



Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba

ZARINA TATIA BARBOSA VIEIRA DOS SANTOS

AVALIAÇÃO COMPARATIVA DE DOIS DESENHOS DE OSTEOTOMIA
SAGITAL DO RAMO MANDIBULAR: ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS

*COMPARATIVE EVALUATION OF TWO DIFFERENT SAGITTAL SPLIT
RAMUS OSTEOTOMIES: FINITE ELEMENT ANALYSIS*

PIRACICABA

2018

ZARINA TATIA BARBOSA VIEIRA DOS SANTOS

AVALIAÇÃO COMPARATIVA DE DOIS DESENHOS DE OSTEOTOMIA
SAGITAL DO RAMO MANDIBULAR: ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS

*COMPARATIVE EVALUATION OF TWO DIFFERENT SAGITTAL SPLIT
RAMUS OSTEOTOMIES: FINITE ELEMENT ANALYSIS*

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas como parte dos requisitos exigidos para a obtenção do título de Doutora 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
PELA ALUNA ZARINA TATIA BARBOSA
VIEIRA DOS SANTOS E ORIENTADO PELO
PROF. DR. JOSÉ RICARDO DE
ALBERGARIA-BARBOSA.

PIRACICABA

2018

Agência(s) de fomento e nº(s) de processo(s): CAPES de 04/2015 a 08/2018

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

Santos, Zarina Tatia Barbosa Vieira dos, 1989-
Sa59a Avaliação comparativa de dois desenhos de osteotomia sagital do ramo
mandibular : análise de elementos finitos / Zarina Tatia Barbosa Vieira dos
Santos. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2018.

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

1. Osteotomia mandibular. 2. Análise de elementos finitos. 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 two different sagittal split ramus
osteotomies : finite element analysis

Palavras-chave em inglês:

Mandibular osteotomy

Finite element analysis

Orthognathic surgery

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

Titulação: Doutora em Clínica Odontológica

Banca examinadora:

José Ricardo de Albergaria Barbosa [Orientador]

Andrezza Lauria de Moura

Leandro Souza Pozzer

Raquel Correia de Medeiros

Claudio Ferreira Nóia

Data de defesa: 17-08-2018

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 17 de Agosto de 2018, considerou a candidata ZARINA TATIA BARBOSA VIEIRA DOS SANTOS aprovada.

PROF. DR. JOSÉ RICARDO DE ALBERGARIA BARBOSA

PROF^a. DR^a. ANDREZZA LAURIA DE MOURA

PROF. DR. LEANDRO SOUZA POZZER

PROF^a. DR^a. RAQUEL CORREIA DE MEDEIROS

PROF. DR. CLAUDIO FERREIRA NÓIA

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

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais, **Apolinário dos Santos e Francisca dos Santos**, aos meus irmãos, **Romenigue dos Santos e Jurandy dos Santos**, ao meu esposo **Renan Vieira**, e ao nosso filho **ENZO VIEIRA**.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a **Maria de Nazaré**.

Ao meu pai, **Apolinário dos Santos**. Obrigada papá, por seres esse homem pronto a reinventar-se todos os dias.

À minha mãe, **Francisca dos Santos**. Obrigada mamá, olho para ti e sei, que ser mulher significa ser guerreira. Que Deus permita-me ser metade mãe da mãe que és.

Aos meus irmãos **Romenique dos Santos e Jurandy dos Santos** pela simplicidade e clareza com que vêm o mundo.

Ao meu companheiro de vida **Renan Aversa**. Eu amo você.

Ao meu filho **Enzo Vieira**, meu eterno WALALI. Jamais existirão palavras para descrever a tamanha vitalidade que você trouxe para nossas vidas.

À minha amiga **Sandrine Spencer**, pelas numerosas demonstrações que para uma amizade verdadeira, não importa o tempo nem a distância.

Ao **Prof. Dr. José Ricardo de Albergaria-Barbosa** pela amizade, respeito, lealdade, sinceridade, carisma, dedicação e exemplo de pessoa e, sobretudo, professor por nos permitir voar. Um verdadeiro MESTRE, com letras bem gordas.

Ao **Prof. Dr. Márcio de Moraes**, pela dedicação incondicional à profissão e à Universidade.

À **Profa. Dr^a. Luciana Asprino**, pela dedicação incondicional aos pacientes.

Ao **Prof. Dr. Alexander Sverzut**, pela disponibilidade, presença constante, paciência e simplicidade com que encara o ensinamento. São características que encurtam a distância professor-aluno.

Ao **Prof. Dr. Claudio Noia**, por trazer leveza e novos ares ao departamento.

Ao **Prof. Dr. Eduardo Almada, Prof. Dr. Rafael Ortega e Profa. Dra. Lenita Marangoni**, por terem feito parte da banca de qualificação e permitirem compartilhar seus conhecimentos científicos e de carreira para melhora deste trabalho.

Aos meus colegas de pós graduação: **Pauline Magalhães, Eder Sigua, Breno Nogueira, Renato Ribeiro, Fabiano Menegat, Clarice Maia, Douglas Goulart, Milton Cougo, Andrezza Lauria, Raquel Medeiros, Leandro Pozzer, Evandro Portela, Valdir Cabral, Castelo Cidade, Marcelo Breno, Darklilson Santos, Carolina Ventura, Rodrigo Chenu.**

À **Universidade Estadual de Campinas (Unicamp)**, em nome do meu país, agradeço a oportunidade de desenvolver minhas atividades de graduação e pós-graduação na Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

Às funcionárias do Centro Cirúrgico – **Edilaine, Angélica, Natália, Patrícia e Débora**- por serem os alicerces da área.

A toda a equipe do **HSCL**, em especial ao **Dr. Afonso Manzano**, pela paciência e educação infinita.

Aos **pacientes**, pela confiança depositada.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001

RESUMO

OBJETIVO: Avaliar a distribuição de tensões em dois desenhos de osteotomia sagital do ramo mandibular (OSRM) através da análise de elementos finitos (AEF).

