



**Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba**

EDER ALBERTO SIGUA RODRIGUEZ

**AVALIAÇÃO COMPARATIVA DE DIFERENTES TÉCNICAS DE FIXAÇÃO
DA OSTEOTOMIA SAGITAL DO RAMO MANDIBULAR EM AVANÇOS DE
10 MM: ENSAIO MECÂNICO, ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS E
TORQUE DE INSERÇÃO DOS PARAFUSOS**

**Comparative Evaluation of Different Fixation techniques of Sagittal Split
Ramus Osteotomy in 10 mm of Mandibular Advancement: Mechanical
Testing, Finite Element Analysis and Screw Insertion Torque**

**Piracicaba
2017**

EDER ALBERTO SIGUA RODRIGUEZ

**AVALIAÇÃO COMPARATIVA DE DIFERENTES TÉCNICAS DE FIXAÇÃO
DA OSTEOTOMIA SAGITAL DO RAMO MANDIBULAR EM AVANÇOS DE
10 MM: ENSAIO MECÂNICO, ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS E
TORQUE DE INSERÇÃO DOS PARAFUSOS**

**Comparative Evaluation of Different Fixation techniques of Sagittal Split
Ramus Osteotomy in 10 mm of Mandibular Advancement: Mechanical
Testing, Finite Element Analysis and Screw Insertion Torque**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas como parte dos requisitos exigidos para a obtenção do título de Doutor em Clínica Odontológica, na área de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais.

Thesis presented to the Piracicaba Dental School of the University of Campinas in partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor in Dental Clinic, in Surgery and Oral and MaxilloFacial Traumatology area.

ORIENTADOR: PROF. DR. JOSÉ RICARDO DE ALBERGARIA BARBOSA

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE À VERSÃO FINAL DA TESE
DEFENDIDA PELO ALUNO EDER ALBERTO SIGUA RODRIGUEZ, E
ORIENTADO PELO PROF. DR. JOSÉ RICARDO DE ALBERGARIA
BARBOSA.

**Piracicaba
2017**

Agência(s) de fomento e nº(s) de processo(s): CAPES

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

Si27a Sigua-Rodriguez, Eder Alberto, 1986-
Avaliação comparativa de diferentes técnicas de fixação da osteotomia sagital do ramo mandibular em avanços de 10 mm : ensaio mecânico, análise de elementos finitos e torque de inserção dos parafusos / Eder Alberto Sigua Rodriguez. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2017.

Orientador: José Ricardo de Albergaria Barbosa.
Tese (doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

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

Informações para Biblioteca Digital

Título em outro idioma: Comparative evaluation of different fixation techniques of sagittal split ramus osteotomy in 10 mm of mandibular advancement : mechanical testing, finite element analysis and screw insertion torque

Palavras-chave em inglês:

Mandibular osteotomy
Printing, three-dimensional
Orthognathic surgery

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

Titulação: Doutor em Clínica Odontológica

Banca examinadora:

José Ricardo de Albergaria Barbosa
[Orientador] Liogi Iwaki Filho
Gustavo Jacobucci Farah
Douglas Rangel Goulart
Carlos Eduardo Gomes do Couto Filho

Data de defesa: 04-07-2017

Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de Doutorado, em sessão pública realizada em 04 de Julho de 2017, considerou o candidato EDER ALBERTO SIGUA RODRIGUEZ aprovado.

PROF. DR. JOSÉ RICARDO DE ALBERGARIA BARBOSA

PROF. DR. LIOGI IWAKI FILHO

PROF. DR. GUSTAVO JACOBUECCI FARAH

PROF. DR. DOUGLAS RANGEL GOULART

PROF. DR. CARLOS EDUARDO GOMES DO COUTO FILHO

A Ata da defesa com as respectivas assinaturas dos membros encontra-se no processo de vida acadêmica do aluno.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a **DEUS** e a **JESUS CRISTO** por cuidar da saúde de minha família; à ***VIRGEN DE NUESTRA SEÑORA DE MANARE*** por cumprir minha petição de ser Doutor; e ao **ANJO DA GUARDA** por cuidar de cada um de meus pacientes e tratamentos.

Também dedico este trabalho a meus pais, **HUMBERTO SIGUA** e **LUZ STELLA RODRIGUEZ ABRIL**, com quem, aprendi e aprendo o verdadeiro significado do amor incondicional. Aos meus irmãos, **CARLOS HUMBERTO** e **CARLOS ALBERTO**, por sempre estarem presentes quando mais precisei. À minha esposa, **NATALIA ALVAREZ PINZON** pela companhia, conselhos e por sempre apoiar meus desejos de superação.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a **Deus**.

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

Ao Prof. Dr. **Guilherme Elias Pessanha Henrique**, diretor desta instituição, muito obrigado.

À Prof. Dra. **Karina Gonçalves** Coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, meus sinceros agradecimento.

Ao meu pai, **Humberto Sigua**, por ser meu exemplo a seguir, aquela pessoa que sempre esta ensinando no dia a dia da vida. Que me ensinou que devo levar a humildade e os princípios para todo lugar. Obrigado pela ajuda incondicional.

A minha mãe, **Luz Stella Rodriguez**, guerreira e lutadora. Obrigada *mamá*, que cada dia diz para mim que todos os problemas têm uma solução e que enfatiza o respeito e o valor pelas pessoas.

Aos meus irmãos **Carlos Alberto e Carlos Humberto**, pela simplicidade e clareza com que veem o mundo; sem dúvida tenho muito que aprender com vocês. Espero algum dia realizar uma viagem juntos e assim poder pagar todas minhas ausências.

À minha esposa **Natalia Alvarez**, que sempre me ajuda na tomada de decisões, que sempre está presente na realização de meu trabalho, realizando aportes importantes, obrigado.

Ao **Prof. Dr. José Ricardo de Albergaria Barbosa**, meu orientador, a pessoa que sempre está disponível para conversar de qualquer tema, seja de pesquisa, de futebol, vinhos ou de comidas, ele sempre esta mostrando que além de ser um excelente professor e cirurgião é um grande ser humano e companheiro incondicional.

Ao **Prof. Dr. Márcio de Moraes**, pela dedicação incondicional à profissão e à Universidade e principalmente ao meu crescimento profissional. Obrigado pela confiança depositada professor.

À **Profa. Dr^a. Luciana Asprino**, pelo exemplo de profissional, de pessoa e principalmente pela dedicação incondicional aos pacientes. Pela confiança depositada em mim, obrigado professora.

Ao **Prof. Dr. Alexander Sverzut**, pela amizade, respeito, lealdade, sinceridade, carisma, dedicação e exemplo de pessoa e professor.

Aos professores doutores **Alexander Sverzut, Valentim Adelino Ricardo Barão, Claudio Ferreira Noia, Daniel Herrera**, por aceitar ser banca da qualificação e pelas correções realizadas.

Aos professores doutores **Liogi Iwaki Filho, Gustavo Jacobucci Farah, Douglas Rangel Goulart, Carlos Eduardo Gomes do Couto Filho, Raquel Correia de Medeiros, João Sarmento e Rafael Pino Vitti** pelo aceite de ser banca deste trabalho e pelas correções realizadas.

Aos meus colegas de pós-graduação: **Zarina das Neves, Pauline Magalhães, Breno Nogueira, Renato Ribeiro, Fabiano Menegat, Evandro Portela, Valdir Cabral, Castelo Cidade, Marcelo Breno, Darkilson Santos, Andrezza Lauria, Raquel Medeiros, Leandro Pozzer, Clarice Maia, Danillo Rodrigues, Douglas Goulart, Milton Cougo, Antonio Lanata, Andrés Cáceres, Gustavo Souza, Rodrigo Chenu Migliolo, Carolina Ventura, Heitor Fontes, Christopher Cadete e Luide Marinho**. Companheiros incondicionais; poderão passar os anos e a distancia, mas as lembranças estarão no meu coração, obrigado pela ajuda no dia a dia.

Ao **Prof. Dr Sergio Olate** e ao **Dr. Paulo Hemerson de Moraes**, agradeço pela ajuda incondicional neste trabalho e em outros já realizados.

Às funcionárias do Centro Cirúrgico: **Edilaine Cristina Mendes Felipe, Angélica Quinhones, Patrícia Cristina Camargo, Débora Barbeiro, Nathalia Lopes Tobaldini, Daiane Scutton** por ser a cavalaria da nossa área.

Aos meus professores da Residência em Cirurgia e Traumatologia Buco Maxilo Facial da Universidade Estadual de Maringá: **Liogi Iwaki Filho, Gustavo Jacobucci Farah, Ângelo Pavan, Edevaldo Tadeu Camarini e Gustavo Zanna**; estarei eternamente agradecido com vocês, obrigado por acreditar em mim.

Aos meus colegas de residência: **Andressa Bolognesi, José Santana, Rômulo Maciel Lustosa, William Jacomacci, Lucas Nogueira**, um grupo que será sempre lembrado pela amizade e pelo trabalho em equipe.

Aos **Funcionários e Professores** da **Universidade Estadual de Maringá**, agradeço pelo apoio, novos ensinamentos e ajuda no dia a dia.

Aos meus amigos da Colômbia, **Jorge Luis Bernal, Jair Zamora, Michael Carreño, Cesar Corredor, Fabian Salcedo, Luis Ernesto Morales, James e Yolman Pastrana, Jhon Edison Albarracin, Elvin Garcia, Leonardo Olaya e Victor Olaya, José Angel Rincón, Edwin Ortiz** e a todos os ***Criollos Futbol Club***, por deixar cada dia claro, que nós não somos um grupo de amigos, nós somos uma família.

À **Área de Matérias Dentários** desta faculdade, pela orientação quanto ao uso da máquina de ensaios, pela disponibilização da mesma e do laboratório.

A toda a equipe da **Irmandade do Hospital Santa Casa de Limeira**, em especial ao **Dr. Afonso Manzano**, pela paciência e educação infinita.

Aos **estagiários** e alunos dos **cursos de graduação e extensão da FOP-Unicamp**, pela amizade, aprendizado, em especial, ao **Mohanna Adas Filho e a Lia Teramoto**, grandes companheiros e grandes auxiliares, exemplo de pessoas e profissionais, obrigado por estar sempre na disposição para me ajudar.

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

Agradeço a **CAPES** pelo auxílio financeiro de meu Doutorado.

À empresa **ENGIMPLAN**[®] e **CUSTOMIZE**[®] pela doação dos materiais de fixação utilizados na pesquisa.

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

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Aos professores da Área de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas. Agradeço pela ajuda incondicional no dia a dia, pelos ensinamentos que recebi, agradeço pela confiança em mim depositada e pela amizade conquistada.

RESUMO

A osteotomia sagital do ramo mandibular (OSRM) é comumente usada para tratar deformidades dentofaciais. A introdução da osteossíntese com placas e parafusos foi fundamental para a difusão e utilização desta técnica. Apesar de existirem diversas opções de fixação, o método ideal para grandes avanços mandibulares não está estabelecido. Desta forma, o objetivo deste trabalho foi avaliar comparativamente a resistência mecânica e distribuição de tensões de diferentes tipos de fixações internas funcionalmente estáveis da OSRM em grandes avanços lineares de mandíbula por meio da análise de elementos finitos (AEF), ensaio mecânico e avaliação de torque de inserção dos parafusos. Para a realização deste trabalho foi utilizado um modelo tridimensional de uma hemimandíbula no qual foi realizada uma OSRM. A partir deste modelo foram produzidas 50 hemimandíbulas de poliuretano com uma OSRM fixadas com um avanço de 10 mm com placas e parafusos (6 e 14 mm) do sistema 2.0 mm. Os tipos de fixações interna funcionalmente estável avaliados foram: uma placa 3D customizada (Grupo – 3DPC); duas miniplacas de 4 furos (Grupo – 4-F2P), duas miniplacas de 6 furos (Grupo – 6-F2P). Para realização do teste mecânico foram acrescentados dois grupos: Um sistema híbrido com uma placa reta de 4 furos e um parafuso bicortical (Grupo – GH) e um grupo com três parafusos bicorticais (Grupo – GPB). O uso da AEF avaliou os valores de Tensão de von Mises, Tensão de von Mises modificada, tensões máximas e mínimas principais. No ensaio mecânico as hemimandíbulas de poliuretano foram submetidas a um carregamento linear vertical com velocidade de deslocamento de 1 mm/min realizado pela máquina de ensaio universal Instron 4411. Foram comparadas medidas de resistência mecânica para os deslocamentos de 1, 3 e 5 mm por meio da análise de variância One-Way (ANOVA) seguido do teste post-hoc de Tukey. A avaliação do torque de inserção dos parafusos foi realizada com auxílio de um torquímetro digital com precisão de 0,1 N/cm. Os valores do torque e o retorque de inserção de parafusos após o teste mecânico foi realizada por meio do teste de Wilcoxon. Os resultados mostraram que a região da tensão máxima principal foi similar nos três grupos; as tensões de von Mises foram de 374,49; 261,1 e 210,66 MPa. Em relação ao deslocamento permitido, este foi de 2,57; 1,62 e 1,52 mm para os grupos 3DPC, 4-F2P e 6-F2P. Foi observada maior

resistência mecânica no grupo 4-F2P comparado ao GH com diferenças estatisticamente significativas no deslocamento de 5 mm. O torque e retorque dos parafusos apresentou diferença estatisticamente significativa apenas no grupo 6-F2P, onde o retorque foi superior ao torque ($p=0,01$). A placa customizada não apresentou melhor distribuição de tensões, nem maior resistência mecânica quando comparada as fixações comumente utilizadas nas OSRM. A placa customizada, os métodos de fixação com três parafusos bicorticais e com duas placas retas, seja com 4 ou 6 furos oferecerem maior resistência mecânica que a técnica híbrida.

