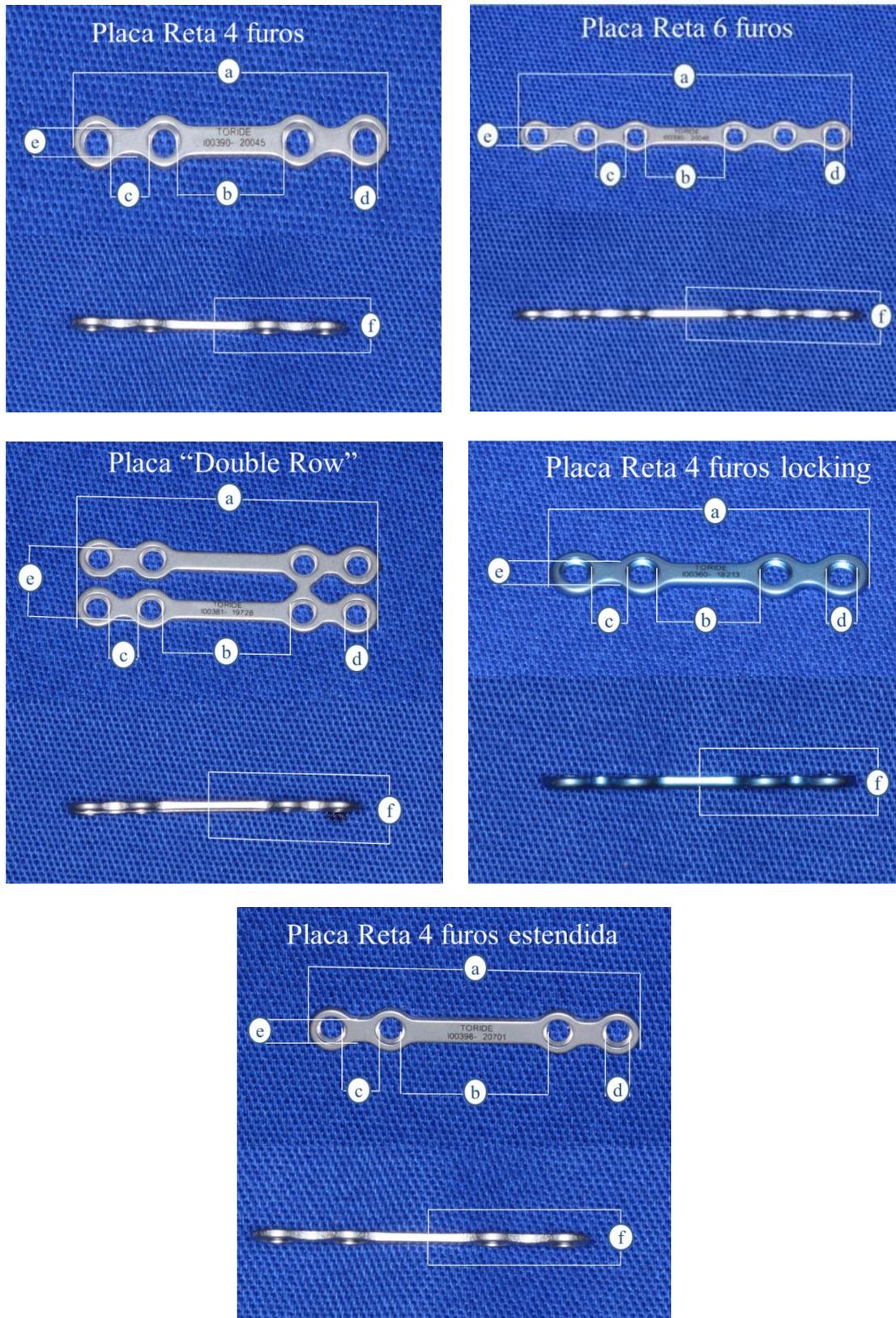
Além do material de fixação aplicado às hemimandíbulas, foram necessários os seguintes instrumentos :

- Um (1) cabo para chave com engate rápido 2,0 mm (código: 103072520100) - Tóride (Tóride Indústria e Comércio Ltda, Mogi-Mirim, São Paulo – Brasil)
- Uma (1) ponte de chave fenda cruz 2,0 mm (código: 142062920094) - Tóride (Tóride Indústria e Comércio Ltda, Mogi-Mirim, São Paulo – Brasil)
- Uma (1) broca helicoidal, de 65 mm, com stop de 6 mm e diâmetro de 1,6 mm – (código: 144051620006) - Tóride (Tóride Indústria e Comércio Ltda, Mogi-Mirim, São Paulo – Brasil)
- Uma (1) broca helicoidal, de 100 mm, com stop de 14 mm e diâmetro de 1,6 mm – (código: 144051620086) - Tóride (Tóride Indústria e Comércio Ltda, Mogi-Mirim, São Paulo – Brasil).

As placas e parafusos foram selecionados aleatoriamente para compor os seis grupos de hemimandíbulas com diferentes maneiras de fixação, submetidos a teste de carregamento linear.

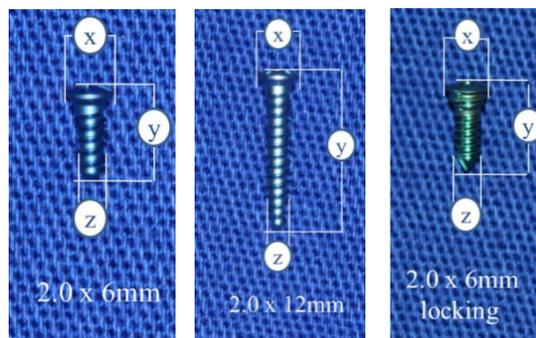
Com o intuito de evitar variação nos resultados devido à possível falta de padronização dimensional das placas e parafusos, foi realizada uma avaliação dimensional dos mesmos conforme Trivellato ⁷⁰, (2001). Para isso, foi utilizado um paquímetro digital (Starfer, China), com precisão de 0,01 mm. Foram avaliadas seis medidas em cada placa (placa reta 4 furos, placa reta 6 furos, placa reta 4 furos locking, placa grade e placa reta 4 furos estendida) (Figura 3) e três medidas em 10 parafusos escolhidos aleatoriamente (6,0 mm, 12 mm, e 6,0 mm locking) (Figura 4). Cada uma das peças foi mensurada três vezes e a média foi avaliada.

Figura 3 - Avaliação dimensional das placas: (a) Comprimento da placa; (b) Comprimento da ponte; (c) Distância entre furos; (d) Diâmetro do furo; (e) Largura da placa entre furos; (f) Espessura da placa.



Fonte: Autoria própria

Figura 4 – Avaliação dimensional dos parafusos: (x) Diâmetro da cabeça do parafuso; (y) Comprimento do parafuso; (z) Diâmetro das roscas do parafuso.



Fonte: Autoria própria

4.2 Hemimandíbulas

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

Inicialmente, foram adquiridas 2 mandíbulas dentadas da marca Nacional (Código 4013), que foram seccionadas em 2 partes entre os incisivos centrais inferiores, sendo geradas dessa forma 4 hemimandíbulas.

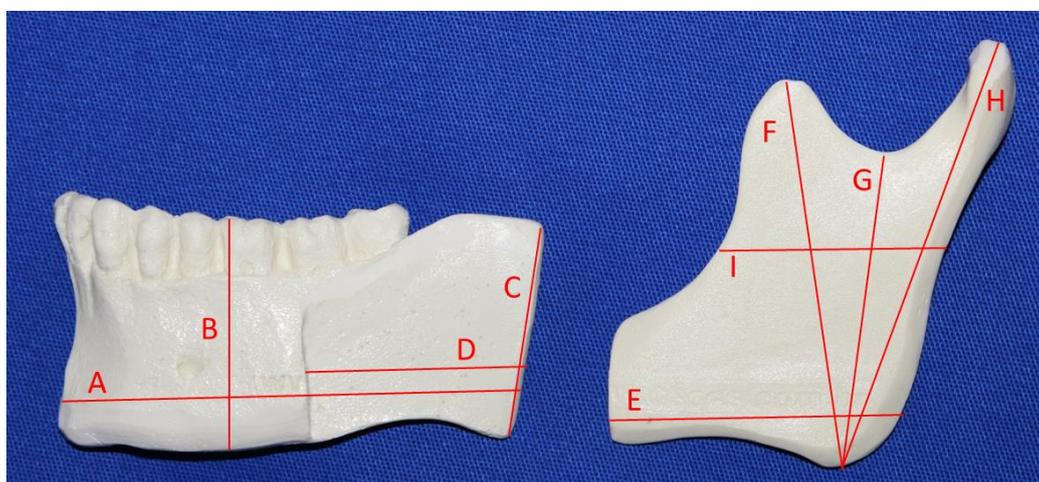
As hemimandíbulas do lado esquerdo foram submetidas a um novo seccionamento simulando uma osteotomia sagital do ramo mandibular com o uso de uma serra recíprocante (DentsCler, MSR 01, Ribeirão Preto, SP, Brasil) acoplada a um motor elétrico (NSK Surgic XT PLUS, Curitiba, PR, Brasil), conforme técnica descrita por Epker²¹ (1977). A osteotomia é realizada paralela ao plano oclusal iniciando logo acima e posterior a língua, dirigindo anteriormente e inferiormente até a realização do corte vertical na lateral do corpo, na região entre o primeiro e o segundo molar.