MATERIAIS E MÉTODOS: Quatro modelos 3D de hemimandíbula foram criados e divididos em dois grupos: grupo I - osteotomia angulada e grupo II - osteotomia linear. Após um avanço de 5 mm do segmento distal, os segmentos ósseos foram fixados por duas técnicas de osteossínteses utilizando sistemas de placa/parafuso de 2,0 mm, estabelecendo subgrupos: A - uma placa reta convencional de 4 furos com 4 parafusos monocorticais de 5mm e B - uma placa convencional de 4 furos com 4 parafusos monocorticais de 5mm e um parafuso bicortical na região distal de 12mm. Após carregamento vertical, foram avaliados os valores de tensão de von Mises, tensão de Mohr-Coulomb, tensões máximas e mínimas principais e o deslocamento.

RESULTADOS: A tensão de von Mises foi maior no modelo GIIA (2105,2 MPa), enquanto o modelo GIB apresentou a menor (1072 MPa). Os deslocamentos da placa de fixação foram de 3,8 mm, 3,4 mm, 2,0 mm e 1,1 mm nos modelos GIIA, GIA, GIIIB, e GIB respectivamente. O volume de tensão de Mohr-Coulomb ≥ 1 foi maior no segmento distal em todos os modelos. O modelo GIIA teve a distribuição mais desproporcional e o maior volume de tensão (4,61) bem como o maior valor máximo de tensão principal (804.08MPa) e o menor valor de tensão mínimo principal (-983.71MPa).

CONCLUSÃO: O desenho da osteotomia não influenciou a intensidade e distribuição das zonas de tensões quando a técnica híbrida foi aplicada, já quando a fixação foi apenas com placa a osteotomia angulada apresentou melhor distribuição das tensões.

Palavras-chave: Osteotomia mandibular, cirurgia ortognática, análise de elementos finitos, fixação.

ABSTRACT

PURPOSE: The aim of this study was to evaluate the stress distribution in two different design of the sagittal split ramus osteotomy (SSRO) through finite elements analysis (FEA).

MATERIALS AND METHOD: Four 3D model of a hemimandible was created and divided in two groups: group I - angled osteotomy and group II - linear osteotomy. After 5-mm advancement of the distal segment, the bone segments were fixed by two techniques of osteosynthesis using 2.0-mm plate/screw systems, establishing sub-groups: A - one 4-hole conventional straight plate fixed by 4 monocortical screws of 5mm and B - one 4-hole conventional plate fixed by 4 monocortical screws of 5mm and one a bicortical screw in the distal region of 12mm. After a vertical loading, the values of von Mises stress, Mohr-Coulomb stress, principal maximum and minimum stresses and the displacement were evaluated.

RESULTS: The von Mises stress was highest at GlIA model (2105.2 MPa), whereas the GlB model had the lowest (1072 MPa), showing an displacement of 3.8mm, 3.4mm, 2.0mm and 1.1mm for the GlIA, GlA, GlIB and GlB models, respectively. The volume of Mohr-Coulomb stress ≥ 1 was highest in the distal segment in all models. The GlIA model was the most unequal distribution with the highest stress volume (4.61) and it had the highest principal maximum stress value (804.08MPa) and the lowest principal minimum stress value (-983.71MPa).

CONCLUSION: The design of the osteotomy did not influence the intensity and distribution of the stress zones when the hybrid technique was applied, since when the fixation was only with plaque the angled osteotomy presented better stress distribution.

Keywords: Mandibular osteotomy, orthognathic surgery, finite element analysis, fixation

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	11
2. ARTIGO: COMPARATIVE EVALUATION OF TWO DIFFERENT SAGITTAL SPLIT RAMUS OSTEOTOMIES: FINITE ELEMENT ANALYSIS	15
3. CONCLUSÃO	29
REFERÊNCIAS	30

1. INTRODUÇÃO

A técnica da osteotomia sagital do ramo mandibular (OSRM), associada ao uso de fixação interna funcionalmente estável (FIFE), é um procedimento cirúrgico versátil e é a técnica mais empregue para correções de deformidades dentofaciais resultantes de prognatismo, retrognatismo ou laterognatismo mandibulares²².

Desde os primórdios das cirurgias para as correções das deformidades faciais, em especial as mandibulares, tanto as técnicas cirúrgicas como as formas de fixação das osteotomias corretivas foram desenvolvidas e aperfeiçoadas.

O primeiro relato na literatura sobre a realização de uma cirurgia ortognática foi o de Simon Hüllihen, em 1847². O procedimento cirúrgico promoveu o restabelecimento da função mastigatória e da estética facial de uma paciente que havia sofrido graves sequelas de queimaduras. Marcado como a primeira osteotomia mandibular, lembrando a atual técnica de osteotomia subapical anterior.

Somente no século XX foram obtidos maiores desenvolvimentos técnicos para a realização da OSRM, iniciados pelo trabalho de Schuchardt, em 1942¹⁹, na Alemanha. Este foi considerado a primeira osteotomia que apresentava uma configuração sagital, realizada por via intra-bucal.

A técnica proposta por Trauner & Obwegeser em 1957²¹, denominada como “separação vertical do ramo ascendente” apresentava uma evolução significativa no desenho da osteotomia, o que permitia correções mandibulares de três tipos de deformidades: o prognatismo, o retrognatismo e as deformidades de trespassse vertical negativa (mordida aberta). A versatilidade desta técnica era baseada em um maior contato entre as superfícies ósseas osteotomizadas em todos estes movimentos.

Ao longo dos anos seguintes, inúmeras modificações passaram a ser incrementadas à técnica de Trauner & Obwegeser²¹, com destaque para as publicações de: Dal Pont em 1961⁶, quando propôs a osteotomia retromolar, modificando a osteotomia horizontal inferior para uma osteotomia vertical na cortical externa entre o primeiro e o segundo molar; Hunsuck em 1968¹¹ descreveu um corte medial horizontal menor, e com extensão

posterior imediatamente após a língua; Epker em 1977⁸, sugeriu modificações que delinearam o desenho que é característico da OSRM preconizada atualmente, suas adaptações incluíram mínimo descolamento da musculatura do masseter e dissecação medial mais limitada, seguindo-se a osteotomia defendida por Hunsuck em 1968¹¹.

Farrel & Tucker em 2011⁹, propuseram uma alteração no desenho da osteotomia sagital para correção de assimetrias mandibulares. Mandíbulas assimétricas podem ter alterações anatômicas e isso pode aumentar a complexidade da osteotomia. O estreitamento do ramo médio-lateralmente associado à deformação do corpo e grave assimetria pode impedir o desempenho de uma osteotomia tradicional. A osteotomia superior inicial sobre a face lingual da mandíbula requer uma maior orientação vertical ou para baixo do que a tangente de um corte oblíquo típico na depressão retrolingual.