Palavras-chave:

Osteotomia Mandibular. Impressão, Tridimensional. Cirurgia Ortognática

ABSTRACT

Sagittal split ramus osteotomy (SSRO) is commonly used to treat mandibular prognathism/retrognathism, open bite, deep bite and facial asymmetries. The introduction of osteosynthesis with miniplates and screws favored this technique, making it a commonly used procedure. However, the ideal method of fixation has not yet been established, especially in large mandibular advancements that nowadays are more frequently used due to the safety and strength these materials provide. Therefore, the aim of this study was to evaluate comparatively the mechanical strength of different types of functionally stable internal fixation of SSRO in large linear advancements by using Finite Element Analysis (FEA), mechanical test and evaluation of screw insertion and reinsertion torque. In order to carry out this work, it was necessary to obtain a three dimensional model of finite elements of a hemimandible and 50 polyurethane hemimandibles with an SSRO containing an advancement of 10 mm fixed and distributed as follows: Customized 3D Plate Group (3DCP): 1 customized 3D miniplate; 4-Hole Plate Group (4-HPG): 2 miniplates with 4 holes, 6-Hole Plate Group (6-HPG): 2 miniplates with 6 holes, and for the mechanical test, we added 2 groups distributed as follows: Hybrid Group (HG): 1 flat miniplate with 4 holes and 1 bicortical screw, and Bicortical Screw Group (BSG): 3 bicortical screws. We used materials from the 2.0 mm system with 6 mm monocortical screws and 14 mm bicortical screws. By using FEA, we evaluated the values for von Mises stress, modified von Mises stress, maximum/minimum stress; we carried out a mechanical test from the 50 polyurethane hemimandibles undergoing a vertical linear loading with displacement velocity of 1 mm/min using the universal test machine Instron 4411 and the assessment of the screw insertion torque using a digital torque wrench with accuracy 0.1 N/cm. The results showed that the region of the maximum stress was similar in all three groups; the modified von Mises stress were 374.49, 261.1 and 210.66 MPa with allowed displacement of 2.57, 1.62 and 1.52 mm for the groups 3DPG, 4-HPG, 6-HPG. In order to compare the mechanical strength of the groups as per the type of fixation, strength measures for the displacements of 1, 3 and 5 mm were used by one-way analysis of variance (ANOVA) followed by the post-hoc Tukey test, showing statistically significant differences between the groups 4-HPG and HG for the displacement of 5 mm; in the comparison of the screw insertion torque/retorque, we used the Wilcoxon Test,

showing statistically significant difference only for the group 6-HPG. Therefore, the customized miniplate presented no better stress distribution or mechanical strength when compared to commonly used fixations. All the techniques tested could be used, but the techniques with 3 bicortical screws and two flat miniplates, either with 4 or 6 holes, showed greater strength.

Keywords:

Mandibular Osteotomy. Printing, Three-Dimensional. Orthognathic Surgery

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	16
2. ARTIGOS	
2.1 Artigo 1: Comparative Evaluation of Different Fixation Techniques of the Sagittal Split Ramus Osteotomy in 10 mm Advancements: Finite Element Analysis	23
2.2 Artigo 2: Comparative Evaluation of Different Fixation Techniques of the Sagittal Split Ramus Osteotomy in 10 mm Advancements: Mechanical Testing and Screw Insertion Torque	39
3. DISCUSSÃO	58
4. CONCLUSÃO	63
REFERÊNCIAS	64

1 INTRODUÇÃO

As cirurgias para correção das alterações entre as arcadas dentárias evoluiu como um dos tratamentos padrões de atenção na cirurgia oral e maxilofacial, sua evolução inicial é muitas vezes associado ao Wilbur Blair, o famoso cirurgião plástico de *St. Louis* que, em conjunto com Edward Angle desenvolveram a cirurgia ortognática, o que é muitas vezes esquecido é sua verdadeira origem coligada ao cirurgião Simon P. Hüllihen (Aziz, 2004). Os desenvolvimentos mais significativos deste tratamento foram fundamentados na Suíça, Áustria e Alemanha, envolvendo especificamente a Wassermann, Trauner e Obwegeser, para citar alguns autores. No passo do tempo foram realizadas mudanças nas técnicas para a realização desta cirurgia, iniciadas pelo trabalho realizado na Alemanha por Schuchardt, em 1942, quem revelou a primeira osteotomia que apresentava uma configuração sagital realizada por via intrabucal (Schuchardt, 1942).

A osteotomia sagital de ramo mandibular (OSRM) como é atualmente realizada segue as modificações propostas por Epker em 1977. O autor propôs mínimo descolamento da musculatura do masseter e limitada dissecação medial. Essas alterações técnicas diminuíram o edema pós-operatório e as hemorragias, facilitando também o manejo do feixe neuro-vascular alveolar inferior (Epker, 1977).

O sucesso e a execução da técnica dependem de vários fatores, como posicionamento do côndilo, descolamento dos tecidos circundantes, tempo de execução e à experiência de cada cirurgião, sendo o sucesso de origem multifatorial. É uma técnica que é realizada por via intrabucal, o desenho do corte realizado permite um contato ósseo adequado entre os fragmentos proximais e distais que permite a utilização da fixação interna funcionalmente estável, a técnica é realizada com um leve descolamento e adequada visualização, com possibilidade de remoção de terceiros molares, assim como um melhor controle no posicionamento condilar quando comparadas com técnicas de osteotomias verticais, mas existem algumas desvantagem como, fraturas indesejáveis, risco de dano ao nervo entre outras.

A OSRM é comumente usada para tratar prognatismo e retrognatismo mandibular, mas também pode ser usada para o tratamento de mordida aberta,

mordida profunda e assimetrias faciais (Blomqvist e Isaksson, 1994). A introdução da osteossíntese com placas e parafusos favoreceu para que a OSRM passasse a ser um procedimento comum, posicionando o avanço mandibular como o procedimento mais realizado para correção de estas anormalidades.

Com relação à estabilidade pós-operatória, o uso de fixação interna funcionalmente estável trouxe uma melhora significativa (Baas *et al.*, 2015), a introdução destes sistemas de fixações superou as desvantagens apresentadas pelo bloqueio maxilo-mandibular, reduzindo ou até mesmo eliminando sua utilização e, em muitos casos, melhorou a estabilidade em longo prazo do tratamento; a partir destes resultados de caráter prático varias técnicas de fixações foram desenvolvidas para estabilizar os segmentos proximal e distal da osteotomia, técnicas que variam desde a fixação dos segmentos ósseos utilizando fixação interna funcionalmente estável unicamente com parafusos bicorticais, miniplacas com parafusos monocorticais e a técnica híbrida (miniplaca e parafusos bicorticais) (Oguz *et al.*, 2015; Berger *et al.*, 2000; Van Sickels e Richardson, 1996; Joss e Vassalli, 2009a), dessa maneira, proporcionando uma melhor estabilidade esquelética, rápida consolidação óssea, recuperação precoce da função mandibular e manutenção mais fácil das vias aéreas (Murphy *et al.*, 1997; Ellis e Esmail, 2009; Erkmen *et al.*, 2005; Loon *et al.*, 2015), assim mesmo atuam prevenindo estresse excessivo que pode causar reabsorção e afrouxamento dos parafusos (Murphy *et al.*, 1997; Ellis e Esmail, 2009), incluísse também entre seus benefícios à mínima ou nenhuma necessidade do uso do bloqueio maxilo-mandibular, permitindo que os pacientes melhorem precocemente retomando a suas atividades diárias e laborais em um período mais curto. Os benefícios da fixação funcionalmente estável são óbvios, as questões levantadas hoje são quão rígidas deve ser e qual é a melhor técnica para aplicar essa fixação.

Podemos então observar que existem diferentes técnicas de fixação e cada uma oferece vantagens e desvantagens dependendo do tipo de material a ser utilizado, tamanho das placas, número e diâmetro dos parafusos que a sua vez permitem fixações monocorticais e/ou bicorticais.

Alguns autores preconizam o uso de parafusos bicorticais de acordo com a técnica *lag screw*, posicional e/ou compressiva, que aumenta a compressão entre os segmentos ósseos, melhorando o contato e consequentemente a resistência mecânica, mas esta técnica aumenta o risco de torque condilar e lesão ao nervo alveolar inferior devido à compressão do mesmo entre os segmentos ósseos (Al-Moraissi e Ellis, 2016), por outro lado, alguns autores usam miniplacas, mostrando verdadeira vantagem e entre elas podemos citar a não realização de cortes extraorais, diminuição de lesão do nervo alveolar inferior (Yamashita *et al.*, 2007), e se o posicionamento do côndilo durante a cirurgia está incorreto, é mais fácil de reajustar (Joss e Vassalli, 2009a; Rubens *et al.*, 1988); como desvantagem a literatura mostra que a resistência mecânica desta técnica de fixação é normalmente inferior quando comparada com os parafusos bicorticais e técnica híbrida (Murphy *et al.*, 1997; Brasileiro *et al.*, 2009; Sato *et al.*, 2012a; Sato *et al.*, 2010). Apesar dessa diferença em termos de resistência mecânica, cada uma destas técnicas apresenta indicações específicas (Sato *et al.*, 2012).

Como alternativa intermediária a ambas as técnicas, foi idealizada a chamada técnica híbrida, com o uso de uma miniplaca fixada por parafusos monocorticais, mais um parafuso bicortical na região posterior ao último dente e acima do nervo alveolar inferior (Schwartz & Relle, 1996) os trabalhos que avaliam a resistência mecânica desta técnica híbrida não são totalmente conclusivos (Brasileiro *et al.*, 2009; Sato *et al.*, 2012a) e quando são realizados avanços longos e assimétricos a estabilidade desta técnica fica alterada pela possível falta de retenção e ancoragem do parafuso bicortical no segmento distal (Ellis, 2007).

Para superar as desvantagens das técnicas já mencionadas e proporcionar estabilidade adicional com o uso de só uma única placa, foram desenvolvidas placas tridimensionais (3D). Esta é constituída por duas miniplacas unidas entre si ou unidas por pontes transversais de interconexão. Clinicamente, é difícil medir até que ponto o reparo ósseo pode ser alterado por estas diferenças de resistência entre estas técnicas de fixação (Olivera *et al.*, 2012)

Paralelamente as pesquisa no âmbito de resistência mecânica e estabilidade das fixações, estão sendo investigadas maneiras para aumentar a previsibilidade e

alta precisão nas cirurgias ortognáticas que ainda permanece desafiadora em alguns casos. Sabemos que desde a década de 1980, os guias oclusais têm sido amplamente utilizados para posicionar fragmentos ósseos submetidos à osteotomia (Dal Pont, 1961; Epker, 1977). O uso moderno do planejamento virtual revolucionou o campo, produzindo uma mudança de paradigma na prática e fornecendo a base para o desenvolvimento de novas soluções cirúrgicas (Xia *et al.*, 2011).

Esta metodologia que usa a fabricação assistida por computador esta sendo cada dia mais utilizada, permitindo ao cirurgião realizar o planejamento dos movimentos, desenho das osteotomias, produção dos guias cirúrgicos utilizados, que podem ter suporte só nos dentes; no osso, ou em ambas as estruturas. A indústria trouxe benefícios e facilidade na produção de placas e guias customizados que notavelmente melhoram na previsibilidade do tratamento, atualmente existe um grande número de novos desenhos de placas de osteossíntese lançados constantemente com poucas avaliações de resistência e estabilidade, assim, se tornam interessantes os estudos com foco na investigação de seus desempenhos (Ribeiro-Junior *et al.*, 2012).

A partir da análise do estado de tensões em determinados corpos de prova, é possível verificar qual das técnicas de fixação já mencionadas exibem melhor desempenho sob as solicitações mecânicas, e assim propor melhorias para os mesmos, sendo que uma das melhores maneiras é realizar comparações das novas placas com as já consagradas na literatura.

Além de a fixação interna funcionalmente estável utilizar miniplacas de titânio, emprega diferentes tipos de parafusos e podem ser obtidas numerosas variações na utilização dependendo da preferência do operador (Stringhini *et al.*, 2016). Desde a introdução do material de osteossíntese na prática cirúrgica, os parafusos de titânio monocorticais para fixação das placas têm sido amplamente utilizados, mas pouco investigados, assim as variáveis que interferem diretamente na estabilidade do parafuso permanecem incertas. Os principais fatores sugeridos para aumentar a perda de estabilidade são: a fadiga, o carregamento precoce, o comprimento do parafuso, a qualidade óssea e a largura da cortical, contudo, as causas do afrouxamento dos parafusos permanecem desconhecidas.

O processo de afrouxamento do parafuso é descrito por Bickford em 1995 em duas fases. Inicialmente, forças externas causam deslizamento entre as roscas, aliviando parcialmente o alongamento do parafuso e reduzindo a pré-carga. Nesta fase, quanto maior a pré-carga (dentro de certo limite), maior será a resistência ao afrouxamento. O segundo estágio é alcançado por uma redução gradual da pré-carga abaixo de um nível crítico, no qual forças externas causam o giro do parafuso no sentido anti-horário (Bickford, 1995). Existem poucos estudos na literatura que avaliaram a estabilidade e as vantagens do uso de parafusos na fixação da OSRM.

Os parafusos que retêm uma estrutura não passiva, quando sobrecarregado podem levar ao afrouxamento com perda da estabilidade. A estabilidade está diretamente relacionada ao comprimento do parafuso, mas sabemos que na maioria das vezes o comprimento do parafuso nesta região deve ser curto devido ao risco de dano a nervo alveolar inferior, utilizando assim parafuso monocorticais de 5 a 7 mm. O afrouxamento do parafuso também pode ser associado ao torque de aperto, a uma posição inadequada, a material impróprio e forças oclusais excedidas.

A maneira mais utilizada para avaliar o torque de inserção e resinserção dos parafusos é por meio do torquímetro digital (Cardoso *et al.*, 2012; Lanata-Flores *et al.*, 2016; Bacchi *et al.*, 2015). O valor de desinserção refere-se à força necessária para remover o parafuso, de modo que quando esta força é maior, significa que o parafuso perdeu apenas parte da retenção inicial aplicada (Lanata-Flores *et al.*, 2016). A resistência ao torque é uma função direta da tensão no parafuso e da resistência de fricção dos componentes, e está inversamente relacionada com o vetor de força (Weiss *et al.*, 2000).

