



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



Eduardo Santana Jacob

**Avaliação por meio de elementos finitos da fixação interna com placas tipo
grade em dois diferentes tipos de osteotomia sagital do ramo mandibular**

Araraquara

2021



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



Eduardo Santana Jacob

Avaliação por meio de elementos finitos da fixação interna com placas tipo grade em dois diferentes tipos de osteotomia sagital do ramo mandibular

Dissertação apresentada à Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia de Araraquara para obtenção do título de Mestre em Ciências Odontológicas, na área de Diagnóstico e Cirurgia.

Orientador: Profº Drº Eduardo Hochuli Vieira

Araraquara

2021

J15a

Jacob, Eduardo Santana

Avaliação por meio de elementos finitos da fixação interna com placas tipo grade em dois diferentes tipos de osteotomia sagital do ramo mandibular / Eduardo Santana Jacob. -- Araraquara, 2021

72 p. : il., tabs., fotos

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia, Araraquara

Orientador: Eduardo Hochuli Vieira

1. Cirurgia ortognática. 2. Osteotomia. 3. Mandíbula. 4. Fixadores internos. 5. Análise de elementos finitos. I. Título.

Sistema de geração automática de fichas catalográficas da Unesp. Biblioteca da Faculdade de Odontologia, Araraquara. Dados fornecidos pelo autor(a).

Essa ficha não pode ser modificada.

Eduardo Santana Jacob

Avaliação por meio de elementos finitos da fixação interna com placas tipo grade em dois diferentes tipos de osteotomia sagital do ramo mandibular

Comissão Julgadora

Dissertação para obtenção do grau de Mestre em Ciências Odontológicas

Presidente e orientador: Profº Drº Eduardo Hochuli Vieira

2º Examinador: Profº Drº Marcelo Silva Monnazzi

3º examinador: Profº Drº Rafael Tajra Evangelista Araújo

Araraquara, 09 de Março de 2021

DADOS CURRICULARES

Eduardo Santana Jacob

NASCIMENTO: 17/04/1990 – Cajuru – São Paulo

FILIAÇÃO: Jorge Luiz Jacob e Leila Santana Jacob

2008 – 2011: Graduação em Odontologia pela Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto (FORP-USP)

2012: Aperfeiçoamento Profissional em Cirurgia e Traumatologia Buco-maxilo-facial (FOAr-UNESP)

2013 – 2016: Residência em Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial (FORP-USP)

2016-2018: Especialização em Implantodontia (UNIFEB – Barretos).

2019-atual: Mestrando em Ciências Odontológicas- Área de concentração: Diagnóstico e Cirurgia (FOAr- Unesp)

Dedico esse trabalho a Deus, pela proteção, sabedoria e inúmeras bênçãos a mim ofertadas.

Aos meus pais Jorge Luiz e Leila que não mediram esforços ao longo de suas vidas para estimular seus filhos a estudar e vencerem na vida.

A minha irmã Débora por todo o amor, carinho e parceria.

A minha namorada pelo amor e estímulo na busca pelas conquistas na vida pessoal e profissional.

AGRADECIMENTOS

A DEUS por me abençoar e guiar na conclusão de mais uma etapa na minha vida.

Ao Profº Drº Eduardo Hochuli Vieira, um grande cirurgião e professor, por ter me recebido de braços abertos como seu orientado. Grato também por todo aprendizado proporcionado e pela confiança em meu trabalho.

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

Aos meus pais (Jorge Luiz e Leila) e minha irmã (Débora) pela dedicação incansável e por toda a estrutura familiar oferecida para a conclusão de mais uma etapa.

À minha namorada pelo amor e parceria. Por tornar meus dias mais felizes e pelo apoio em todos os momentos.

Agradecimento especial ao Profº Drº Marcelo Silva Monnazzi por toda a colaboração e dedicação junto ao desenvolvimento deste trabalho, pelos ensinamentos e amizade.

Aos professores da Disciplina de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP: Prof. Dr. Mário Francisco Real Gabrielli; Profa. Dra. Marisa Aparecida Cabrini Gabrielli; Prof. Dr. Valfrido Antonio Pereira Filho; Prof. Dr. José Scarso Filho e Prof. Dr. Roberto Henrique Barbeiro pela contribuição na minha formação profissional e pessoal.

A todos os colegas de Pós-Graduação, residentes, estagiários e funcionários da Disciplina de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial - UNESP pela convivência e ajuda mútua durante todo o período de Pós-Graduação.

Agradecimento ao amigo Renato Torres Augusto Neto e sua família (Renato, Cristina, Rodrigo e Déborah) pela recepção calorosa e acolhimento familiar em Araraquara.

A todos os que estiveram presentes nesta fase e contribuíram para a realização deste trabalho, o meu muito obrigado.

“Sábio é o ser humano que tem coragem de ir diante do espelho da sua alma para reconhecer seus erros e fracassos e utilizá-los para plantar as mais belas sementes no terreno de sua inteligência.”

Augusto Cury*

* Cury A. Revolucione sua qualidade de vida. Rio de Janeiro: Sextante; 2002.

Jacob ES. Avaliação por meio de elementos finitos da fixação interna com placas tipo grade em dois diferentes tipos de osteotomia sagital do ramo mandibular [dissertação de mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2021.

RESUMO

A osteotomia sagital dos ramos mandibulares (OSRM) é o procedimento cirúrgico mais utilizado para correção das deformidades na mandíbula. Sua versatilidade e ampla descrição na literatura assegura sua utilização no tratamento das principais desarmonias faciais. Diversas alterações foram propostas ao longo dos anos com o objetivo de proporcionar estabilidade dos segmentos, previsibilidade no tratamento e redução da morbidade cirúrgica. Diferentes métodos de fixação interna estável da OSRM são utilizados, sendo os mais comuns: uma placa com parafusos monocorticais, duas placas com parafusos monocorticais, três parafusos bicorticais em diferentes posições e uma placa com parafusos monocorticais associado a parafusos aposicionais. As placas tipo grade vem sendo utilizadas com sucesso no tratamento das fraturas de ângulos mandibulares, apresentando-se como alternativa ao uso das placas convencionais. Os sistemas tridimensionais permitem uma simples adaptação simultânea da borda superior e inferior da placa ao osso pelo acesso intra-oral, com a facilidade de manutenção do posicionamento ósseo durante a fixação. O uso da análise de elementos finitos permite avaliar, em um modelo matemático, as estruturas de interesse em um ambiente controlado, bem como a aplicação de forças em qualquer ponto e/ou direção, medindo a deformação dos materiais e a tensão aplicada aos mesmos. Devido a escassez de trabalhos avaliando a viabilidade da osteossíntese da OSRM convencional e osteotomias mandibulares curtas com as placas tipo grade, o presente trabalho avaliou a distribuição de tensão sobre as placas, parafusos e estrutura óssea adjacente, pelo método de análise de elementos finitos tridimensional, em dois tipos de avanços lineares. Os dados foram avaliados por meio da distribuição de tensão von Mises nos materiais considerados dúcteis (placas e parafusos) e pelas tensões máximas principais nos materiais não dúcteis (osso cortical e medular). O trabalho concluiu que o aumento do avanço mandibular resultou em uma maior tensão sobre o tecido ósseo, placas e parafusos em ambas as osteotomias e que a osteotomia curta apresentou-se com a menor distribuição de

tensão, dentre todos os modelos, no avanço linear de 5,00 milímetros, sugerindo uma maior segurança clínica na sua utilização.

Palavras – chave: Cirurgia ortognática. Osteotomia. Mandíbula. Fixadores internos. Análise de elementos finitos.

Jacob ES. Finite element evaluation of internal fixation with grid-type plates in two different types of Bilateral Sagittal Split Osteotomy. [dissertação de mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2021.

ABSTRACT

Bilateral Sagittal Split Osteotomy (BSSO) is the most widely used surgical procedure to correct mandibular deformities. Its versatility and wide description in the literature ensures its use in the treatment of the main facial disharmonies. Several changes have been proposed over the years in order to provide stability of the segments, predictability in the treatment and reduction of surgical morbidity. Different methods of stable internal fixation of the BSSO are used, the most common being: a plate with monocortical screws, two plates with monocortical screws, three bicortical screws in different positions and a plate with monocortical screws associated with appositional screws. Grid-type plates have been used successfully in the treatment of mandibular angle fractures, presenting themselves as an alternative to the use of conventional plates. The three-dimensional systems allow a simple simultaneous adaptation of the upper and lower edge of the plate to the bone by intraoral access, with the ease of maintaining bone positioning during fixation. The use of finite element analysis allows to evaluate, in a mathematical model, the structures of interest in a controlled environment, as well as the application of forces at any point and / or direction, measuring the deformation of the materials and the stress applied to them. Due to the scarcity of studies evaluating the viability of osteosynthesis of conventional BSSO and short mandibular osteotomies with grid-type plates, the present work evaluated the stress distribution on the plates, screws and adjacent bone structure, using the three-dimensional finite element analysis method in two types of linear feeds. The data were evaluated by means of von Mises stress distribution in materials considered ductile (plates and screws) and by the main maximum stresses in non-ductile materials (cortical and medullary bone). The work concluded that the increase in the mandibular advancement resulted in a greater tension on the bone tissue, plates and screws in both osteotomies and that the short osteotomy presented with the lowest stress distribution, among all models, in the linear advancement of 5.00 mm, suggesting greater clinical safety in its use.

Keywords: Orthognathic surgery. Osteotomy. Mandible. Internal fixators. Finite element analysis.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
2 PROPOSIÇÃO	15
3 REVISÃO DA LITERATURA	16
3.1 Osteotomia Sagital do Ramo Mandibular (OSRM)	16
3.2 Técnicas de Fixação para a Osteotomia Sagital do Ramo Mandibular	27
3.3 Estudos com Análise de Elementos Finitos	33
4 MATERIAL E MÉTODO	36
4.1 Confeção dos Modelos Tridimensionais	36
4.2 Modelagem das Placas	38
4.3 Simulação Cirúrgica e Distribuição em Grupos	41
4.4 Análise de Elementos Finitos	46
5 RESULTADO	49
6 DISCUSSÃO	57
7 CONCLUSÃO	63
REFERÊNCIAS	64

1 INTRODUÇÃO

A evolução técnica da cirurgia ortognática associando segurança e excelência em resultados clínicos, propiciaram um aumento dos benefícios oferecidos aos portadores de deformidades dento-esqueléticas. A osteotomia sagital dos ramos mandibulares (OSRM) é considerada um dos procedimentos cirúrgicos com maior versatilidade e que mais sofreu avanços técnicos ao longo do tempo¹. Inicialmente descrita por Trauner e Obwegeser² (1957), diversas alterações foram propostas com a finalidade de diminuir a morbidade e o risco de complicações, aumentar a estabilidade óssea e minimizar os danos aos tecidos envolvidos³⁻⁷.

A fixação interna estável (FIE), utilizando placas e parafusos, iniciou-se no tratamento das fraturas ósseas. Sua utilização na fixação de osteotomias maxilo-faciais aumentou a segurança e o sucesso clínico das cirurgias ortognáticas. Spiessl⁸ em 1974 foi pioneiro no uso de parafusos para fixação da osteotomia sagital. O autor descreveu a aplicação de parafusos compressivos (*lag*), utilizando três parafusos de 2,4 mm, em “L”-invertido, com um parafuso inserido abaixo do canal mandibular e dois posicionados acima. A utilização de placas e parafusos de titânio tem sido o método mais utilizado para estabilização da OSRM oferecendo maior conforto ao paciente, devido a ausência do bloqueio maxilo-mandibular, maior rapidez no retorno as funções pré-operatórias, melhor suporte nutricional e redução de recidivas^{9,10}.

Diversos trabalhos têm proposto protocolos alternativos de FIE visando melhorias como: redução de lesões ao feixe vâsculo-nervoso alveolar inferior, diminuição de distúrbios neurosensoriais, aumento da estabilidade óssea e redução da necessidade de incisões percutâneas^{11,12}. Um grande número de materiais e técnicas tem sido empregado por acesso intra ou extra-bucais, utilizando placas e parafusos mono e bicorticais, parafusos posicionais ou *lag screws*, variando em tamanho, configuração, forma e quantidade^{1,13-16}.

A utilização de placas tipo grade com parafusos monocorticais tem sido relatada com sucesso para o tratamento de fratura dos ângulos mandibulares e na fixação de osteotomias mandibulares. Suas vantagens incluem uma geometria favorável à redução óssea, estabilização da fratura em três dimensões, resistência ao torque, maleabilidade e menor custo (comparada a utilização de duas placas). A literatura atual indica os sistemas tridimensionais, placas grade, como uma alternativa ao uso das placas convencionais por algumas vantagens como: abordagem intraoral,

simples adaptação ao osso sem deslocamento da fratura, além da adaptação simultânea das bordas superior e inferior da placa ao osso¹⁷⁻²³.

A análise por meio dos elementos finitos (AEF) se tornou uma alternativa metodológica para avaliar as tensões biomecânicas, tanto nas estruturas ósseas quanto nas superfícies dos materiais de síntese²⁴. Com a criação de modelos computacionais realísticos, a AEF oferece dados quantitativos de maneira não invasiva e sem as limitações dos testes *in vivo* como, por exemplo, a cooperação dos pacientes, o custo elevado e a limitação de dados mensuráveis²⁵.

O uso de um sistema de adaptação simplificada, a possibilidade de redução da quantidade de placas e parafusos e um menor tempo de fixação fundamentam pesquisas para validação de novas técnicas de osteossíntese da OSRM. As modificações atuais no desenho das osteotomias mandibulares visam simplificar tecnicamente o procedimento, reduzir o índice de fraturas indesejáveis bem como as lesões neurovasculares do feixe alveolar inferior. Com as diversas vantagens descritas pelo uso da placa grade em mandíbula, o advento de novos desenhos de osteotomias mandibulares curtas, aliado a escassez de trabalhos relacionando este tipo de FIE às osteotomias mandibulares, o presente estudo visa analisar, por meio de elementos finitos, a distribuição de tensões neste tipo de fixação e no tecido ósseo adjacente.

2 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar a distribuição da tensão ocorrida sobre o sistema placa grade-parafusos e cortical óssea na fixação de dois desenhos diferentes de osteotomias do ramo mandibular com avanços lineares de 5,00 e 7,00 milímetros, por meio da análise de elementos finitos.

3 REVISÃO DA LITERATURA

3.1 Osteotomia Sagital do Ramo Mandibular (OSRM)

A osteotomia sagital dos ramos mandibulares é o procedimento cirúrgico mais utilizado para correção das deformidades mandibulares²⁶. Simon Hullihen²⁷, em 1849, descreveu a correção de uma importante deformidade mandibular decorrente de uma contratura tecidual por queimadura nos tecidos da face e do pescoço. Dentre os diversos procedimentos realizados, a correção esquelética da mandíbula ficou marcada como a primeira osteotomia mandibular realizada (Figura 1).

Figura 1 - Osteotomia mandibular realizada por Hullihen²⁷ (1849).

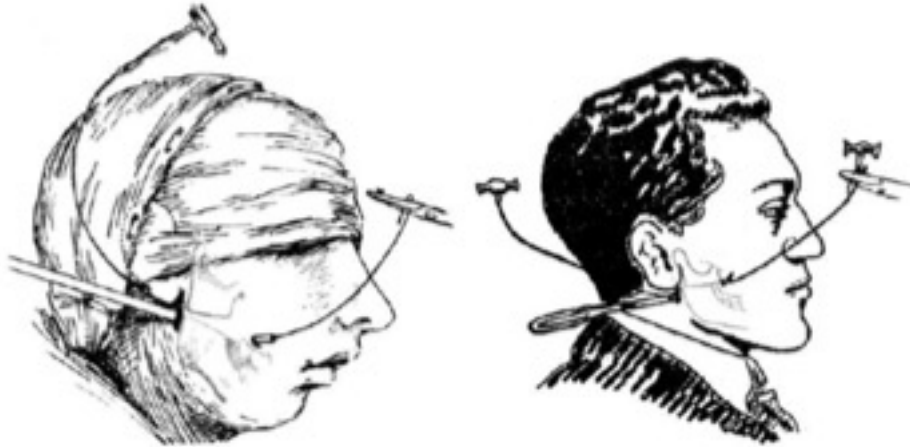


Fonte: Hullihen²⁷ (1849).

Blair²⁸ (1907) descreveu uma técnica para correção do prognatismo mandibular através de uma osteotomia percutânea com o uso da serra de Gigli próxima à região do colo do côndilo, entretanto a ausência de contato ósseo entre os fragmentos apresentava a recidiva como complicação importante (Figura 2). Perthes²⁹, em 1922, propôs a osteotomia dos ramos mandibulares com cortes horizontais por acesso intra-

bucal ou extra-bucal. Porém, a limitação destas osteotomias horizontais levava a resultados insatisfatórios.