Dentre as 2 hemimandíbulas (lado esquerdo) que foram realizadas os seccionamentos, uma delas foi selecionada e utilizada como modelo para a reprodução das amostras.

As réplicas foram produzidas com o corte pré-fabricado, simulando a osteotomia sagital dos ramos mandibulares apresentando as seguintes dimensões, conforme figuras: A) O comprimento total do segmento distal medido da borda posterior, da região da osteotomia à linha média sínfisária foi de 74,61 mm; B) A altura da cúspide mesial do primeiro molar inferior à borda inferior da mandíbula foi de 37,66 mm; C) Altura do ramo mandibular do

segmento distal da osteotomia, correspondente a altura da osteotomia no segmento distal foi de 36,24 mm; D) Comprimento da osteotomia no segmento distal foi de 36,11 mm; E) Comprimento do segmento proximal, próximo a borda inferior da mandíbula foi de 47,93 mm; F) referente a altura anterior do ramo mandibular medida de um ponto fixo na borda inferior (região ângulo) ao ponto mais alto no processo coronóide, com 63,85 mm; G) referente a altura mediana de um ponto fixo na borda inferior (região ângulo) ao ponto mais profundo na incisura sigmóide com 52,55 mm; H) Altura posterior do ramo mandibular medida de um ponto fixo na sua borda inferior (região ângulo) ao ponto mais alto do condilo mandibular, com 74,48 mm; I) comprimento do ramo mandibular no sentido antero-posterior do segmento proximal com 34,97 mm (Figura 5)

Figura 5 – Locais de mensuração das medidas das hemimandíbulas – Vista lateral



Fonte: Autoria própria

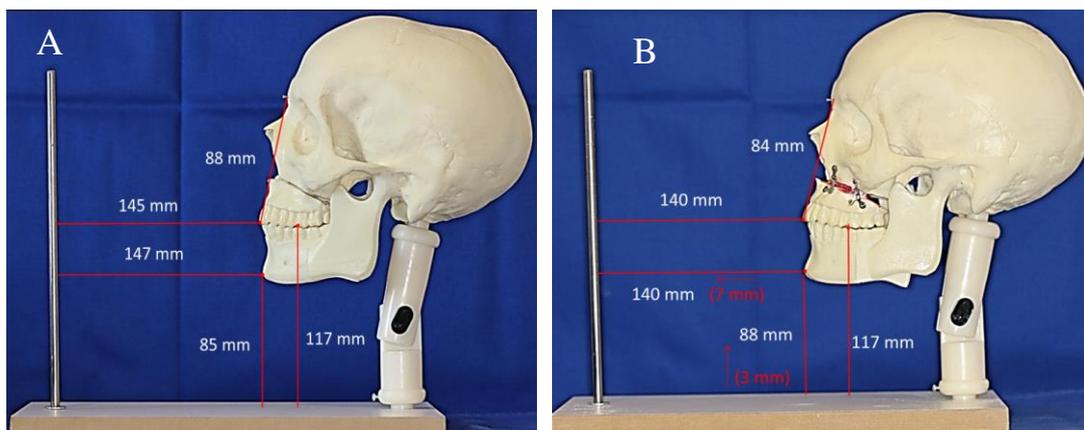
4.3 Preparo da Amostra

O movimento determinado para o presente estudo, na osteotomia sagital, foi o movimento de avanço com giro anti-horário do plano oclusal. Para realização deste movimento, foi confeccionado um guia com medida padronizada. Esse guia foi reproduzido a partir de um crânio (face total) com os côndilos fixados à fossa e as osteotomias sagitais dos ramos mandibulares e Le Fort I pré-realizadas.

Neste modelo fixo a uma base e a 20 mm de distância do incisivo central superior (ICS) foi instalada uma haste vertical na superfície da base. A maxila foi reposicionada, anteriormente 5 mm e superiormente na região anterior 4 mm (um parafuso foi colocado na glabella do crânio para medição da impacção anterior). Após a fixação da osteotomia Le Fort

I, a mandíbula foi colocada em oclusão dentária do tipo classe I, permitindo o movimento padronizado de avanço com giro anti-horário do plano oclusal (Figura 6).

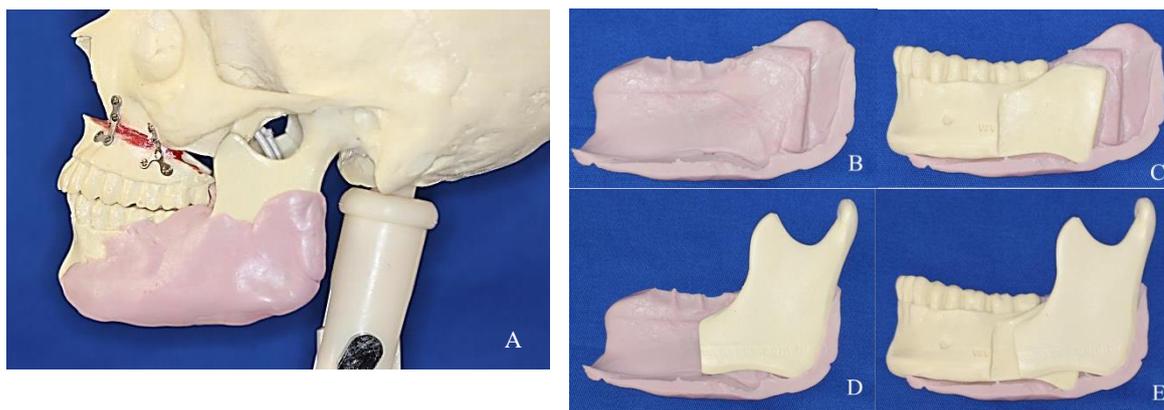
Figura 6 – Crânio (face total) instalado na base com haste vertical. (A) osteotomias Le Fort I e Sagitais pré-realizadas; (B) Movimento com avanço e giro anti-horário do plano oclusal.



Fonte: Autoria própria

Após, por meio de moldagem de silicone de adição (Zetalabor, Zhermack technical, Itália), foram reproduzidos os segmentos proximais e distais (face vestibular e lingual) do lado esquerdo com o movimento obtido na mandíbula. A partir desta impressão negativa da moldagem, as hemimandíbulas foram reposicionadas no molde pela parte lingual e com os cortes já pré-fabricados da osteotomia sagital, foi possível padronizar e repetir o movimento (Figura 7). Deste modo, os grupos foram distribuídos de acordo com os diferentes tipos de fixações.

Figura 7 – Reprodução do movimento para as hemimandíbulas. (A) Moldagem com silicone de adição – Zetalabor; (B) Impressão negativa da face lingual; (C) Adaptação do segmento distal; (D) Adaptação do segmento proximal; (E) Reprodução do segmento avanço com giro anti-horário.



Fonte: Autoria própria

Para a padronização do posicionamento das placas, foram confeccionados guias de resina acrílica quimicamente ativada incolor (Dental Vipi Ltda. – Pirassununga – SP). Assim, os segmentos que formavam a hemimandíbula eram inseridos no molde de silicone para reprodução do movimento e guias de resina acrílica que eram adaptados para a padronização do posicionamento das placas e parafusos (Figura 8). Com o uso de uma broca do sistema 2,0 mm da Tóride (Tóride Indústria e Comércio Ltda, Mogi-Mirim, São Paulo – Brasil) as amostras foram perfuradas e fixadas. Após a fixação as hemimandíbulas eram retiradas dos guias e, então, verificada a correta redução e fixação dos segmentos.

Figura 8 – Hemimandíbula posicionada no molde silicone para padronização do movimento (avanço + giro anti-horário) e guia em resina acrílica para posição e fixação da placa.



Fonte: Autoria própria

Para a determinação do tamanho amostral foram considerados os valores de variância e média apresentados pelo estudo de Özden et al.⁵¹, 2006, e que estabeleceu-se nível de significância de 5% e poder de 80% apontando para necessidade de 10 hemimandíbulas. Assim, os grupos foram compostos em números de seis de acordo com o tipo de fixação a ser utilizada (Figura 9):

Grupo I: Uma (1) miniplaca reta 4 furos com espaçamento do sistema 2,0 mm, sobre a região de zona neutra e fixada com 4 parafusos de 6,0 mm.

Grupo II: Uma (1) miniplaca reta 6 furos com espaçamento do sistema 2,0 mm, sobre a região de zona neutra e fixada com 6 parafusos de 6,0 mm.