Para realizar as avaliações de estabilidade, resistência e distribuição de tensões nestes materiais, existem diferentes maneiras, entre elas as avaliações experimentais diretas, embora não impossíveis, são limitadas devido a fatores, como o número e o tipo de pontos a ser testadas, a instrumentação, custo, tempo, disponibilidade do paciente e sua potencial natureza invasiva (Chuong *et al.*, 2005). A maioria dos trabalhos de pesquisa sobre o tema utilizou e idealizou os estudos *in vitro* (Murphy *et al.*, 1997; Ellis e Esmail, 2009; Sato *et al.*, 2012b; Pereira Filho *et al.*,

2013; Sato *et al.*, 2012a; Sato *et al.*, 2010; Brasileiro *et al.*, 2009; Brasileiro *et al.*, 2012), conseguindo avaliações das características biomecânicas dos diferentes tipos de materiais e técnicas de fixação com distintos modelos de teste; entre eles os mais utilizados são as mandíbulas frescas de ovelha, réplicas de mandíbulas de poliuretano; testes fotoelásticos e/ou modelos de elementos finitos (Murphy *et al.*, 1997; Ellis e Esmail, 2009; Sato *et al.*, 2012b; Pereira Filho *et al.*, 2013). No entanto, estudos que avaliam um grande avanço mandibular em conjunto com a estabilidade do parafuso nunca foram previamente conduzidos e sabemos que a estabilidade e resistência das fixações é um fator importante que merece atenção (Andrade *et al.*, 2015).

O teste *in vitro* com uso de mandíbulas em poliuretano submetidas à carga vertical na região anterior é comumente utilizado neste tipo de avaliação (Sato *et al.*, 2012a; Benetti *et al.*, 2016), este carregamento é realizada através de um dispositivo de aplicação de carga, que é adaptado a uma máquina de ensaio universal que permite mensurar a carga linear, essa incidência permite a avaliação das tensões e resistência gerada na mandíbula, por tanto, os estudos mecânicos, de distribuições de tensões e de estabilidade trazem dados importantes que ajudam na tomada de decisão quanto à técnica a ser adotada, porém sabemos que a decisão final é dependente de uma avaliação pessoal de cada caso, baseado nas características clínicas e a experiência profissional de cada cirurgia.

Hoje, tem-se a disposição também a avaliação por meio de elementos finitos, estas análises oferecem dados biomecânicos quantitativos sem as limitações de medidas experimentais diretas, assim a avaliação com elementos finitos veio como uma alternativa promissora para a análise das tensões e suprir algumas lacunas de outras metodologias (Chuong *et al.*, 2005), esta é baseada na criação de modelos computacionais que são representados graficamente por malhas de geometria complexas. Entre as vantagens dessa metodologia está a possibilidade de uma avaliação tridimensional e a capacidade de avaliar as tensões geradas inclusive no sistema de fixação, coisa que não é possível, por exemplo, na análise fotoelástica. Entretanto, algumas desvantagens existem, o fato de ser um modelo matemático que precisa ser validado através de outras análises (Goulart *et al.*, 2015; Chuong *et al.*, 2005b).

O método ideal de fixação ainda não foi estabelecido, não existem estudos específicos sobre fixação da OSRM em avanços mandibulares de 10 mm que hoje em dia são mais utilizados devido à segurança e/ou resistência que as fixações, materiais e técnicas oferecem, sabemos que alguns anos atrás os casos de avanços mandibulares maiores a 8 mm eram unicamente realizados com a distração osteogênica, técnica que apresenta vantagens, mas que é associada com uma maior incidência de complicações (Schreuder *et al.*, 2007) (Verlinden *et al.*, 2015) e maior desconforto do paciente em relação à OSRM (Schwartz *et al.*, 2016). Recentemente, Schwartz e colaboradores em 2016, concluíram que a OSRM em combinação com a fixação interna funcionalmente estável em grandes avanços mandibulares como nos maiores a 10 mm podem ser uma alternativa à distração osteogênica (Schwartz *et al.*, 2016).

Ainda não existe um consenso na literatura para fixações de grandes avanços, assim, baseado nas informações obtidas e à falta de pesquisas com esta ponderação, o objetivo deste trabalho foi avaliar comparativamente a resistência mecânica de cinco tipos de fixação entre eles o uso de uma placa customizada para a fixação interna funcionalmente estável da osteotomia sagital do ramo mandibular em avanços lineares de 10 mm por meio de análises de elementos finitos, análise mecânica e avaliação de torque de inserção do parafuso.

2 Artigo.

2.1 Artigo 1: COMPARATIVE EVALUATION OF DIFFERENT FIXATION TECHNIQUES OF THE SAGITTAL SPLIT RAMUS OSTEOTOMY IN 10 mm ADVANCEMENTS: FINITE ELEMENT ANALYSIS

PURPOSE: To evaluate three rigid stable fixation methods used in the sagittal split ramus osteotomy (SSRO) through finite elements.

MATERIALS AND METHOD: A 3D model of a hemimandible was created and a 10 mm advancement SSRO was simulated and fixed as follows: 3DCP Group: 1 custom miniplate fixed by 8 screws; 4-H2P Group: 2 miniplates of 4 holes fixed by 8 screws; and 6-H2P Group: 2 miniplates of 6 holes fixed by 12 screws. After a vertical loading of 100N, the values of von Mises stress, modified von Mises stress, maximum and minimum principal stresses were evaluated.

RESULTS: The area of the maximum principal stress was similar for the three groups, located in the upper miniplate in the screw near the proximal segment osteotomy. The maximum von Mises stresses were 1580.4 MPa, 1005 MPa and 977.56 MPa for the 3DCP, 4-H2P and 6-H2P group, respectively, showing an allowable displacement of 2.57mm, 1.62mm and 1.52mm for the 3DCP, 4-H2P and 6-H2P group, respectively.

CONCLUSION: The customized miniplate did not present better stress distribution than two commonly used types of fixations. The fixation with two straight miniplates, whether with 4 or 6 holes, shows adequate resistance for 10 mm linear advancements.

INTRODUCTION

The bilateral sagittal split ramus osteotomy (SSRO) as described by Obwegeser and Dal-Pont ^{1,2} is now a standard, common and successful procedure in oral and maxillofacial surgery for the treatment of certain mandibular discrepancies. In spite of the extensive use of the SSRO, there is still controversy regarding the best method of fixation. Several clinical studies have found that these three fixation methods (bicortical screws, miniplates and hybrid) do not differ significantly from each other when comparing the amount of advancement with the amount of postsurgical instability, so their use is a matter of surgical choice ^{3,4}. Large clinical studies have shown that one miniplate is sufficiently stable for mandibular advancement ⁵⁻⁸. However, there is a tendency for relapse if repositioning is more than 7 mm ⁹ and in cases of counterclockwise rotation ^{7,10}, which must be taken into account.

Clinically, it is difficult to measure the extent to which bone repair can be damaged by these differences of resistance among these three fixation techniques ¹¹. Finite element analysis (FEA) is a numerical method for addressing biomechanical issues and a powerful research tool that can provide precise insight into the complex mechanical behavior of the mandible affected by mechanical loading, which is still difficult to assess otherwise ¹². Three-dimensional FEA illustrates stress behavior more realistically than the other methods when it comes to considering the complexities that characterize actual clinical conditions ^{13,14}.

Therefore, based on the information obtained and the lack of research evaluating SSRO with long advancements, the aim of this study is to compare by means of FEA the stress values of three different methods of internal fixation in conditions of previous loading, when used in SSRO with 10 mm advancements.

MATERIALS AND METHODS

Finite Element Model Development and Properties

In order to perform the finite element model, it was necessary to build the screws, miniplates and geometric structures of a hemimandible. Initially the 3D model of the hemimandible was built by scanning a polyurethane jaw (Franceschi & Costa e Silva Ltda. – Jaú, São Paulo – Brazil), after carrying out the SSRO.

After scanning, the 3-matic Research 9.0 software (Leuven - Belgium) was used to adjust the STL file and make the cortical and medullary bone. Then, the miniplates and screws were made and the models were finalized in the SolidWorks 2010 software (SolidWorks, Concord, Massachusetts, USA). The models of titanium miniplates and screws were designed based on physical specimens from Customize® (São Paulo - Brazil). In order to simplify the model, we eliminated the areas not relevant to the study of stress dissipation, such as the teeth. The 3D models generated were then imported into the CAE (computer-aided engineering) environment in ANSYS® Workbench™ 12 (Ansys Inc, Canonsburg, Pennsylvania, USA) for the finite element analysis.

Regarding the meshes generated for this study, the maximum size of the elements was limited to 0.5 mm. Therefore, the models had elements ranging from 1141936 to 1295884 elements, nodes between 1737431 and 1981699 (**Table 1**). The contact conditions were defined as attachment with screws/miniplates, screws/bone and cortical bone/medullary bone. Miniplate/bone contacts and contacts between anterior and posterior segments were suppressed due to geometric limitations. The anterior segment was limited to 3 degrees of freedom (rotation on the z-axis and displacement on the x- and y-axes) and the mandible was locked (zero degree of freedom) in the condyle, coronoid process and insertion of the masseter muscle positioned in the posterior lower region of the proximal segment. Loading was defined as a vertical 100N force in the middle line region (arrow), applied on the surface in red (**Figure 1 A**).

The three types of fixations were divided into groups. The 3DCP Group used a customized titanium miniplate, which is a new miniplate model that uses a combination of different structural shapes (meshes and grid miniplates) of osteosynthesis employed in the area of oral and maxillofacial surgery; this miniplate was fixed using eight monocortical screws. The 4-H2P group used two conventional

4-hole titanium miniplates secured with eight monocortical screws; and the 6-H2P group used two conventional 6-hole titanium miniplates with 12 monocortical screws. The materials used in the three techniques were from the 2.0 mm system with 6 mm monocortical screws (**Figure 1 B-D**). Each miniplate was folded and/or made to be in perfect contact with the bone. SSRO was simulated according to Epker⁸, with 10 mm advancement between the proximal and distal segments. The two bone fragments were firmly fixed together, allowing only the displacement towards the chewing force.

RESULTS

Finite Element Analysis

The FEA results were examined as follows: (1) qualitative and comparative analysis among the three groups simulated by means of the figures and color gradients according to the concentration of stresses in each region; and (2) quantitative analysis by means of the numerical reading of the stresses in certain nodes of the model mesh. All analyses were performed taking into account the von Misses stresses and modified von Misses stresses, maximum and minimum principal stresses in megapascals (N/mm²), represented on a scale with color gradients.

In the evaluation of the 6-H2P group, we observed that the fixation system allowed a displacement of 1.52 mm after loading, with a maximum principal stress ($\sigma_{\max}$) located near the screw close to the osteotomy of the upper miniplate of the proximal segment. We also observed stress in the region near the screw close to the osteotomy of the lower miniplate, but with less intensity. We observed that the stress had dissipated to the upper and posterior region of the segment, an area considered resistant due to its bone thickness (oblique line of mandible). When analyzing the distal segment, the stress was higher in the area near the screws close to the osteotomy than, the other regions, which showed only minimal stress in the surrounding bone (**Figure 2 A**). On the other hand, the minimum stress ($\sigma_{\min}$) was -246.43 MPa. As for the titanium miniplate, the figure showed a conventional von Mises stress pattern (σ_{vm}) around the top of the upper miniplate near the screw closest to the proximal segment osteotomy (**Figure 3 A**) and a modified von Mises (σ_{mvm}) value of 210.66 MPa (**Table 1**).

In the evaluation of the 4-H2P group (**Figure 2 B**), we observed that the same characteristics of stress distribution as in the previous group were maintained, with a displacement of 1.62mm, which was smaller than the 3DCP group and bigger than the 6-H2P group. The $\sigma_{\max}$ was also detected in the bone near the screw close to the upper miniplate osteotomy of the proximal segment, as observed in the other groups (**Figure 2 B**), but in this group the stress increased to 242.67 MPa, i.e., 41.12 MPa higher than the 6-H2P group and with $\sigma_{\min}$ of -237.89 MPa. In the evaluation of the titanium miniplate, the figure showed a conventional σ_{vm} pattern near the top of the upper miniplate close to the screw closest to the proximal segment osteotomy with 1005 MPa and a slight increase in σ_{vm} over the 3DCP group (**Table 1**).

Figure 3 shows the 3DCP group. The displacement in this group was 2.57mm. The miniplate in this group had the highest stress of all groups, as well as a substantial concentration of stresses with high values in the upper region of the miniplate near the screw close to the osteotomy of the proximal segment. In addition, its σ_{vm} value was 1580 MPa, equivalent to a 50% increase compared to the other groups tested (**Figure 3 C**). The distribution of $\sigma_{\max}$ in this group was 350.27 MPa, which was higher than the other two groups, but the distribution was maintained in the same area. In Table 1, we observed a σ_{mvm} of 374 MPa, which was also higher than the 6-H2P and 4-H2P groups. It had a $\sigma_{\min}$ of -234.44 MPa, which was close to the results of the other groups (**Table 1**).

DISCUSSION

We did not find any studies that performed similar evaluations in situations of large mandibular advancements. We know that the stability and resistance of the fixations are an important factor and require attention. Most studies on SSRO have focused on the surgery of mandibular advancements of five^{6,14–17} or seven millimeters^{18–20}. This study is the first to evaluate by means of FEA the SSRO in 10 mm advancements; thus, we can observe that the customized miniplate allowed a larger displacement that generated higher stress in both bone and metal compared to the systems fixed with 2 separate miniplates. We associate the result obtained to the better distribution presented by the separation of the miniplates positioned closer to

the tension and compression zone, making the system more resistant to linear displacement, which reduced stress in the critical region of osteotomies.

The sagittal split ramus osteotomy were stabilized by using two fixation techniques commonly employed in long advancements that require more resistance and a new technique that uses a new customized miniplate model. Our evaluation showed that two straight miniplates with four or six holes showed less concentration of stress and less displacement than the new miniplate model, so we suggest customizing the miniplate by keeping the miniplate models widely tested, in this case, the straight miniplates. The technology allows for the customization of any miniplate model. Nowadays, the industry can change miniplate designs very easily, but before thinking about creating a new model, we must consider the resistance required and if this model meets the proper characteristics of stress distribution and resistance, especially when fixing osteotomies of large mandibular advancements where there is decreased bone contact requiring the use of a more resistant system.