A fixação das osteotomias realizadas para essas correções de deformidades dentofaciais iniciou-se com a utilização de fios de aço e bloqueio maxilomandibular^{3,7-8}. Juntamente com a evolução da técnica operatória e a diversidade e avanço dos métodos de fixação realizados em cirurgia ortognática, houve também o desenvolvimento e aprimoramento dos próprios sistemas de FIFE.

Considera-se que a partir da década de 70 na Europa e década de 80 nos Estados Unidos, preconizou-se a utilização de FIFE na OSRM, variando entre a aplicação de placas/parafusos monocorticais e parafusos bicorticais e placas/parafusos monocorticais + parafusos bicorticais também descrita como técnica híbrida por McDonald em 1987¹³.

Alguns tópicos que especificavam as vantagens do emprego de placas/parafusos monocorticais sobre a técnica de parafusos bicorticais, sejam eles posicionais ou compressivos foram listados por Stoelinga & Borstlap em 2003²⁰. Entre eles a ausência de incisões em pele; as placas permitem adaptação ao contorno dos segmentos osteotomizados; parafusos monocorticais tendem a apresentar menores lesões do nervo alveolar inferior; facilidade de correção do posicionamento inadequado do segmento proximal; e em casos de infecção, as placas podem ser facilmente removidas sob anestesia local e execução mais fácil da técnica de placas/parafusos monocorticais.

Por conseguinte, Ochs em 2003¹⁴ listou algumas das desvantagens clínicas do emprego de placas/parafusos monocorticais em relação aos parafusos bicorticais. Além de menor resistência mecânica, as placas também apresentam maior potencial de palpabilidade ou irritação crônica lateralmente ao segundo molar inferior. Apesar de não serem observadas diferenças quanto ao tempo cirúrgico para instalação, a técnica de parafusos bicorticais também foi reconhecida por apresentar ampla vantagem sobre a técnica de placas, por reduzir significativamente os custos operacionais.

Na tentativa de se conseguir unir as vantagens de ambas as técnicas (parafusos bicorticais e placas/parafusos monocorticais), foi proposta a chamada técnica híbrida, onde além da placa com quatro parafusos monocorticais, também é instalado um parafuso bicortical posterior ao último dente e acima do canal mandibular. Estudos como o de Murphy em 1997¹² e Brasileiro em 2009⁴ demonstraram que a instalação de um parafuso bicortical aumentou a resistência do sistema quando comparado com as placas/parafusos monocorticais em estudos *in vitro*.

O estudo de resistência mecânica de Pozzer em 2014¹⁵ e Santos em 2017¹⁸, concluíram que o desenho da OSRM influencia a resistência mecânica do sistema de fixação da OSRM. O estudo de Andrade em 2014¹ com uma análise qualitativa fotoelástica, concluiu que o desenho da OSRM influencia a localização e distribuição de tensões do sistema de FIFE durante o carregamento linear.

A avaliação por meio de elementos finitos (AEF) oferece 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, 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^{5,10}.

Desta forma, o objetivo deste trabalho foi comparar a distribuição de tensões entre o desenho tradicional da OSRM apresentada por Epker⁸, que chamaremos de osteotomia

angulada, e o desenho descrito por Farrel & Tucker⁹, que chamaremos por sua vez de osteotomia linear através da AEF.

2. ARTIGO: COMPARATIVE EVALUATION OF TWO DIFFERENT SAGITTAL SPLIT RAMUS OSTEOTOMIES: FINITE ELEMENT ANALYSIS

PURPOSE: The aim of this study was to evaluate the stress distribution in two different design of the sagittal split ramus osteotomy (SSRO) through finite elements analysis (FEA).

MATERIALS AND METHOD: Four 3D model of a hemimandible was created and divided in two groups: group I - angled osteotomy and group II - linear osteotomy. After 5-mm advancement of the distal segment, the bone segments were fixed by two techniques of osteosynthesis using 2.0-mm plate/screw systems, establishing sub-groups: A - one 4-hole conventional straight plate fixed by 4 monocortical screws of 5mm and B - one 4-hole conventional plate fixed by 4 monocortical screws of 5mm and one a bicortical screw in the distal region of 12mm. After a vertical loading, the values of von Mises stress, Mohr-Coulomb stress, principal maximum and minimum stresses and the displacement were evaluated.

RESULTS: The von Mises stress was highest at GIIA model (2105.2 MPa), whereas the GIB model had the lowest (1072 MPa), showing an displacement of 3.8mm, 3.4mm, 2.0mm and 1.1mm for the GIIA, GIA, GIIIB and GIB models, respectively. The volume of Mohr-Coulomb stress ≥ 1 was highest in the distal segment in all models. The GIIA model was the most unequal distribution with the highest stress volume (4.61) and it had the highest principal maximum stress value (804.08MPa) and the lowest principal minimum stress value (-983.71MPa).

CONCLUSION: The osteotomy design was not associated as an influence on the intensity and distribution of stress zone when the hybrid technique was applied.

Keywords: Mandibular osteotomy, orthognathic surgery, finite element analysis, fixation

INTRODUCTION

The modification of any surgical technique must seek to optimize it through better clinical results, simplifying the procedure until the surgical risks are reduced¹⁻². The sagittal split

ramus osteotomy (SSRO) is a technique with a long history and broad application. Its evolution has involved changes in design and in different stabilization methods^{3,4}.

The guarantees provided by the use of the SSRO proposed by Epker³ have been widely recognized; however, as Farrel & Tucker⁴ have described, there are mandibular morphologies that do not allow the creation of an osteotomy with this classic design. These authors modify the lateral osteotomy to the mandibular body. In mechanical and photoelastic tests, authors have shown that this variation in the design of the osteotomy influences the mechanical resistance^{5,6} of the fixation system as well as the pattern of distribution of the tensions⁷.

It is difficult to assess the force distribution on jaws and titanium plates due to the heterogeneous structure of the bones and the inability to simulate the effects of the muscles and soft tissues on the bones⁸. Finite element analysis (FEA), which has been used in engineering, is a support in the dental field for modern understanding of some particular phenomena like stress, strain, and displacement induced in living structures⁹.