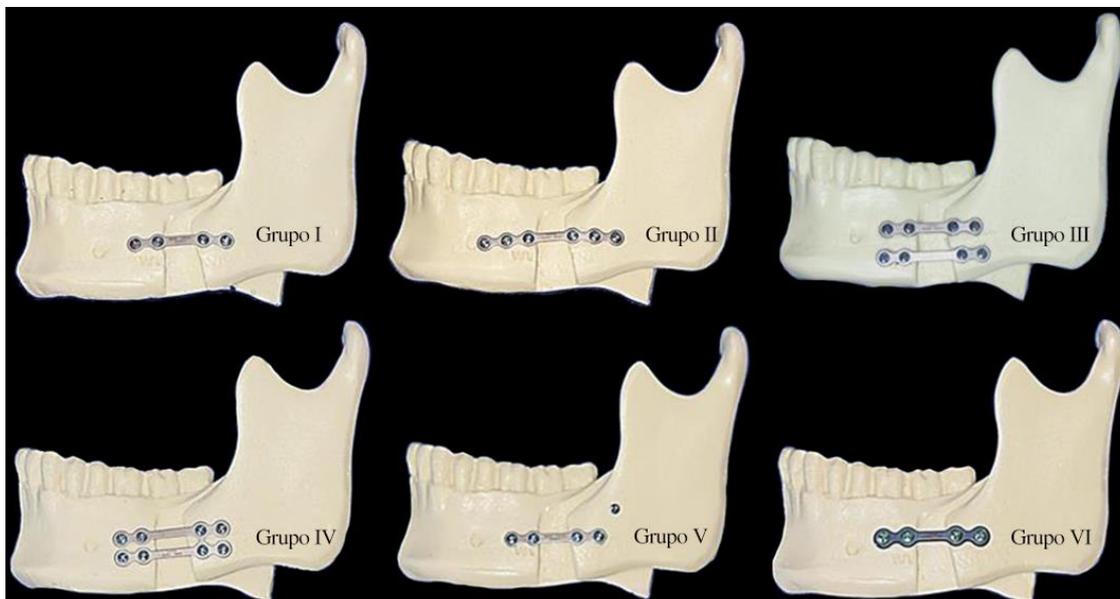
Grupo III: Duas (2) miniplacas retas de 4 furos com espaçamento do sistema 2,0 mm dispostas paralelas, imediatamente acima e abaixo da região de zona neutra e fixadas com parafusos de 6,0 mm.

Grupo IV: Uma (1) placa grade (double row) de 8 furos do sistema 2,0 mm disposta sobre a região de zona neutra e fixada com parafusos de 6,0 mm.

Grupo V: Uma (1) miniplaca reta de 4 furos com espaçamento do sistema 2,0 mm disposta sobre a região de zona neutra, fixada com parafusos de 6,0 mm e um (1) parafuso bicortical de 12 mm na porção mais posterior do segmento distal, fora da placa.

Grupo VI: Uma (1) miniplaca reta de 4 furos com espaçamento do sistema 2,0 mm locking disposta sobre região de zona neutra e fixada com parafusos de 6,0 mm locking.

Figura 9 – Hemimandíbulas já fixadas de acordo com o grupo

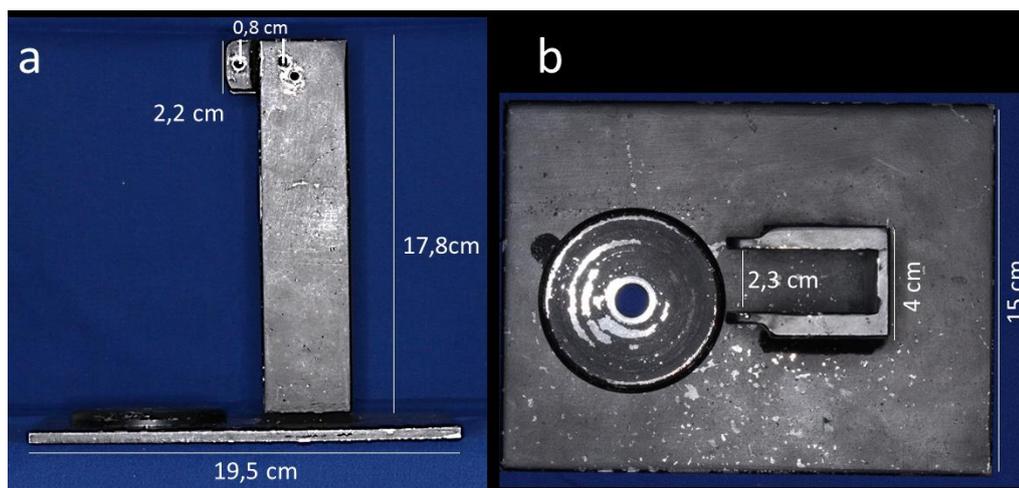


Fonte: Autoria própria

4.4 Ensaio Mecânico

Após receberem a fixação interna, de acordo com o grupo, o segmento proximal da hemimandíbula foi estabilizado e fixo permitindo um movimento livre no segmento distal que foi submetido às cargas compressivas que simularam as cargas mastigatórias (Pereira-Filho et al.⁵³, 2012). Para a realização do ensaio, foram confeccionados em aço inoxidável um dispositivo de aplicação de carga e um suporte para fixação das hemimandíbulas junto ao equipamento do teste de carregamento (Figura 10)

Figura 10 – Suporte de testes. (a) Vista lateral. (b) Vista superior.

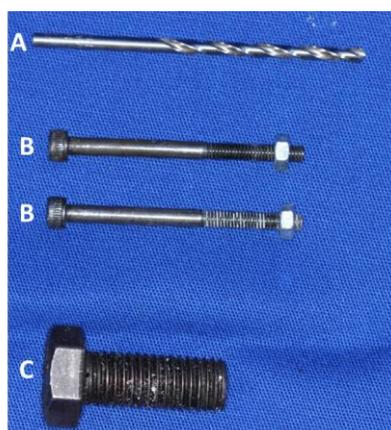


Fonte: Aatoria própria

Os acessórios necessários para a fixação do sistema foram:

- Uma broca de aço 1/8" para furar as hemimandíbulas no suporte (Figura 11)
- Dois parafusos de 1/8" de aço de 40 mm com porcas, para fixação do segmento proximal (processo coronóide e região condilar) (Figura 11);
- Um parafuso 3/8" de aço de 30 mm, para estabilização do suporte de aço inoxidável na máquina de ensaio mecânico (EMIC-DL2000) (Figura 11);

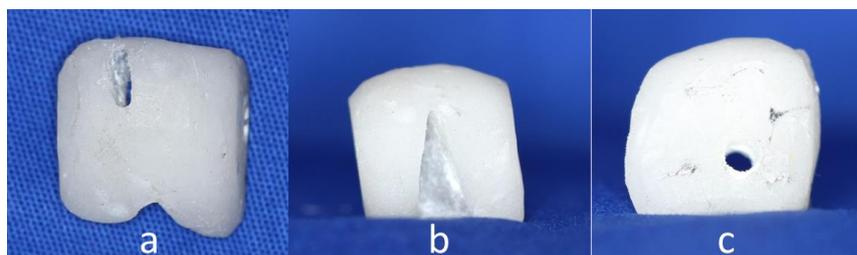
Figura 11 – Elementos acessórios do suporte: (A) Broca de aço 1/8". (B) parafuso de aço 1/8" de 40 mm com porca. (C) Parafuso 3/8" de 30 mm



Fonte: Aatoria própria

Um dispositivo de resina acrílica quimicamente ativada, incolor (Dental vipi Ltda, Pirassununga, SP, Brasil) foi construído para otimizar a estabilização do processo coronóide durante a montagem no suporte de testes, permitindo a completa estabilização do segmento proximal. Após a fixação da região condilar, o dispositivo de acrílico foi adaptado ao processo coronóide, permitindo o seu adequado posicionamento com o parafuso da extensão horizontal da haste vertical (Figura 12)

Figura 12 – Dispositivo de resina acrílica para adaptação do processo coronóide. (a) Vista anterior. (b) Vista Superior. (c) Vista lateral



Fonte: Autoria própria

Para o teste de carregamento, foi utilizada uma máquina de ensaios mecânicos EMIC do laboratório de ensaios mecânicos do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade Estadual Paulista (FOAr – UNESP), em que foi estabelecida uma velocidade de 1 mm/min, com célula de carga de 10kN. Por meio da aplicação de carga progressiva sobre o sistema, obteve-se o valor de resistência ao carregamento, em Kilograma Newton (kN), e o deslocamento imposto pelo ensaio, em milímetros. A carga sempre foi aplicada no segmento distal na região entre canino e primeiro pré-molar (Figura 13 e 14). Os valores da carga recebida pelo sistema foram avaliados em 3 momentos sendo o primeiro, quando o deslocamento de 1 mm foi atingido; o segundo quando o deslocamento de 3 mm foi atingido e o terceiro quando o deslocamento de 5 mm foi atingido.

Figura 13 – Máquina de ensaios mecânicos EMIC com suporte e amostra em posição para aplicação da carga.



Fonte: Autoria própria

Figura 14 – Aplicação da carga na região entre canino e primeiro pré-molar.



Fonte: Autoria própria

4.5 Análise dos Dados

A análise estatística foi realizada a fim de se comparar, quantitativamente, as médias de carga (N) nos diferentes deslocamentos (1, 3 e 5 mm).

De acordo com o teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov, todos os dados avaliados apresentaram distribuição normal (paramétrica), e, sendo assim, o teste de análise

de variância – ANOVA de medidas repetidas, seguido do teste de comparação múltipla de Tukey com significância de 5% ($\alpha=0.05$) para a comparação entre as médias.

5 RESULTADO

5.1 Análise Dimensional das Placas e Parafusos

Para a análise dimensional das placas e parafusos utilizou-se a metodologia proposta por Trivelatto⁷⁰ (2001) e Brasileiro¹¹ (2007), a qual sugere a mensuração dos valores médios após a realização de três mensurações em cada dimensão proposta para o material aplicado na pesquisa (Anexo).

A Tabela 1 expõe uma síntese dos resultados relativos à variação das placas quanto às medidas efetuadas e na Tabela 2 os resultados relativos à variação nas dimensões dos parafusos, evidenciando uma boa qualidade de padronização dimensional dos materiais utilizados para FIR utilizados, favorecendo a execução controlada dos ensaios mecânicos.