An ideal internal fixation method should obtain maximum rigidity between the segments while exerting minimum stress on the surrounding tissue for proper healing. Excessive stress around fixative appliances may cause gradual resorption of the surrounding bone and loosening of the screws ²¹⁻²³. Our evaluations showed that the highest stress was generated in the area close to the osteotomies, especially in the upper miniplate of the proximal segment, which is classified as a critical area. Our suggestion to the surgeon is to avoid unnecessary folds, especially in this location, which is a common clinical behavior, particularly when inexperienced surgeons are learning these techniques and an important point to consider to, prevent miniplate fracture, loss and/or loosening of the screw in the region.

Customization is getting more and more popular. It is a useful tool for the treatment of facial deformities and may be particularly useful in the following cases: 1) large asymmetry with a substantial vertical component; 2) likely poor occlusal stability during the postoperative period, regardless of whether this is because of tooth loss or the use of a surgery-first approach; and 3) anatomic deformities or severe cases that are difficult to treat with conventional osteosynthesis systems ²⁴. This technology offers a better predictability of results than conventional planning. In

addition, another feature that favors the use of customizations is the possibility of manufacturing cutting guides and miniplate positioning, allowing the fixation and installation of screws in areas of higher bone quality, so the need to change its shape and original position due to loss of screw torque during its installation is almost null.

There are no explicit guidelines in the literature or suggestions regarding the kind of stress that must be used in the calculations (principle stress and von Mises stress are equally used). Von Mises stress values are defined as the beginning of deformation for ductile materials such as dental implants and have been already used for tests in titanium screws and miniplates^{25,26}. The bone can be classified as brittle in the engineering sense; therefore, the principal stress values are appropriate²⁵⁻²⁷. Our study maintained the same standards of evaluation used in previous research. The values obtained are important to interpret the stress within the fixation devices and measure their possible effects.

In clinical situations with lower bone contact, when there is great muscle resistance or when the patient has great chewing force, in order to achieve maximum rigidity in the immediate mandibular function, techniques with higher mechanical resistance are recommended, such as bicortical screws and hybrid techniques^{28,29}. However, there are cases with anatomical limitations, such as position of the teeth, inferior alveolar nerve, thin alveolar walls after third molar extraction during sagittal osteotomy, minimal surface of overlap between distal and proximal segments, incorrect fractures and, in many patients, it is necessary to perform a secondary osteotomy of the distal segment, just behind the molar terminal, to help align the proximal and distal segments in a passive manner³⁰. In these circumstances, the best technique is the use of miniplates^{31,32}. Our study evaluated two stable fixation techniques commonly used in the clinical setting of long advancements, ruling out the bicortical screw evaluation. The authors found out that although the effectiveness of fixation stability using this technique is known^{15,33}, the circumstances mentioned are a limitation, which is why we do not recommend its use in large and/or asymmetric advancements. The reader must see this consideration reasonably, and the final decision is a judgment call, based on the clinical characteristics of each case, professional experience and local availability of the fixation material.

In conclusion, the customized miniplate had no better stress distribution than two types of commonly used fixations. The fixation with two straight miniplates, whether with 4 or 6 holes, shows adequate resistance for 10 mm linear advancements with less displacement.

COMPETING INTERESTS

None declared.

ETHICAL APPROVAL

Not required.

REFERENCES

1. Trauner R, Obwegeser H: The surgical correction of mandibular prognathism and retrognathia with consideration of genioplasty. II. Operating methods for microgenia and distocclusion. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 10: 899, 1957.
2. Dal Pont G: Retromolar osteotomy for the correction of prognathism. *J Oral Surg Anesth Hosp Dent Serv* 19: 42, 1961.
3. Blomqvist JE, Isaksson S: Skeletal stability after mandibular advancement: a comparison of two rigid internal fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg* 52: 1133, 1994.
4. Blomqvist JE, Ahlborg G, Isaksson S, Svartz K: A comparison of skeletal stability after mandibular advancement and use of two rigid internal fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg* 55: 568, 1997.
5. Ozden B, Alkan A, Arici S, Erdem E: In vitro comparison of biomechanical characteristics of sagittal split osteotomy fixation techniques. *Int J Oral Maxillofac Surg* 35: 837, 2006.
6. Sato FRL, Asprino L, Consani S, Moraes M de: Comparative biomechanical and photoelastic evaluation of different fixation techniques of sagittal split ramus osteotomy in mandibular advancement. *J Oral Maxillofac Surg* 68: 160, 2010.
7. Benetti L, Oliveira D, Mauricio J, Reis N, Spin-neto R, Aparecida M, Gabrielli C, Oguz Y, Pereira-filho VA: Mechanical evaluation of six techniques for stable fixation of the sagittal split osteotomy after counterclockwise mandibular advancement. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 2016.
8. Epker BN: Modifications in the sagittal osteotomy of the mandible. *J Oral Surg* 35: 157, 1977.

9. Joss CU, Vassalli IM: Stability after bilateral sagittal split osteotomy advancement surgery with rigid internal fixation: a systematic review. *J Oral Maxillofac Surg* 67: 301, 2009.
10. Nieblerová J, Foltán R, Hanzelka T, Pavlíková G, Vlk M, Klíma K, Samsonyan L: 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* 41: 482, 2012.
11. Olivera LB de, Sant' Ana E, Manzato AJ, Guerra FLB, 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* 20: 419.
12. Vollmer D, Meyer U, Joos U, Vègh A, Piffko J: Experimental and finite element study of a human mandible. *J Craniomaxillofac Surg* 28: 91, 2000.
13. Maurer P, Holweg S, Schubert J: Finite-element-analysis of different screw-diameters in the sagittal split osteotomy of the mandible. *J Craniomaxillofac Surg* 27: 365, 1999.
14. Erkmen E, Simşek B, Yücel E, Kurt A: Three-dimensional finite element analysis used to compare methods of fixation after sagittal split ramus osteotomy: setback surgery-posterior loading. *Br J Oral Maxillofac Surg* 43: 97, 2005.
15. Sato FRL, Asprino L, Noritomi PY, Silva JVL da, Moraes M de: Comparison of five different fixation techniques of sagittal split ramus osteotomy using three-dimensional finite elements analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg* 41: 934, 2012.
16. Sato FRL, Asprino L, Consani S, Noritomi PY, Moraes M de: A comparative evaluation of the hybrid technique for fixation of the sagittal split ramus osteotomy in mandibular advancement by mechanical, photoelastic, and finite

element analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 114: S60, 2012.

17. Filho VAP, Iamashita HY, Monnazzi MS, Gabrielli MFR, Vaz LG: In vitro biomechanical evaluation of sagittal split osteotomy fixation with a specifically designed miniplate. *Int J Oral Maxillofac Surg* 42: 316, 2013.
18. Joss CU, Vassalli IM: Stability after bilateral sagittal split osteotomy advancement surgery with rigid internal fixation: a systematic review. *J Oral Maxillofac Surg* 67: 301, 2009.
19. Aymach Z, Nei H, Kawamura H, Bell W: Biomechanical evaluation of a T-shaped miniplate fixation of a modified sagittal split ramus osteotomy with buccal step, a new technique for mandibular orthognathic surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 111: 58, 2011.
20. Schwartz K, Rodrigo-Domingo M, Jensen T: Skeletal Stability after Large Mandibular Advancement (> 10 mm) with Bilateral Sagittal Split Osteotomy and Skeletal Elastic Intermaxillary Fixation. *J oral Maxillofac Res* 7: e5.
21. Erkmén E, Simşek B, Yücel E, Kurt A: Comparison of different fixation methods following sagittal split ramus osteotomies using three-dimensional finite elements analysis. Part 1: advancement surgery-posterior loading. *Int J Oral Maxillofac Surg* 34: 551, 2005.
22. Ellis E, Esmail N: Malocclusions resulting from loss of fixation after sagittal split ramus osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg* 67: 2528, 2009.
23. Sato FRL: Avaliação de técnicas de fixação interna estável da osteotomia sagital dos ramos mandibulares: estudos mecânico, fotoelástico, análise de elementos finitos e de estabilidade clínica., 2011.
24. Brunso J, Franco M, Constantinescu T, Barbier L, Santamaría JA, Alvarez J: Custom-Machined Miniplates and Bone-Supported Guides for Orthognathic Surgery: A New Surgical Procedure. *J Oral Maxillofac Surg* 74: 1061.e1, 2016.

25. Kilingç Y, Erkmen E, Kurt A: Biomechanical Evaluation of Different Fixation Methods for Mandibular Anterior Segmental Osteotomy Using Finite Element Analysis, Part Two: Superior Repositioning Surgery With Bone Allograft. *J Craniofac Surg* 27: 36, 2016.
26. Kilingç Y, Erkmen E, Kurt A: Biomechanical Evaluation of Different Fixation Methods for Mandibular Anterior Segmental Osteotomy Using Finite Element Analysis, Part One: Superior Repositioning Surgery. *J Craniofac Surg* 27: 32, 2016.
27. Simşek B, Erkmen E, Yilmaz D, Eser A: Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: a 3D finite element analysis. *Med Eng Phys* 28: 199, 2006.
28. Ochs MW: Bicortical screw stabilization of sagittal split osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg* 61: 1477, 2003.
29. Sickels JE Van, Peterson GP, Holms S, Haug RH: An in vitro comparison of an adjustable bone fixation system. *J Oral Maxillofac Surg* 63: 1620, 2005.
30. Ellis E: A method to passively align the sagittal ramus osteotomy segments. *J Oral Maxillofac Surg* 65: 2125, 2007.
31. Scheerlinck JP, Stoelinga PJ, Blijdorp PA, Brouns JJ, Nijs ML: Sagittal split advancement osteotomies stabilized with miniplates. A 2-5-year follow-up. *Int J Oral Maxillofac Surg* 23: 127, 1994.
32. Meehl PE: Prospectives for research on schizophrenia. II. Clinical issues. Classical symptoms of schizophrenia. *Neurosci Res Program Bull* 10: 377, 1972.
33. Gassmann CJ, Sickels JE Van, Thrash WJ: Causes, location, and timing of relapse following rigid fixation after mandibular advancement. *J Oral Maxillofac Surg* 48: 450, 1990.

TABLE**Table 1. Quantitative Analysis**

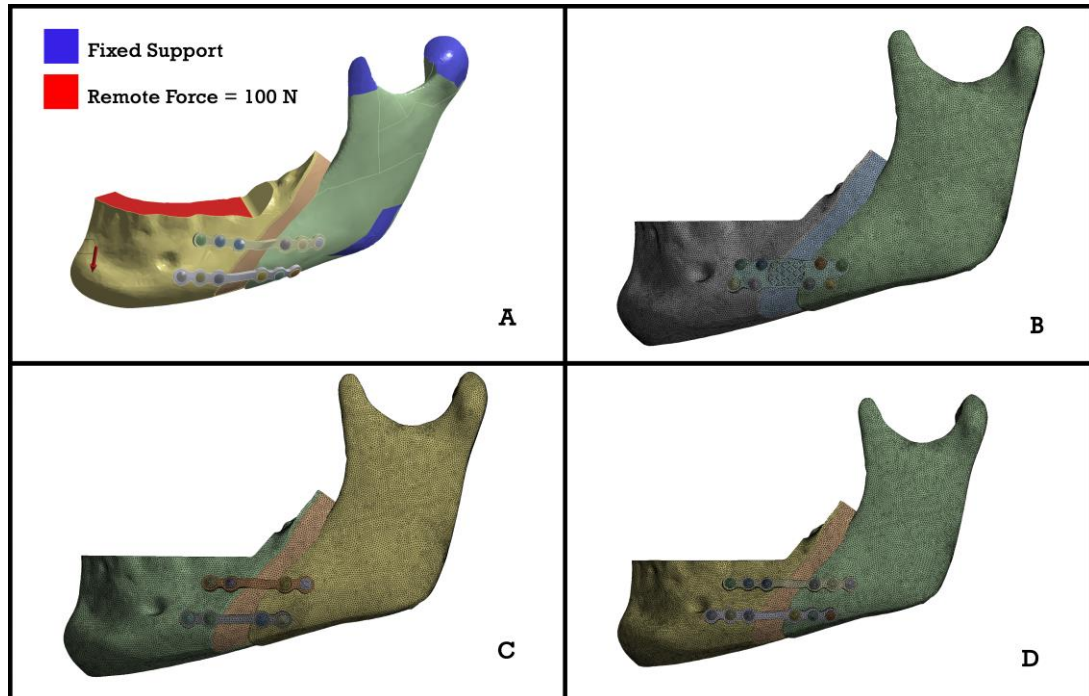
Groups	Bone - Stress (MPa)			Material Stress (MPa)	Displacement (mm)	Mesh	
	Modified von Mises (Max)	Max Principal (Max)	Min Principal (Min)	von Mises (Max)		Knot	Elements
3DCP	374.49	350.27	-234.44	1580.4	2.57	1981699	1295884
4-H2P	256.1	242.67	-237.89	1005	1.62	1757431	1141936
6-H2P	210.66	201.55	-246.43	977.56	1.52	1940690	1272355