Figura 2 - Osteotomia proposta por Blair²⁸ (1907) para correção de prognatismo mandibular.



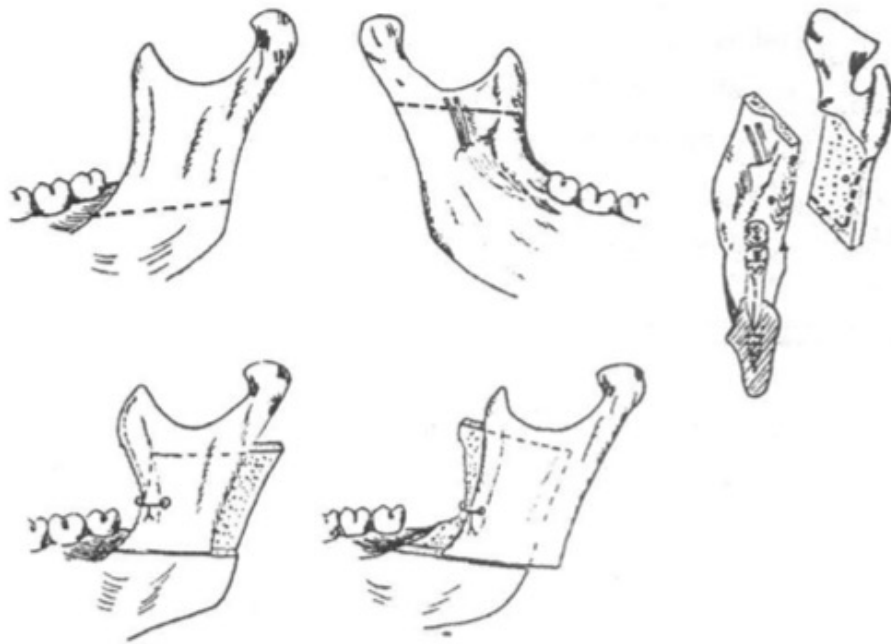
Fonte: Blair²⁸ (1907).

O trabalho de Schuchardt³⁰, em 1942, na Alemanha, marcou o início de um maior desenvolvimento técnico das osteotomias do ramo mandibular, com uma modificação da osteotomia horizontal mandibular, pela utilização de duas osteotomias horizontais do ramo mandibular. A primeira osteotomia localizada na cortical medial logo acima da língua, estendendo-se até a borda posterior do ramo, unindo-se à segunda osteotomia horizontal na cortical lateral, cerca de 10 mm abaixo da osteotomia medial. Foi considerada a primeira osteotomia do ramo mandibular, realizada via intra-bucal, com objetivo de correção das maloclusões dentárias ou das deformidades dento-faciais³¹.

Em 1957, Trauner e Obwegeser² descreveram a técnica precursora da atual osteotomia sagital do ramo mandibular como “separação vertical do ramo ascendente” (Figura 3). Diferentemente das técnicas previamente descritas, havia uma maior versatilidade devido a possibilidade de correção do prognatismo, retrognatismo e da mordida aberta anterior, auxiliado pelo aumento dos contatos ósseos. Segundo Wyatt³¹ (1997), as osteotomias horizontais eram semelhantes às citadas por Schuchardt (1942), porém os autores modificaram a localização da osteotomia inferior, a 25 mm da superior. A terceira osteotomia unia as demais permitindo a

separação da mandíbula em dois segmentos, um proximal, contendo o côndilo e um distal, correspondendo ao segmento contendo os dentes. Os segmentos ósseos eram fixados com fio de aço na área mais anterior e o bloqueio maxilo-mandibular (BMM) era mantido por 5 a 6 semanas. Esta modificação aumentou a interface óssea entre os segmentos da osteotomia.

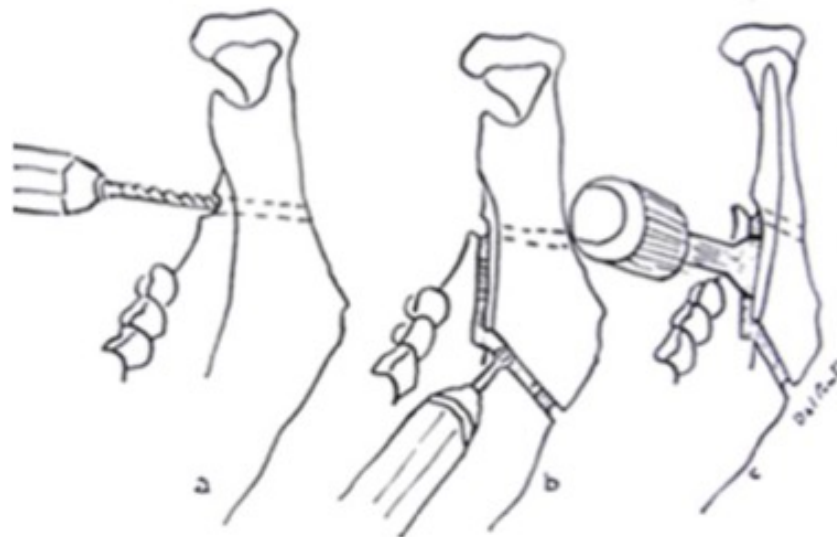
Figura 3 - Osteotomia sagital descrita por Trauner e Obwegeser² (1957).



Fonte: Trauner e Obwegeser² (1957).

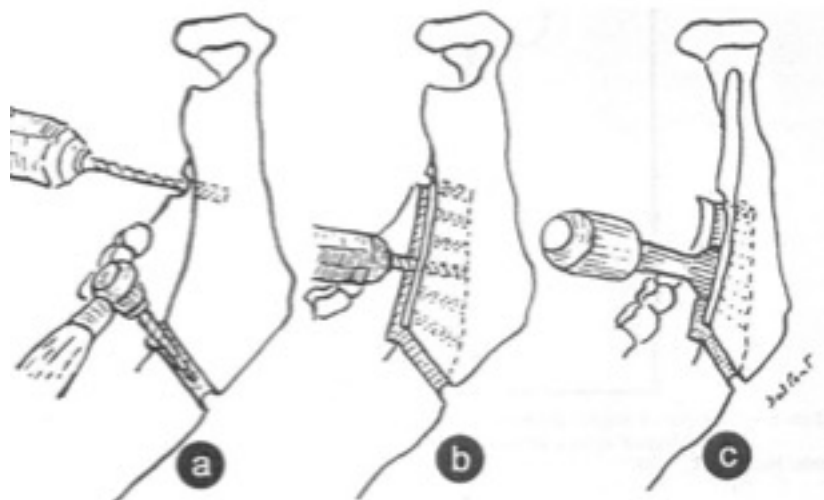
Dal Pont⁴ (1961) sugeriu alterações na osteotomia objetivando uma melhor adaptação dos fragmentos e maior superfície de contato ósseo com a possibilidade de correção do prognatismo, micrognatia, mordida aberta anterior e a preservação das inserções musculares. Denominada “osteotomia retromolar”, o autor descreve em seu artigo duas técnicas. A primeira, e de maior destaque, foi a osteotomia sagital, em que o corte localiza-se em um plano perto da margem da linha oblíqua e estende-se sagitalmente entre as duas corticais da região retromolar ao ângulo mandibular (Figura 4). A segunda foi a osteotomia oblíqua, em que a secção inicia-se na margem da linha oblíqua e passa acima da região retromolar e emerge na região lingual ao longo da linha milohioidéia (Figura 5).

Figura 4 - Osteotomia sagital descrita por Dal Pont⁴ (1961).



Fonte: Dal Pont⁴ (1961).

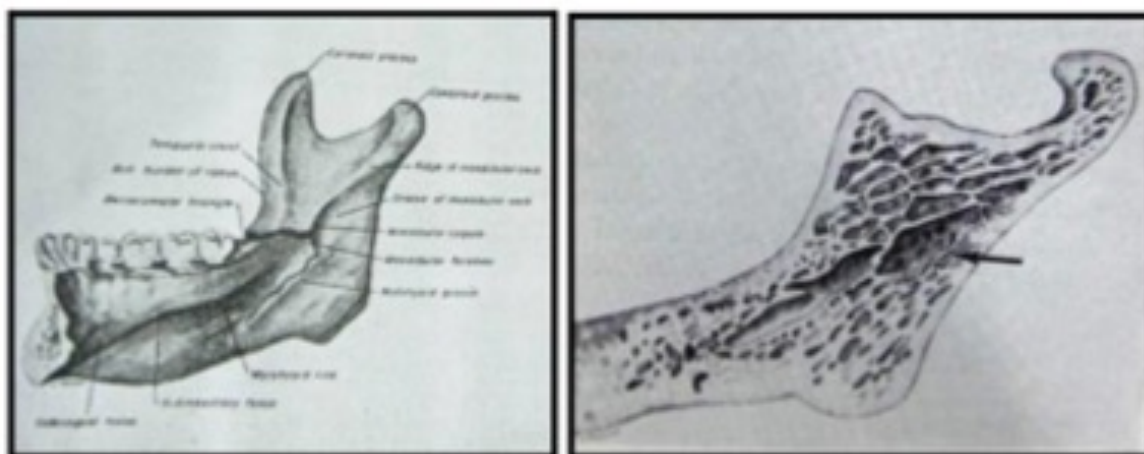
Figura 5 - Osteotomia oblíqua retromolar descrita por Dal Pont⁴ (1961).



Fonte: Dal Pont⁴ (1961).

Hunsuck³, em 1968, sugeriu realização da osteotomia horizontal logo após a língua, na região da depressão retro-lingual, sem extendê-la até a borda posterior do ramo, diminuindo ainda mais o descolamento muscular. A osteotomia inferior posicionava-se na área distal do segundo molar, obtendo neste local a maior espessura óssea no sentido buco-lingual (Figura 6). Esta técnica permitiu um aumento da previsibilidade na separação dos segmentos, diminuindo dessa forma a ocorrência de fraturas incorretas e maior preservação do feixe vâsculo-nervoso alveolar inferior. Hunsuck introduziu ainda o conceito da utilização de guias de resina visando orientação da oclusão com o reposicionamento mandibular durante o período de bloqueio maxilo-mandibular. O autor apresentou a vantagem de sua modificação quanto ao período de BMM, que seria diminuído de 6 semanas pela técnica de Trauner e Obwegeser² (1957) para 4 semanas.

Figura 6 - Osteotomia sagital descrita por Hunsuck³ (1968).



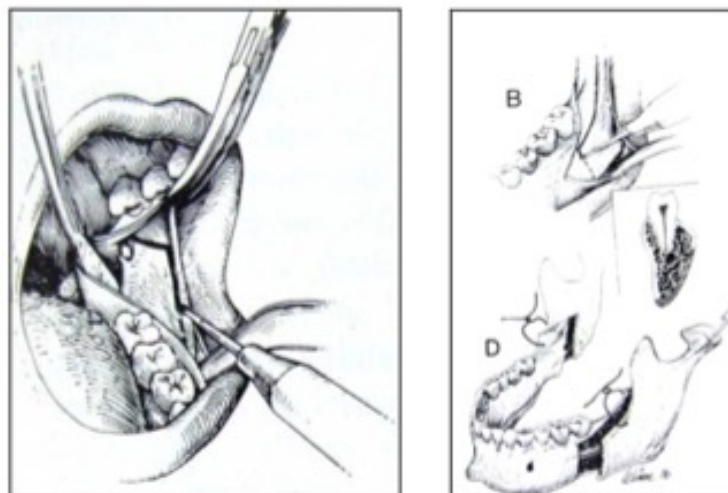
Fonte: Hunsuck³ (1968).

Gallo et al.⁶ (1976) desenvolveram uma técnica para correção do retrognatismo e melhor controle do segmento proximal. A osteotomia de Trauner e Obwegeser modificada por Dal Pont é realizada até a metade da osteotomia vertical do corpo mandibular, onde um degrau é adicionado. A função principal desta modificação seria impedir a rotação horária do segmento proximal, possuindo um maior controle de seu posicionamento.

Bell e Schendel⁷ (1977) através de estudo microangiográfico e histológico investigaram a vascularização, revascularização e o reparo ósseo após duas diferentes técnicas de OSRM em macacos. O trabalho envolveu 10 macacos, divididos em dois grupos, sendo realizado de um lado a técnica convencional descrita por Trauner e Obwegeser² (1957) e do outro a modificação desta técnica, preservando as inserções de tecido mole, especialmente na superfície lateral e inferior do ramo mandibular. Os resultados mostraram que a isquemia e necrose foram significativamente reduzidas quando utilizada a modificação da técnica.

A atual osteotomia sagital do ramo mandibular segue as alterações descritas por Epker³² (1977), sendo o avanço da técnica dado pela previsibilidade do procedimento. A OSRM possuía grandes complicações como edema excessivo, infecção, necrose asséptica, injúria ao nervo alveolar inferior (NAI) e recidiva pós-operatória. O NAI era possivelmente danificado por ação direta na entrada do forame mandibular e durante a separação sagital da osteotomia. O autor sugeriu a proteção do NAI na entrada do forame com algum instrumento e que durante a separação óssea, o feixe vâsculo nervoso deveria ser visualizado evitando sua ruptura. A recidiva do movimento foi abordada no mesmo trabalho considerando a posição condilar. Uma perfuração no segmento proximal era realizada inferiormente em relação a perfuração do segmento distal e, com isso, na torção do fio de aço, a aproximação dos furos acontecia em planos diferentes conferindo ao côndilo uma relação mais aceitável na fossa mandibular (Figura 7). Com essas modificações propostas por Epker³² (1977), o autor prevenia o edema pós-operatório exacerbado, dano ao NAI, necrose avascular e infecções, minimizando as recidivas e dando a esta técnica previsibilidade e confiabilidade.

Figura 7 - Osteotomia sagital descrita por Epker³² (1977).

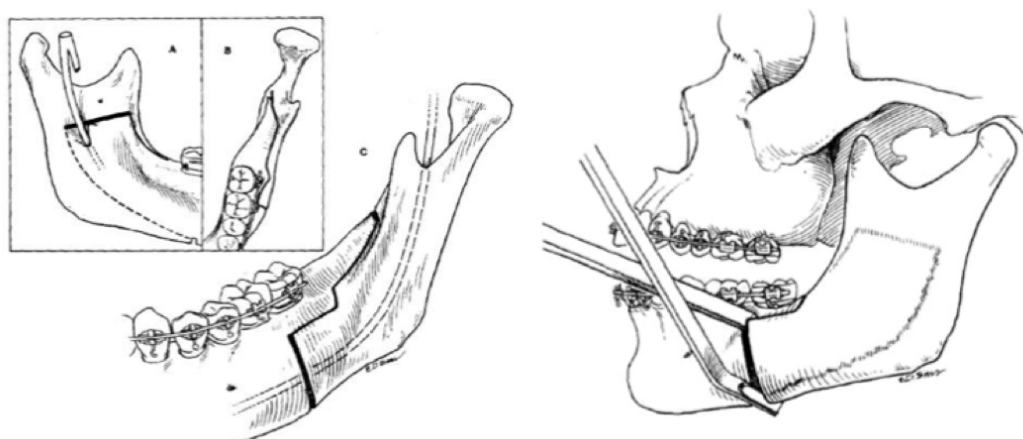


Fonte: Epker³² (1977).

Sendo assim, Turvey³³, em 1985, publicou a incidência de 8,2% de complicações em 128 pacientes submetidos a OSRM, apresentando como principais ocorrências: a transecção do nervo alveolar inferior (3,5%), fraturas incorretas (3,1%) e hemorragia (1,2%).

Wolford et al.³⁴ (1987) propôs uma osteotomia horizontal na cortical externa facilitando o reposicionamento condilar por meio do deslizamento do segmento proximal em direção a fossa mandibular. A osteotomia medial é realizada perpendicularmente ao ramo ascendente e imediatamente superior a língua da mandíbula estendendo o corte até 6 mm posterior a língua. O corte sagital segue paralelo ao ramo ascendente até a região do segundo molar. Perpendicularmente a cortical externa da mandíbula e conectando as linhas osteotomizadas, insere-se o degrau após o final do corte sagital e perpendicularmente a face lateral do corpo mandibular. A última osteotomia é realizada até a base da mandíbula em um ângulo de 90° com o término do degrau. Posteriormente, a osteotomia da borda anterior também foi proposta para maior previsibilidade da separação da osteotomia e diminuição do risco de fraturas incorretas (Figura 8)³⁵.

Figura 8 - Modificação da osteotomia descrita por Wolford³⁴ (1987).