The aim of this study was to evaluate the stress distribution in two different design of SSRO through FEA.

MATERIALS AND METHODS

Finite Element Model Development and Properties

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. Then, the 3-matic Research 9.0 software (Leuven - Belgium) was used to adjust the STL file and make the cortical and medullary bone.

The models of plates and screws were designed based on physical specimens from 2.0 system 4-hole straight plates with titanium alloy screws (Grade 2 titanium, ASTM F136 - Engimplan®, Rio Claro SP, Brazil), with a 1 mm profile; the screws at plate were 5 mm long and bicortical screws were 12mm long. They were made in the SolidWorks 2010 software (SolidWorks, Concord, Massachusetts, USA).

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 FEA..

Regarding the meshes generated for this study, the models presented approximately 1800.00 nodes and 1.200.000 elements. 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 200N force in the region of the first molar.

Four 3D model of a hemimandible was created and divided in two groups: group I - angled osteotomy and group II - linear osteotomy. After 5-mm advancement of the distal segment, the bone segments were fixed by two different osteosynthesis from 2.0mm plate/screw systems, establishing sub-groups: A, one 4-hole conventional straight plate fixed by 4 screws and B, one 4-hole conventional straight plate fixed by 4 screws and one bicortical screw (**Figure 1**).

The FEA results were examined as follows: (1) qualitative and comparative analysis among the two 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. The analyses were performed taking into account the von Misses (VM) stresses to the osteosynthesis material, Mohr-Coulomb (MC) stresses, principal maximum and minimum stresses (Pmax and Pmin) to the bone structure and the displacement induced in the two materials.

RESULTS

Von Mises Stress

The VM stress on plates showed the highest maximum value in the upper region between the intermediate bar and the third hole loop in all models. However it is remarkable the decrease of this in the models with bicortical screw GIB and GIIB (**Figure 2**). Being highest in GIIA (2105.2 MPa) and GIA (1762.7 MPa) with a displacement of (3.8mm and 3.4mm) respectively. The GIB (1072 MPa) and GIIB (1191.8MPa) models had the lowest and displacement were (1.1mm and 2mm) respectively (**Table 1**).

Mohr-Coulomb stress

The MC stress on bone showed the highest maximum value around the third screw hole in all models. The groups without bicortical screw GIA and GIIA were also critical areas, however smaller, around the hole of the second and fourth screws, the latter being free of this stress in groups with bicortical screw GIB and GIIB (**Figure 3**). Being highest in GIIA (10.34) and GIIB (6) with a displacement of (3.8mm and 1.15mm) respectively. The GIA (3.85) and GIB (3.12) models had the lowest and displacement were (2.68mm and 1mm) respectively (**Table 1**).

The volume of Mohr-Coulomb stresses ≥ 1 was highest in the distal segment in all models. However, a more egalitarian distribution was observed in the GIA and GIB models such as lowest volume (3.10 and 0.80) respectively. The GIIA model was the most unequal distribution, (99%) at the distal segment, and with the highest stress volume (4.7), followed by GIIB with (3.15).

Principal Maximum and Minimum Stress

In all models, the Pmax stress concentrated mostly on the bone around the third screw, followed by the area near to the second screw. The GIIA and GIIB models presented the highest principal maximum stress value (804.08MPa and 420.85MPa) respectively. The lowest Pmin stress also concentrated mostly on the bone around the third and second

screw. The GIIA and GIIB models presented lowest values (-983.71MPa and -909.33MPa) respectively. **(Figure 4 and Figure 5).**

DISCUSSION

In the present study, we present two osteotomy designs. One described by Epker³, the angled osteotomy; and the other by Farrel & Tucker⁴, the linear osteotomy. Not all patients have a mandibular morphology that allows for the creation of angular osteotomy. Factors such as patient gender, deformity presented, patient's biotype, type of movement desired during surgery, incorrect fractures during segment separation and even surgeon preference lead to modifications of the sagittal osteotomy design. In this work it is clear that the change in the design of the lateral osteotomy in the mandibular body influenced the qualitative and quantitative pattern of the stress distribution both on the plate and on the surface underlying it.

The choice of FEA as a research tool, was based on the existence of studies with the same methodology although for different purposes. Some related to types of fixation of the osteotomy¹⁰ or development of specific plates for Angle fractures¹¹. The authors compared finite element analysis of mandible fractures with real clinical cases reported and concluded that it is a precise repeatable and noninvasive method for evaluating the biomechanical pattern of human mandibles under mechanical forces¹². In addition, this analysis allows the surfaces corresponding to medullary bone and cortical bone to be differentiated. Factors that are limited in methodologies with polyurethane models and photoelastic analysis.

The SSRO advancement procedure has a very particular biomechanical feature. As with the advancement of the segments, a gap is produced in the osteotomy area, which requires that load transfer between segments occur mainly through their fixation systems¹⁰. Among the advantages already mentioned, we can add the possibility of a three-dimensional evaluation and the ability to evaluate the tensions generated even in the fixation system, something that is not possible, for example, in the photoelastic analysis.

Throckmorton et al¹³ indicated that in the dental occlusion the posterior forces have a higher load than the anterior forces and following the guidelines of Aprino et al¹⁴ on obtaining maximum loads, in order to identify the vectors associated with the loss of osteosynthesis. The first molar occlusal was the choice as the point of force application.

The linear osteotomy presented not only higher stress but higher displacement of plate and segments. However, if this same osteotomy is associated with a bicortical screw the variables studied became better than those of the angular osteotomy without bicortical screw. It would then be an option for improvement in the distribution and reduction of high stress zones the association of linear osteotomy with a bicortical screw. The same was observed in the mechanical resistance study⁶⁻¹⁵. The authors describe that the osteotomy design was not associated with SSRO mechanical behavior influences when the hybrid technique was applied⁶.

In this study besides Pmax and Pmin we also evaluated the MC formula so that it was possible to identify the areas of possible bone resorption and its volume. Again the models without bicortical screw had higher values, and the linear osteotomy presented greater area of bone resorption. In all models, the volume of areas with resorption was greater in the distal segment, but the application of a bicortical screw decreased these areas and their disparity between the segments.

The design of the osteotomy did not influence the intensity and distribution of the stress zones when the hybrid technique was applied, since when the fixation was only with plaque the angled osteotomy presented better stress distribution.

COMPETING INTERESTS

None declared.