mm = Millimeter

MPa = MegaPascal

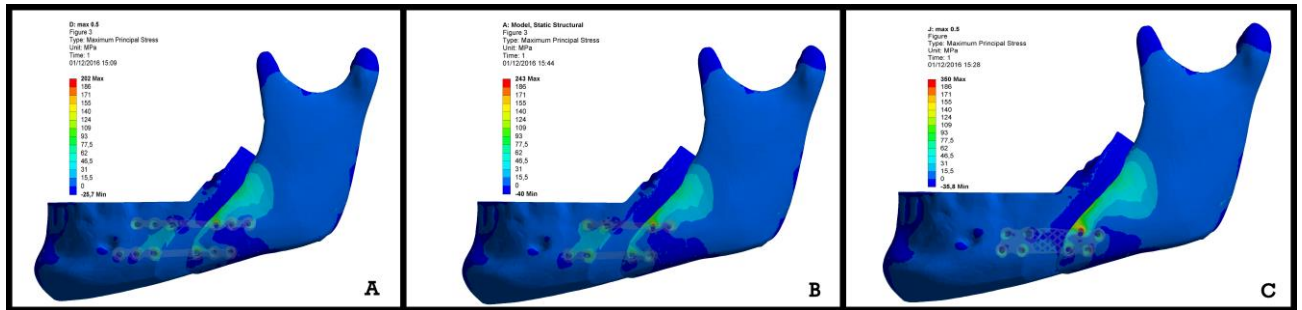
FIGURES

Figure 1: Finite Element Models



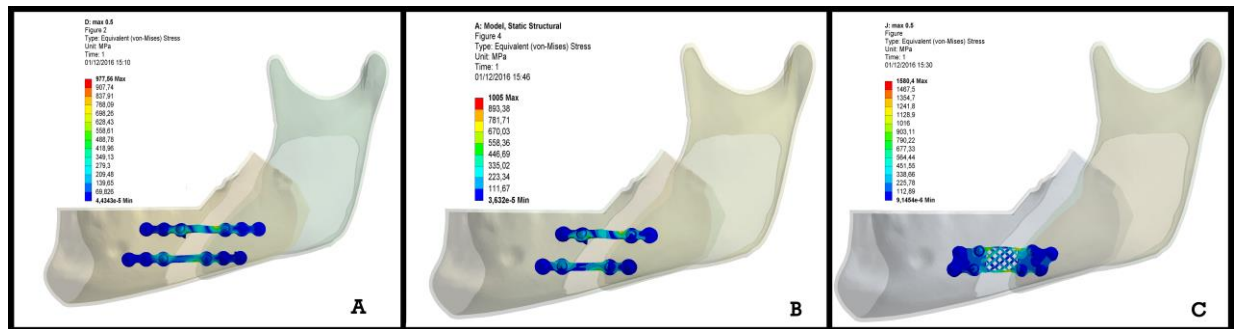
A - Locking areas (condyle, coronoid process and insertion of the masseter muscle) with 100N loading in the midline (arrow) region; **B** –Hemimandible fixed with 1 custom miniplate fixed by 8 screws; **C** - Hemimandible fixed with 2 miniplates of 4 holes fixed by 8 screws; **D** - Hemimandible fixed with 2 miniplates of 6 holes fixed by 12 screws.

Figure 2 - Maximum Principal Stress Values



A - Maximum principal stress values in 6-H2P; **B** - Maximum principal stress values in 4-H2P; and **C** - Maximum principal stress values in 3DCP group.

Figure 3: Von Mises Stress Values



A – von Mises stress values in 6-H2P group; **B** - von Mises stress values in 4-H2P group; and **C** - von Mises stress values in 3DCP group.

2.2 Artigo 2: COMPARATIVE EVALUATION OF DIFFERENTS FIXATION TECHNIQUES OF THE SAGITTAL SPLIT RAMUS OSTEOTOMY IN 10 mm ADVANCEMENTS: MECHANICAL TESTING AND SCREW INSERTION TORQUE.

PURPOSE: To compare the mechanical characteristics of five techniques for the functionally stable fixation of simulated sagittal split ramus osteotomy (SSRO) with 10 mm of advancement in terms of their ability to resist vertical loads and evaluate screw insertion torque.

MATERIALS AND METHODS: 50 polyurethane hemimandibles with an SSRO containing an advancement of 10 mm fixed and distributed as follows: Customized 3D Plate Group: 1 customized 3D miniplate; 4-Hole Plate Group: 2 miniplates with 4 holes, 6-Hole Plate Group: 2 miniplates with 6 holes; Hybrid Group: 1 flat miniplate with 4 holes and 1 bicortical screw, and Bicortical Screw Group: 3 bicortical screws. We used materials from the 2.0 mm system with 6 mm monocortical screws and 14 mm bicortical screws. We carried out a mechanical test undergoing a vertical linear loading with displacement velocity of 1 mm/min using the universal test machine and the assessment of the screw insertion torque using a digital torque wrench.

RESULTS: The means of strength for the 1-, 3- and 5-mm displacements were used by a one-way analysis of variance (ANOVA) followed by the post-hoc Tukey test. Statistically significant differences were observed only for the 5-mm displacement ($F=3.36$; $p=0.01$)

CONCLUSION: The customized miniplate, the fixation methods with three bicortical screws, with two straight miniplates with either 4 or 6 holes, offer a similar mechanical resistance suitable for performing the fixation of the SSROs in linear mandibular advancements of 10 mm

INTRODUCTION

The bilateral sagittal ramus osteotomy (BSRO) has been performed for the correction of mandibular growth deformities and malocclusion since the late 1950s¹. The broad area of bone overlap that occurs with this procedure facilitates the application of functionally stable internal fixation devices². The introduction of titanium devices has overcome the disadvantages of inter-maxillary fixation, shortening or even eliminating its use, and in many cases it has also improved long-term treatment stability³. Different fixation techniques were developed to stabilize the segments. The most used techniques were those utilizing three bicortical screws, miniplates fixed with monocortical screws and a hybrid technique (miniplates and bicortical screw)⁴⁻⁷. These techniques provide adequate skeletal stability, rapid bone consolidation, early recovery of mandibular function and easier maintenance of the airways^{1,8-10}. They also, prevent excessive stress that can cause screw resorption and loosening^{1,8}.

Despite all the research and advancements in different osteosynthesis methods, oral surgeons are still unsure which fixation technique to select to achieve the best results with the least amount of trouble, especially when dealing with large mandibular advancements, facial asymmetry¹¹ or asymmetrical advancements¹². Large clinical studies have shown that one miniplate is sufficiently stable for mandibular advancement¹³⁻¹⁶, however, there is a tendency for relapse if repositioning is more than 7 mm⁷ and in cases of counterclockwise rotation^{15,17}, which must be taken into account.

With new osteosynthesis plate designs constantly being launched by the industry, studies focusing on investigation of their performances are encouraged¹¹. Direct experimental measurements, although not impossible, are limited due to many factors, such as the number and type of data points, instrumentation, cost, time, patient availability, and their potentially invasive nature¹⁸. Most studies on the topic use highly idealized *in vitro* models¹⁹. We developed this investigation to compare the mechanical characteristics of five techniques for the functionally stable fixation of

simulated sagittal ramus osteotomies with 10 mm of advancement in terms of their ability to resist vertical loads and evaluate screw insertion torque.

MATERIAL AND METHODS

Mandibles

To standardize of the sagittal osteotomies of the mandibular ramus, an osteotomy was performed according to the one proposed by Epker¹⁶ in a replication of hemimandibles with tooth-bearing segments made of rigid polyurethane and a density of 200 g/L (Franceschi & Costa e Silva Ltda, Jau, SP, Brazil). Then, 50 two-piece polyurethane samples (proximal and distal segments) were produced from this hemimandible. The proximal segments were included in a polyurethane block proposed by de Medeiros et al., 2016²⁰ which allowed standardization of the positioning and fixation of the samples in the support, which was coupled to the testing machine for mechanical testing. The experimental samples were equally divided into 5 groups and fixed with different fixation techniques simulating a linear advancement of 10 mm.

Preparation of Groups

The simulated osteotomies were fixed with the following methods, which are shown in Figure 2. 3D Plate Group (**3DCP**): 1 customized 3D miniplate; 4-Hole Plate Group (**4-H2P**): 2 miniplates with 4 holes; 6-Hole Plate Group (**6-H2P**): 2 miniplates with 6 holes; Hybrid Group (**HG**): 1 flat miniplate with 4 holes and 1 bicortical screw, and Bicortical Screw Group (**BSG**): 3 bicortical screws. We used materials from the 2.0 mm system with 6 mm monocortical screws and 14 mm bicortical screws (**Figure 1 A-E**). The miniplates and screws used in the groups 4-H2P; 6-H2P; HG and BSG were manufactured and donated by Engimplam[®] (Engenharia de Implantes e Comercio Ltda, Rio Claro, SP, Brazil), and the miniplate used in the 3DCP were manufactured and donated by Customize[®] (São Paulo - Brazil). To reach standardization in the hemimandible segments with a 10 mm advance fixation placement, a custom drilling guide (Customize[®] (São Paulo - Brazil)) was made with 22 holes, each hole corresponding to the correct place where we performed the

perforations for the screws and where we subsequently installed the miniplates. The same guide was used in the five groups. In order to make the guide, it was necessary to create a 3D model of the hemimandible, by scanning the hemimandible (**Figure 1 F**). All screws were adjusted using a digital torque meter with 0.1 N/cm precision (Torque Meter TQ-8800; Lutron, Taipei, Taiwan).

Mechanical and Loading Test

The hemimandibles were secured in a custom fabricated test platform, where the proximal segment was rigidly stabilized in the condylar and coronoid regions, allowing free movement of the distal segment while increasing loads were applied. Each system substrate/fixation was loaded only once with a cantilever tensile force applied using an Instron 4411 (Instron Corp, Norwood, MA) servo-hydraulic testing unit. A linear noncyclical load in the premolar region was applied to the hemimandibles at a displacement speed of 1 mm per min (**Figure 2 A**). The resistance forces needed to displace the distal segment 1 mm, 3 mm and 5 mm were recorded in Newtons (N) and the data were transmitted from the load cell to a computer (**Table 1**).

Screw Insertion Torque

For insertion torque and reinsertion torque readings, all screws used in the five groups were measured after being installed with a digital torque meter with 0.1 Ncm precision (Torque Meter TQ-8800, Lutron, Taipei, Taiwan) (**Figure 2 B**) until their maximum locking; then the samples underwent vertical linear loading. After this procedure, the loosening value was measured and a new torque was applied and measured called retorquing (**Table 2**) and the same evaluator performed the five measurements (insertion, de-insertion and reinsertion) and was blinded as to the values presented on the torque meter screen. The five samples used in each group were randomly selected from the 10 hemimandibles in each group tested. The randomization was performed with the Bioestat 5.0 software for Windows after numbering (from 1 to 10). The screws in each group were numbered (ascending order) starting with 1, which was the most anterior screw of the upper miniplate and positioned in the distal segment, moving towards the most posterior screw positioned

in the proximal segment of the same miniplate and following the numbering down to the most posterior screw of the lower miniplate and continuing through the same miniplate towards the most anterior screw. The same sequence was used for the evaluation of the three bicortical screws.

RESULTS

To compare the mechanical strength of the groups according to the type of functionally stable internal fixation, the means of strength for the 1-, 3- and 5-mm displacements were used by a one-way analysis of variance (ANOVA) followed by the post-hoc Tukey test. Statistically significant differences were observed only for the 5-mm displacement ($F=3.36$; $p=0.01$). The difference was between the 4-H2P and HG groups ($p=0.04$). **Table 1** lists the results of the mechanical strength according to the displacement and group studied. For the 1- and 3-mm displacements, the results were respectively: $F=1.23$; $p=0.312$; $F=1.87$; $p=0.132$ no statistically significant differences.

The screw insertion torque and retorque were compared for each study group using the Wilcoxon test, and a statistically significant difference was observed only in the 6-H2p group ($z=-2.37$; $p=0.018$). For the other groups, this difference was not observed ($z=-1.41$; $p=0.157$; $z=-0.53$; $p=0.595$; $z=-1.22$; $p=0.219$; $z=-1.72$; $p=0.07$). **Table 2** presents the mean insertion torques and reinsertion torques for each group. The comparison of torque regarding the position of the screws in each group was performed using the Kruskal-Wallis test followed by Dunn's test; thus a statistically significant difference was observed for the 3DCP ($X^2=20.72$; $p=0.004$) and the 4-H2P ($X^2=21.75$; $p=0.003$) groups, but not for the 6-H2P ($X^2=11.52$; $p=0.400$), HG ($X^2=5.82$; $p=0.06$) or BSG ($X^2= 1,09$; $p=0.578$) groups. These differences in the 3DCP group were between screws 1 (1.92 N/cm²) and 8 (2.82 N/cm²) and between screws 6 (1.9 N/cm²) and 8 (2.82 N/cm²). In the 4-H2P group, these differences were between screws 2 (2.6 N/cm²) and 3 (1.02 N/cm²), 2 (2.6 N/cm²) and 6 (1.26 N/cm²), and 3 (1,02 N/cm²) and 4 (2.54 N/cm²).

DISCUSSION

Based on the increased production of different designs of customized titanium miniplates and the current success of the supported guides made with the aid of CAD/CAM technology, a comparison was made of a miniplate developed with this technology and installed with aid of a customized guide. Our study is the first to perform this type of mechanical comparison in the fixation of the SSRO in linear advancements of 10 mm; at the same time an evaluation was made of the insertion and reinsertion torque of the screws, which is unprecedented.

In 2016 Joan Brunso et al., ²¹ reported that there are several surgical strategies to improve accuracy in orthognathic surgeries, including the use of guides and customized miniplates, but the ideal planning and fixation designs used in such miniplates had not yet been described. The industry brought benefits and ease in the production of these materials that remarkably improved the predictability of the treatment, and currently there is a large number of new designs of alternative osteosynthesis places already widely known and on the market with few strength and stability tests; this is why studies aimed at the examination of their performance are interesting.

The precision of a virtual system based on the use of support guides for the installation of miniplates produced using CAD/CAM has already been evaluated and showed a suitable adaptation of the miniplates and the customized guides, concluding that the new positioning guides were safe and well tolerated, providing positional control with considerable surgical accuracy ²¹. The use of virtual surgeries with customized guides is an appropriate treatment for complex cases, particularly with large advancements and asymmetries. In the preparation of the samples it was observed that the guide and the customized miniplate showed a perfect adaptation, a fact considered important for the standardization of the test and that in the surgery it would be interpreted as favorable to predictability in the final result. Therefore, although these technologies create safety and a better expectation, the surgeon's role continues to be important to securing the surgical objectives, in particular in the vertical positioning of the ramus and the positioning of the condyle. If some of these

important steps are not performed with precision, the final results will not match what was planned preoperatively.