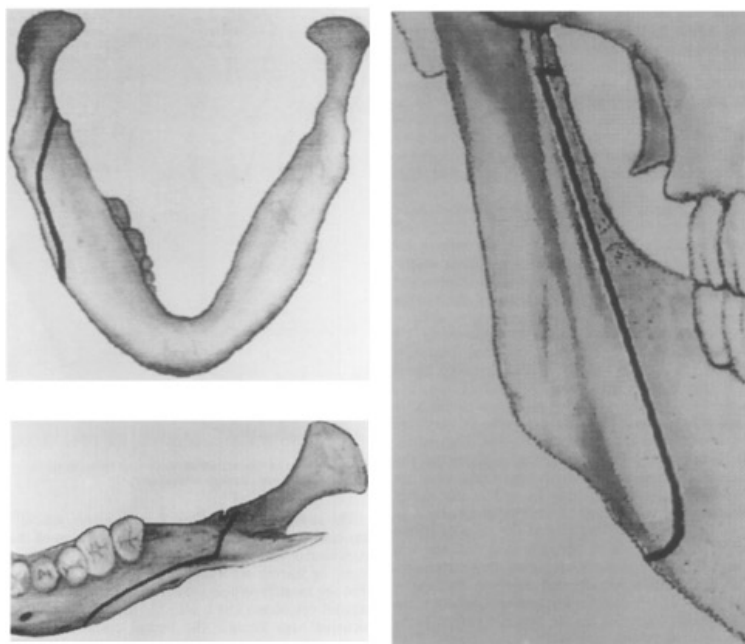
Fonte: Wolford³⁴ (1987).

Smith et al.³⁶ (1991) em seu estudo anatômico de mandíbulas humanas recomendaram a realização da osteotomia horizontal por medial na parte superior da língula ou logo acima da mesma, pois quanto mais superior, maior a chance de ocorrer a fusão entre as corticais, o que acarretaria maior dificuldade na separação dos segmentos, aumentando a incidência de danos ao feixe vâsculo-nervoso e de fraturas incorretas.

Gallia³⁷ (1992) descreveu o uso de cinzel perpendicular a base mandibular na osteotomia vertical, com o objetivo de prevenir fraturas indesejadas na porção lingual do segmento distal. Fun-Chee³⁸ (1992) também preocupado com a possibilidade de fraturas indesejáveis utilizou um cinzel em forma de T para induzir a osteotomia na base mandibular.

Wyatt³¹ (1997) sugeriu uma nova modificação da OSRM com a extensão vestibular da osteotomia até a região entre o segundo pré-molar e o primeiro molar inferior, sem a formação de ângulos retos nessa região, pois o NAI está localizado medialmente, evitando danos durante a separação dos segmentos (Figura 9). Segundo o autor, o resultado da modificação é possivelmente um procedimento livre de problemas.

Figura 9 - Osteotomia sagital modificada por Wyatt³¹ (1997).



Fonte: Wyatt³¹ (1997).

Marquez e Stella³⁹ (1998) modificaram desenho da osteotomia sagital deixando uma quantidade maior de osso na região distal do segundo molar e lateralmente ao terceiro molar, diminuindo possivelmente as chances de fraturas indesejáveis pelo aumento da resistência naquela região.

A OSRM é indicada para a correção do prognatismo, retrognatismo e das assimetrias mandibulares. É considerado o procedimento de escolha para o avanço mandibular, exceto quando este ultrapassa os 10 ou 12 mm⁴⁰, quando então é indicado uma osteotomia em “L”-invertido por acesso extra-bucal acrescido da técnica de enxertia óssea. Esta indicação se dá pelo contato entre os segmentos distal e proximal nesta magnitude de movimento⁴¹.

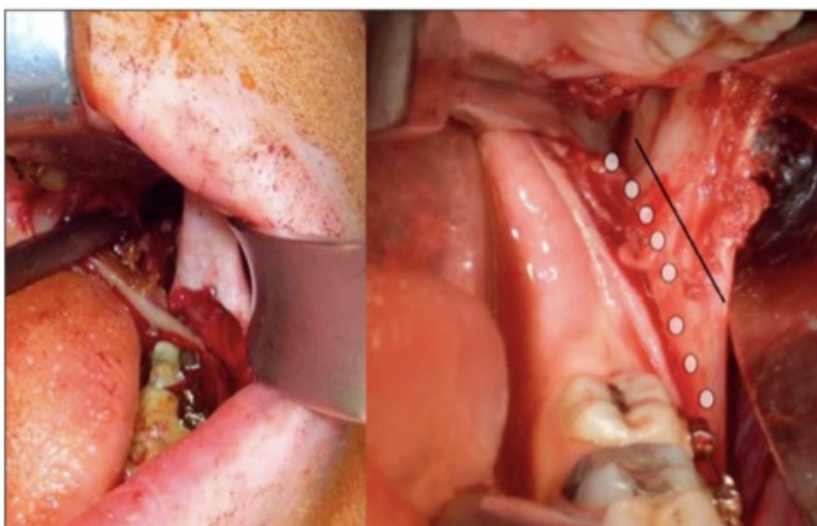
Epker et al.⁴² (1999) descreveram inicialmente a osteotomia lingual do segmento distal para a correção de assimetrias mandibulares. O uso da osteotomia sagital convencionalmente utilizada para a correção de assimetrias era contraindicada devido a deficiência estética causada no lado contralateral ao afetado. A região posterior do segmento distal aos molares promovia um deslocamento lateral do segmento proximal, causando um resultado estético inesperado. Sendo assim, o objetivo deste novo desenho é de suavizar a projeção lateral causada pelo segmento

distal no lado para onde há o desvio mandibular e consequentemente promover uma passividade no reposicionamento dos segmentos ósseos.

Farrel e Tucker⁴³ em 2011 propuseram uma alteração no desenho da osteotomia sagital para correção de assimetrias mandibulares, as quais podem ter alterações anatômicas que aumentam a complexidade da osteotomia impedindo o desenho de uma osteotomia convencional. A osteotomia superior inicial sobre a face lingual da mandíbula necessita de uma maior orientação vertical ou para baixo do que a tangente de um corte oblíquo típico na depressão retrolingual. A borda inferior requer maior descolamento do tecido mole para permitir uma melhor visualização, pois a incidência de fraturas desfavoráveis aumenta sem uma osteotomia adequada através da borda inferior.

Kater e Paulus⁴⁴ (2015) descreveram uma osteotomia sagital curta com a finalidade de reduzir os danos ao NAI e evitar contatos pré-angulares. A osteotomia segue a linha oblíqua em direção a região supra-angular, onde é completada por uma osteotomia da borda posterior da mandíbula, não envolvendo o canal mandibular (Figura 10). Segundo os autores, a técnica permite a execução da maioria dos movimentos mandibulares, com exceção de grandes avanços e aumento da altura do ramo mandibular.

Figura 10 - Osteotomia sagital curta descrita por Kater, Paulus⁴⁴ (2005).

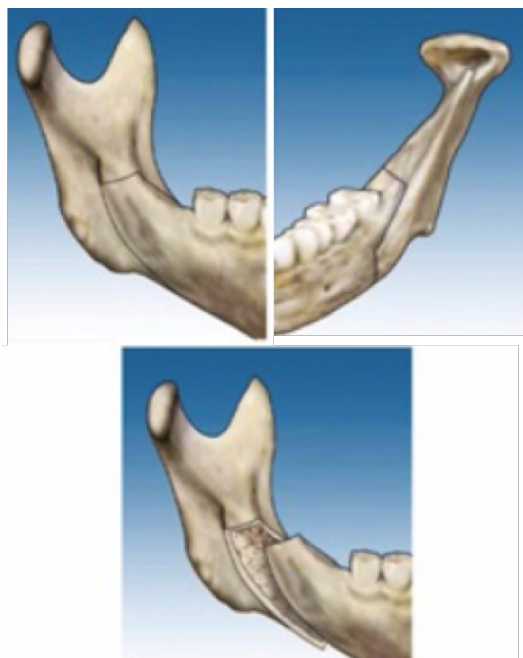


Fonte: Kater, Paulus⁴⁴ (2005).

Böckmann et al.⁴⁵ (2015) adicionaram, *in vitro*, uma nova osteotomia da borda inferior da mandíbula a técnica Obwegeser-Dal Pont com o objetivo de ter uma fratura mais definida com menor força de torque e menor morbidade ao nervo alveolar inferior. Os autores concluíram que a osteotomia adicional diminuiu consideravelmente a força necessária para separação mandibular, podendo ser possível menores danos ao NAI.

Sant'Ana et al.⁴⁶ (2017) descreveram uma nova modificação no desenho da osteotomia sagital com o objetivo de minimizar as fraturas indesejáveis e reduzir a manipulação do feixe neurovascular alveolar inferior. A osteotomia proposta inicia-se enfraquecendo a cortical óssea abaixo da língua seguindo até atingir a face distal do primeiro molar, onde une-se a uma osteotomia mandibular vertical descendente até a base óssea, perpendicular a sagital. A diferença proposta é que a fratura sagital na porção lingual teria um a trajetória horizontal, inferior e paralela a entrada do feixe alveolar inferior, para que o nervo ficasse livre após a osteotomia e mantendo a inserção do músculo pterigomassetérico, ajudando a preservar a posição do côndilo (Figura 11).

Figura 11 - Osteotomia sagital modificada por Sant 'Ana⁴⁶ (2017).



Fonte: Sant'Ana⁴⁶ (2017).

3.2 Técnicas de Fixação para a Osteotomia Sagital do Ramo Mandibular

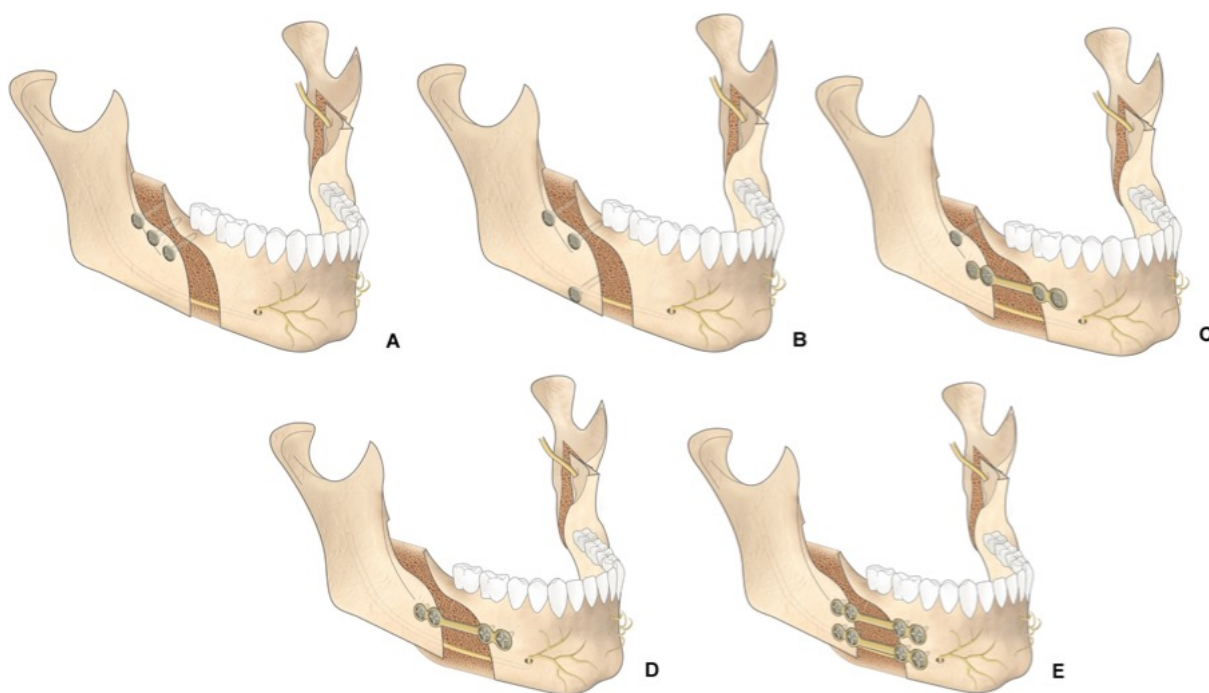
Desde os primeiros desenhos das osteotomias mandibulares, diversos estudos avaliam possíveis métodos de fixação dos segmentos ósseos. A técnica inicialmente utilizada baseava-se no bloqueio maxilo-mandibular com fio de aço por um período médio de seis semanas no pós-operatório^{34,47}. Devido a falta de estabilidade para permitir o retorno as funções mastigatórias, pesquisadores buscaram alternativas viáveis para promover rigidez na imobilização dos fragmentos bem como uma redução anatômica precisa⁴⁸.

A fixação interna estável (FIE) permite a estabilização dos segmentos osteotomizados por meio de placas e/ou parafusos. Esta fixação é instalada em contato direto com o osso, possibilitando sua função durante o reparo ósseo⁴⁹. Resulta em maior benefício ao paciente por eliminar a necessidade do BMM, promovendo uma maior estabilidade e um retorno a função imediata⁴⁹⁻⁵¹.

Em 1958 na Suíça foi fundada a Fundação para o Estudo da Fixação Interna, originalmente nomeada na língua alemã por *Arbeitsgemeinschaft fur Osteosynthesefragen* e na inglesa de *Association for the Study of Internal Fixation - AO/ASIF*. A AO/ASIF determina como princípios básicos da FIE: 1) redução anatômica dos fragmentos ósseos, 2) fixação estável da fratura/osteotomia, 3) emprego de técnica atraumática e, 4) retorno imediato a função. Estes princípios buscam permitir estabilidade para o reparo ósseo primário com manutenção da função mandibular⁵².

Diversas formas de fixação interna estável para OSRM foram descritas, sendo as mais comuns atualmente: fixação por meio de parafusos bicorticais em diferentes configurações (Figura 12 – A e B), miniplacas fixadas com parafusos monocorticais em combinação com um ou dois parafusos bicorticais fora da placa, conhecida como técnica híbrida (Figura 12 – C), miniplacas associadas a parafusos monocorticais (Figura 12 – D), e duas placas paralelas entre si fixadas com parafusos monocorticais (Figura 12 – E).

Figura 12 - Principais formas de fixação interna estável utilizadas na OSRM. A - parafusos bicorticais lineares. B - parafusos bicorticais em “L” invertido. C - técnica híbrida. D - miniplacas associada a parafusos monocorticias. E - duas placas fixadas com parafusos monocorticias.



Fonte: Kuik⁷⁴ (2018).

Ellis¹⁵ (1992) credits the osteosynthesis with the use of miniplates and screws in orthognathic surgery, involving the maxilla and the mandible, to the works of Michelet and Quentin⁵³ (1971) and Michelet et al.⁵⁴ (1971).

Spiessl⁸ (1974) proposes the use of bicortical compressive screws for the sagittal osteotomy of the mandibular ramus, being this technique one of the most used today. According to the author, three 2.4 mm screws would be installed perpendicular to the osteotomy for fixation of the OSRM. Turvey and Hall¹¹ (1986) suggested a modification of the technique with the insertion of titanium screws of angled form and intraoral approach, without the need for the use of the trocar, avoiding thus possible undesirable scars in the skin, lesions to vascular and nervous structures and simplification of the technique with consequent reduction of surgical time.

Considerada a técnica de fixação de OSRM por meio do uso de parafusos bicorticais, estes podem ser inseridos utilizando o método compressivo, posicional ou a associação destes^{55,56}. De acordo com a via de acesso, podem ser realizados por via intra ou extra-bucal. Em relação a disposição dos parafusos, a mais utilizada é em “L”- invertido, podendo ser introduzidos em angulação de aproximadamente 60°, por meio de acesso transbucal ou em 90°, com uso de trocarte e acesso transcutâneo⁵⁷. A fixação da OSRM com parafusos posicionais produz menos chance de torque condilar comparada com os parafusos compressivos, também previne a compressão do nervo alveolar inferior e impede que o segmento proximal seja empurrado contra o segmento distal, à medida que o parafuso é inserido^{50,57-59}.

A miniaturização dos materiais de fixação foi um importante passo para a consolidação das técnicas de FIE em osteotomias para correção de deformidades dento-esqueléticas, inicialmente proposta por Jeter et al.⁶⁰ (1984). Segundo Ellis III⁴⁹ (1993), a maioria dos cirurgiões passou a utilizar parafusos do sistema de 2,0 mm auto-rosqueantes para a estabilização da OSRM. O tamanho e o contorno das miniplacas empregadas para as osteotomias mandibulares foram modificados para facilitar a manipulação por via intra-bucal.

Diversos autores descrevem vantagens na utilização de miniplacas fixadas por meio de parafusos monocorticais do sistema 2,0 mm na OSRM. Dentre elas: técnica simples, ausência de acesso transcutâneo, menor risco de dano neurovascular, menor potencial de torque condilar, fácil correção do segmento distal quando este é mal posicionado durante a cirurgia e possibilidade de remoção do material de fixação sob anestesia local, se necessário^{55,57,61}. Ao contrário, alguns estudos demonstram menor resistência deste tipo de fixação, sendo mais susceptíveis à deformação, falhas e deslocamento, quando comparado a parafusos bicorticais^{10,55,61,62}.