Tabela 1 – Resultados relativos à variação das placas, (a) medida correspondente ao comprimento da placa, (b) comprimento da ponte, (c) distância entre furos, (d) diâmetro do furo, (e) largura da placa entre furos, (f) espessura da placa.

Placa	Coeficiente de variação					
	a	B	c	d	e	f
Placas 4 furos,	0,001	0,002	0,002	0,004	0,007	0,006
Placas 6 furos	0,000	0,002	0,001	0,005	0,003	0,005
Placas Double-Row	0,000	0,000	0,001	0,002	0,001	0,004
Placas 4 furos locking	0,000	0,001	0,003	0,004	0,006	0,003
Placas estendidas 4 furos	0,000	0,002	0,006	0,003	0,005	0,005

Fonte: Autoria própria

Tabela 2 – Resultados relativos à variação dos parafusos, (x) medida correspondente ao diâmetro da cabeça, (y) comprimento do parafuso, (z) diâmetro das roscas.

Tipo	Coeficiente de variação		
	x	Y	z
2,0 x 6 mm	0,002	0,002	0,005
2,0 x 6 mm locking	0,002	0,002	0,003
2,0 x 12 mm	0,007	0,000	0,009

Fonte: Autoria própria

5.2 Teste de Carregamento

Os dados seguiram uma distribuição paramétrica de acordo com o teste de Kolmogorov-Smirnov. Assim, o teste de análise de variância (ANOVA) de medidas repetidas, seguida pelo teste de comparações múltiplas de Tukey foi aplicado para as avaliações inferenciais entre deslocamentos dentro do mesmo grupo e entre os grupos para a mesma quantidade de deslocamento.

Os resultados descritivos, de acordo com os grupos estudados, seus deslocamentos em milímetros (mm) e carga necessária (N) para o deslocamento são apresentados na Tabela 3. A mesma tabela apresenta os dados inferenciais do teste ANOVA, comparando as medições dentro do mesmo grupo, de acordo com a quantidade de deslocamento. A avaliação de tais dados deixa claro que o maior deslocamento, levou a maiores valores aferidos, para todos os grupos estudados, sempre com $p < 0,001$.

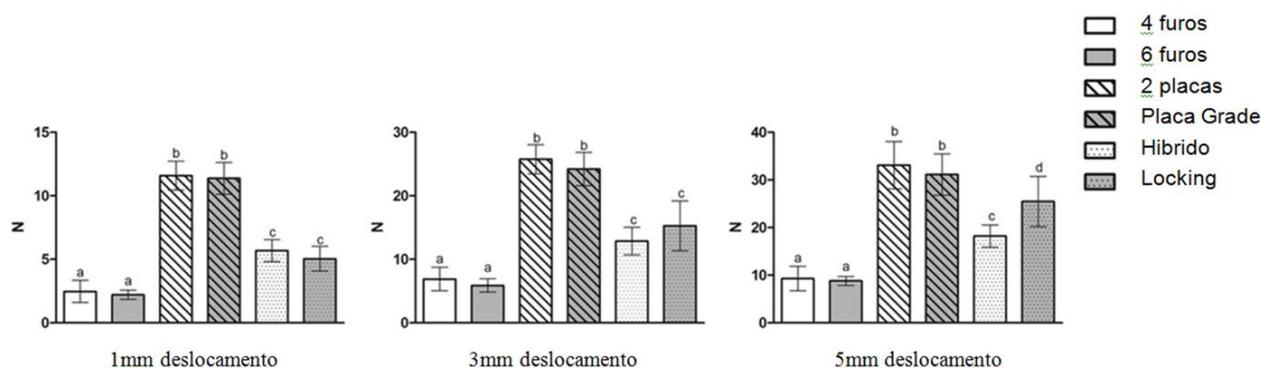
Tabela 3 – Média e desvio padrão para todos os grupos em todas as condições de teste para as cargas aplicadas (N). Letras diferentes indicam diferença estatística, ao passo que letras iguais indicam igualdade estatística.

	1 miniplaca reta 4 furos (GRUPO I)	1 miniplaca reta 6 furos (GRUPO II)	2 miniplacas retas de 4 furos (GRUPO III)	1 placa Grade (Double- Row) (GRUPO IV)	1 miniplaca reta 4 furos + 1 parafuso bicortical (GRUPO V)	1 miniplaca reta 4 furos locking (GRUPO VI)
1 mm	2,4 ± 0,8 ^a	2,2 ± 0,3 ^a	11,5 ± 1,1 ^b	11,3 ± 1,2 ^b	5,6 ± 0,8 ^c	5,0 ± 0,9 ^c
3 mm	6,8 ± 1,8 ^a	5,8 ± 1,0 ^a	25,7 ± 2,3 ^b	24,2 ± 2,6 ^b	12,8 ± 2,1 ^c	15,2 ± 3,9 ^c
5 mm	9,2 ± 2,5 ^a	8,8 ± 0,9 ^a	33,1 ± 4,9 ^b	31,1 ± 4,3 ^b	18,2 ± 2,3 ^c	25,4 ± 5,2 ^d

Fonte: Autoria própria

Ao se comparar os grupos para um mesmo deslocamento temos, para os deslocamentos de 1 e 3 mm, a formação de três “clusters”, sendo um com os grupos de 1 miniplaca reta de 4 furos e 6 furos (grupos I e II), o segundo entre os grupos 1 miniplaca reta 4 furos + 1 parafuso bicortical e 1 miniplaca reta 4 furos locking (grupos V e VI); e o terceiro entre os grupos de 2 miniplacas retas de 4 furos e 1 placa grade (grupos III e IV), sempre com a diferença altamente significativa ($p < 0.001$). Para o deslocamento de 5 mm, esse cluster desaparece, surgindo também diferença entre os grupos de 1 miniplaca reta 4 furos + 1 parafuso bicortical e 1 miniplaca reta 4 furos locking (grupos V e VI) (Figura 15).

Figura 15 – Resultados de cada grupo, com deslocamento de 1, 3 e 5 mm, exibindo o valor de carga compressiva encontrada. Letras diferentes indicam diferença estatística, ao passo que letras iguais indicam igualdade estatística.



Fonte: Autoria própria

6 DISCUSSÃO

A osteotomia sagital do ramo mandibular tem sido uma das técnicas mais utilizadas pela maioria dos cirurgiões, devido à sua versatilidade em permitir os movimentos necessários para diferentes correções das deformidades dento-esqueléticas. Além disso, essa osteotomia resulta em maior superfície de contato ósseo, favorecendo a instalação de material de fixação e conseqüentemente reparação óssea. Apesar do uso rotineiro da osteotomia sagital, ainda existe uma série de controvérsias e preferências a respeito de qual fixação óssea promove maior estabilidade, com menor repercussão, principalmente, para a posição condilar.

Os ensaios mecânicos são um dos meios eficazes de avaliar a resistência da osteossíntese, revelando resultados que podem sugerir métodos para aplicação clínica (Ochs⁴⁶, 2003; Ozden et al.⁵¹, 2006; Sato et al.⁵⁹, 2010; Ribeiro-Junior et al.⁵⁷, 2010; Oliveira et al.⁴⁸, 2012). Para simular as condições clínicas, a literatura tem mostrado variados tipos de substratos utilizados para ensaios mecânicos que variam entre formas orgânicas de origem animal como mandíbulas de cadáver humano (Tharanon⁶⁷, 1998), mandíbulas de macaco (Ellis III¹⁹, 1991), mandíbulas de carneiro (Ozden et al.⁵¹, 2006; Oliveira et al.⁴⁸, 2012; Nieblerová et al.⁴⁵, 2012), costelas suínas frescas (Foley²⁶, 1994), costelas bovinas (Armstrong et al.⁵, 2001; Anucul et al.³, 1992) e as formas sintéticas, constituídas por resinas de poliuretano, em formato de mandíbulas humanas (Peterson et al.⁵⁴, 2005; Van Sickels et al.⁷⁷, 2005; Brasileiro et al.¹², 2009; Sato et al.⁵⁹, 2010; Ribeiro-Junior et al.⁵⁷, 2010; Ribeiro-Junior et al.⁵⁸, 2012; Pereira-Filho et al.⁵³, 2013; Oguz et al.⁵⁰, 2015). Para o presente estudo foram utilizadas réplicas de hemimandíbulas humanas de poliuretano, pois são fáceis de obter, apresentam baixo custo, módulo de elasticidade semelhante ao osso medular humano e permite a padronização da amostra.

A maioria dos ensaios mecânicos utiliza de diferentes magnitudes de movimento, variando de 3 a 10 mm, para o avanço mandibular (Brasileiro et al.¹², 2009; Ribeiro-Junior et al.⁵⁷, 2010; Sato et al.⁵⁹, 2010; Pereira-Filho et al.⁵³, 2013; Oguz et al.⁵⁰, 2015), para recuo mandibular (Brasileiro et al.¹³, 2012; Oh e Kim⁴⁷, 2015) e o unico estudo realizads aplicando-se testes mecânicos para o movimento de avanço associado ao giro anti-horário (Nieblerová et al.⁴⁵, 2012). A razão da escolha para simular o avanço e rotação anti-horária foi determinar se a mudança no ângulo do segmento distal, e, por conseguinte, a alteração da força transmitida para a placa, levaria a uma alteração importante da estabilidade do material de fixação.