The use of CAD/CAM is migrating quickly from industry to health care. The development of customized implants in craniomaxillofacial surgery has advanced rapidly in recent years, particularly for complex 3D structures ²², and they have already demonstrated that they are a sufficiently precise tool for orthognathic surgery ^{21,23}; hence, a growing number of companies is offering models of surgical guides, new 3D miniplate designs and virtual planning. Our research showed that the customized miniplate presented similar mechanical characteristics in its load of 1 mm, 3 mm and 5 mm as those provided by other types of fixation commonly used in such advancements. The miniplates were tested with a large advancement, where the force applied to the distal segment generates a significantly high stress, being that our mechanical evaluation reached 10 mm of displacement (data we discount due to the little clinical value this generates) and no fractures were observed in any of the 5 groups, thereby showing that the miniplate is mechanically viable for use.

In addition to the functionally stable internal fixation, using titanium miniplates also uses different types of screws, and different variations in use can be obtained depending on the operator's preference ²⁴. Since the introduction of osteosynthesis material in surgical practice, monocortical titanium screws for miniplate fixation has been widely used but scarcely studied; thus, the variables that interfere directly with the stability of the screw remain uncertain. The main factors suggested to increase the loss of stability are: fatigue, early loading, screw length, bone quality and thickness of the cortical bone; however, the causes of screw loosening remain unknown. Our study evaluated for the first time insertion and reinsertion torque of the screws after vertical loading.

In an attempt to obtain a relationship between screw loosening and the position that they occupy in the fixation, they were numbered and evaluated separately. This was because we conducted previous studies with the finite element analysis, which was in line with the findings of Sato et al.,¹⁹ which showed that the greatest accumulation of stress occurs in the area of the screw closest to the SSRO of the proximal segment in the upper miniplate, so we thought that this could present

greater loosening than the others, but this was ruled out by our results. As pioneers in the use of this type of test and knowing the effectiveness and precision of the new tools to evaluate the insertion torque of the screws, we suggest that future research be conducted, placing the samples in a cycling test.

Screw loosening may also be related to torque when tightening, to an inadequate position, improper material or excessive occlusal forces. Our study revealed statistically significant differences between insertion and reinsertion torque in the group fixed with two 5-hole miniplates fixed with 12 screws, which was the technique that used the highest number of screws of all 5 groups. We associated this because torque strength is a direct function of the stress exerted on the screw²⁵; therefore, for this group to present a greater distribution of force and strength in its 12 screws, the system in itself had to undergo less displacement and at the same time less distortion of the polyurethane, which generated less torque loss of the screw than the other 4 groups.

All the results obtained from works performed on experimental models cannot be immediately transferred to clinical practice, since it is not possible to include all the variables that the characteristics of the stomatognathic system encompass in mechanical models. But it is possible to establish the mechanical behavior of new designs and materials and to compare them with materials already consolidated and widely tested, thus verifying which one presents the best performance in mechanical demands, as well as proposing improvements for them.

There are no studies that mechanically evaluate fixation systems together with insertion and reinsertion torque of screws, which in some cases can be catalogued as the cause of the system failure, because overloading can lead to loosening, causing loss of stability. Our results showed very close torque values in the 5 evaluated groups; it is important to note, however, that one of the groups used screws 14 mm in length. Therefore, we can say that stability is directly related to screw length but not necessarily to torque.

In clinical situations with lower bone contact, when there is great muscle resistance or when the patient has great chewing force, in order to achieve maximum

rigidity in the immediate mandibular function, techniques with higher mechanical resistance are recommended, such as bicortical screws and hybrid techniques ^{26,27}. However, there are cases with anatomical limitations, such as the position of the teeth, inferior alveolar nerve, thin alveolar walls after third molar extraction during sagittal osteotomy, minimal surface of overlap between distal and proximal segments and incorrect fractures; furthermore, in many patients, it is necessary to perform a secondary osteotomy of the distal segment, just behind the molar terminal, to help align the proximal and distal segments in a passive manner ²⁸. In these circumstances, the best technique is the use of miniplates ^{29,30} and the circumstance is a limitation in the bicortical screw fixation, which is why we do not recommend its use in large and/or asymmetric advancements. The reader must see this consideration reasonably, and the final decision is a judgment call, based on the clinical characteristics of each case, professional experience and local availability of the fixation material.

As an intermediate fixation alternative, the so-called hybrid technique was idealized with the use of the miniplate and monocortical screws, plus a bicortical screw in the region posterior to the last tooth and over the inferior alveolar nerve ³¹. There are still very few works in the literature evaluating the mechanical resistance of the hybrid technique, and the results are still not totally conclusive ^{32,33}. No consensus has been reached, but there is a tendency to accept that the use of an additional bicortical screw on the miniplate with monocortical screws increases the resistance to displacement; however, this is not yet better than fixation with bicortical screw, or with the addition of an extra 4- or 6-hole miniplate. Hence, based on our results, we recommend using it in cases of large advancements, where the choice is uncertain, or with the opportunity to use the hybrid technique or 2 miniplates, opting for a system with two 4- or 6-hole miniplates, which generates a better mechanical resistance.

Our fifth experimental group was determined with the use of three bicortical screws, although there are several forms of installation (linear, inverted L, 30 or 45 degrees). We used the inverted L pattern as it exhibited better mechanical performance in several studies ³⁴⁻³⁷. In terms of the performance of the use of miniplates, the literature also shows that the resistance of this manner of fixation is

normally inferior when compared to bicortical screws^{1,14,27,33}, but these works that mention the inferiority of the miniplates were based on short and compared with the use of only one miniplate. Our study demonstrated that with the use of two straight 4- or 6-hole miniplates, the resistance values do not appear to be lower than those offered by 3 screws, so two miniplates are a sufficiently adequate and resistant method for the fixation of large mandibular advancements, which can be used particularly in cases where the use of bicortical screws is contraindicated due to the disadvantages that this technique presents. In conclusion, the customized miniplate, the fixation methods with three bicortical screws, with two straight miniplates with either 4 or 6 holes, offer a similar mechanical resistance suitable for performing the fixation of the SSROs in linear mandibular advancements of 10 mm, unlike the hybrid technique, which presented lower resistance values.

REFERENCES

1. 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* 55: 489, 1997.
2. Aymach Z, Nei H, Kawamura H, Bell W: Biomechanical evaluation of a T-shaped miniplate fixation of a modified sagittal split ramus osteotomy with buccal step, a new technique for mandibular orthognathic surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 111: 58, 2011.
3. Sickels JE Van, Flanary CM: Stability associated with mandibular advancement treated by rigid osseous fixation. *J Oral Maxillofac Surg* 43: 338, 1985.
4. Oguz Y, Watanabe ER, Reis JM, Gabrielli MA: In vitro biomechanical comparison of six different fixation methods following 5- mm sagittal split advancement osteotomies. *Int J Oral Maxillofac Surg* 44: 984, 2015.
5. Berger JL, Pangrazio-Kulbersh V, Bacchus SN, Kaczynski R: Stability of bilateral sagittal split ramus osteotomy: rigid fixation versus transosseous wiring. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 118: 397, 2000.
6. Sickels JE Van, Richardson DA: Stability of orthognathic surgery: a review of rigid fixation. *Br J Oral Maxillofac Surg* 34: 279, 1996.
7. Joss CU, Vassalli IM: Stability after bilateral sagittal split osteotomy advancement surgery with rigid internal fixation: a systematic review. *J Oral Maxillofac Surg* 67: 301, 2009.
8. Ellis E, Esmail N: Malocclusions resulting from loss of fixation after sagittal split ramus osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg* 67: 2528, 2009.
9. Erkmen E, Simşek B, Yücel E, Kurt A: Comparison of different fixation methods following sagittal split ramus osteotomies using three-dimensional finite

elements analysis. Part 1: advancement surgery-posterior loading. *Int J Oral Maxillofac Surg* 34: 551, 2005.

10. Loon B Van, Heerbeek N Van, Bierenbroodspot F, Verhamme L, Xi T: Three-dimensional changes in nose and upper lip volume after orthognathic surgery.: 83, 2015.
11. Ribeiro-Junior PD, Magro-Filho O, Shastri KA, Papageorge MB: Which kind of miniplate to use in mandibular sagittal split osteotomy? An in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 41: 1369, 2012.
12. Olivera LB De, Sant' Ana E, Manzato AJ, Guerra FLB, 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* 20: 419.
13. Ozden B, Alkan A, Arici S, Erdem E: In vitro comparison of biomechanical characteristics of sagittal split osteotomy fixation techniques. *Int J Oral Maxillofac Surg* 35: 837, 2006.
14. Sato FRL, Asprino L, Consani S, Moraes M de: Comparative biomechanical and photoelastic evaluation of different fixation techniques of sagittal split ramus osteotomy in mandibular advancement. *J Oral Maxillofac Surg* 68: 160, 2010.
15. Benetti L, Oliveira D, Mauricio J, Reis N, Spin-neto R, Aparecida M, Gabrielli C, Oguz Y, Pereira-filho VA: Mechanical evaluation of six techniques for stable fixation of the sagittal split osteotomy after counterclockwise mandibular advancement. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 2016.
16. Epker BN: Modifications in the sagittal osteotomy of the mandible. *J Oral Surg* 35: 157, 1977.
17. Nieblerová J, Foltán R, Hanzelka T, Pavlíková G, Vlk M, Klíma K, Samsonyan

- L: 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* 41: 482, 2012.
18. Chuong C-J, Borotikar B, Schwartz-Dabney C, Sinn DP: Mechanical characteristics of the mandible after bilateral sagittal split ramus osteotomy: comparing 2 different fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg* 63: 68, 2005.
 19. Sato FRL, Asprino L, Noritomi PY, Silva JVL da, Moraes M de: Comparison of five different fixation techniques of sagittal split ramus osteotomy using three-dimensional finite elements analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg* 41: 934, 2012.
 20. Medeiros RC de, Sigua EA, Navarro P, Olate S, Albergaria Barbosa JR: In Vitro Mechanical Analysis of Different Techniques of Internal Fixation of Combined Mandibular Angle and Body Fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 74: 778, 2016.
 21. Brunso J, Franco M, Constantinescu T, Barbier L, Santamaría JA, Alvarez J: Custom-Machined Miniplates and Bone-Supported Guides for Orthognathic Surgery: A New Surgical Procedure. *J Oral Maxillofac Surg* 74: 1061.e1, 2016.
 22. Stoor P, Suomalainen A, Lindqvist C, Mesimäki K, Danielsson D, Westermarck A, Kontio RK: Rapid prototyped patient specific implants for reconstruction of orbital wall defects. *J Craniomaxillofac Surg* 42: 1644, 2014.
 23. Schouman T, Rouch P, Imholz B, Fasel J, Courvoisier D, Scolozzi P: Accuracy evaluation of CAD/CAM generated splints in orthognathic surgery: a cadaveric study. *Head Face Med* 11: 24, 2015.
 24. Stringhini DJ, Sommerfeld R, Uetanabaro LC, Leonardi DP, Araújo MR, Rebellato NLB, Costa DJ da, Scariot R: Resistance and Stress Finite Element Analysis of Different Types of Fixation for Mandibular Orthognathic Surgery. *Braz Dent J* 27: 284.

25. Weiss EI, Kozak D, Gross MD: Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent* 84: 194, 2000.
26. Ochs MW: Bicortical screw stabilization of sagittal split osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg* 61: 1477, 2003.
27. Sickels JE Van, Peterson GP, Holms S, Haug RH: An in vitro comparison of an adjustable bone fixation system. *J Oral Maxillofac Surg* 63: 1620, 2005.
28. Ellis E: A method to passively align the sagittal ramus osteotomy segments. *J Oral Maxillofac Surg* 65: 2125, 2007.
29. Scheerlinck JP, Stoelinga PJ, Blijdorp PA, Brouns JJ, Nijs ML: Sagittal split advancement osteotomies stabilized with miniplates. A 2-5-year follow-up. *Int J Oral Maxillofac Surg* 23: 127, 1994.
30. Meehl PE: Prospectives for research on schizophrenia. II. Clinical issues. Classical symptoms of schizophrenia. *Neurosci Res Program Bull* 10: 377, 1972.
31. Schwartz HC, Relle RJ: Bicortical-monocortical fixation of the sagittal mandibular osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 54: 234, 1996.
32. Shetty V, McBrearty D, Fournery M, Caputo AA: Fracture line stability as a function of the internal fixation system: an in vitro comparison using a mandibular angle fracture model. *J Oral Maxillofac Surg* 53: 791, 1995.
33. 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* 67: 809, 2009.
34. Ardary WC, Tracy DJ, Brownridge GW2nd, Urata MM: Comparative evaluation of screw configuration on the stability of the sagittal split osteotomy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 68: 125, 1989.

35. Foley WL, Frost DE, Paulin WB, Tucker MR: Internal screw fixation: comparison of placement pattern and rigidity. *J Oral Maxillofac Surg* 47: 720, 1989.
36. Shetty V, Freymiller E, McBrearty D, Caputo AA: Functional stability of sagittal split ramus osteotomies: effects of positional screw size and placement configuration. *J Oral Maxillofac Surg* 54: 601, 1996.
37. Haug RH, Barber JE, Punjabi AP: An in vitro comparison of the effect of number and pattern of positional screws on load resistance. *J Oral Maxillofac Surg* 57: 300, 1999.

TABLES:**Table 1** - Resistance forces in Newtons (N). Results are given as the mean standard deviation with the 95% confidence interval.

Displacement	Groups	Mean	Std. Deviation	<i>p</i>
1 mm	3DCP	14,54	1,60	0.312
	4-H2P	15,05	2,00	
	6-H2P	14,66	1,32	
	HG	13,84	2,81	
	BSG	15,83	2,22	
3 mm	3DCP	34,65	4,30	0.132
	4-H2P	37,26	4,32	
	6-H2P	36,73	2,90	
	HG	32,74	6,10	
	BSG	37,39	4,59	
5 mm	3DCP	49,10	5,39	0.04
	4-H2P*	55,41	5,04	
	6-H2P	53,92	3,40	
	HG*	47,81	8,11	
	BSG	54,16	5,95	

*Groups that showed a statistically significant difference.