A utilização do sistema com travamento foi proposta para fixação da OSRM por apresentar maior resistência⁶³, porém alguns autores não observaram diferença estatística nos testes mecânicos quando comparado com os sistemas de placas e parafusos convencionais⁶⁴.

Em 1996, Schwartz e Relle⁶⁵ propuseram uma técnica híbrida associando parafusos bicorticais e miniplacas fixadas com parafusos monocorticais por acesso intra-bucal. Após cinco anos de experiência, os autores relataram ausência de

dificuldades técnicas ou complicações, salientando que a estabilização dos segmentos ósseos e a facilidade na execução técnica foram potencializadas, e os riscos de cicatriz cutânea e deslocamentos condilares foram reduzidos. Apesar de ser bastante empregada atualmente, a técnica híbrida não possui muitos estudos biomecânicos na literatura e nenhum estudo avaliando clinicamente a estabilidade a longo prazo em comparação com outras comumente utilizadas. Murphy et al.⁶⁶ (1997) e Brasileiro et al.⁶⁷ (2009) demonstraram que a instalação de um parafuso bicortical aumentou a resistência do sistema quando comparado com as miniplacas e parafusos monocorticais em estudos *in vitro*.

De acordo com Anusavice⁶⁸ (2005), a resistência de um determinado sistema de fixação depende das propriedades mecânicas desse material (módulo de elasticidades, dureza, capacidade de deformação) e de seu comportamento mecânico, ou seja, o modo que ele reage aos carregamentos externos que incidem sobre ele. Pesquisas envolvendo a resistência mecânica das diversas formas de fixação são necessárias, pois elas indicam o desempenho do sistema de fixação quando submetidos às cargas mastigatórias do sistema estomatognático. Entretanto, mais importante do que se conhecer a resistência total do sistema de fixação é se conhecer o comportamento mecânico dos materiais.

Embora muito executada, não existe um consenso na literatura quanto ao método ideal de fixação das osteotomias sagitais do ramo mandibular. O tipo de fixação a ser utilizado deve, sempre que possível, buscar a manutenção passiva do segmento proximal, evitando o deslocamento indesejável dos côndilos mandibulares, bem como proporcionar estabilidade. Sendo assim, o cirurgião deve estar familiarizado com os possíveis métodos de FIE para que possa definir qual o mais eficaz, frente as variâncias anatômicas e de movimentos^{35,56}.

Novos projetos de placas para osteossíntese são constantemente desenvolvidos pela indústria. Estudos e testes para avaliação do desempenho desses novos materiais devem fornecer informações concretas de estabilidade e previsibilidade, comparados aos outros tipos de dispositivos já utilizados⁶⁹. Estudos clínicos experimentais são limitados devido a sua natureza potencialmente invasiva, custos, tempo de avaliação e diversos outros fatores²⁵. A maioria dos estudos sobre o tema utiliza modelos *in vitro* altamente idealizados⁷⁰.

Farmand⁷¹ em 1955 foi um dos precursores da utilização do conceito de fixação tridimensional com o uso de placas quadrangulares, geometricamente fechadas, na fixação de fraturas e osteotomias. O princípio se baseia na geometria favorável a estabilização óssea em três dimensões, com a utilização de um menor número de parafusos, abordagem intraoral, maleabilidade para adaptação, baixo perfil e o menor custo frente a utilização de mais de uma placa.

Pesquisas apontam que o sistema de fixação tridimensional oferece um comportamento biomecânico mais favorável do que as miniplacas convencionais em termos de estabilidade e resistência à tração em diferentes regiões da mandíbula²³. A placa quadrangular pode suportar forças de tração com valor aproximado de 690 N, que são quase o valor da capacidade de carga máxima da mandíbula⁷¹.

Hochuli-Vieira et al.⁷² (2011) destacam a estabilidade tridimensional da placa grade associada a parafusos monocorticais, sendo essa decorrente de sua geometria e não de sua espessura. O trabalho cita como vantagens a facilidade de manipulação intraoral e a simples adaptação sobre o osso, com a estabilização simultânea das zonas de tensão e compressão. Relatam também os baixos índices de complicações em estudos clínicos que compararam o uso dessa geometria de placa as placas retas convencionais em fraturas de mandíbula^{17,22, 23}.

De Oliveira et al.⁷³ (2016) mediram a resistência mecânica ao deslocamento de seis métodos de fixação estável comumente utilizados na osteotomia sagital do ramo mandibular através do uso de hemimandíbulas sintéticas. Os autores concluíram que as forças de resistência medidas nos deslocamentos de 1, 3 e 5 mm foram maiores para duas placas de 2,0 mm e a placa grade no movimento de avanço com a rotação do plano oclusal mandibular no sentido anti-horário.

Kuik et al.⁷⁴ (2018), em uma revisão sistemática, avaliaram a estabilidade das técnicas de fixação interna estável na osteotomia sagital do ramo mandibular com base em avaliações biomecânicas *in vitro* dos grandes avanços mandibulares. Um total de 24 estudos foram incluídos na pesquisa. Nos avanços mandibulares de até 7 mm, a placa grade juntamente com o uso de parafusos bicorticais, a técnica híbrida e as duas miniplacas convencionais foram mais estáveis. Já nos avanços de 10 mm, as

placas grade juntamente com duas miniplacas colocadas em paralelo foram os tipos de fixações que apresentaram mais estabilidade.

3.3 Estudos com Análise de Elementos Finitos

A análise de elementos finitos (AEF) é uma avaliação numérica de um modelo virtual tridimensional muito utilizado nas ciências que envolvem a engenharia, sendo uma metodologia cada vez mais utilizada nas pesquisas em Odontologia⁷⁵⁻⁷⁷. Diversos biomodelos de mandíbulas humanas foram criados para estudo e para analisar diferentes desenhos de osteotomias e tipos de fixação⁷⁸. Dentre as vantagens do método, está a verificação tridimensional das estruturas ósseas, bem como a distribuição de tensões nos materiais de interesse, sendo uma lacuna existente nas análises fotoelásticas. Maurer et al.⁷⁶ (2003) descrevem como vantagem, uma considerável economia de tempo bem como a redução na utilização de animais no desenvolvimento de futuros materiais de osteossíntese. Como principal desvantagem, por se tratar de um modelo matemático, esse precisa ser validado através de outras análises⁷⁹.

A confecção do modelo virtual é baseada em um processo matemático de discretização, no qual primeiramente são construídos pontos, linhas, superfícies e volumes a partir de uma tomografia computadorizada. As unidades de elementos são conectadas por nós que serão analisados também nos cálculos de tensão devido as alterações sofridas. A coincidência e descontinuidade dos elementos e dos nós formam o elemento finito. Sendo assim, quanto maior o número de elementos em que o objeto for dividido, mais dados estarão disponíveis para análise^{77,80}.

Para a construção do objeto computacional, as características mecânicas das superfícies de interesse devem ser inseridas. As características estudadas são: o módulo de elasticidade de Young (E), descrito em Mega Pascal (Mpa) ou Giga Pascal (GPa), e o coeficiente de Poisson (ν), o qual é adimensional e representado apenas por números. O primeiro índice está associado a medidas de rigidez dos materiais sólidos e o segundo mede a deformação transversal sofrida em relação à direção longitudinal aplicada em um material homogêneo e isotrópico. Os valores de tensão podem ser mensurados e representados por cores, de acordo com o estresse sofrido pela estrutura frente as cargas aplicadas^{25,75,76,80}.

Definir as características mecânicas das superfícies possibilita a avaliação de falha do objeto. Em caso de valores de tensão superiores aos suportados pela

estrutura após a carga, pressupõe-se deformação ou quebra do mesmo⁸¹. Diversos modelos mandibulares foram utilizados em AEF, considerando a cortical óssea isotrópica, homogênea e de elasticidade linear. Esses modelos avaliaram diferentes métodos de fixação em OSRM através de dados extraídos da literatura ou de tomografias computadorizadas^{75,76}. As propriedades mecânicas dos materiais de síntese são de igual importância visto o interesse no seu comportamento frente as cargas aplicadas. A informação fornecida pelo fabricante do material aumenta a precisão da análise, mas caso esta não esteja acessível, pode-se utilizar as características das ligas de titânio utilizadas nos materiais de síntese. Os valores padrão são de $E = 114 \text{ GPa}$ e $\nu = 0.34$ ⁸².

A AEF vem sendo utilizada recentemente para avaliação da fixação mandibular nas osteotomias sagitais dos ramos mandibulares. Maurer et al.⁷⁵ (1999) apresentaram um dos primeiros trabalhos em que compararam a fixação da osteotomia com parafusos do sistema 1,5 mm e 2,0 mm, demonstrando que a fixação menos rígida com os parafusos de 1,5 mm era suficiente para resistir as forças mastigatórias pós-operatórias.

Erkmen et al.⁸⁰ (2005) avaliaram o comportamento de quatro diferentes métodos de fixação da osteotomia sagital em avanço mandibular de 5 mm, sendo eles: três parafusos bicorticais lineares ou dispostos em forma triangular, uma placa com 4 parafusos monocorticais e duas placas com oito parafusos monocorticais. Concluiu-se que a utilização de três parafusos de 2,0 mm em configuração triangular forneceu a melhor estabilidade e menores tensões no local da osteotomia. As conclusões de Chuong et al.²⁵ (2005) corroboram com a do estudo anterior, sendo a utilização de três parafusos bicorticais, em configuração de L invertido, com menores tensões mecânicas na superfície óssea próxima aos parafusos bicorticais.

Oguz et al.⁸³ (2009) compararam o uso de placas convencionais e com sistema de travamento (*locking*) na fixação das osteotomias sagitais com a metodologia de análise dos elementos finitos, após avanço de 5 mm. Os autores concluíram que as placas com travamento apresentam melhor distribuição das tensões.

Bohluli et al.⁸¹ (2010) utilizaram a análise de elementos finitos para testar 9 diferentes métodos de fixação da osteotomia sagital, concluindo que apesar da

utilização de 3 parafusos em L invertido ser mais estável, a maioria das técnicas apresentavam estabilidade para a utilização clínica, com média de 125 N.

Sigua-Rodriguez et al.⁸⁴ (2019) avaliaram três métodos de fixação para osteotomia sagital dos ramos mandibulares, através da análise de elementos finitos. A hipótese testada era de que uma miniplaca customizada apresentava melhor concentração e distribuição de tensões do que os outros dois grupos respectivamente com duas placas convencionais fixadas por quatro parafusos e duas placas convencionais com seis parafusos. Os autores concluíram que a distribuição de stress na placa customizada não foi melhor que nos outros dois grupos em um avanço linear de 10 mm.

Albougha et al.⁸² (2015) analisaram nove técnicas de fixação interna estável para osteotomia sagital dos ramos mandibulares pela AEF. Utilizando uma carga oclusal de 500 N nos dentes posteriores, concluíram que a técnica híbrida, utilizando uma miniplaca reta, apresentava o menor deslocamento entre os modelos, sendo recomendada por sua estabilidade e menores desvantagens associadas.

Larson et al.⁸⁵ (2017) compararam a distribuição do estresse, através da análise dos elementos finitos, nos componentes de fixação (placas e parafusos) e no osso subjacente utilizando a técnica de placas deslizantes e a miniplaca convencional para fixação da osteotomia sagital dos ramos mandibulares. Os resultados do estudo indicaram que um aumento no número de orifícios ovais das placas deslizantes aumentaria a distribuição de tensões na placa e no osso em comparação com as miniplacas convencionalmente utilizadas.

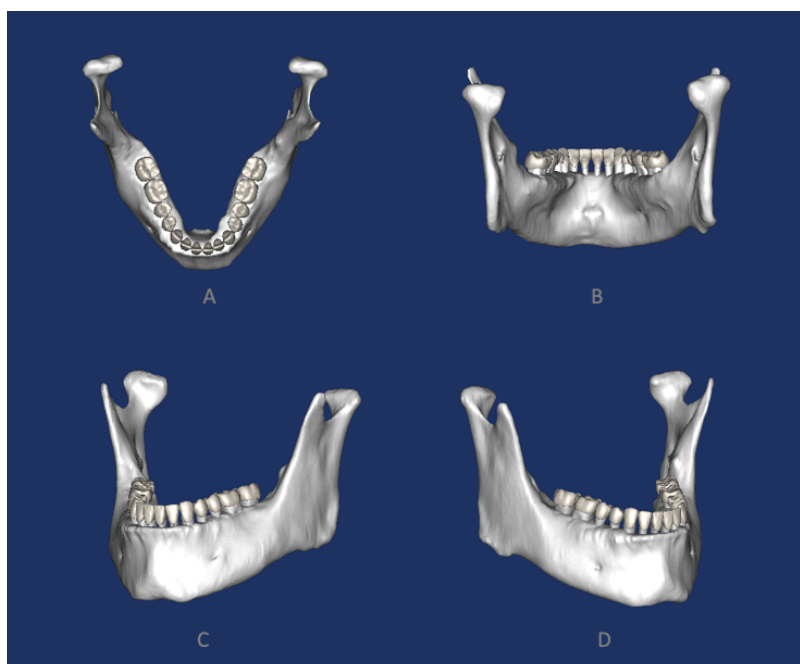
4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Confecção de Modelos Tridimensionais

Um exame contendo imagens Dicom (Digital Imaging and communications in Medicine) da mandíbula de um paciente do sexo masculino, sem anormalidades craniofaciais e sem a presença dos terceiros molares, com cortes constantes de 1,00 mm foi selecionado do banco de dados de tomografias do Departamento de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial da Universidade Estadual Júlio de Mesquita Filho, Faculdade de Odontologia, Araraquara, São Paulo. Para esta pesquisa não foi solicitado a aprovação do Comitê de Ética em Humanos devido a ausência de invasibilidade e a utilização exclusiva de dados tomográficos arquivados.

Na fase seguinte, o exame foi importado para o software MIMICS (Materialise, Leuven, Belgium) para gerar o arquivo “.STL” (standard triangle language) da mandíbula que foi utilizada para as simulações. A partir deste arquivo “.STL”, um modelo tridimensional da mandíbula dentada (CAD – Computed Aided Design) foi construído utilizando o mesmo software (Figura 13).

Figura 13 - Modelo mandibular tridimensional. A: imagem súpero-inferior. B: imagem pósterio-anterior. C: imagem lateral esquerda. D: imagem lateral direita.



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Na fase de pré-processamento, a geometria do modelo da mandíbula foi importada ao programa Rhinoceros 4.0 (McNeel North America, USA), permitindo a confecção de uma malha tetraédrica de elementos finitos com distinção das estruturas anatômicas em: esmalte dentário, dentina, ligamento periodontal, osso cortical e osso medular. A câmara pulpar foi preservada na confecção dos modelos e seu interior considerado vazio, uma vez que os valores mecânicos da polpa dentária são diminutos.

A análise deste modelo foi realizada por meio do software ANSYS 7.0 (Swanson Analysis Systems, Houston, USA) no qual a malha tetraédrica previamente confeccionada foi importada e submetida às análises. Os materiais simulados foram considerados elásticos, isotrópicos, lineares e homogêneos, respeitando as características mecânicas descritas na literatura^{86,87} e seguindo os parâmetros estabelecidos pelo Módulo de Young (E) e Proporção de Poisson (ν), conforme a Tabela a seguir:

Tabela 1 – Propriedades mecânicas dos materiais utilizados. E- Módulo de Elasticidade. ν - Proporção de Poisson

Materiais	E (GPa)	ν
Esmalte	41	0.3
Dentina	18.6	0.31
Ligamento Periodontal	0.175	0.45
Osso Cortical	13.7	0.3
Osso Medular	1.37	0.3
Titânio	103.4	0.28

Fonte: Archangelo CM, Rocha EP, Pereira JA, Junior MM, Anchieta RB, Chagas A, et al. Periodontal ligament influence on the stress distribution in a removable partial denture supported by implant: a finite element analysis. J Appl Oral Sci. 2012;20(3):362–8

4.2 Modelagem das Placas

A fixação com a placa grade foi obtida por meio de arquivos digitais em formato “.STL” da placa e dos parafusos fornecidos pela empresa Medartis (Medartis AG, Suíça). A placa é formada em liga de titânio puro, com espessura de 1,00 milímetro, 20,00 milímetros de comprimento e altura de 11,00 milímetros (M-4882, Medartis AG, Suíça), conforme a Figura 14.

Figura 14 - Placa grade do sistema 2,00mm utilizada nas simulações - Medartis (Trauma Grid Plate M4882 – Modus Trauma 2.0, Medartis AG, Suíça).