ETHICAL APPROVAL

Not required.

REFERENCES

1. Gallia L. Modification of the sagittal ramus osteotomy to produce a more accurate inferior border split. *J Oral Maxillofac Surg.* 1992;50:1136–1137.
2. Sonogo CL, Bobrowski AN, Chagas OL Jr, Torriani MA. Aesthetic and functional implications following rotation of the maxillomandibular complex in orthognathic surgery: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2014;43:40–45.
3. Epker BN. Modifications of the sagittal osteotomy of the mandible. *J Oral Surg.* 1977;35:157–159.
4. Farrel, BB, Tucker, MR: Mandibular Asymmetry: Diagnosis and Treatment Considerations. In: Bagheri, SC, Bell B, Khan, HA. *Current Therapy in Oral and Maxillofacial Surgery*, 1st ed., 671-684, 2011.
5. Pozzer L *et al.* Influence of the design in sagittal split ramus osteotomy on the mechanical behavior. *Int J Clin Exp Med.* 2014;7:1284-8.
6. Santos ZTB, Goulart DR, Sigua-Rodriguez EA, Pozzer L, Olate S, Albergaria-Barbosa JR. Mechanical evaluation of the use of conventional and locking miniplate/screw systems used in sagittal split ramus osteotomy. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons.* 2017;43(2):77-82.
7. Andrade VC *et al.* Photoelastic evaluation of two different sagittal split ramus osteotomies in advancement surgery. *Int J Clin Exp Med.* 2014;7:1940-4.
8. Arbag H, Korkmaz HH, Ozturk K, et al. Comparative evaluation of different miniplates for internal fixation of mandible fractures using finite element analysis. *J Oral Maxillofac Surg* 2008;66:1225–1232
9. Trivedi S. Finite element analysis: a boon to dentistry. *J Oral BiolCraniofac Res* 2014;4:200–203
10. 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;114:60-8.
11. 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:e5.
 12. Ayali A, Erkmén E. J Craniofac Surg. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Different Plating Techniques for Unfavorable Mandibular Angle Fractures. 2018 May;29:603-607.
 13. Throckmorton GS, Buschang PH, Ellis E. Improvement of maximum occlusal forces after orthognatic surgery. *J Oral Maxillofac Surg*. 1996;54:1080–1086.
 14. Asprino L, Consani S, de Moraes M. A comparative biomechanical evaluation of mandibular condyle fracture plating technique. *J Oral Maxillofac Surg*. 2006;64:452–456.
 15. Brasileiro BF, Grempel RG, Ambrosano GMB, Passeri LA. An In Vitro evaluation of rigid internal fixation techniques for sagittal split ramus osteotomies: advancement surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 2009; 67: 809-817.

TABLE**Table 1. Quantitative Analysis**

Groups	Bone - Stress (MPa)						Material Stress (MPa)	
	Morh Coulomb (Max)	Morh Coulomb volume		Pmax (Max)	Pmin (Min)	Displacement (mm)	von Mises (Max)	Displacement (mm)
		Proximal	Distal					
GIA	3.85	1.18	2.01	371.01	-424.05	2.68	1762.7	3.44
GIB	3.12	0.36	0.44	304.36	-302.76	1.00	1072	1.08
GIIA	10.34	0.05	4.56	804.08	-983.71	3.86	2105.2	3.83
GIIB	6.00	0.38	3.15	420.85	-909.33	1.15	1191.8	1.97