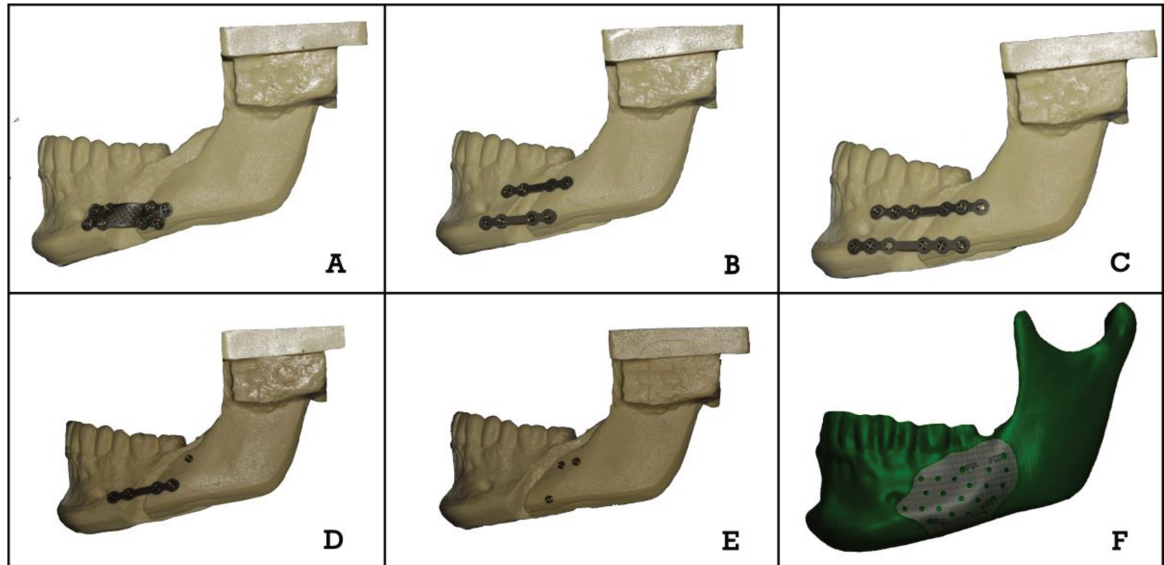
Table 2 - Average insertion torque and reinsertion torque of screws according to the functionally stable internal fixation group.

Groups	Insertion Mean (SD) Ncm2	Reinsertion Mean (SD) Ncm2
3DCP	2.13 (0.49)	2.21 (0.46)
4-H2P	1.91(0.50)	1.96 (0.71)
6-H2P*	1.92 (0.50)	2.14 (0.62)
HG	1.52 (0.35)	1.43 (0.34)
BSG	1.79 (0.39)	1.66 (0.39)

*Group that showed a statistically significant difference

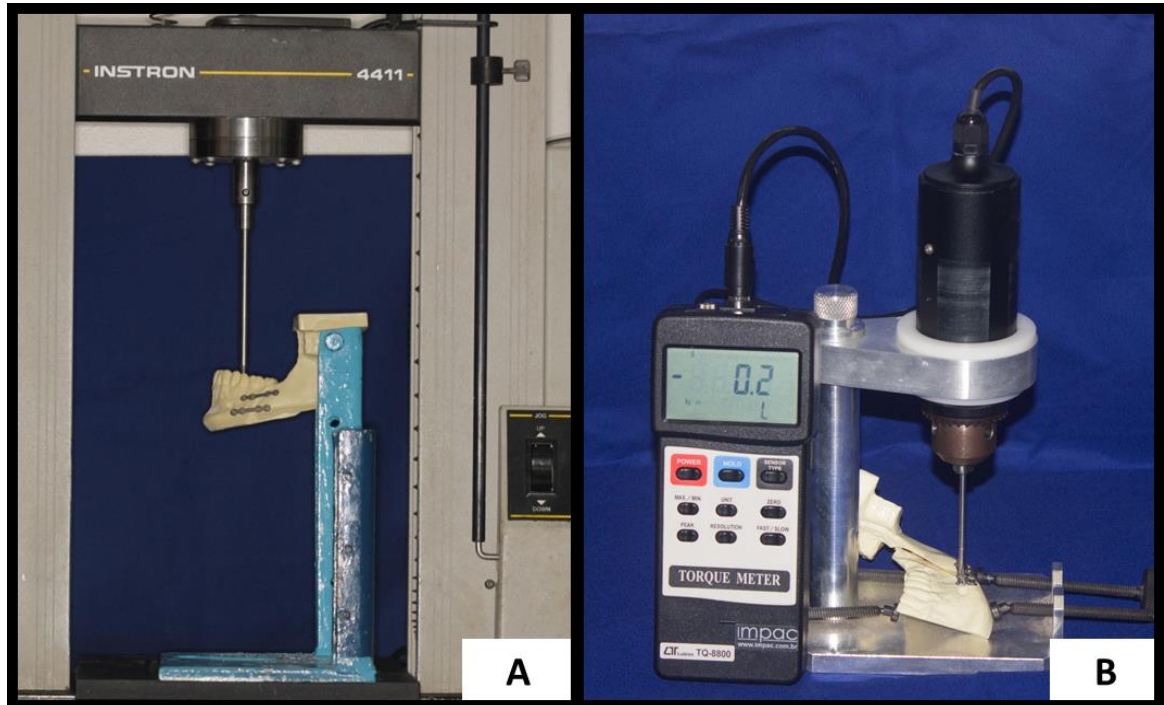
FIGURES

Figure 1 - Hemimandibles Representing the Functionally Stable Internal Fixation Techniques Analyzed.



A - 3D Plate Group (**3DCP**): 1 customized 3D miniplate; **B** - 4-Hole Plate Group (**4-H2P**): 2 miniplates with 4 holes; **C** - 6-Hole Plate Group (**6-H2P**): 2 miniplates with 6 holes; **D** - Hybrid Group (**HG**): 1 flat miniplate with 4 holes and 1 bicortical screw, **E** - Bicortical Screw Group (**BSG**): 3 bicortical screws and **F** - Custom drilling guide.

Figure 2 - Mechanical and Loading Test and Screw Insertion Torque



A - Loading test in group of two miniplates and 8 screws (4-H2P). **B** - Torque application appliance with torque meter coupled to the upper part and one test specimen at the base (3DCP).

3 DISCUSSÃO

As técnicas de fixação da osteotomia sagital da mandíbula têm sido um dos temas mais pesquisados em cirurgia ortognática. No entanto, não foram encontrados estudos que realizaram avaliações similares a este para cirurgias que simulem grandes avanços mandibulares. A estabilidade e a resistência das fixações são fatores importantes que merecem atenção. A maioria dos estudos de OSRM tem se concentrado em simular cirurgia de avanços mandibulares de cinco milímetros (Sato *et al.*, 2010; Sato *et al.*, 2012b; Erkmen *et al.*, 2005; Sato *et al.*, 2012; Pereira Filho *et al.*, 2013) e sete milímetros (Schwartz *et al.*, 2016.; Joss e Vassalli, 2009b; Aymach *et al.*, 2011). Este estudo se torna o primeiro a avaliar com AEF associado ao teste mecânico a OSRM em avanços de 10 mm. Além disso, foi realizada uma análise complementar do torque de inserção e reinserção de parafusos, fato que o torna inédito.

As mandíbulas de poliuretano após a realização da OSRM foram estabilizadas com quatro técnicas de fixação que são frequentemente utilizadas e com uma nova técnica que utilizou uma placa customizada em formato 3D. Na avaliação de elementos finitos ao utilizar modelos tridimensionais similares, foi observado que a fixação com duas placas retas de quatro ou seis furos apresentaram menos concentração de tensão e menor deslocamento que a placa customizada. As tensões estavam localizadas em áreas específicas, nestas regiões as dobras nesta placa (caso seja necessário) devem ser evitadas. No entanto, devido ao avanço tecnológico a necessidade de dobras neste tipo de placas é quase inexistente, principalmente quando é associado o uso de guias de corte e de posicionamento. Este trabalho é pioneiro na avaliação deste tipo de placa utilizando guias customizados, pesquisas anteriores realizaram a instalação de placas utilizando guias de acrílico (Sato *et al.*, 2010; Benetti *et al.*, 2016; Erkmen *et al.*, 2005; Sato *et al.*, 2012; Brasileiro *et al.*, 2009; Brasileiro *et al.*, 2012; Pereira Filho *et al.*, 2013a; de Medeiros *et al.*, 2016; Pereira Filho *et al.*, 2013a; Andrade *et al.*, 2015). Esta, embora seja uma opção, pode acrescentar erros pelas alterações no material durante a contração de polimerização.

Um método de fixação interna funcionalmente estável ideal deve obter a máxima rigidez entre os segmentos, exercendo ao mesmo tempo uma tensão mínima sobre o tecido circundante para permitir um reparo adequado. A tensão excessiva ao redor dos dispositivos fixadores pode causar reabsorção gradual do osso circundante e afrouxamento dos parafusos (Murphy *et al.*, 1997; Ellis e Esmail, 2009). Na placa customizada 3D foi observada maior concentração de tensão e descolamento quando comparada aos outros dois grupos. Este resultado pode estar relacionado ao posicionamento da placa, já que é apenas uma placa posicionada na zona neutra quando comparada com dois grupos com duas placas posicionadas na zona de tensão e compressão. Fato que pode representar uma desvantagem devido ao aumento da tensão e do descolamento.

Para analisar as área de maior concentração de tensão mostradas na AEF foi realizada a avaliação dos parafusos das mandíbula utilizadas no ensaio mecânico (principalmente na placa superior na região dos parafusos próximos da osteotomia no segmento proximal), uma vez que a perda de parafuso é uma causa comumente associada à falha da fixação (Erkmen *et al.*, 2005; Ellis e Esmail, 2009; Sato, 2011). Essa falha pode gerar complicações pós-operatorias de difícil resolução, que na maioria das vezes necessita de uma segunda intervenção cirúrgica, assim foi utilizado a avaliação da diferença entre o torque ou retorque de inserção dos parafusos.

O valor do torque de inserção refere-se à força do travamento do parafuso, de modo que quando esta força é maior, significa que o parafuso teve uma maior retenção; caso não exista nenhum torque durante a inserção, ocorreu a perda do parafuso ou o afrouxamento total. Assim, foi realizado uma comparação para avaliar se existe uma relação entre o afrouxamento dos parafusos e a posição que ele ocupa na fixação, estes foram numerados e separadamente avaliados. A avaliação de elementos finitos deste estudo corroborou com os resultados de Sato *et al.*, 2012 (Sato *et al.*, 2012) que mostraram que um maior acúmulo de tensões na área do parafuso mais próximo da OSRM do segmento proximal na placa superior, assim que pela similaridade dos resultados nos dois estudos achamos que este parafuso poderia apresentar maior afrouxamento quando comparados aos demais, fato que os resultados de nosso estudo descartaram.

O afrouxamento do parafuso também pode estar associado a variação no torque de inserção, a uma posição inadequada, ao material impróprio e a forças oclusais excessivas. Neste estudo foi observada diferenças estatisticamente significativas entre o torque de inserção e reinserção; sendo que este aumentou após o carregamento para o grupo que foi fixado com 2 placas com 6 furos fixadas com 12 parafusos, este grupo foi o que utilizou o maior número de parafusos dos 5 grupos testados. Uma possível explicação para este resultado é que a resistência ao torque é uma função direta da tensão exercida no parafuso (Weiss *et al.*, 2000), assim, por este grupo apresentar maior distribuição de forças e resistência em seus 12 parafusos o sistema em si sofreu menos deslocamento ao mesmo tempo menos distorção do poliuretano que gerou menos perda no torque reinserção dos parafusos quando comparado aos outros 4 grupos.

É observado um aumento do uso de guias suportados em osso para a instalação e produção de miniplacas de titânio realizadas com auxílio da tecnologia de fabricação assistida por computador, assim optou-se por testar uma placa que foi desenvolvida com dita tecnologia em um avanço de 10 mm, suportado pelas recentes pesquisas entre elas o estudo de Joan Brunso *et al.*, que em 2016 (Brunso *et al.*, 2016). Esses autores citaram várias estratégias cirúrgicas que existem para melhorar a precisão da cirurgia ortognática, mas o tratamento e planejamento ideal ainda não estão estabelecidos na literatura. No seu estudo, os autores avaliaram a precisão de um sistema virtual, com base na utilização de guias suportados pelos ossos para a colocação de miniplacas produzidas usando a tecnologia CAD/CAM. No total, seis pacientes foram incluídos no estudo com cirurgias de avanços de 10 mm, os resultados mostraram que as miniplacas e os guias personalizados se encaixam perfeitamente com o contraforte anterior da maxila e com a superfície do corpo mandibular. Eles também avaliaram a eficácia e precisão do tratamento por meio da comparação das imagens das tomografias, foi avaliada a tomografia com o planejamento predictivo pré-operatória e comparado com a tomografia pós-operatória, os resultados de coincidência entre as imagens foi de 66% dentro de 1 mm na maxila e 73% dentro de 1 mm no nível mandibular. Os autores concluíram que os novos guias de posicionamento foram seguros e bem tolerados, proporcionando controle posicional com exatidão cirúrgica considerável (Brunso *et al.*, 2016). Fato que torna este tratamento adequado para casos complexos e

particularmente em grandes avanços e assimetrias. Na nossa realização dos corpos de prova, os guias mostraram uma perfeita adaptação, fato considerado importante para a padronização do teste. No entanto, embora os guias customizados gerem uma segurança e uma melhor previsibilidade com o atual nível de desenvolvimento desta tecnologia, o papel do cirurgião continua a ser crítico para a consecução dos objetivos cirúrgicos, em particular no posicionamento vertical do ramo e no posicionamento do côndilo. Se algum destes passos importantes não for realizado com precisão, os resultados finais não coincidirão com o planejamento pré-operatório.