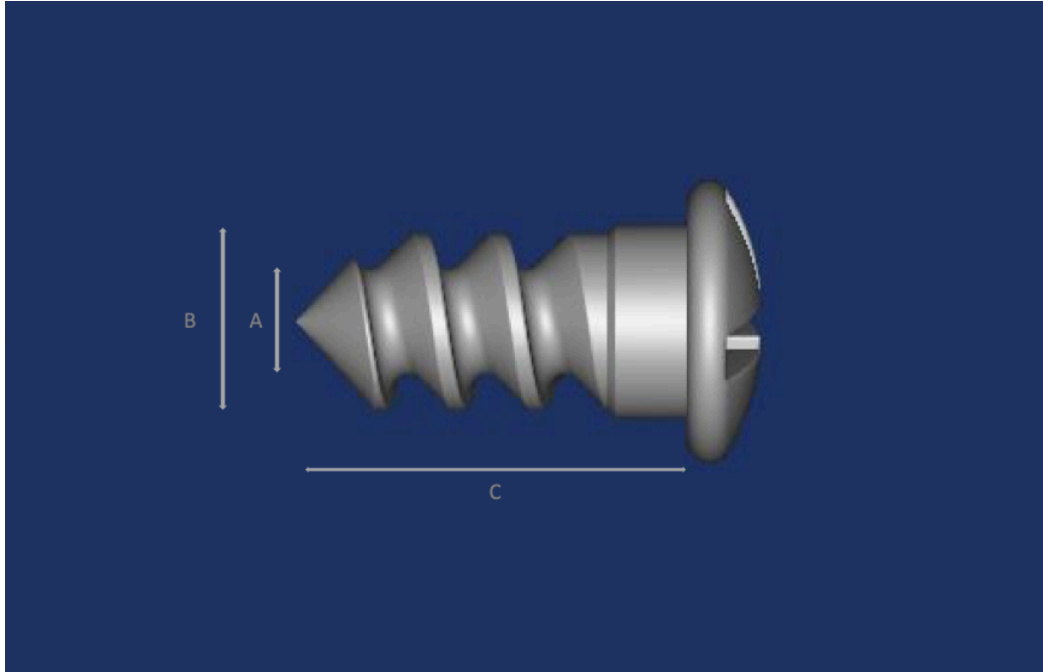


Fonte: Medartis AG, Suíça.

(https://www.medartis.com/downloadcenter_brochures/product_brochures/EN_UK/MANDIBL E2-09200001_v0_MODUS2_Mandible_Product_Information.pdf)

O modelo de placa utilizado é compatível com parafusos do sistema 2,00 milímetros. A fixação de cada placa foi realizada com 4 parafusos monocorticais de 6,00 milímetros de comprimento, com cerne central de 1,60 milímetros e diâmetro de rosca de 2,00 milímetros (M5140.06, Medartis AG, Suíça), exemplificado pela Figura 15.

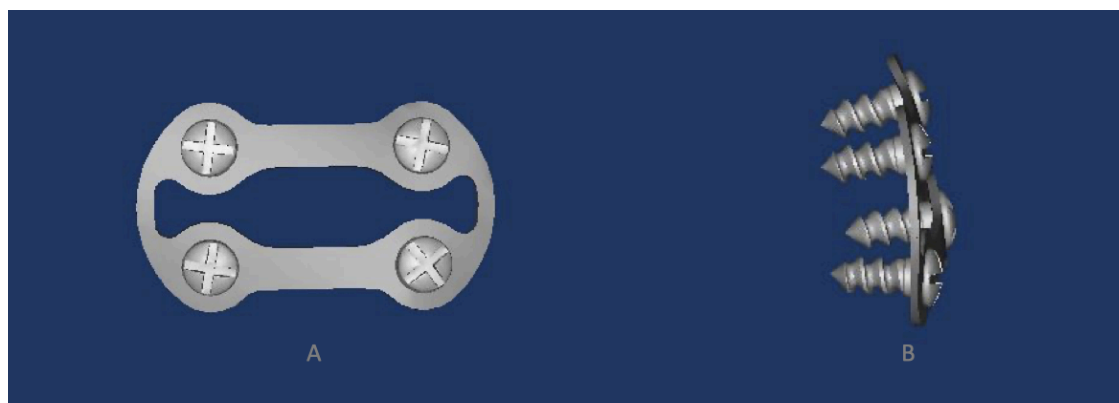
Figura 15 - Parafuso do sistema 2,00 mm utilizado nas simulações. A: diâmetro do cerne do parafuso (1,6 mm). B: Diâmetro da rosca externa (2,00 mm). C: comprimento total da parte ativa do parafuso (6,0 mm) - Medartis (M5140.06, Medartis AG, Suíça).



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Os arquivos digitais da placa e dos parafusos citados foram modelados virtualmente afim de se adaptarem perfeitamente a cortical óssea externa da mandíbula selecionada. As placas foram fixadas na região da zona de tensão mandibular, simulando sua adaptação clínica, com a utilização de 4 parafusos, sendo 2 no segmento proximal e 2 no segmento distal (Figura 16). Durante a simulação do procedimento de fixação, a inserção dos parafusos não alteravam o eixo do segmento proximal ou a posição condilar.

Figura 16 - Exemplificação do sistema placa-parafuso modelada virtualmente para adaptação na cortical óssea externa do modelo mandibular. A: imagem frontal. B: imagem lateral.



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

4.3 Simulação Cirúrgica e Distribuição em Grupos

Dois desenhos de osteotomia sagital dos ramos mandibulares foram utilizados. O grupo I (GI) foi representado pela osteotomia sagital descrita por Epker³² em 1977, devido a sua ampla utilização e ao número de trabalhos presentes na literatura^{88,89}. Uma osteotomia horizontal foi realizada imediatamente acima da língua da mandíbula. A osteotomia sagital foi realizada inferiormente na borda anterior da mandíbula até a região do segundo molar, onde a terceira osteotomia é estendida inferiormente e lateralmente até a base mandibular, incluindo a face medial da mandíbula (Figura 17).

Figura 17 - Desenho da osteotomia sagital dos ramos mandibulares (Epker³², 1977) no modelo mandibular (Grupo I).

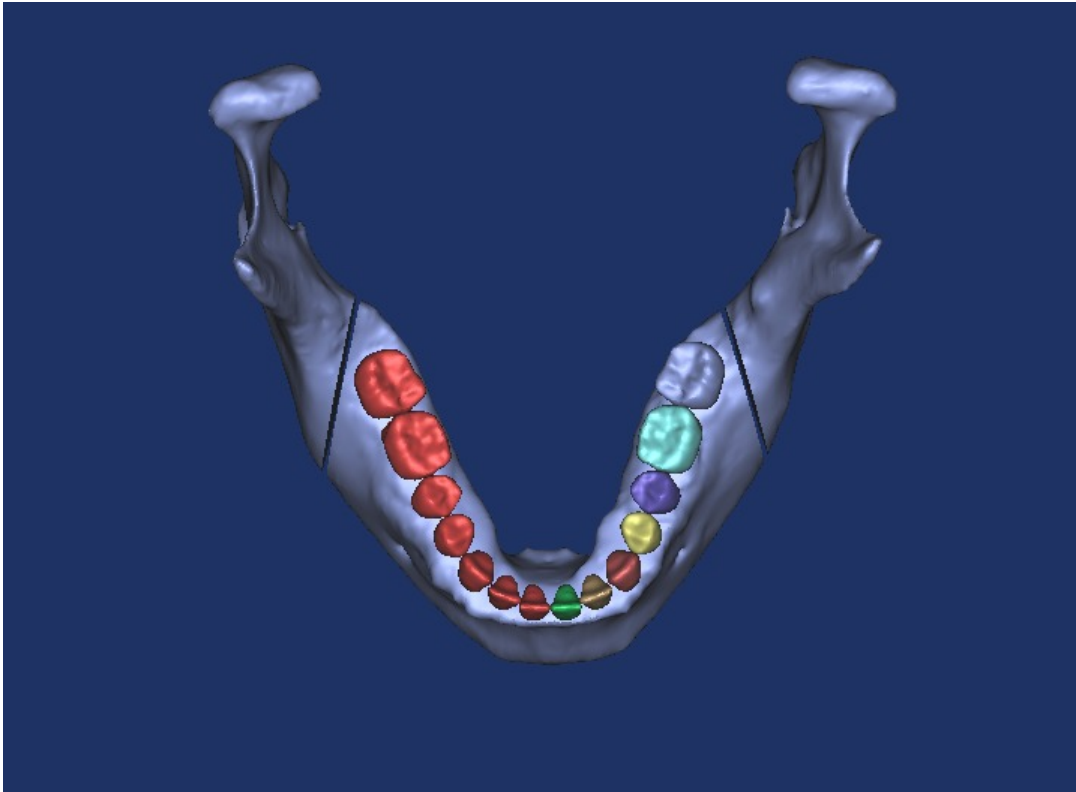


Fonte: Arquivo pessoal do autor.

No grupo II (GII), o formato de osteotomia utilizado foi de uma osteotomia mandibular curta, similar as osteotomias “short cut” descritas na literatura^{43,44,46}. A osteotomia se inicia na face medial da mandíbula, abaixo da língua, seguindo seu

trajeto linear até a região mesial do segundo molar, onde finaliza o seu trajeto descendente até a base mandibular na altura do primeiro molar (Figura 18).

Figura 18 - Desenho da osteotomia sagital curta dos ramos mandibulares no modelo mandibular (Grupo II).

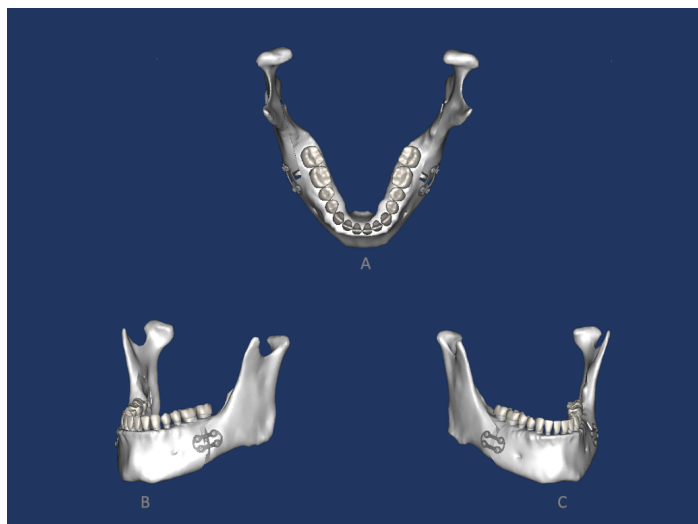


Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Dois tipos de avanços mandibulares lineares foram propostos dentro de ambos os grupos. O primeiro movimento proposto foi de 5,00 milímetros entre os segmentos proximal e distal, assim como descrito pela maioria dos estudos em cirurgia ortognática^{61,63,67,73,88,89}. O segundo movimento proposto foi de 7,00 milímetros, situação possível na execução clínica de avanços mandibulares e presente em estudos prévios^{10,89,90}.

Grupo Ia (G1a): Osteotomia sagital dos ramos mandibulares convencional (OSRM convencional) – avanço de 5,00 mm (Figura 19).

Figura 19 - Adaptação das placas e parafusos após o avanço linear de 5,00 mm na osteotomia sagital dos ramos mandibulares convencional (Gla). A: imagem súpero-inferior. B: imagem lateral esquerda. C: imagem lateral direita.



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Grupo Ib (Glb): Osteotomia sagital dos ramos mandibulares convencional (OSRM convencional) - avanço de 7,00 mm (Figura 20).

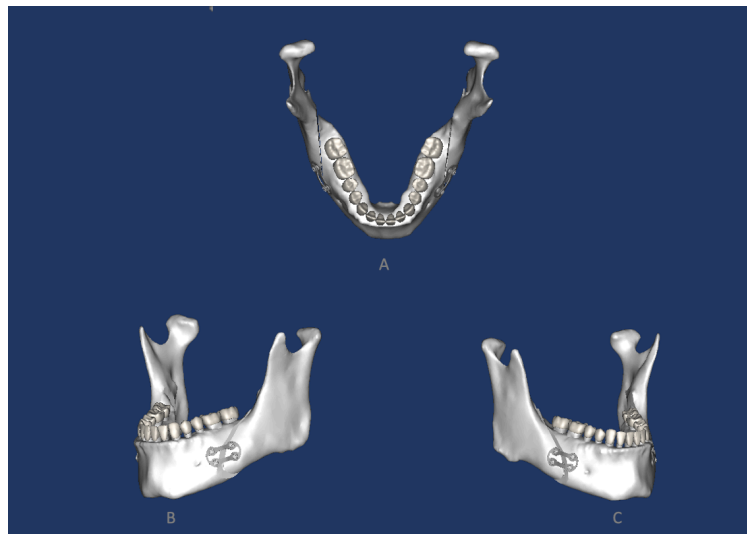
Figura 20 - Adaptação das placas e parafusos após o avanço linear de 7,00 mm na osteotomia sagital dos ramos mandibulares convencional (Glb). A: imagem súpero-inferior. B: imagem lateral esquerda. C: imagem lateral direita.



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Grupo IIa (GIIa): Osteotomia sagital dos ramos mandibulares curta (OSRM curta) – avanço de 5,00 mm (Figura 21).

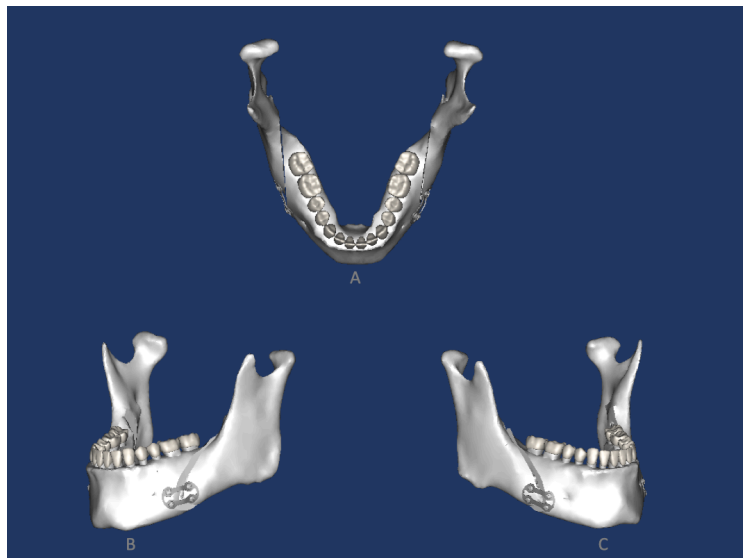
Figura 21 - Adaptação das placas e parafusos após o avanço linear de 5,00 mm na osteotomia sagital curta dos ramos mandibulares (Grupo IIa). A: imagem súpero-inferior. B: imagem lateral esquerda. C: imagem lateral direita.



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Grupo IIb (GIIb): Osteotomia sagital dos ramos mandibulares curta (OSRM curta) – avanço de 7,00 mm (Figura 22).

Figura 22 - Adaptação das placas e parafusos após o avanço linear de 5,00 mm na osteotomia sagital curta dos ramos mandibulares (Grupo IIb). A: imagem súpero-inferior. B: imagem lateral esquerda. C: imagem lateral direita.



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Em todos os grupos, os dois fragmentos ósseos foram fixados, permitindo o deslocamento apenas na direção da força de mastigação e avaliados nos quesitos dissipação de forças, tensão máxima e estresse ósseo.