mm = Millimeter

MPa = MegaPascal

FIGURES

Figure 1: Finite Element Models

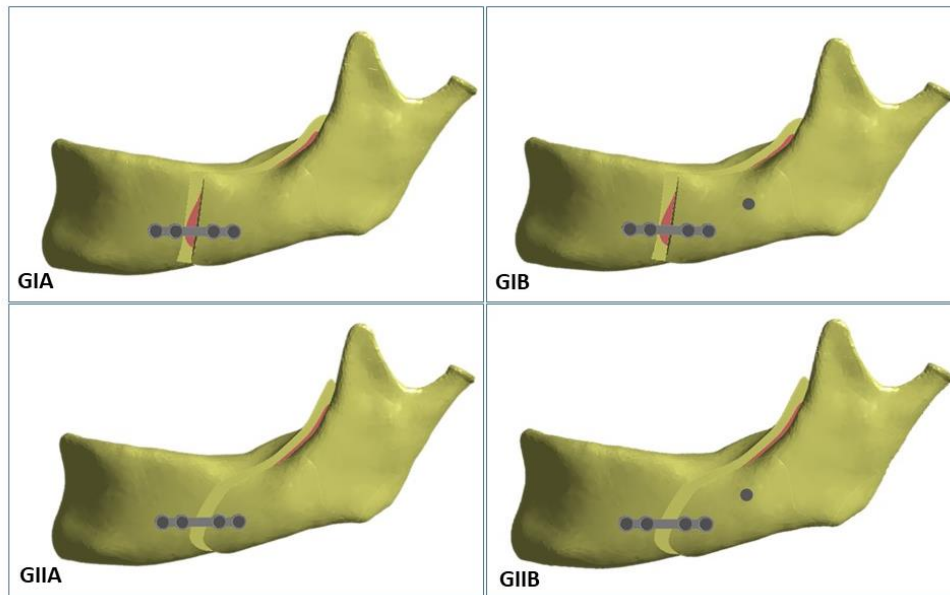
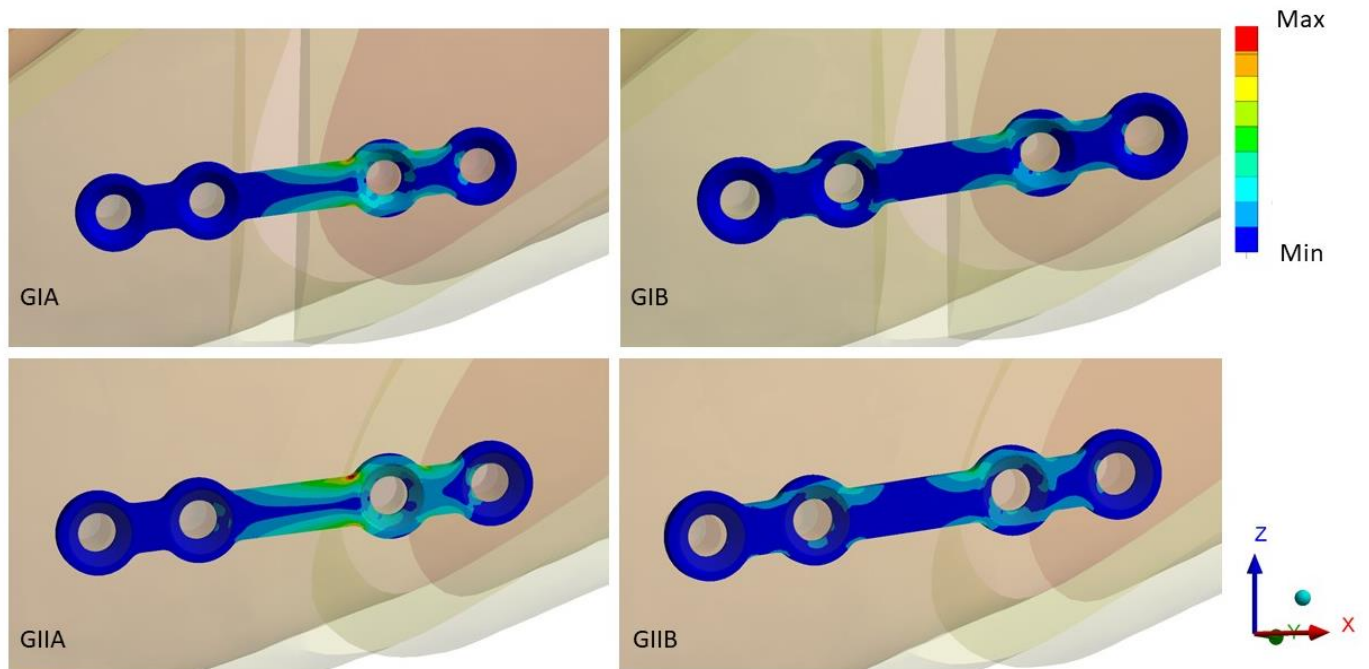
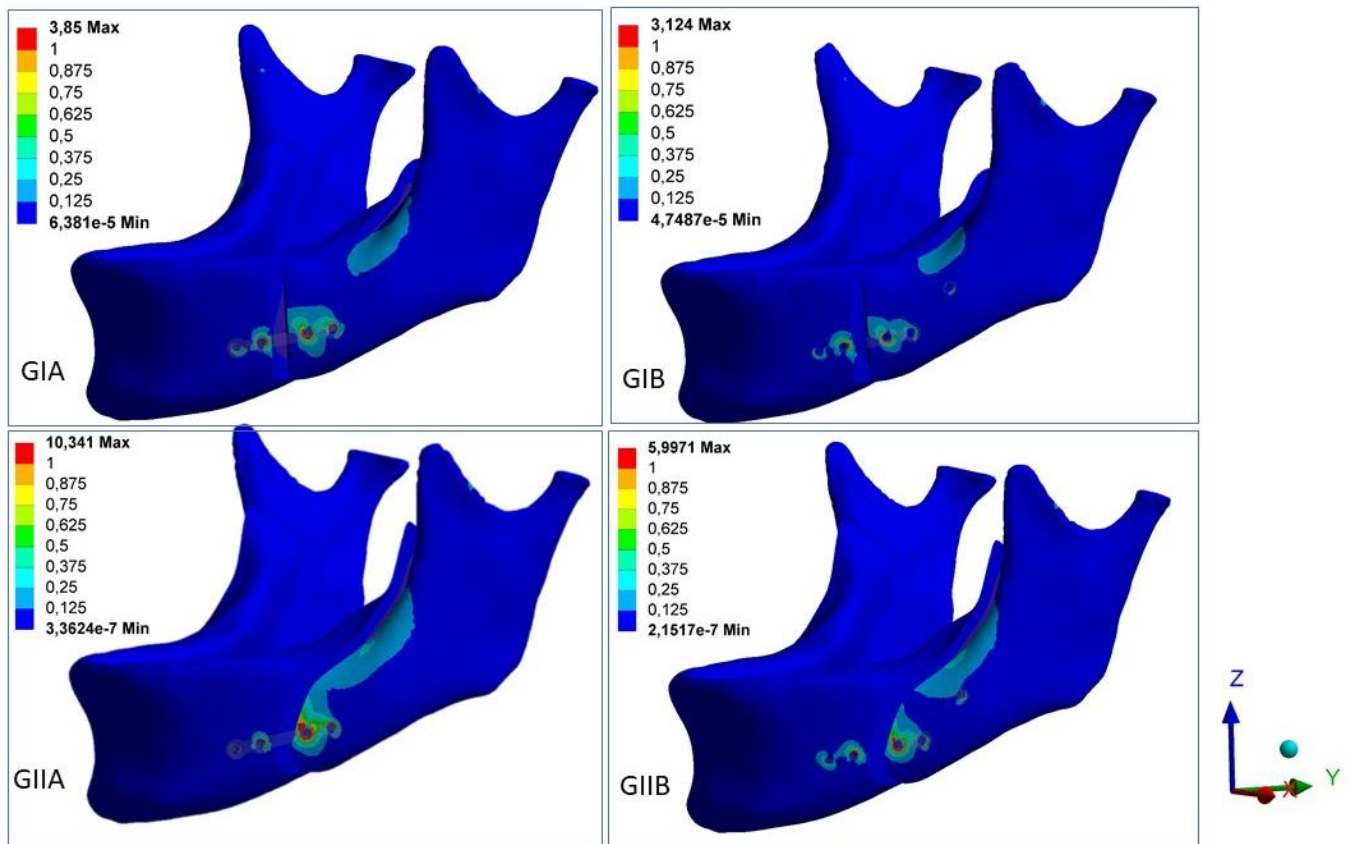


Figure 1: Finite Element Models. **GIA** - angled osteotomy whit one 4-hole conventional straight plate fixed by 4 screws; **GIB** - angled osteotomy whit one 4-hole conventional straight plate fixed by 4 screws and one bicortical screws; **GIIA** - linear osteotomy whit one 4-hole conventional straight plate fixed by 4 screws; **GIIB** - linear osteotomy whit one 4-hole conventional straight plate fixed by 4 screws and one bicortical screw.