No presente estudo, o ensaio mecânico foi realizado utilizando um modelo de dois pontos (modelo de flexão em cantilever), que tem sido utilizado em vários estudos de semelhante teste para comparar os diferentes sistemas de fixação utilizados na osteotomia sagital do ramo mandibular (Brasileiro et al.¹², 2009; Sato et al.⁵⁹, 2010; Oliveira et al.⁴⁸, 2012; Nieblerová et al.⁴⁵, 2012; Pereira-Filho et al.⁵³, 2013; Oguz et al.⁵⁰, 2015). Alguns pesquisadores apontam que a deficiência do modelo é que ele não simula com precisão os movimentos provenientes dos músculos mastigatórios, e sugerem o uso de um teste mecânico de 3 pontos (Armstrong et al.⁵, 2001). No entanto, Ribeiro-Junior et al.⁵⁷ (2010) afirmam que mesmo ao utilizar 2 ou 3 pontos nos modelos, os resultados não são substitutos precisos para avaliar os sistemas de fixação utilizados em osteotomias sagitais mandibulares devido as diferenças em relação às condições reais da função mandibular humana.

A utilização da fixação interna por meio de placas é marcada por benefícios como proporcionar menor tempo cirúrgico pelo acesso direto por via intrabucal, conseqüentemente torna-se tecnicamente mais simples e com menor risco de dano ao nervo alveolar inferior pelo uso de parafusos monocorticais (Gabrielli²⁸, 2007; Yamashita et al.⁸³, 2007) e possibilita menores índices de torque condilar em função da possibilidade de pré-ajuste e adaptação da placa antes da fixação dos segmentos (Ueki et al.⁷⁶, 2001).

Estudos clínicos (Borstlap et al.¹⁰, 2004; Blomqvist e Isaksson⁹, 1994) mostram a estabilidade adequada com o uso de uma miniplaca em caso de avanço mandibular. Essa resistência mecânica mesmo com uma rigidez menor quando comparado a outras maneiras de fixação, se deve ao fato das forças mastigatórias nas primeiras seis semanas pós-operatórias serem reduzidas, e sistemas, mesmo de menor resistência, conseguem exercer satisfatória estabilização durante a fase inicial do reparo ósseo (Maurer et al.³⁸, 2003). Além disso, na utilização da fixação da OSRM por meio de miniplaca e parafusos monocorticais, é necessário que haja colaboração estrita do paciente no sentido de controle da alimentação pós-operatória por um período mais extenso. Autores como Stoelinga e Borstlap⁶⁶ (2003) e Throckmorton e Ellis III⁶⁸ (2001) demonstraram a limitação das forças mastigatórias nas primeiras semanas pós-operatórias devido, principalmente, ao edema envolvendo a região da musculatura mastigatória e que a fixação com placas e parafusos monocorticais oferecem resistência suficiente pós-operatória para que a reparação óssea ocorra.

Clinicamente é ainda muito difícil mensurar o real impacto das diferenças de resistência dos diversos sistemas de fixação sobre o reparo ósseo, assim como a resistência mecânica necessária para promover um reparo ósseo adequado (Harada et al.³², 2000; Nakata et al.⁴³, 2007). Apesar disso, Alpha et al.², 2006, avaliando uma série de 533 pacientes, cuja fixação das osteotomias sagitais foi realizada por miniplaca de sistema 2,0 mm e parafusos monocorticais e com bloqueio maxilo-mandibular por um período de 10 dias de pós-operatório imediato, revelam que não houve necessidade em nenhum caso de nova intervenção cirúrgica devido a processo de não-união ou alteração de reparação óssea, mesmo sendo esta uma forma de fixação que não apresenta um dos melhores resultados de resistência quando comparado a forma de fixação interna por meio de parafusos bicorticais ou sistema híbrido.

Movimentos de rotação anti-horária da mandíbula geram tensões mais altas nos tecidos moles e com isso a musculatura tende a tracionar o segmento distal para a posição original sendo uma das causas da recidiva (Borstlap et al.¹⁰, 2004; Nieblerová et al.⁴⁵, 2012). Alguns autores sugerem que a utilização de duas mini-placas paralelas em pacientes com movimentos extremos (grandes avanços) e / ou rotação anti-horária, aumenta a resistência do sistema (Nieblerová et al.⁴⁵, 2012). Os resultados deste estudo mostraram que, para cada uma das condições de ensaio, nos respectivos deslocamentos de 1, 3 e 5 mm, houve uma forte tendência para valores mais elevados de carga vertical com duas mini-placas retas de sistema 2,0 mm, seguindo-se a placa grade, comparado a outras formas de fixação aqui testadas, conforme pode ser observado na Tabela 3 e na Figura 15. No presente estudo, é bem possível que a utilização de duas miniplacas garantiram maior resistência pelo fato de que estão localizadas basicamente em zona de tensão e compressão do corpo mandibular e que tenham minimizado a atuação de vetores de força nessas regiões.

Houve uma pequena diferença na resistência ao deslocamento entre placas retas de 4 furos e 6 furos. A placa mais curta é mais resistente e mais difícil de dobrar, apesar de ambas apresentarem espessuras semelhantes. A placa de 4 furos cria um braço de alavanca mais curto que aumenta a resistência ao deslocamento. Essa pequena diferença também foi observada no trabalho de Ribeiro-Junior et al.⁵⁸, 2012 ao comparar diversas fixações por meio de placas para a OSRM para movimentos de avanços mandibulares em deslocamento de 3 mm. Oguz et al.⁵⁰, 2015 não encontraram diferenças estatisticamente significantes ao comparar avanços mandibulares de 5 mm, nos deslocamentos de 1, 3 e 5 mm para os sistemas de fixação com placas retas de 4 e 6 furos.

Atualmente, muitos cirurgiões utilizam para a fixação após uma OSRM miniplacas com parafusos monocorticais devido a sua facilidade de aplicação e algumas vantagens que esse método oferece. No entanto, uma técnica híbrida proposta pela primeira vez por Schwartz e Relle⁶², em 1996, tentaram combinar as vantagens da fixação com parafusos bicorticais com as vantagens da fixação com miniplacas e parafusos monocorticais. Os parafusos bicorticais quando adicionados às placas e parafusos monocorticais aumentam a resistência dos sistemas de fixação (Brasileiro et al.¹², 2009; Sato et al.⁵⁹, 2010; Ribeiro-Junior et al.⁵⁷, 2010; Oguz et al.⁵⁰, 2015).

Um estudo biomecânico proposto por Oguz et al.⁵⁰, em 2015 compararam seis métodos de fixação após 5 mm avanços sagital utilizando os mesmos grupos de fixações do nosso trabalho, embora a metodologia do estudo seja semelhante, existe uma diferença na resistência ao deslocamento das diferentes fixações quando a mandíbula faz um movimento de avanço com giro anti-horário. Por exemplo, no primeiro estudo, o método híbrido foi uma opção muito boa para aumentar a resistência do conjunto fixado quando a mandíbula foi avançada sem rotação. No presente estudo, observamos que, movimentos de avanço com giro anti-horário significativos, a utilização de duas placas ou uma placa grade ofereceu maiores vantagens em relação à resistência ao deslocamento podendo ser considerados melhores opções para fixação. Entretanto, devemos chamar a atenção que no presente estudo foram realizadas apenas forças verticais. Talvez o resultado, quanto ao sistema híbrido pudesse ser conclusivamente diferente se forças horizontais e oblíquas fossem também avaliadas ou se no sistema híbrido estudado ao invés de ter sido adicionado apenas um parafuso bicortical fora da miniplaca, tivessem sido adicionados dois parafusos bicorticais. Possivelmente, a adição de dois parafusos bicorticais permitam resistir a forças maiores inclusive para o movimento de avanço associado ao giro anti-horário.

Sato et al.⁶⁰ 2012 destacam as desvantagens clínicas da utilização da fixação híbrida, incluindo a possibilidade de torque do côndilo, o risco de compressão do nervo alveolar, a necessidade de incisões externas em alguns casos, e a dificuldade de remoção do parafuso bicortical em casos de infecção ou outras complicações que exigem a remoção da fixação. Apesar disso, a maior parte dos ensaios mecânicos *in vitro* indicam as vantagens da técnica híbrida. E, do ponto de vista de experiência clínica, a literatura aponta como uma técnica que permite manter o paciente sem bloqueio maxilo-

mandibular no pós-operatório imediato, com alimentação branda e sem grandes riscos de deslocamento dos segmentos da osteotomia (Gabrielli²⁸, 2007).

A placa grade (Double-Row) utilizada neste estudo apresenta uma variação de design habitual descrito normalmente na literatura uma vez que apresenta apenas uma barra de ligação entre a barra superior e inferior. Isso faz com que haja menos dificuldade de adaptação da placa. Mesmo com essa alteração estrutural, a placa ainda apresentou resistência adequada ao deslocamento dos segmentos de osso mandibular, quando em comparação com os outros métodos de fixação. O design é muito semelhante ao da utilização de duas mini-placas. A barra de ligação nas placas grade pode aumentar a resistência às forças de torção (Peterson et al.⁵⁴, 2005). É verdade que não avaliamos forças de torção neste estudo mecânico, porém durante os deslocamentos verticais eram observados pequenos movimentos de torção próximos ao deslocamento de 5 mm justificando a uma maior resistência quando temos placas nas regiões de zona de compressão e tensão da mandíbula.