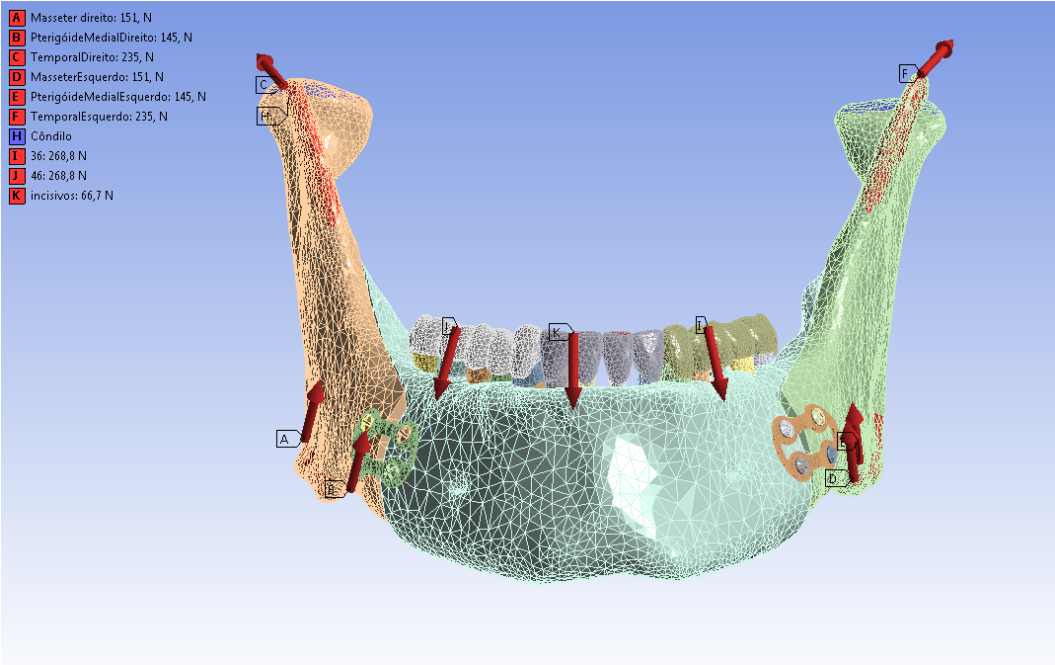
4.4 Análise de Elementos Finitos

De acordo com a literatura, para simular os diferentes vetores de força que incidem na mandíbula de uma maneira realista, foram aplicadas forças na região da inserção do músculo temporal (margem lateral do processo coronóide da mandíbula) - 235 N, músculo pterigoideo medial (tuberosidade pterigóidea) - 145 N e o músculo masseter (lado lateral da mandíbula) - 151 N, que estão envolvidos na função mastigatória⁹¹⁻⁹³. Associado as forças musculares, vetores de carga foram aplicados simultaneamente na linha média mandibular (região dos incisivos inferiores) e na região dos primeiros molares bilateralmente para simular clinicamente as forças oclusais presentes no pós-operatório. As cargas utilizadas na linha média e na região de molares bilateralmente foram de 66,70 N e 260,80 N, respectivamente, sendo ambas perpendiculares ao plano oclusal⁹⁴.

Os côndilos mandibulares foram estabilizados tridimensionalmente para simular a força de reação da articulação temporomandibular. A geometria dos parafusos, diâmetros e desenho das cabeças não foram alterados, com intuito de garantir maior fidelidade ao modelo a ser simulado e avaliar a dissipação de forças e comportamento sob estresse.

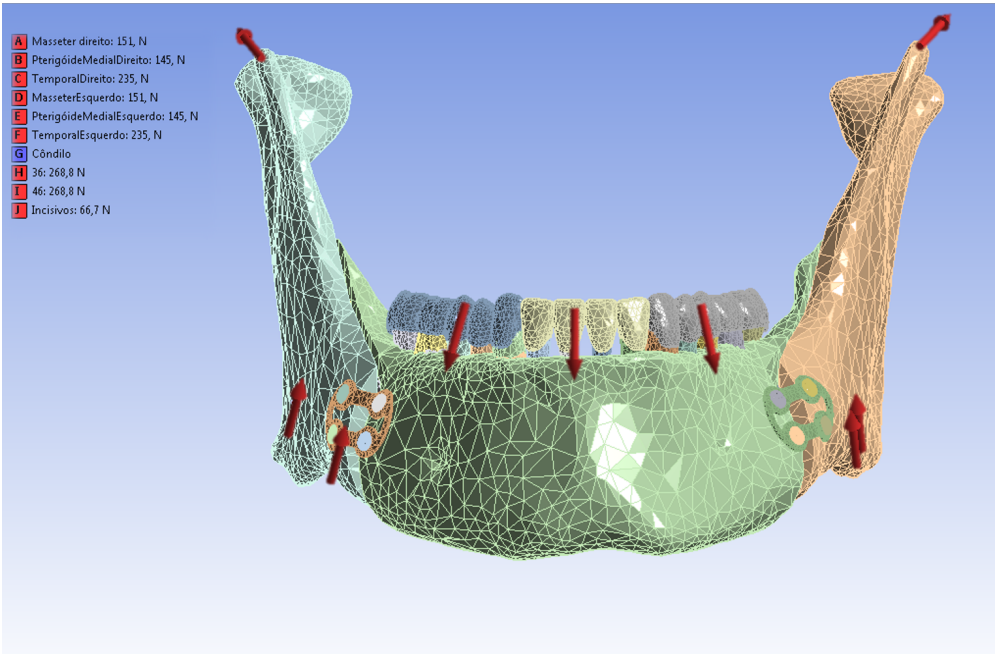
Por meio do programa ANSYS 7.0 (Swanson Analysis Systems, Houston, USA) foi realizado a análise dos elementos finitos, verificando o estresse, a distribuição de forças sobre a placa, parafusos e estrutura óssea por meio da escala de Von Mises. Os valores obtidos foram mensurados em miliPascal (mPa), exemplificados pelas Figuras 23,24, 25 e 26.

Figura 23 - Distribuição e valores das forças musculares utilizadas no Grupo Ia.



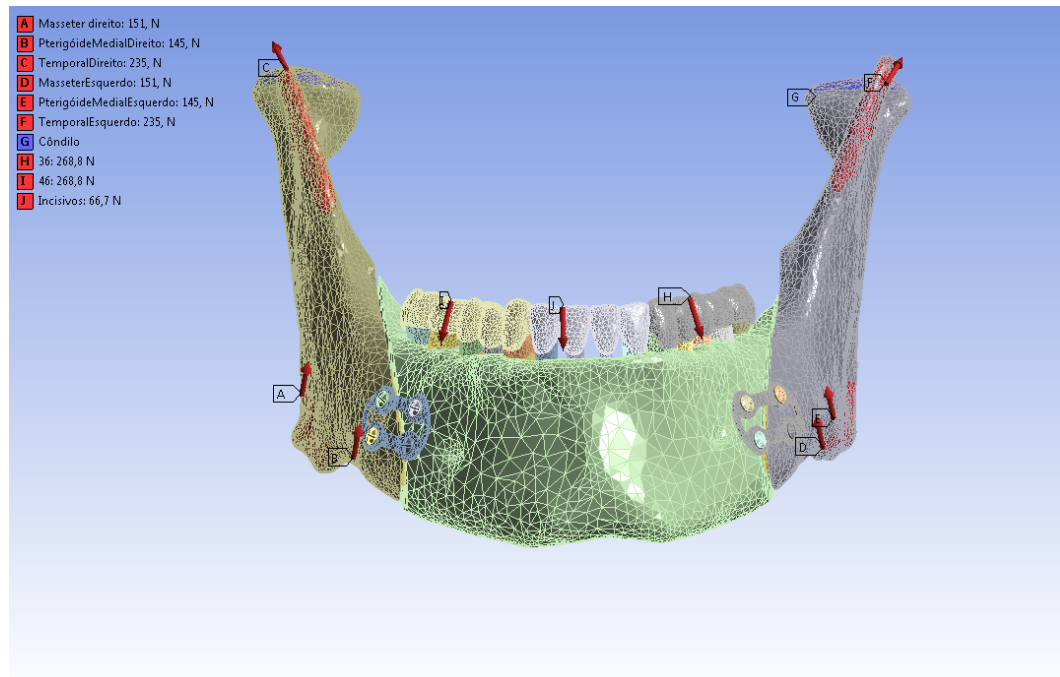
Fonte: Arquivo pessoal do autor

Figura 24 - Distribuição e valores das forças musculares utilizadas no Grupo Ib.



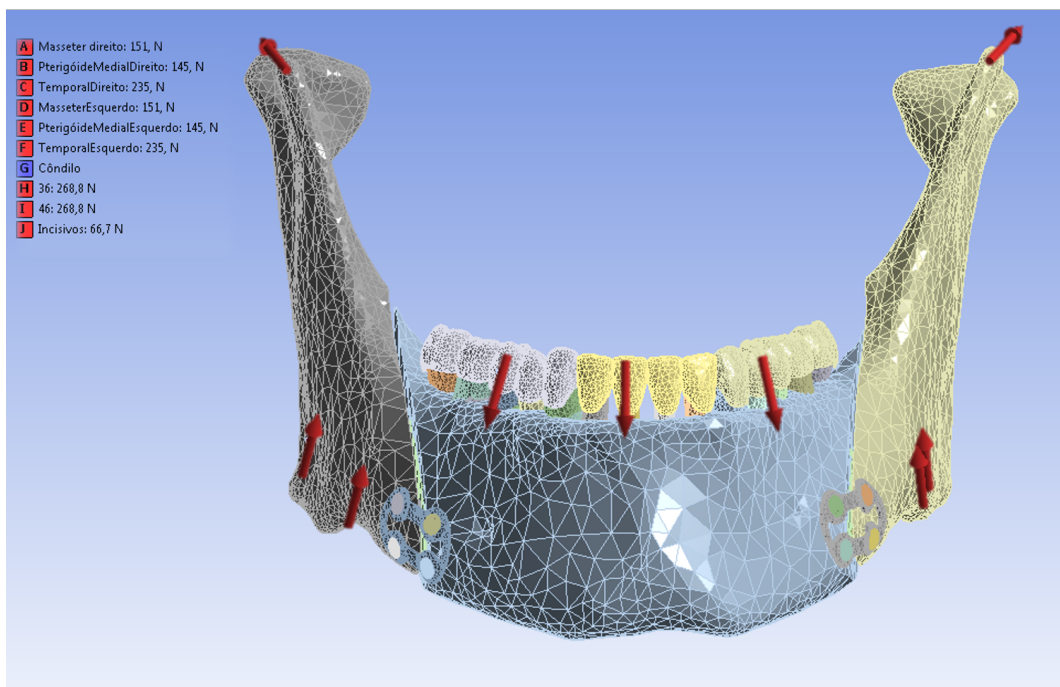
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 25 - Distribuição e valores das forças musculares utilizadas no Grupo IIa.



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 26 - Distribuição e valores das forças musculares utilizadas no Grupo IIb.



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

5 RESULTADO

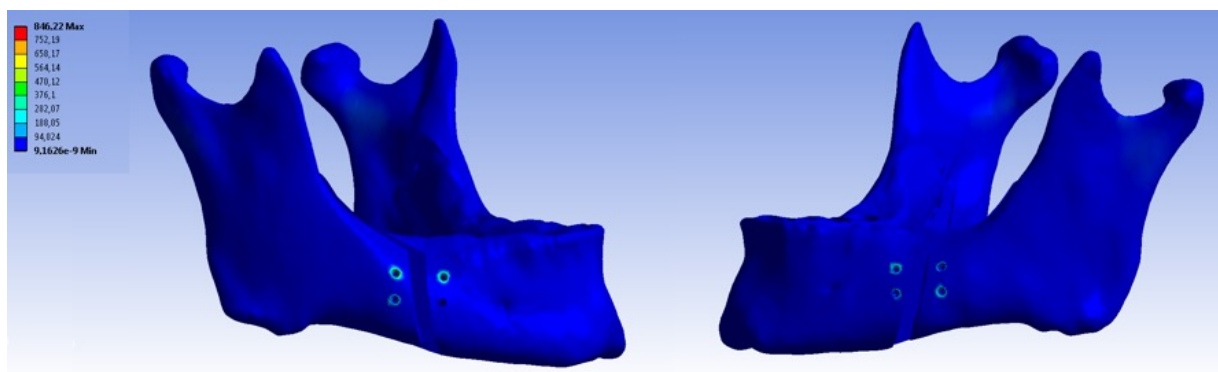
Grupo Ia: Osteotomia sagital dos ramos mandibulares convencional (OSRM convencional) – avanço de 5,00 mm.

Tabela 2 - Valores de tensão máxima obtidos com a placa grade na fixação da osteotomia sagital dos ramos mandibulares convencional após avanço linear de 5,00 mm (Gla).
Araraquara, 2021.

Gla	Tensão Máxima - Von Misses (Mpa)
Osso Cortical	846,22
Placas	9837,40
Parafusos	7131,70

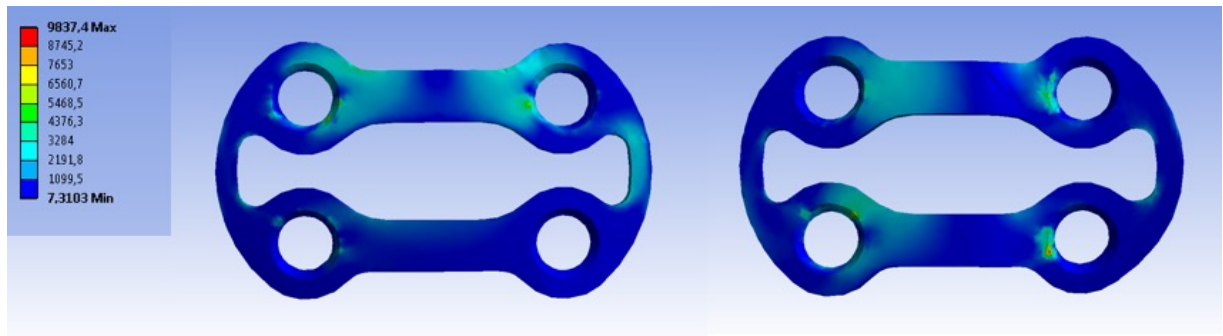
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 27 - Distribuição da tensão sobre a cortical óssea na fixação da osteotomia sagital dos ramos mandibulares convencional com a placa grade após avanço linear de 5,00 mm (Gla).



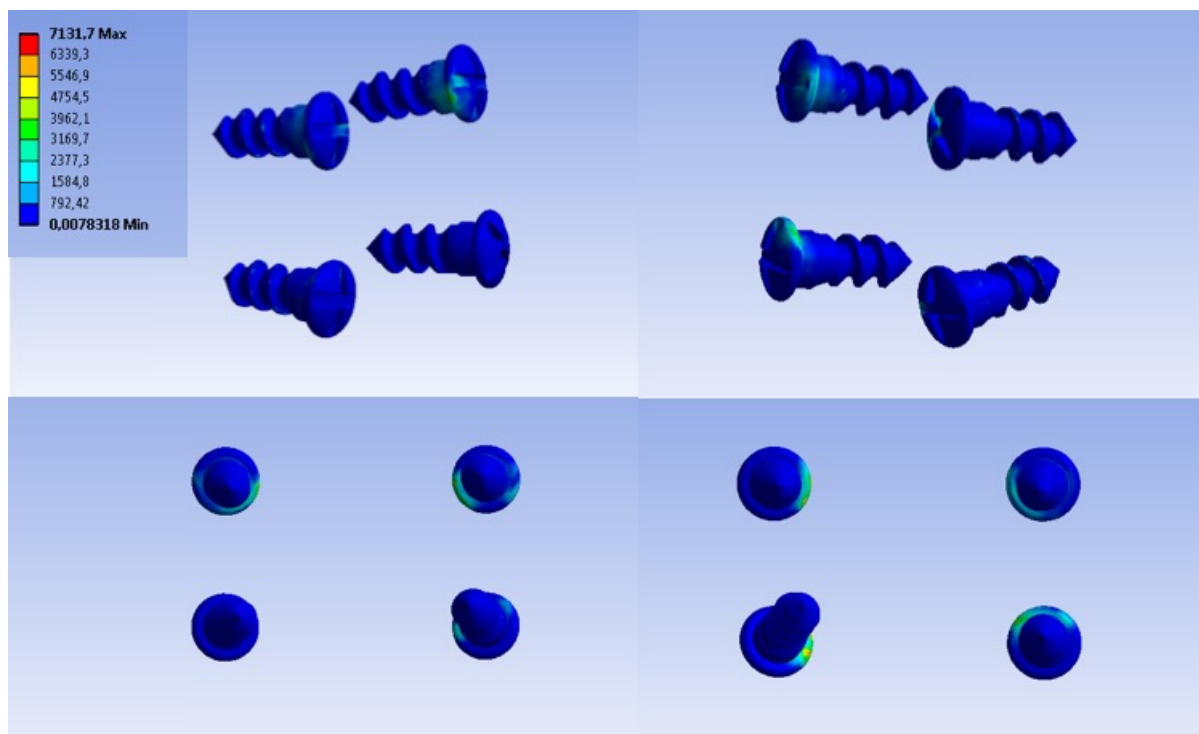
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 28 - Distribuição da tensão sobre a placa grade utilizada na fixação da osteotomia sagital dos ramos mandibulares convencional após avanço linear de 5,00 mm (G1a).



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 29 - Distribuição da tensão sobre os parafusos utilizados na fixação da osteotomia sagital dos ramos mandibulares convencional após avanço linear de 5,00 mm (G1a).



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Grupo Ib: Osteotomia sagital dos ramos mandibulares convencional (OSRM convencional) - avanço de 7,00 mm.