Figure 2: Von Mises Stress

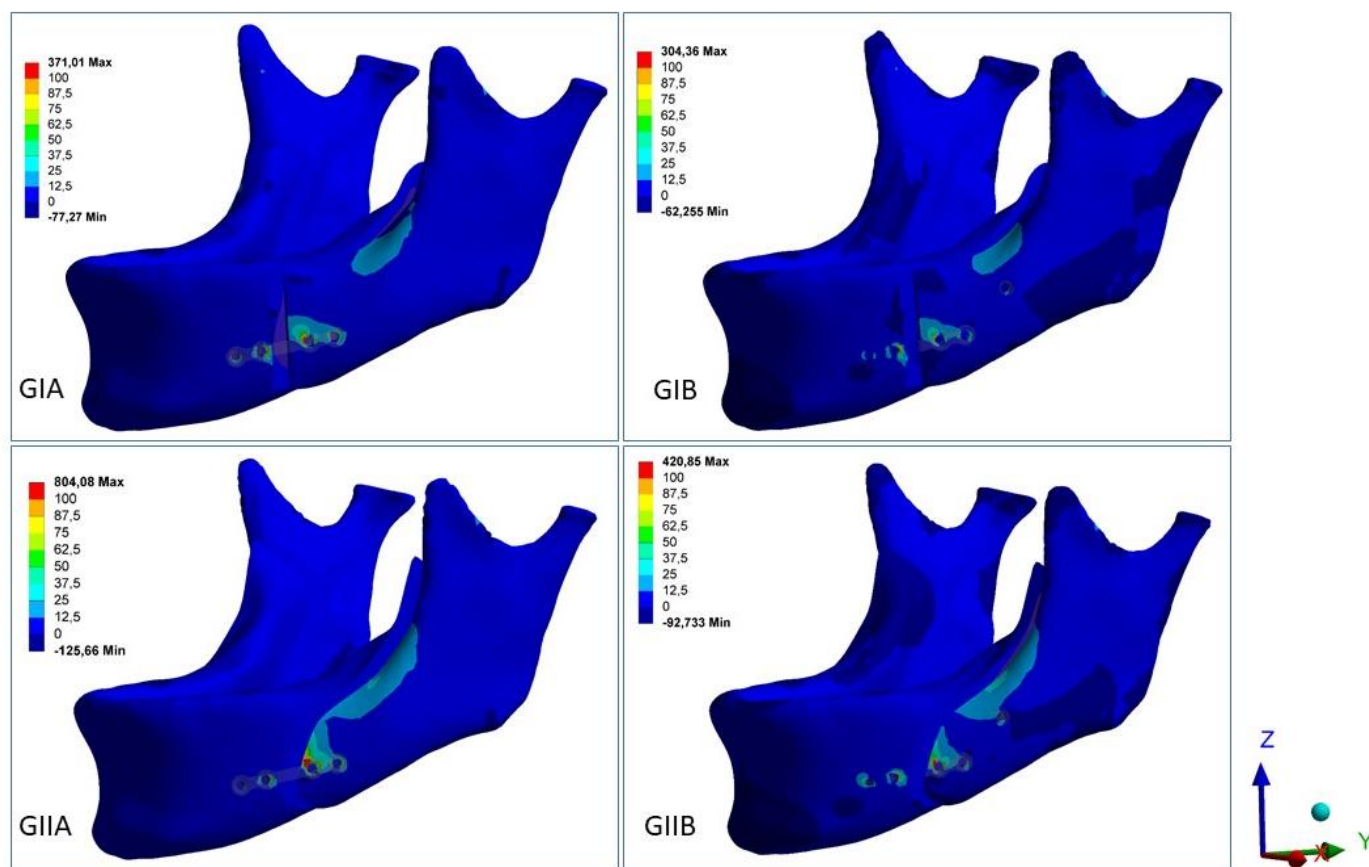
GIA - von Mises stress in GIA group; **GIB** - von Mises stress in GIB group; **GIIB** - von Mises in GIIB group; and **GIIB** - von Mises in GIIB group.

Figure 3: Mohr-Coulomb stress values



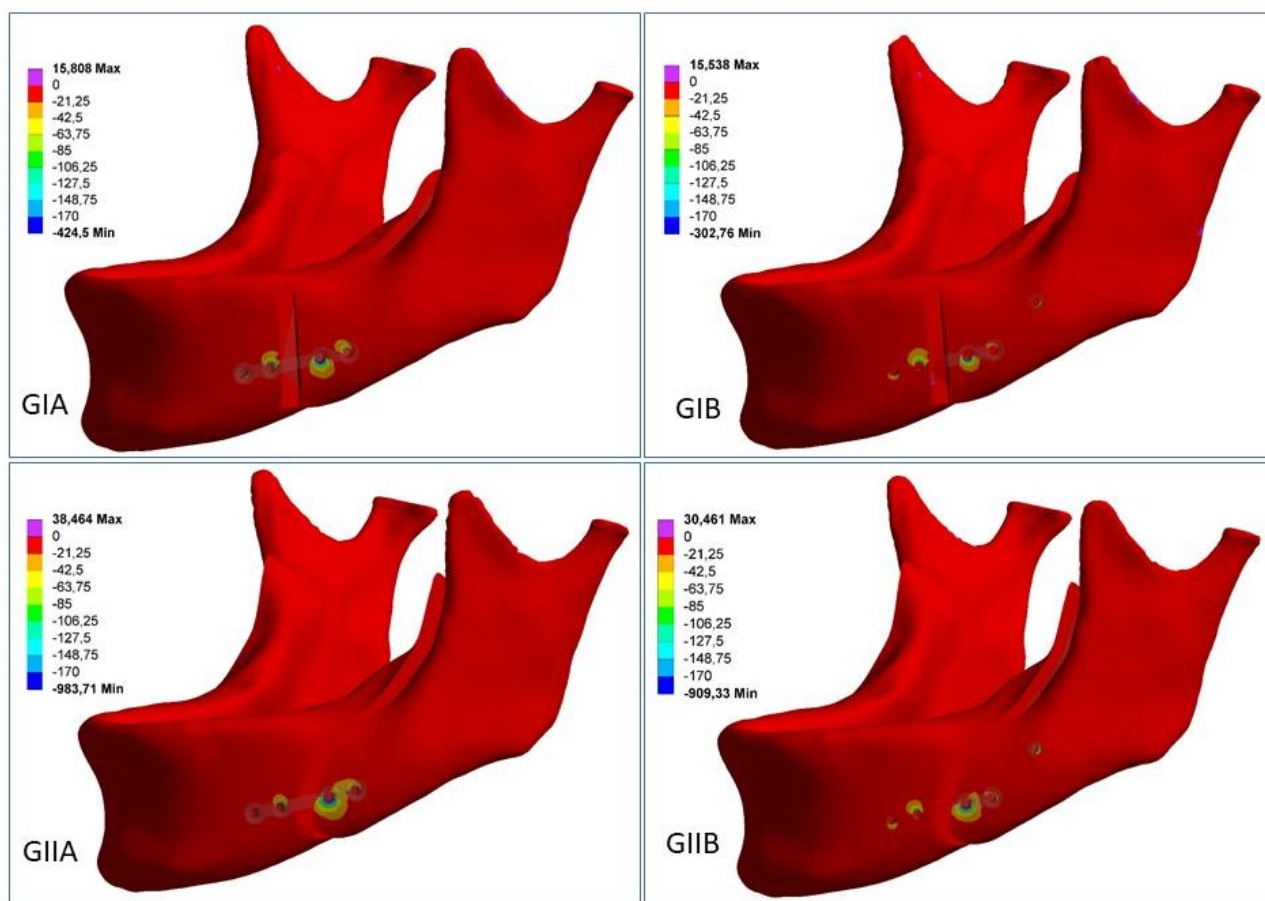
GIA – Mohr-Coulomb stress values in GIA group; **GIB** – Mohr-Coulomb stress values in GIB group; **IIA** – Mohr-Coulomb stress values in IIA group; and **GIIB** – Mohr-Coulomb stress values in GIIB group.