O uso do CAD/CAM está se disseminando rapidamente da indústria para a área da saúde. O desenvolvimento de implantes específicos para pacientes na cirurgia crânio-maxilo-facial tem sido rápido nos últimos anos, em especial para estruturas tridimensionais complexas (Stoor *et al.*, 2014). A qualidade do uso da CAD/CAM foi demonstrada como uma ferramenta suficientemente precisa para a cirurgia ortognática (Brunso *et al.*, 2016) (Schouman *et al.*, 2015). Um número crescente de empresas comerciais está fornecendo modelos de guias cirúrgicos, novos desenhos de placas em 3D, e planejamento virtual para a cirurgia ortognática, de maneira que atualmente o acesso está facilitado.

Resultados anteriores demonstraram os benefícios das customizações das placas 3D impressas para a reconstrução de defeitos faciais (Stoor *et al.*, 2014), assim com sua disponibilidade atual, os clínicos devem considerar o valor agregado dessas técnicas em diagnósticos e no uso como um planejamento aprimorado. Seus benefícios são claros e devemos pensar em introduzir esta tecnologia na nossa prática cirúrgica. Esta pesquisa avaliou uma placa realizada a partir de esta tecnologia, e foi possível observar que esta placa apresenta características mecânicas semelhantes no carregamento de 1 mm, 3 mm e 5 mm quando comparado com combinações de fixação interna estável utilizadas atualmente. A placa foi testada com um avanço longo onde a força aplicada gera uma tensão consideravelmente alta, o deslocamento linear vertical na avaliação mecânica chegou até os 10 mm, no entanto estes valores foram desconsiderados dos resultados deste trabalho pelo pouco valor clínico que ele apresenta, mas durante a avaliação não foram observados fraturas das placas.

Existem outros aspectos importantes em relação ao uso das placas customizadas. Durante o procedimento cirúrgico, a dobra manual das placas de fixação pode aumentar consideravelmente o tempo de operação (dependendo da experiência do cirurgião). O uso de placas customizadas é, por conseguinte, vantajoso, uma vez que estas geralmente não requerem modificações. No entanto, estas placas são mais caras e, conseqüentemente, o seu uso em prática clínica é limitado.

Os resultados apresentados neste trabalho foram obtidos com modelos experimentais que não podem ser aplicados de modo direto na prática clínica, já que nos modelos biomecânicos e na análise de elementos finitos não é possível incluir todas as variáveis que envolvem as características do sistema estomatognático. No entanto, é possível estabelecer uma comparação entre o comportamento mecânico de diferentes sistemas de fixação interna funcionalmente estável já consolidados na literatura, principalmente quando se refere a novos materiais.

4 CONCLUSÃO

A placa customizada 3D, os métodos de fixação com três parafusos bicorticais e com duas placas retas, seja com 4 ou 6 furos oferecerem uma resistência similar e adequada para realizar a fixação das OSRMs em avanços mandibulares lineares de 10 mm, a diferencia da técnica híbrida que apresentou menor resistência mecânica.

A customização do guia de posicionamento e perfuração oferece uma padronização efetiva das amostras testadas; repercutindo positivamente nos resultados avaliados.

REFERÊNCIAS*

- Al-Moraissi EAM, Ellis E. Stability of bicortical screw versus plate fixation after mandibular setback with the bilateral sagittal split osteotomy: a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2016;Jan;45(1):1–7.
- Andrade VC, Luthi LF, Sato FL, Pozzer L, Olate S, Albergaria-Barbosa JR. An in vitro comparison between two different designs of sagittal split ramus osteotomy. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg.* 2015;Jun;41(3):133–8.
- Aymach Z, Nei H, Kawamura H, Bell W. Biomechanical evaluation of a T-shaped miniplate fixation of a modified sagittal split ramus osteotomy with buccal step, a new technique for mandibular orthognathic surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2011;Jan;111(1):58–63.
- Aziz SR. Simon P. Hullihen and the origin of orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 2004; Oct;62(10):1303–7.
- Baas EM, Bierenbroodspot F, de Lange J. Skeletal stability after bilateral sagittal split osteotomy or distraction osteogenesis of the mandible: a randomized clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2015 May;44(5):615–20.
- Bacchi A, Regalin A, Bhering CLB, Alessandretti R, Spazzin AO. Loosening torque of Universal Abutment screws after cyclic loading: influence of tightening technique and screw coating. *J Adv Prosthodont.* 2015;Oct;7(5):375–9.

* De acordo com as normas da UNICAMP/FOP, baseadas na padronização do International Committee of Medical Journal Editors - Vancouver Group. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o PubMed.

- Benetti L, Oliveira D, Mauricio J, Reis N, Spin-neto R, Aparecida M, *et al.*
Mechanical evaluation of six techniques for stable fixation of the sagittal split osteotomy after counterclockwise mandibular advancement. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2016;Jun;54(5):573-8.
- Berger JL, Pangrazio-Kulbersh V, Bacchus SN, Kaczynski R. Stability of bilateral sagittal split ramus osteotomy: rigid fixation versus transosseous wiring. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2000;Oct;118(4):397–403.
- Bickford JH. Behavior of Bolted Joints. 3rd edition. New Inc, Marcel Dekker. 1995. 515–564. p.
- 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;Apr;67(4):809–17.
- Brasileiro BF, Grotta-Gempel R, Ambrosano GMB, Passeri LA. An in vitro evaluation of rigid internal fixation techniques for sagittal split ramus osteotomies: setback surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 2012;Apr;70(4):941–51.
- Blomqvist JE, Isaksson S. Skeletal stability after mandibular advancement: a comparison of two rigid internal fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg.* 1994;Nov;52(11):1133–7.
- Brunso J, Franco M, Constantinescu T, Barbier L, Santamaría JA, Alvarez J. Custom-Machined Miniplates and Bone-Supported Guides for Orthognathic Surgery: A New Surgical Procedure. *J Oral Maxillofac Sur.* 2016;May;74(5):1061.e1-1061.e12.

- Cardoso M, Torres MF, Lourenço EJV, de Moraes Telles D, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Torque removal evaluation of prosthetic screws after tightening and loosening cycles: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(4):475–80.
- Chuong C, Borotikar B, Schwartz-Dabney C, Sinn DP. Mechanical characteristics of the mandible after bilateral sagittal split ramus osteotomy: comparing 2 different fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg*. 2005;Jan;63(1):68–76.
- Dal Pont G. Retromolar osteotomy for the correction of prognathism. *J Oral Surg Anesth Hosp Dent Serv*. 1961;Jan;19:42–7.
- de Medeiros RC, Sigua EA, Navarro P, Olate S, Albergaria Barbosa JR. In Vitro Mechanical Analysis of Different Techniques of Internal Fixation of Combined Mandibular Angle and Body Fractures. *J Oral Maxillofac Surg*. 2016;Apr;74(4):778–85.
- Ellis E. A method to passively align the sagittal ramus osteotomy segments. *J Oral Maxillofac Surg*. 2007;Oct;65(10):2125–30.
- Ellis E, Esmail N. Malocclusions resulting from loss of fixation after sagittal split ramus osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009;Nov;67(11):2528–33.
- Epker BN. Modifications in the sagittal osteotomy of the mandible. *J Oral Surg*. 1977;Feb;35(2):157–9.
- Erkmen E, Simşek B, Yücel E, Kurt A. Comparison of different fixation methods following sagittal split ramus osteotomies using three-dimensional finite

elements analysis. Part 1: advancement surgery-posterior loading. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2005;Jul;34(5):551–8.

Erkmen E, Simşek B, Yücel E, Kurt A. Three-dimensional finite element analysis used to compare methods of fixation after sagittal split ramus osteotomy: setback surgery-posterior loading. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2005;Apr;43(2):97–104.

Goulart DR, Kemmoku DT, Noritomi PY, de Moraes M. Development of a Titanium Plate for Mandibular Angle Fractures with a Bone Defect in the Lower Border: Finite Element Analysis and Mechanical Test. *J oral Maxillofac Res.* 2015;6(3):e5.

Joss CU, Vassalli IM. Stability after bilateral sagittal split osteotomy advancement surgery with rigid internal fixation: a systematic review. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;Feb;67(2):301–13.

Loon B, Heerbeek, Bierenbroodspot F, Verhamme L, Xi T. Three-dimensional changes in nose and upper lip volume after orthognathic surgery. 2015;83–9.

Lanata-Flores AG, Sigua-Rodriguez EA, Goulart DR, Bomfim-Azevedo VL, Olate S, de Albergaria-Barbosa JR. Stability of the prosthetic screws of three types of craniofacial prostheses retention systems. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg.* 2016;Dec;42(6):352–7.

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

Noritomi PY. Desenvolvimento de uma metodologia para análise de bioengenharia em ossos compactos com remodelagem superficial pelo método dos elementos de contorno 3D em meios transversalmente isotrópicos. Faculdade de Engenharia Mecânica Universidade Estadual de Campinas; 2005.

Oguz Y, Watanabe ER, Reis JM, Gabrielli MA. In vitro biomechanical comparison of six different fixation methods following 5- mm sagittal split advancement osteotomies. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2015;44(8):984–8.

Olivera LB de, Sant' Ana E, Manzato AJ, Guerra FLB, 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;20:419–426.

Pereira Filho VA, Lamashita HY, 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;Mar;42(3):316–20.

Pereira-Filho VA, Lamashita HY, Monnazzi MS, Gabrielli MFR, Vaz LG. In vitro biomechanical evaluation of sagittal split osteotomy fixation with a specifically designed miniplate. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2013;42(3):316–20.

Ribeiro-Junior PD, Magro-Filho O, Shastri KA, Papageorge MB. Which kind of miniplate to use in mandibular sagittal split osteotomy? An in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2012;Nov;41(11):1369–73.

- Rubens BC, Stoelinga PJ, Blijdorp PA, Schoenaers JH, Politis C. Skeletal stability following sagittal split osteotomy using monocortical miniplate internal fixation. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1988;Dec;17(6):371–6.
- Sato FRL, Asprino L, Consani S, Noritomi PY, de Moraes M. A comparative evaluation of the hybrid technique for fixation of the sagittal split ramus osteotomy in mandibular advancement by mechanical, photoelastic, and finite element analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2012 Nov;114(5 Suppl):S60-8.
- Sato FRL, Asprino L, Consani S, de Moraes M. Comparative biomechanical and photoelastic evaluation of different fixation techniques of sagittal split ramus osteotomy in mandibular advancement. *J Oral Maxillofac Surg.* 2010;Jan;68(1):160–6.
- Sato FRL, Asprino L, Noritomi PY, da Silva JVL, de 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;Aug;41(8):934–41.
- Sato FRL, Asprino L, Consani S, Noritomi PY, de Moraes M. A comparative evaluation of the hybrid technique for fixation of the sagittal split ramus osteotomy in mandibular advancement by mechanical, photoelastic, and finite element analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2012;Nov;114(5 Suppl):S60-8.
- Sato FRL. Avaliação de técnicas de fixação interna estável da osteotomia sagital dos ramos mandibulares: estudos mecânico, fotoelástico, análise

de elementos finitos e de estabilidade clínica. Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas; 2011.

Schouman T, Rouch P, Imholz B, Fasel J, Courvoisier D, Scolozzi P. Accuracy evaluation of CAD/CAM generated splints in orthognathic surgery: a cadaveric study. *Head Face Med.* 2015;Jul 25;11:24.

Schreuder WH, Jansma J, Bierman MWJ, Vissink A. Distraction osteogenesis versus bilateral sagittal split osteotomy for advancement of the retrognathic mandible: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2007;Feb;36(2):103–10.

Schuchardt K. Ein Beitrag zur chirurgischen Kieferorthopädie unter Berücksichtigung ihrer Bedeutung für die Behandlung angeborener und erworbener Kieferdeformitäten bei Soldaten. *Dtsch Zahn Mund Kieferheil.* 1942; 9:73–89

Schwartz K, Rodrigo-Domingo M, Jensen T. Skeletal Stability after Large Mandibular Advancement (> 10 mm) with Bilateral Sagittal Split Osteotomy and Skeletal Elastic Intermaxillary Fixation. *J oral Maxillofac Res.* 2016;7(2):e5.

Schwartz HC, Relle RJ. Bicortical-monocortical fixation of the sagittal mandibular osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg.* 1996;Feb;54(2):234–5.

Stoor P, Suomalainen A, Lindqvist C, Mesimäki K, Danielsson D, Westermarck A, *et al.* Rapid prototyped patient specific implants for reconstruction of orbital wall defects. *J Craniomaxillofac Surg.* 2014;Dec;42(8):1644–9.

- Stringhini DJ, Sommerfeld R, Uetanabaro LC, Leonardi DP, Araújo MR, Rebellato NLB, *et al.* Resistance and Stress Finite Element Analysis of Different Types of Fixation for Mandibular Orthognathic Surgery. *Braz Dent J.* 2016;27(3):284–91.
- Van Sickels JE, Richardson DA. Stability of orthognathic surgery: a review of rigid fixation. *Br J Oral Maxillofac.* 1996;Aug;34(4):279–85.
- Verlinden CRA, van de Vijfeijken SECM, Tuinzing DB, Becking AG, Swennen GRJ. Complications of mandibular distraction osteogenesis for acquired deformities: a systematic review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2015 Aug;44(8):956–64.
- Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent.* 2000;84(2):194–9.
- Xia JJ, McGrory JK, Gateno J, Teichgraeber JF, Dawson BC, Kennedy KA, *et al.* A new method to orient 3-dimensional computed tomography models to the natural head position: a clinical feasibility study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011;Mar;69(3):584–91.
- Xia JJ, Shevchenko L, Gateno J, Teichgraeber JF, Taylor TD, Lasky RE, *et al.* Outcome study of computer-aided surgical simulation in the treatment of patients with craniomaxillofacial deformities. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011;Jul;69(7):2014–24.
- 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;Feb;36(2):118–22.