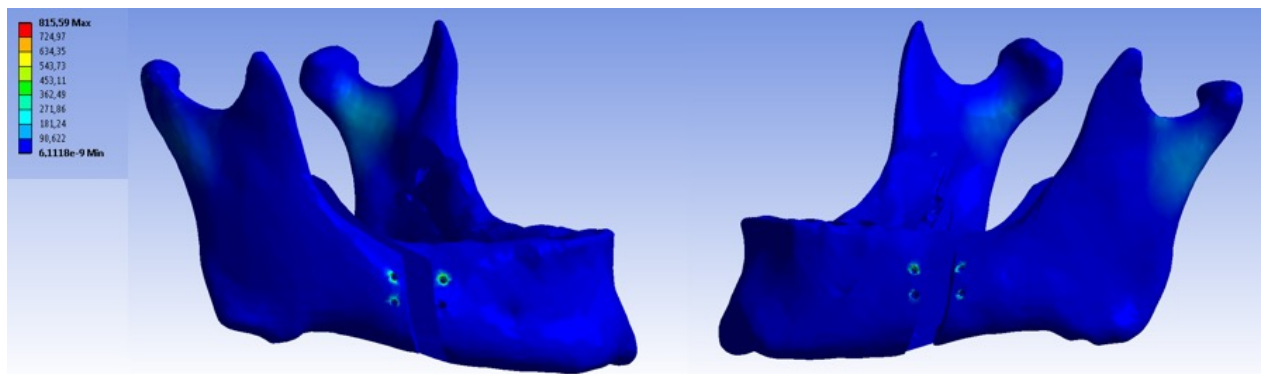
Tabela 3 - Valores de tensão máxima obtidos com a placa grade na fixação da osteotomia sagital dos ramos mandibulares convencional após avanço linear de 7,00 mm (Glb).

Araraquara, 2021.

Glb	Tensão Máxima - Von Mises (Mpa)
Osso Cortical	855,59
Placas	10756,00
Parafusos	48155,00

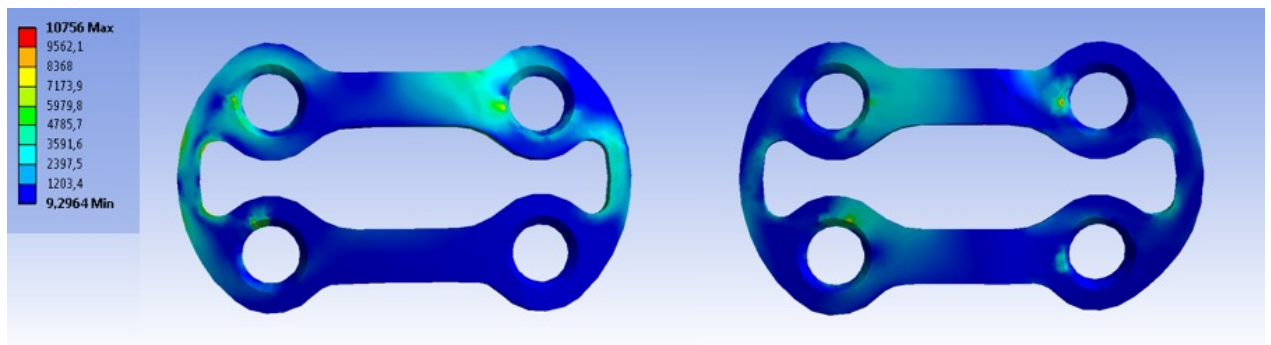
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 30 - Distribuição da tensão sobre a cortical óssea na fixação da osteotomia sagital dos ramos mandibulares convencional com a placa grade após avanço linear de 7,00 mm (Glb).



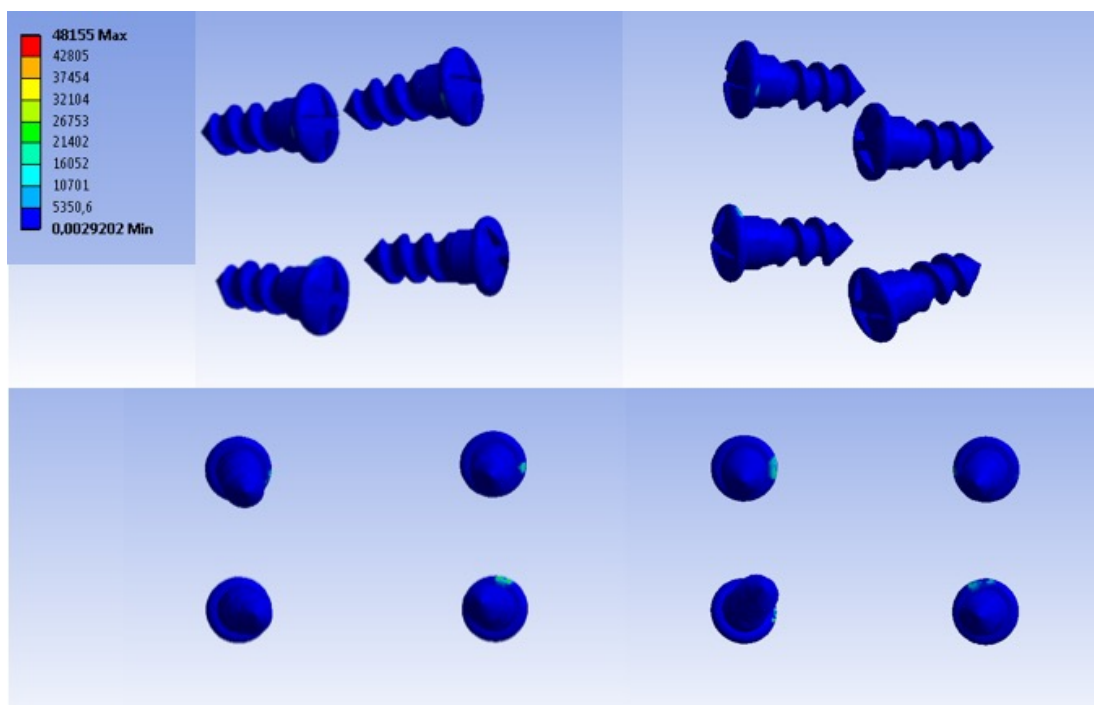
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 31 - Distribuição da tensão sobre a placa grade utilizada na fixação da osteotomia sagital dos ramos mandibulares convencional após avanço linear de 7,00 mm (Glb).



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 32 - Distribuição da tensão sobre os parafusos utilizados na fixação da osteotomia sagital dos ramos mandibulares convencional após avanço linear de 7,00 mm (Glb).



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

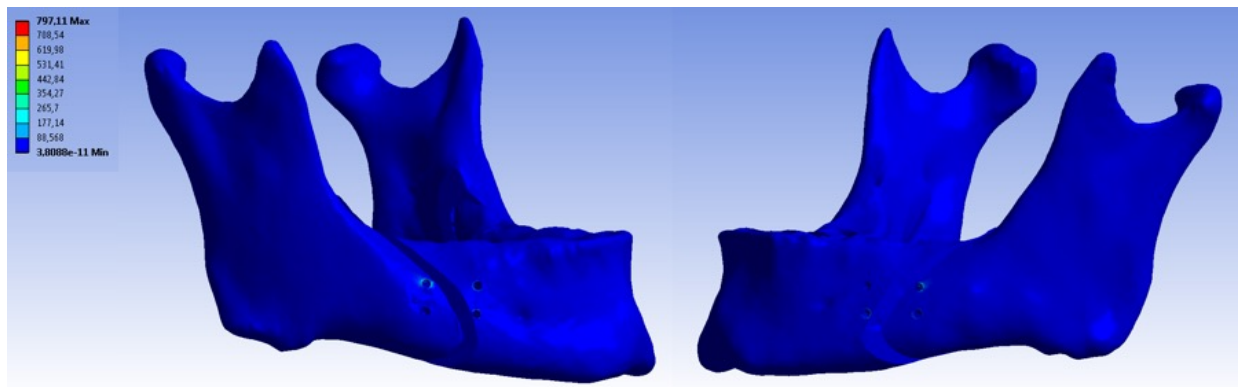
Grupo IIa: Osteotomia sagital dos ramos mandibulares curta (OSRM curta) – avanço de 5,00 mm.

Tabela 4 - Valores de tensão máxima obtidos com a placa grade na fixação da osteotomia sagital dos ramos mandibulares curta após avanço linear de 5,00 mm (GIIa). Araraquara, 2021.

GIIa	Tensão Máxima - Von Misses (Mpa)
Osso Cortical	797,11
Placas	2030,60
Parafusos	2650,10

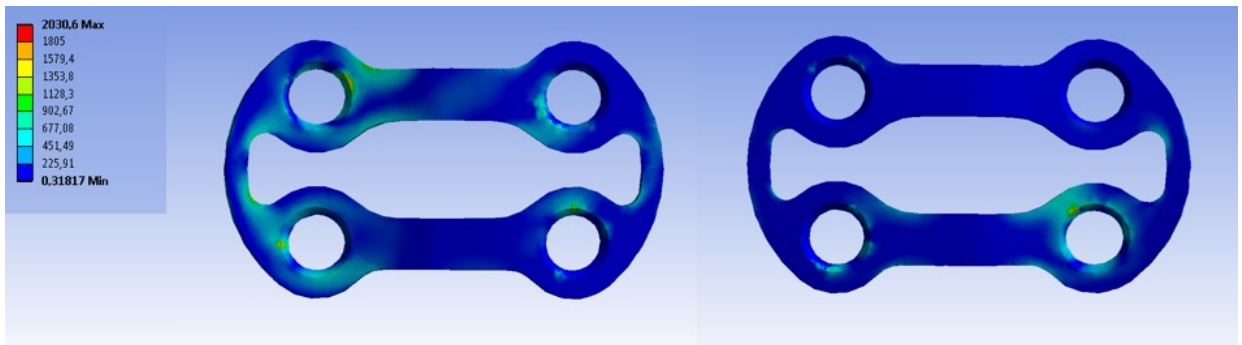
Fonte: Arquivo pessoal do autor

Figura 33 - Distribuição da tensão sobre a cortical óssea na fixação da osteotomia sagital dos ramos mandibulares curta com a placa grade após avanço linear de 5,00 mm (GIIa).



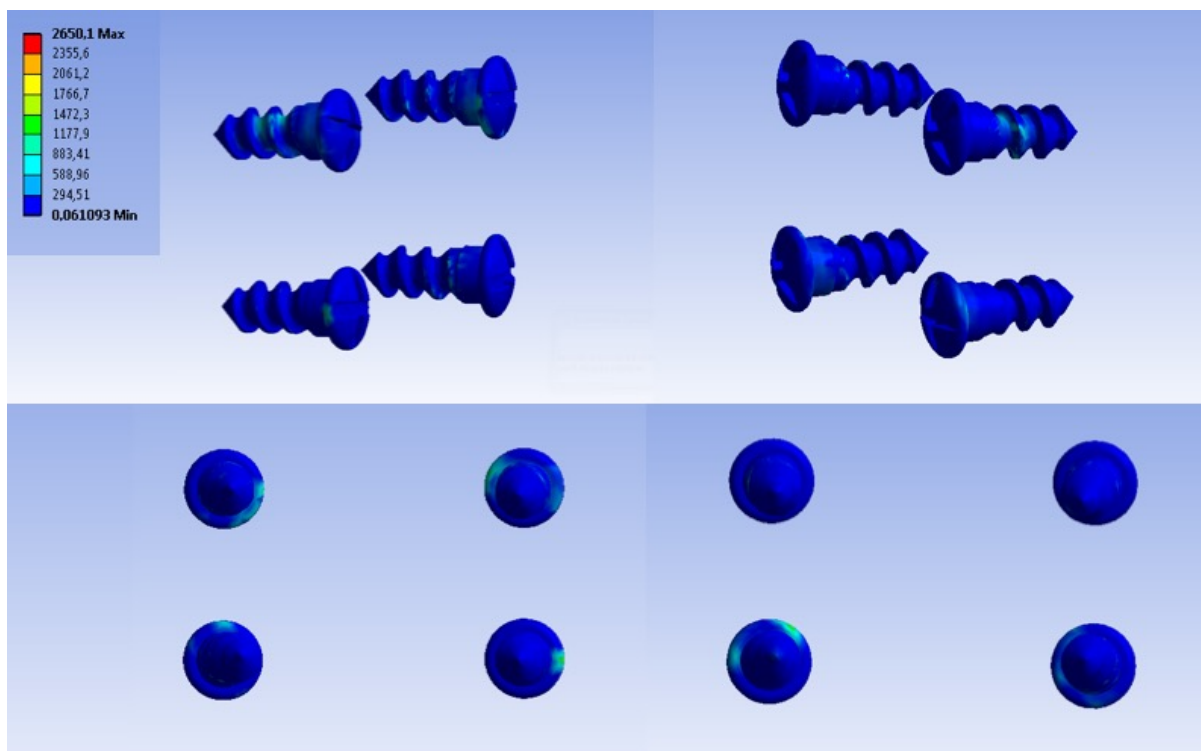
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 34 - Distribuição da tensão sobre a placa grade utilizada na fixação da osteotomia sagital dos ramos mandibulares curta após avanço linear de 5,00 mm (GIIa).



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 35 - Distribuição da tensão sobre os parafusos utilizados na fixação da osteotomia sagital dos ramos mandibulares curta após avanço linear de 5,00 mm (GIIa).



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

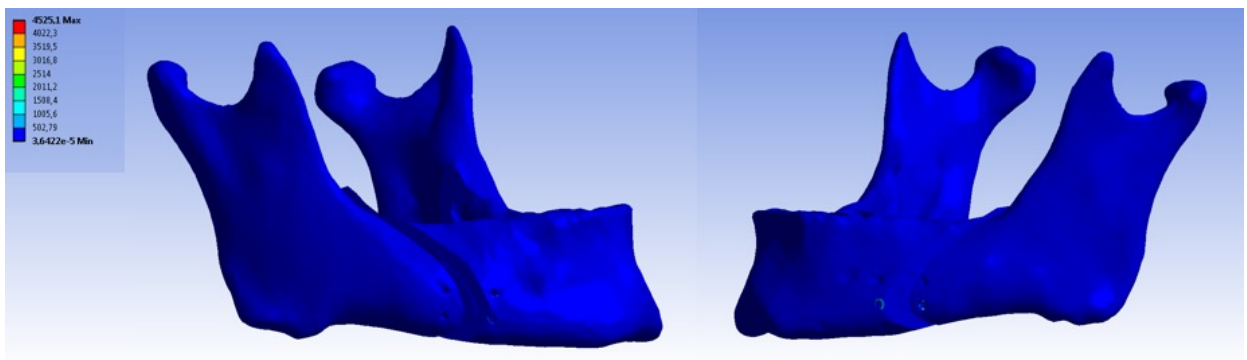
Grupo IIb: Osteotomia sagital dos ramos mandibulares curta (OSRM curta) – avanço de 7,00 mm.

Tabela 5 - Valores de tensão máxima obtidos com a placa grade na fixação da osteotomia sagital dos ramos mandibulares curta após avanço linear de 7,00 mm (GIIb). Araraquara, 2021.

GIIb	Tensão Máxima - Von Misses (Mpa)
Osso Cortical	4525,10
Placas	19543,00
Parafusos	69810,00

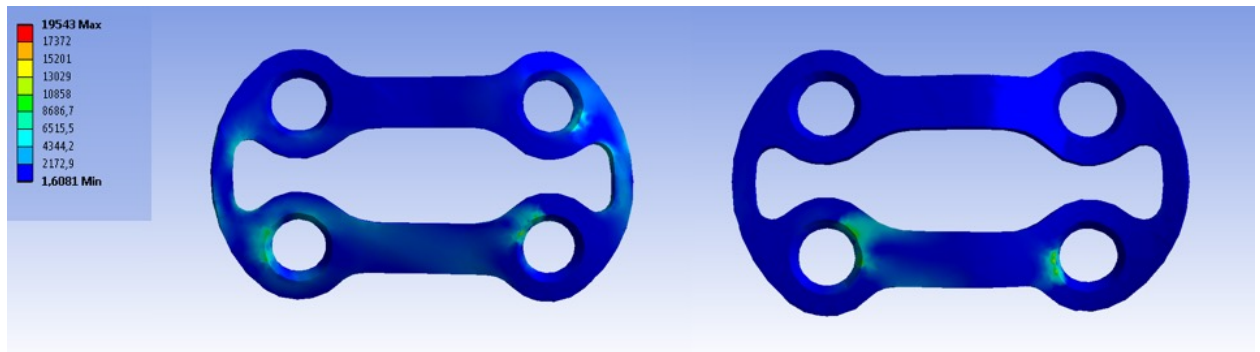
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 36 - Distribuição da tensão sobre a cortical óssea na fixação da osteotomia sagital dos ramos mandibulares curta com a placa grade após avanço linear de 7,00 mm (GIIb).