Figure 4: Principal Maximum Stress values



GIA - Maximum principal stress values in GIA group; **GIB** - Maximum principal stress values in GIB group; **IIA** - Maximum principal stress values in IIA group; and **GIIB** - Maximum principal stress values in GIIB group.

Figure 5: Principal Minimum Stress values



GIA - Minimum principal stress values in GIA group; **GIB** - Minimum principal stress values in GIB group; **GIIA** - Minimum principal stress values in GIIA group; and **GIIB** - Minimum principal stress values in GIIB group.

3 CONCLUSÃO

O desenho da osteotomia não influenciou a intensidade e distribuição das zonas de tensões quando a técnica híbrida foi aplicada, já quando a fixação foi apenas com placa a osteotomia angulada apresentou melhor distribuição das tensões.

REFERENCIAS*

- 1 Andrade VC *et al.* Photoelastic evaluation of two different sagittal split ramus osteotomies in advancement surgery. *Int J Clin Exp Med.* 2014;7:1940-4.
2. Apud Aziz SR. Simon P Hullihen and the origin of orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 2004; 62(10): 1303-7.
3. Booth, D.F. Control of the proximal segment by lower border wiring in the sagittal split osteotomy. *J Maxillofac Surg.* 1981; 9: 126-128.
4. Brasileiro BF, Gempel RG, Ambrosano GMB, Passeri LA. An In Vitro evaluation of rigid internal fixation techniques for sagittal split ramus osteotomies: advancement surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 2009; 67: 809-817.
5. Chuong C, Borotikar B, Schwartz-Dabney C, Sinn DP. Mechanical characteristics of the mandible after bilateral sagittal split ramus osteotomy: comparing 2 different fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg.* 2005;63(1):68–76.
6. Dal Pont G. Retromolar osteotomy for correction of prognathism. *J Oral Surg* 1961; 19: 42-7.
7. Epker BN; Fish LC. Dentofacial deformities – Integrated surgical and orthodontic correction. v.1, Mosby, 1986.
8. Epker BN. Modifications of the sagittal osteotomy of the mandible. *J Oral Surg.* 1977;35:157–159.
9. Farrel, BB, Tucker, MR: Mnadibular Asymmetry: Diagnosis and Treatment Considerations. In: Bagheri, SC, Bell B, Khan, HA. *Current Therapy in Oral and Maxillofacial Surgery*, 1st ed., 671-684, 2011.
10. 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:e5.

* 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.

11. Hunsunck E. A modified intraoral sagittal splitting technique for correction of mandibular prognathism. *J Oral Surg* 1968; 26: 249-52.
12. Murphy MT, Haug RH, Barber JE. An in vitro comparison of the mechanical characteristics of three sagittal ramus osteotomy fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg* 1997; 55: 489-94.
13. McDonald WR, Stoelinga PJW, Blijdorp PA. Rigid fixation after sagittal split osteotomies using Champy plates. *Int J Adult Orthod*. 1987;2:89.
14. Ochs M. Bicortical screw stabilization of sagittal split osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg* 2003;61:1477-1484.
15. Pozzer L *et al.* Influence of the design in sagittal split ramus osteotomy on the mechanical behavior. *Int J Clin Exp Med*. 2014;7: 1284-8.
16. 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;114:60-8.
17. Sato FRL, Asprino L, Consani S, de Moraes M. Comparative biomechanical and photoelastic evaluation of different fixation techniques of sagittal split ramus osteotomy in mandibular advancement. *J Oral Maxillofac Surg*. 2010;68:160–6.
18. Santos ZTB, Goulart DR, Sigua-Rodriguez EA, Pozzer L, Olate S, Albergaria-Barbosa JR. Mechanical evaluation of the use of conventional and locking miniplate/screw systems used in sagittal split ramus osteotomy. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 2017;43:77-82.

* 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.

19. Schuchardt G. Es: in Beitrag zur chirurgischen kieferorthopadie unter berücksichtigunhrer für die behandlung angeborener und erworbener kieferdeformitäten bei soldaten. Dtsch Zahn Mund Kieferheilkd 1942;9:73
20. Stoelinga PJW, Borstlap WA. The fixation of sagittal split osteotomies with miniplate: the versatility of a technique. J Oral Maxillofac Surg 2003; 61: 1471-76.
21. Trauner R, Obwegeser H. Operative oral surgery: the surgical correction of mandibular prognatism and retrognathia with consideration of genioplasty. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1957; 10(7): 677-89.
22. Wolford LM. The sagittal split ramus osteotomy as the preferred treatment for mandibular prognathism. J Oral Maxillofac Surg 2000; 58(3): 310-2.

* 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.