O sistema de placas e parafusos locking foi introduzido pela primeira vez para a reconstrução mandibular, e com o desenvolvimento de sistemas menores, também tem sido utilizado para a fixação de fraturas mandibulares e a osteotomia sagital do ramo mandibular (Oguz et al.⁴⁹, 2011). Este método de fixação apresenta muitas vantagens teóricas para uso clínico, como uma maior estabilidade, ausência da perda de estabilidade secundária dos parafusos, menos necessidade de precisão na adaptação da placa, e menor alteração da oclusão. Oguz et al.⁴⁹, 2011 compararam a estabilidade dos sistemas convencionais e locking na mandíbula de ovelhas após OSRM e encontraram semelhanças mecânicas entre os dois tipos de materiais de fixação. Os mesmos autores também avaliaram esses materiais utilizando um modelo de elemento finito e concluíram que, quanto ao sistema locking não há vantagens em relação a mini-placas e parafusos convencionais, porém o sistema com travamento permitiu distribuição homogênea da carga sobre a placa e os parafusos, reduzindo assim a intensidade de força transferida ao osso (Oguz et al.⁴⁹, 2011).

Ribeiro-Junior et al.⁵⁷, 2010 constataram que os sistemas de osteossíntese locking apresentaram maior resistência ao deslocamento após OSRM nos ensaios mecânicos, mas os resultados não foram estatisticamente significativos. Sato et al.⁶⁰, 2012 mostraram resultados semelhantes quando compararam placas e parafusos com sistemas locking. Neste estudo, o sistema locking só teve melhores resultados biomecânicos quando comparados a placas convencionais de quatro e seis furos do sistema 2,0 mm. O sistema

locking e fixação híbrida apresentaram comportamento semelhante para os 1 e 3 milímetros deslocamentos. Houve uma diferença significativa a favor do sistema locking para o deslocamento de 5 mm. Observamos que placas com sistema de travamento aumentam a resistência mais do que adicionar um parafuso bicortical (sistema híbrido) para os avanços mandibulares associados ao giro anti-horário. Uma das razões que pode ter levado a esses resultados, pode ter sido a espessura da miniplaca com travamento que apresentou uma média de 1,465 mm enquanto que as miniplacas convencionais, 0,967 mm em média. O grupo de placa locking utilizado mesmo não apresentando-se como o grupo mais resistente, deve-se lembrar que placas com sistema de travamento distribuem melhor as forças de tensão entre a placa, parafusos e osso (Sato et al.⁶⁰, 2012).

O presente estudo traz informações relevantes para a escolha do material e forma de fixação das osteotomias sagitais para o avanço mandibular associado ao giro anti-horário. Com os resultados obtidos, ficou claro que os sistemas de fixação interna testados podem ser utilizados de forma estável. Entretanto, alguns deles, poderão ser usados na dependência das características e cooperação do paciente e também da conduta pós-operatória, inclusive em considerar bloqueio maxilo-mandibular no caso da escolha de métodos menos resistentes. Além disso, é necessário que testes mecânicos com outras incidências de forças bem como outras análises sejam avaliados.

7 CONCLUSÃO

Em relação a metodologia empregada foi possível concluir que:

- 1 – Duas (2) placas dispostas paralelamente ou uma placa grade são mais eficientes para fixação da osteotomia sagital nos movimentos de avanço e giro anti-horário.
- 2 – Os sistemas com travamento são uma boa opção para obter mais resistência de fixação para este tipo de movimento mandibular.

REFERÊNCIAS

- 1 - Ahmad M, Nanda R, Bajwa AS, Candal-Couto J, Green S, Hui AC. Biomechanical testing of the locking compression plate: when does the distance between bone and implant significantly reduce construct stability? *Injury*. 2007;38(3):358-64.
- 2 - Alpha C, O’Ryan F, Silva A, Poor D. The incidence of postoperative wound healing problems following sagittal ramus osteotomies stabilized with miniplates and monocortical screws. *J Oral Maxillofac Surg*. 2006;64(4):659-68.
- 3 - 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.
- 4 - Ardary WC, Tracy DJ, Brownridge GW, Urata MM. Comparative evaluation of screw configuration on the stability of the sagittal split osteotomy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1989;68(2):125-9.
- 5 - 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.
- 6 - Assael LA. Stable internal fixation of osteotomies of the facial skeleton. In: Prein J, editor. *Manual of internal fixation in the cranio-facial skeleton*. Berlin: Springer; 1998. p. 185-98.
- 7 - Bell WH, Schendel AS. Biologic basis for modification of the sagittal ramus split operation. *J Oral Surg*. 1977;35(5):362-9.
- 8 - Booth D.F. Control of the proximal segment by lower border wiring in the sagittal split osteotomy. *J Maxillofac Surg*. 1981;9(2):126-8.
- 9 - Blomqvist JE, Isaksson S. Skeletal stability after mandibular advancement: a comparison of two rigid internal fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg*. 1994;52(11):1133-7.
- 10 - Borstlap WA, Stoelinga PJ, Hoppenreijts TJ, Van't Hof MA. Stabilisation of sagittal split advancement osteotomies with miniplates: a prospective, multicentre study with two-year follow-up. Part II. Radiographic parameters. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2004;33(6):535-42.
- 11 - Brasileiro BF. Avaliação biomecânica in vitro de técnicas de fixação interna rígida metálica para a osteotomia sagital do ramo mandibular em movimentos de avanço e recuo [tese de doutorado]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia da UNICAMP; 2007.

* De acordo com o manual da FOAr/UNESP, adaptadas das normas Vancouver. Disponível no site: <http://www.foar.unesp.br/#!/biblioteca/manual>

12 - Brasileiro BF, Gempel RG, Ambrosano GMB, Passeri LA. An in vitro evaluation of rigid internal fixation techniques for sagittal split ramus osteotomies: advancement surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67(4):809-17.

13 - Brasileiro BF, Grotta-Gempel R, Ambrosano GMB et al. An in vitro evaluation of rigid internal fixation techniques for sagittal split ramus osteotomies: setback surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 2012;70(4):941-51.

14 - Bredbenner, TS, Haug, RH. Substitutes for human cadaveric bone in maxillofacial rigid fixation research. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2000;90(5):574-80.

15 - Capelozza Filho L. Padrão face longa. In: D Capelozza Filho L. *Diagnóstico em ortodontia.* São Paulo: Dental Press; 2004. p. 355-436.

16 - 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.

17 - Collins CP, Pirinjian-Leonard G, Tolas A, Alcalde R. 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(11):1392-5.

18 - Dal Pont G. Retromolar osteotomy for the correction of prognathism. *J Oral Surg Anesth Hosp Dent Serv.* 1961;19:42-7.

19 - Ellis E. The internal fixation of fractures: historical perspectives. In: Tucker MR. *Rigid fixation for maxillofacial surgery.* Philadelphia: Lippincott; 1991. p.3-29.

20 - Ellis E, Dean J. Rigid fixation of mandibular condyle fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1993;76(1):6-15.

21 - Epker BN. Modifications of the sagittal osteotomy of the mandible. *J Oral Surg.* 1977;35(2):157-9.

22 - Epker BN, Stella JP, Fish LC. *Dentofacial deformities: integrated surgical and orthodontic correction.* 2^a ed. Saint Louis: Mosby; 1995. v. 1.

23 - Epker BN, Stella JP, Fish LC. *Dentofacial deformities: integrated surgical and orthodontic correction.* 2^a ed. Saint Louis: Mosby; 1999. v. 4.

24 - Epker BN, Wessberg GA. Mechanisms of early skeletal relapse following surgical advancement of the mandible. *Br J Oral Surg.* 1982;20(3):175-82.

- 25 - Faruok O, Krettek C, Miclau T, Schandelmaier P, Guy P, Tscherne H. Minimally invasive plate osteosynthesis and vascularity: preliminary results of a cadaver injection study. *Injury*. 1997;28(Supl 1):A7-12.
- 26 - Foley WL. Appropriate testing of fixation for the mandibular sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg*. 1994;52(7):780-1.
- 27 - Loh FC. Technical modification of sagittal split mandibular ramus osteotomy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1992;74(6):723-6.
- 28 - Gabrielli MRF. Stable fixation of the sagittal split ramus osteotomy. *Selected Read Oral Maxillofac Surg*. 2007;15(1):1-46.
- 29 - Gallia L. Modification of the sagittal ramus osteotomy to produce a more accurate inferior border split. *J Oral Maxillofac Surg*. 1992;50(10):1136-7.
- 30 - Gallo WJ, Moss M, Gaul VJ, Shapiro D. Modification of the sagittal ramus-split osteotomy for retrognathia. *J Oral Surg*. 1976;34(2):178-9.
- 31 - Gutwald R, Alpert B, Schmelzeisen R. Principle and stability of locking plates. *Keio J Med*. 2003;52(1):21-4.
- 32 - Harada K, Watanabe M, Ohkura K, Enomoto S. Measure of the bite forces and occlusal contact area before and after bilateral sagittal split ramus osteotomy of the mandible using a new pressure sensitive device: a preliminary report. *J Oral Maxillofac Surg*. 2000;58(4):270-3.
- 33 - Hasenboehler E, Rikli D, Babst R. Locking compression plate with minimally invasive plate osteosynthesis in diaphyseal and distal tibial fractures: a retrospective study of 32 patients. *Injury*. 2007;38(3):365-70.
- 34 - Hunsuck EE. Modified intraoral splitting technique for correction of mandibular prognathism. *J Oral Surg*. 1968;26(4):250-3.
- 35 - Joss CU, Vassalli IM. Stability after bilateral sagittal split osteotomy advancement surgery with rigid internal fixation: a systematic review. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009;67(2):301-13.
- 36 - 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. p. 297-310.

- 37 - 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):183-7.
- 38 - Maurer P, Knoll WD, Schubert J. Comparative evaluation of two osteosynthesis methods on stability following sagittal split ramus osteotomy. *J Craniomaxillofac Surg.* 2003;31(5):284-9.
- 39 - McDonald WR, Stoelinga PJ, Blijdorp PA, Schoenaers JA. Champy bone plate fixation in sagittal split osteotomies for mandibular advancement. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.* 1987;2(2):89-97.
- 40 - 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.
- 41 - Molon RS, Avila ED, Scartezini GR, Campos JADB, Vaz LG, Gabrielli MFR, et al. In vitro of 1.5 mm vs. 2.0 mm screws for fixation in the sagittal split osteotomy. *J Cranio-Maxillo-Fac Surg.* 2011;39(8):574-7.
- 42 - 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.
- 43 - Nakata Y, Ueda HM, Kato M, Tabe H, Shikata-Wakisaka N, Matsumoto E, et al. Changes in stomatognathic function induced by orthognathic surgery in patients with mandibular prognathism. *J Oral Maxillofac Surg.* 2007;65(3):444-51.
- 44 - Niederdellmann H, Shetty V. Technical Improvements in the sagittal split osteotomy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1989;67(1):25-30.
- 45 - Nieblerová J, Foltán R, Hanzelka T, Pavlíková G, Vlček M, Klíma K, et al. Stability of the miniplate osteosynthesis used for sagittal split osteotomy for closing an anterior open bite: an experimental study in mini-pigs. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2012;41(4):482-8.
- 46 - Ochs MW. Bicortical screw stabilization of sagittal split osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg.* 2003;61(12):1477-84.
- 47 - Oh JS, Kim SG. In vitro biomechanical evaluation of fixation methods of sagittal split ramus osteotomy in mandibular setback. *J. Cranio-Maxillo-Fac Surg.* 2015;43(2):186-91.
- 48 - Olivera LB, Sant' Ana E, Manzato AJ, Guerra FL, Arnett GW. Biomechanical in vitro evaluation of three stable internal fixation techniques used in sagittal osteotomy of the mandibular ramus: a study in sheep mandibles. *J Appl Oral Sci.* 2012;20(4):419-26.

- 49 - Oguz Y, Saglam H, Dolanmaz D, Uckan S. Comparison of stability of 2.0mm standard and 2.0mmlocking miniplate/screws for the fixation of sagittal split ramus osteotomy on sheep mandibles. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2011;49(2):135-7
- 50 - Oguz Y, Watanabe ER, Reis JMN, Spin-Neto R, Gabrielli MAC, Pereira-Filho VA. In vitro biomechanical comparison of six diferente fixation methods following 5-mm sagittal Split advancement osteotomies. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2015;44(8):984-8.
- 51 - Özden B, Alkan A, Arici S, Erdem E. In vitro comparison of biomechanical characteristics of sagittal split osteotomy fixation techniques. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2006;35(9):837-41.
- 52 - Paulus GW, Steinhauser EW. A comparative study of wire osteosynthesis versus bone screws in the treatment of mandibular prognathism. *Oral Surg.* 1982;54(1):2-6.
- 53 - Pereira Filho VA, Iamashita HYM, Monnazzi MS, Gabrielli MFR, Vaz LG, Passeri LA. In vitro biomechanical evaluation of sagittal split osteotomy fixation with a specifically designed miniplate. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2013;42(3):316-20.
- 54 - Peterson GP, Haug RH, Van Sickels JE. A biomechanical evaluation of bilateral sagittal ramus osteotomy fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg.* 2005;63(9):1317-24.
- 55 - Polido WD. Osteotomia sagital do ramo mandibular. In: Araujo A, editor. *Cirurgia ortognática.* São Paulo: Santos; 1999. p. 113-30.
- 56 - Proffit WR, Turvey TA, Phillips C. The hierarchy of stability and predictability in orthognathic surgery with rigid fixation: an update and extension. *Head Face Med.* 2007;3(1):21. DOI: 10.1186/1746-160X-3-21.
- 57 - Ribeiro-Junior PD, Magro-Filho O, Shastri KA, Papageorge MB. In vitro biomechanical evaluation of the use of conventional and locking miniplate/screw systems for sagittal split ramus osteotomy. *J Oral and Maxillofac Surg.* 2010;68(4):724-30.
- 58 - Ribeiro-Junior PD, Magro-Filho O, Shastri KA, Papageorge MB. Which kind of miniplate to use in mandibular sagittal Split osteotomy ? Na in vitro study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2012;41(11):1369-73.
- 59 - Sato FRL, Asprino L, Consani S, Moraes M. Comparative biomechanical and photoelastic evaluation of different fixation techniques of sagittal split ramus osteotomy in mandibular advancement. *J Oral Maxillofac Surg.* 2010;68(1):160-6.
- 60 - Sato FRL, Asprino L, Noritomi PY, Silva JVL, Moraes M. Comparison of five different fixation techniques of sagittal split ramus osteotomy using three-dimensional finite elements analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2012;41(8):934-41.

- 61 - Schardt-Sacco D. Rigid internal fixation in orthognathic surgery. In: Fonseca RJ, editor. Oral and maxillofacial surgery. Philadelphia: W.B. Saunders; 2000. p. 433-46.
- 62 - Schwartz HC, Relle RJ. Bicortical-monocortical fixation of the sagittal mandibular osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg.* 1996;54(2):234-5.
- 63 - 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.
- 64 - Smith BR, Rajchel JL, Waite DE, Read L. Mandibular ramus anatomy as it relates to the medial osteotomy of the sagittal split ramus osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg.* 1991;49(2):112-6.
- 65 - Schncocker R, Spiessl B, Gensheimer TH. 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: Springer-Verlag; 1976. p. 151-68.
- 66 - 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.
- 67 - 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(9):1055-8.
- 68 - Throckmorton GS, Buschang PH, Ellis E. Improvement of maximum occlusal forces after orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 1996;54(9):1080-6.
- 69 - Trauner R, Obwegeser H. The surgical correction of mandibular prognathism and retrognathia with consideration of genioplasty. I. Surgical procedures to correct mandibular prognathism and reshaping of the chin. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1957;10(7):677-89.
- 70 - Trivellato AE. Resistência à flexão de fixação em osteotomia de costela bovina, variando o número, a localização e a extensão das placas [tese de doutorado]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia da UNICAMP; 2001.
- 71 - 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.
- 72 - Turvey TA. Recognition and management of dento-facial and craniofacial abnormalities. In: Know PH, Laskin DM, editores. *Clinician's manual of oral and maxillofacial surgery.* 3^a ed. Chicago: Quintessence Publishing; 2001. p. 426-37.

- 73 - Trauner R, Obwegeser H. The surgical correction of mandibular prognathism e retrognathia with consideration of genioplasty. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1957;10(7):677-89.
- 74 - Tucker MR. Management of severe mandibular retrognathia in the adult patient using tradicional orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 2002; 60(11): 1334-40.
- 75 - 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.
- 76 - Ueki K, Nakagawa K, Takatsuka S, Yamamoto E. Plate fixation after mandibular osteotomy. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2001;30(6):490-6.
- 77 - 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.
- 78 - 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.
- 79 - Wolford LM. The sagittal split ramus osteotomy as the preferred treatment for mandibular prognathism. *J Oral Maxillofac Surg.* 2000;58(3):310-2.
- 80 - Wolford LM, Bennet MA, Rafferty CG. Modification of the mandibular ramus sagittal split osteotomy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1987;64(2):146-55.
- 81 - Wolford LM, Davis Junior WM. The mandibular split: a modification in the sagital split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg.* 1990;48(1):92-4.
- 82 - Wyatt WM. Sagittal ramus split osteotomy: literature review and suggestes modification of technique. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 1997;35(2):137-41.
- 83 - Yamashita Y, Mizuashi K, Shigematsu M, Goto M. Masticatory function and neurosensory disturbance after mandibular correction by bilateral sagittal split ramus osteotomy: a comparison between miniplate and bicortical screw rigid internal fixation. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2007;36(2):118-22.

ANEXO

Avaliação Dimensional dos Materiais de Fixação

Avaliação dimensional referentes às placas 4 furos, em milímetros, em que a medida (a) corresponde ao comprimento da placa, (b) comprimento da ponte, (c) distância entre furos, (d) diâmetro do furo, (e) largura da placa entre furos, (f) espessura da placa (continua)

Amostra	Medidas					
	a	b	c	d	e	f
1	30,68	10,79	4,20	2,20	2,25	0,97
2	30,69	10,70	4,20	2,19	2,25	0,97
3	30,62	10,77	4,21	2,20	2,28	0,97
4	30,61	10,77	4,22	2,18	2,26	0,97
5	30,66	10,75	4,19	2,18	2,29	0,96
6	30,61	10,77	4,19	2,20	2,25	0,96
7	30,51	10,77	4,18	2,18	2,28	0,96
8	30,61	10,78	4,22	2,17	2,26	0,97
9	30,64	10,76	4,19	2,20	2,25	0,97
10	30,63	10,72	4,20	2,18	2,24	0,99
11	30,65	10,75	4,20	2,18	2,25	0,97
12	30,69	10,72	4,21	2,18	2,25	0,97
13	30,55	10,76	4,20	2,20	2,27	0,96
14	30,64	10,77	4,20	2,19	2,26	0,97
15	30,66	10,77	4,19	2,20	2,25	0,96
16	30,62	10,77	4,18	2,18	2,28	0,96
17	30,61	10,78	4,20	2,17	2,29	0,97
18	30,68	10,77	4,20	2,19	2,26	0,97
19	30,64	10,77	4,21	2,19	2,26	0,96
20	30,69	10,78	4,22	2,18	2,25	0,97
21	30,62	10,79	4,20	2,20	2,25	0,96
22	30,66	10,75	4,21	2,19	2,28	0,97
23	30,64	10,77	4,19	2,20	2,25	0,97
24	30,63	10,77	4,20	2,19	2,29	0,96
25	30,66	10,76	4,21	2,20	2,26	0,97
26	30,70	10,72	4,22	2,20	2,26	0,97
27	30,61	10,75	4,20	2,18	2,25	0,97
28	30,65	10,71	4,20	2,18	2,25	0,97

Avaliação dimensional referentes às placas 4 furos, em milímetros, em que a medida (a) corresponde ao comprimento da placa, (b) comprimento da ponte, (c) distância entre furos, (d) diâmetro do furo, (e) largura da placa entre furos, (f) espessura da placa (conclusão)

29	30,68	10,74	4,18	2,19	2,25	0,97
30	30,64	10,77	4,19	2,20	2,25	0,97
Média	30,639	10,758	4,200	2,189	2,261	0,967
Desvio Padrão	0,040	0,023	0,011	0,009	0,017	0,006
Coefficiente de Variação	0,001	0,002	0,002	0,004	0,007	0,006

Fonte: Autoria própria

Avaliação dimensional referentes às placas 6 furos, em milímetros, em que a medida (a) corresponde ao comprimento da placa, (b) comprimento da ponte, (c) distância entre furos, (d) diâmetro do furo, (e) largura da placa entre furos, (f) espessura da placa.

Amostra	Medidas					
	a	b	c	d	e	f
1	43,70	10,70	4,19	2,18	2,19	0,97
2	43,69	10,74	4,21	2,20	2,18	0,97
3	43,75	10,69	4,20	2,17	2,19	0,98
4	43,71	10,73	4,20	2,18	2,20	0,98
5	43,70	10,72	4,20	2,18	2,20	0,98
6	43,70	10,73	4,21	2,18	2,19	0,97
7	43,69	10,77	4,20	2,18	2,19	0,97
8	43,69	10,77	4,21	2,20	2,18	0,97
9	43,70	10,78	4,20	2,20	2,18	0,98
10	43,73	10,72	4,21	2,20	2,20	0,97
Média	43,706	10,735	4,203	2,187	2,190	0,974
Desvio Padrão	0,019	0,030	0,006	0,011	0,008	0,005
Coefficiente de Variação	0,000	0,002	0,001	0,005	0,003	0,005

Fonte: Autoria própria

Avaliação dimensional referentes às placas Grade (Double-Row), em milímetros, em que a medida (a) corresponde ao comprimento da placa, (b) comprimento da ponte, (c) distância entre furos, (d) diâmetro do furo, (e) largura da placa entre furos, (f) espessura da placa

Amostra	Medidas					
	a	b	c	d	e	f
1	33,97	14,69	3,70	2,19	8,44	0,96
2	33,97	14,70	3,71	2,19	8,46	0,96
3	33,98	14,68	3,75	2,18	8,46	0,96
4	33,99	14,72	3,77	2,18	8,44	0,96
5	34,00	14,69	3,72	2,18	8,46	0,96
6	33,97	14,69	3,70	2,18	8,49	0,96
7	33,97	14,68	3,71	2,18	8,45	0,96
8	33,99	14,69	3,70	2,18	8,47	0,96
9	34,00	14,70	3,72	2,18	8,44	0,95
10	34,00	14,70	3,75	2,20	8,45	0,97
Média	33,980	14,694	3,723	2,184	8,456	0,96
Desvio Padrão	0,013	0,011	0,024	0,006	0,015	0,004
Coefficiente de Variação	0,000	0,000	0,001	0,002	0,001	0,004

Fonte: Autoria própria

Avaliação dimensional referentes às placas 4 furos locking, em milímetros, (a) medida correspondente ao comprimento da placa, (b) comprimento da ponte, (c) distância entre furos, (d) diâmetro do furo, (e) largura da placa entre furos, (f) espessura da placa

Amostra	Medidas					
	a	b	c	d	e	f
1	33,95	11,63	4,50	2,45	3,15	1,47
2	33,96	11,61	4,49	2,45	3,12	1,46
3	33,97	11,60	4,48	2,43	3,12	1,47
4	33,95	11,58	4,49	2,43	3,15	1,47
5	33,95	11,60	4,50	2,41	3,10	1,46
6	33,97	11,60	4,50	2,45	3,11	1,47
7	33,97	11,61	4,46	2,45	3,12	1,46
8	33,98	11,64	4,48	2,43	3,15	1,47
9	33,97	11,60	4,49	2,43	3,15	1,46
10	33,97	11,61	4,46	2,43	3,15	1,46
Média	33,964	11,608	4,485	2,436	3,132	1,465
Desvio Padrão	0,010	0,016	0,015	0,013	0,019	0,005
Coefficiente de Variação	0,000	0,001	0,003	0,004	0,006	0,003

Fonte: Autoria própria

Avaliação dimensional referentes às placas estendidas 4 furos, em milímetros, (a) medida correspondente ao comprimento da placa, (b) comprimento da ponte, (c) distância entre furos, (d) diâmetro do furo, (e) largura da placa entre furos, (f) espessura da placa (continua)

Amostra	Medidas					
	a	b	c	d	e	f
1	33,70	14,82	3,71	2,18	2,63	0,98
2	33,70	14,84	3,77	2,17	2,60	0,99
3	33,75	14,90	3,77	2,19	2,61	0,98
4	33,70	14,92	3,77	2,18	2,59	0,98
5	33,70	14,90	3,75	2,18	2,62	0,98
6	33,70	14,79	3,75	2,18	2,59	0,98
7	33,71	14,82	3,73	2,18	2,59	0,98
8	33,75	14,84	3,77	2,19	2,59	0,98
9	33,73	14,84	3,75	2,17	2,61	0,97
10	33,77	14,90	3,70	2,18	2,61	0,98
Média	33,721	14,857	3,747	2,180	2,604	0,980
Desvio Padrão	0,026	0,044	0,025	0,007	0,014	0,005
Coefficiente de Variação	0,000	0,002	0,006	0,003	0,005	0,005

Fonte: Autoria própria

Avaliação dimensional referente aos parafusos de 2,0 x 6,0 mm, (x) medida correspondente ao diâmetro da cabeça, (y) comprimento do parafuso, (z) diâmetro das roscas.

Amostra	Medidas		
	x	y	z
1	2,95	6,00	1,98
2	2,94	5,99	2,00
3	2,94	5,99	2,00
4	2,96	6,00	1,98
5	2,94	6,00	1,99
6	2,94	6,00	1,98
7	2,94	6,00	1,98
8	2,94	6,02	2,00
9	2,96	5,99	2,00
10	2,95	6,03	1,97
Média	2,946	6,00	1,988
Desvio Padrão	0,008	0,013	0,011
Coefficiente de Variação	0,002	0,002	0,005

Fonte: Autoria própria

Avaliação dimensional referente aos parafusos de 2,0 x 6,0 mm locking, (x) medida correspondente ao diâmetro da cabeça, (y) comprimento do parafuso, (z) diâmetro das roscas.

Amostra	Medidas		
	x	y	z
1	3,43	6,15	1,98
2	3,42	6,17	1,98
3	3,42	6,15	1,98
4	3,42	6,16	1,98
5	3,44	6,14	1,99
6	3,42	6,15	1,99
7	3,42	6,19	1,98
8	3,43	6,16	1,98
9	3,43	6,16	1,97
10	3,42	6,14	1,99
Média	3,425	6,157	1,982
Desvio Padrão	0,007	0,014	0,006
Coefficiente de Variação	0,002	0,002	0,003

Fonte: Autoria própria

Avaliação dimensional referente aos parafusos de 2,0 x 12 mm, (x) medida correspondente ao diâmetro da cabeça, (y) comprimento do parafuso, (z) diâmetro das roscas.

Amostra	Medidas		
	x	y	z
1	2,94	12,10	1,98
2	2,96	12,10	1,97
3	2,96	12,10	1,98
4	2,94	12,09	2,02
5	2,94	12,07	2,00
6	2,95	12,09	1,99
7	2,90	12,10	1,99
8	2,90	12,09	1,98
9	2,94	12,10	1,97
10	2,94	12,09	2,02
Média	2,937	12,093	1,998
Desvio Padrão	0,021	0,009	0,018
Coefficiente de Variação	0,007	0,000	0,009

Fonte: Autoria própria

Autorizo a reprodução deste trabalho.

(Direitos de publicação reservados ao autor)

Araraquara, 30 de Julho de 2016.

LEANDRO BENETTI DE OLIVEIRA