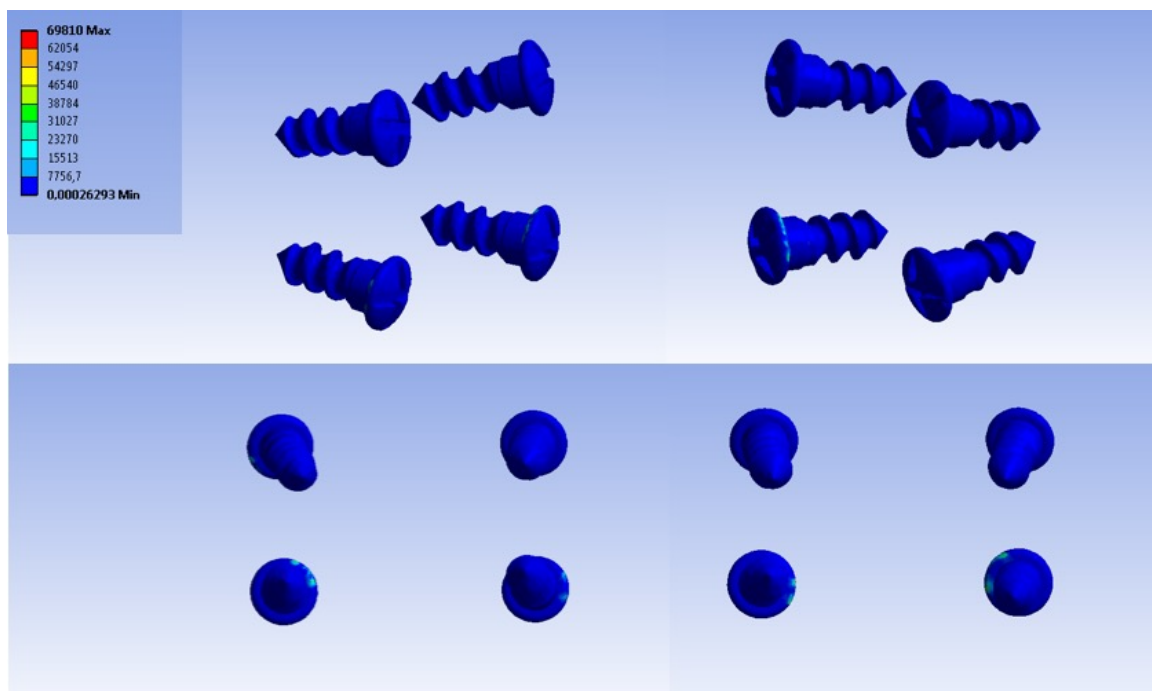
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 37 - Distribuição da tensão sobre a placa grade utilizada na fixação da osteotomia sagital dos ramos mandibulares curta após avanço linear de 7,00 mm (GIIb).



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 38 - Distribuição da tensão sobre os parafusos utilizados na fixação da osteotomia sagital dos ramos mandibulares curta após avanço linear de 7,00 mm (GIIb).



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

6 DISCUSSÃO

Com o objetivo de facilitar e oferecer aos cirurgiões bucomaxilofaciais novas possibilidades de fixação interna estável nas osteotomias mandibulares, o uso da AEF se apresenta como uma ferramenta de pesquisa atual e em constante evolução. O desenvolvimento e aperfeiçoamento dos softwares possibilitam a confecção de malhas tridimensionais cada vez mais fiéis, permitindo a instalação de forças que reproduzem de uma maneira realística as situações clínicas encontradas.

Os estudos com a metodologia da AEF têm-se mostrado relevantes nas fixações da OSRM devido a trabalhos prévios que demonstraram a confiabilidade dos modelos virtuais mandibulares^{24,70,75,81-85}. Vollmer et al.⁹⁵ (2000) demonstraram em seu trabalho, através de comparações biomecânicas entre uma mandíbula seca e uma mandíbula virtual, que as tensões geradas na superfície dos dois modelos eram semelhantes. Sendo assim, esse formato de pesquisa trouxe vantagens como a redução do tempo e de recursos utilizados, sem a necessidade de intervenção clínica, evitando problemas do ponto de vista ético.

Visando a confiabilidade do estudo, o modelo tridimensional gerado deve manter as características dimensionais a serem analisadas, reduzindo ao mínimo as possíveis distorções. Neste trabalho, os modelos foram gerados a partir de uma tomografia computadorizada de um paciente sem anormalidades, mantendo-se o maior número possível de estruturas fisiológicas para aumentar a realidade da análise. Porém, é importante salientar que a metodologia apresenta algumas limitações por se tratar de um estudo computacional *in vitro*. Uma das possibilidades de distorção dos modelos realísticos são os materiais sendo considerados lineares e isotrópicos, sendo que os tecidos humanos apresentam elasticidade variável ao longo de sua extensão. Estas variâncias, quando controladas, não diminuem a confiabilidade e a validade qualitativa do método⁹⁶.

Duas formas de fixação da osteotomia sagital dos ramos mandibulares são consideradas as mais tradicionais empregadas pelos cirurgiões: a fixação com três parafusos bicorticais e a fixação com uma placa e parafusos monocorticais. A partir dessas duas técnicas de fixação, diversas outras formas de fixação passaram a ser desenvolvidas por meio de estudos clínicos e *in vitro*. A adição de mais uma placa

resultou em um aumento importante na resistência, quando comparado com sistemas de uma placa, associado a uma melhor distribuição de tensões no sistema de fixação e na própria mandíbula^{80,81}.

O sistema ideal de fixação deveria apresentar a distribuição das tensões da maneira mais uniforme possível ao longo de toda a estrutura da placa e dos parafusos, bem como evitar o máximo possível a transmissão de tensões para a mandíbula. O acúmulo de tensões em pontos específicos do material de fixação pode levar à ruptura do metal e concentrar as tensões na estrutura óssea, o que leva a osteólise ao redor dos parafusos, o afrouxamento dos mesmos e a consequente falha do sistema⁹⁷.

As placas grade, com pontes interligando a placa superior a inferior, foram introduzidas na fixação da OSRM com os objetivos principais de melhorar a resistência mecânica do sistema e de facilitar a técnica de instalação, pois estas são posicionadas de uma única vez, mantendo-se o seu paralelismo e reduzindo o tempo operatório para sua fixação⁵¹. O modelo de placas grade utilizadas neste trabalho se diferencia da maioria dos modelos estudados devido a presença de apenas quatro elos para instalação dos parafusos, sendo dois na parte superior e dois na parte inferior da placa. Estudos foram realizados para comprovar sua eficácia no tratamento das fraturas de ângulo mandibular^{17-20,72}, porém nenhum trabalho com esse design de placa em específico, que avaliasse a distribuição de tensão e a validade deste método na fixação da OSRM, foi encontrado.

Dentre os grupos avaliados nesta pesquisa, em G1a notou-se uma distribuição de tensão próximo aos elos, mais acentuada na parte superior da placa, e em sua barra de união. Com o aumento do avanço mandibular, em G1b, as tensões na placa continuaram mais concentradas nos elos superiores, porém a concentração na barra de união esteve mais presente naquela que une os elos superiores e inferiores, com maior destaque para as barras presentes no segmento proximal da osteotomia. Em G1a, a concentração das tensões se localiza próximo aos elos superiores e inferiores presentes no segmento proximal da osteotomia e em sua barra de união, diferentemente de G1b, onde a concentração das tensões fica localizada nos elos inferiores da placa. Os dados numéricos de tensão máxima nas placas aumentaram

conforme o aumento do avanço mandibular. Em GI, houve uma diferença pequena entre os valores de tensão máxima (Gla: 9837,40 Mpa e Glb: 10756,00 Mpa). Já em GII, observa-se o menor valor de tensão máxima presente entre todos os grupos no avanço mandibular de 5,0 mm (GIIa: 2030,60 Mpa) e também, o maior valor de tensão máxima entre todos (GIIb: 19543,00 Mpa).

Os resultados decorrentes da análise de elementos finitos nos parafusos monocorticias utilizados para fixação das placas grades apresentaram aumentos importantes nos valores de tensão máxima em ambos os grupos conforme o aumento do avanço mandibular. Em GI, houve uma menor variância entre os valores de tensão máxima inter-grupos (Gla: 7131,70 Mpa e Glb: 48155,00 Mpa). Corroborando com os dados de tensão máxima presentes nas placas, em GIIa observou-se o menor valor de tensão nos parafusos dentre todos os grupos avaliados, apresentando uma maior discrepância conforme o aumento do avanço mandibular (GIIa: 2650,10 Mpa e GIIb: 69810,00 Mpa). Em todos os grupos, as áreas de maior concentração de tensão ficaram localizadas na parte superior do parafuso, seguindo a distribuição de tensão das placas de seu próprio grupo.

Dois desenhos de osteotomias sagitais dos ramos mandibulares foram avaliados. O primeiro descrito por Epker³² em 1977 denominada como convencional por se tratar da técnica certamente mais utilizadas por cirurgiões de todo o mundo. O segundo formato baseado nas osteotomias curtas descritas na literatura^{43,44,46}, indo de encontro ao princípio minimamente invasivo, baseado na redução dos acessos cirúrgicos, menores descolamentos dos tecidos com consequente redução da morbidade operatória e das neuropraxias. As análises de distribuição de tensão na estrutura óssea se mostraram homogêneas em ambos os grupos. No Grupo I, as maiores concentrações de tensão ficaram localizadas próximas as perfurações superiores da placa, se tratando de uma região de resistência da mandíbula e apresentaram pouca variação nos valores de tensão máxima (Gla: 846,22 e Glb: 855,59). Já no Grupo II, os valores de tensão máxima se apresentaram com uma grande discrepância (GIIa: 797,11e GIIb: 4525,10) e com diferenças de distribuição na cortical óssea, sendo que em GIIa se concentraram próximas as perfurações superiores e inferiores do segmento proximal e em GIIb, nas perfurações inferiores do

segmento proximal. Essa diferença de valores e de concentração das tensões pode ser explicada pelo posicionamento da placa em GIIb, estando essas mais próximas a base mandibular, situação necessária para o posicionamento correto da placa devido ao desenho da osteotomia e ao seu maior avanço mandibular.

Neste estudo, foram apresentados dois desenhos de OSRM. A constante evolução no formato das osteotomias^{31,34,39,43-46} se faz necessário devido a ausência de um formato no padrão mandibular que justifique a execução de apenas um tipo de osteotomia. Fatores como o sexo do paciente, o tipo de deformidade apresentada, o planejamento dos movimentos a serem executados, a possibilidade de fratura incorreta durante a separação dos segmentos e até mesmo a preferência do cirurgião são exemplos de fatores que interferem e justificam as mudanças nos desenhos das osteotomias mandibulares. No presente trabalho, foi possível observar que a mudança no tipo de osteotomia influenciou a distribuição das tensões tanto no substrato ósseo quanto nas placas e parafusos utilizados. A menor extensão e a ausência de ângulos retos na osteotomia utilizada em GII forneceu os menores valores de tensão máxima, em todas as estruturas avaliadas, quanto submetidas a AEF em um avanço linear de 5,00 mm. Em contrapartida, também forneceu os maiores valores quando avaliadas em um avanço de 7,00 mm, o que pode estar associado a alteração de posicionamento da placa devido ao contorno ósseo e a área de resistência próxima a base mandibular.

Analisando os resultados fornecidos pela AEF nos modelos virtuais do presente estudo, algumas questões podem ser observadas e correlacionadas com trabalhos prévios. A medida que há um aumento de tensão na cortical óssea, existe uma probabilidade maior de remodelação naquele local. Sendo assim, concentrações exacerbadas ao redor do osso próximo aos parafusos favorecem o risco de osteólise, cujo desfecho pode ser o afrouxamento dos parafusos, falha da osteossíntese e a instabilidade oclusal pós-operatória. Achados como este são encontrados na literatura já que as maiores taxas de recidiva descritas estão associadas a um maior avanço mandibular⁹⁸. O fato de a placa grade utilizada neste estudo apresentar aumento nos valores de tensão máxima conforme o avanço mandibular, pode se associar a

maiores taxas de recidivas especialmente em GIIb, onde observou-se valores discrepantes de tensão comparado aos demais grupos.

No presente estudo foi possível relacionar a magnitude do avanço mandibular com o aumento da tensão máxima nas superfícies ósseas. Em ambos os grupos, as tensões no osso foram maiores nos grupos com avanço de 7,00 mm em comparação com os avanços de 5,00 mm. Esses achados corroboram com alguns trabalhos da literatura, onde com o aumento dos avanços mandibulares, há uma diminuição do contato ósseo, sendo necessário avaliar a necessidade de sistemas de fixação adicionais⁸¹. As tensões no sistema de fixação também apresentaram aumento conforme o maior avanço mandibular. Nos dois grupos avaliados, o avanço de 7,00 mm apresentou maiores valores de tensão nas placas e parafusos comparados aos avanços de 5,00 mm. Com os resultados obtidos, é possível verificar uma maior segurança na utilização deste modelo de placa grade em avanços menores, visto que a perda de um parafuso ou a presença de reabsorção óssea abaixo da placa pode levar a falência de todo o sistema de fixação.

A utilização de um modelo mandibular de alta qualidade eleva o nível de precisão da análise. O modelo utilizado possui mais estruturas de interesse do que apenas a estrutura óssea a ser avaliada, incluindo: dentes, ligamento periodontal, cimento, esmalte e dentina. A inclusão das principais forças musculares mastigatórias presentes na mandíbula foi um diferencial deste estudo, pois a maioria dos trabalhos relacionados a este assunto utilizam apenas forças oclusais para testarem suas hipóteses⁹¹⁻⁹³. A associação de um modelo tridimensional realístico e as forças musculares nela inseridas leva a uma simulação mais fidedigna.

Autores como Throckmorton & Ellis III (2001)⁹⁹ apresentaram em um estudo clássico a limitação das forças mastigatórias nas primeiras semanas pós-operatórias da cirurgia ortognática devido a fatores como o edema e as desinserções da musculatura da mastigação. O trabalho apresenta valores de carga mastigatória inferiores a 40N, sendo as maiores forças presentes nos dentes posteriores. Este trabalho, utilizou as aplicações de forças oclusais na região dos primeiros molares bilaterais (260,8 N), bem como na região da linha média mandibular, simulando as

forças dos insivos centrais (66,7 N)⁹⁴, com o intuito de simular as forças oclusais presentes durante o ato da mastigação. A metodologia utilizada se diferenciou da maioria dos trabalhos referentes ao tema, pois essas se utilizam de forças isoladas na região do primeiro molar^{63,77,82} ou na região anterior da mandíbula⁸⁴.

Para aumentar a segurança na utilização deste tipo de placa nas osteotomias mandibulares, trabalhos futuros seriam interessantes para analisar os resultados obtidos neste estudo com dados colhidos por meio de outras análises (ensaios mecânicos e fotoelásticos, por exemplo), avaliando a distribuição da tensão, considerando a utilização do material no campo cirúrgico.

7 CONCLUSÃO

Pelas condições oferecidas por este experimento, foi possível concluir:

- O aumento do avanço mandibular resultou em uma maior tensão sobre o tecido ósseo, bem como nas placas e parafusos em ambas as osteotomias.

REFERÊNCIAS*

1. Lupori JP, Kewitt GF, Van Sickels JE. Bilateral sagittal split osteotomy advancement and setback. In: Fonseca RJ, editor. Oral and maxillofacial surgery. Philadelphia: W.B. Saunders; 2000. Chapter 3, p. 297-310.
2. Trauner R, Obwegeser H. Operative oral surgery: the surgical correction of mandibular prognathism and retrognathia with consideration of genioplasty. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1957; 10(7): 677-89.
3. Hunsuck EE. A modified intraoral sagittal splitting technic for correction of mandibular prognathism. J Oral Surg. 1968; 26(4): 250-3.
4. Dal Pont G. Retromolar osteotomy for the correction of prognathism. J Oral Surg Anesth Hosp Dent Serv. 1961;19: 42-7.
5. Guernsey LH, DeChamplain RW. Sequelae and complications of the intraoral sagittal osteotomy in the mandibular rami. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1971; 32(2): 176-92.
6. Gallo WJ, Moss M, Gaul VJ, Shapiro D. Modification of the sagittal ramus-split osteotomy for retrognathia. J Oral Surg. 1976; 34(2): 178-9.
7. Bell WH, Schendel AS. Biologic basis for modification of the sagittal ramus split operation. J Oral Surg. 1977; 35(5): 362-9.
8. Spiessl B. Osteosynthese bei sagittaler osteotomie nach Obwegeser-Dal Pont. Fortschr Kiefer-Gesichtschir. 1974; 18: 145.
9. Haug RH, Barber JE, Punjabi AP. An in-vitro comparison of the effect of number and pattern of positional screws on load resistance. J Oral Maxillofac Surg. 1999; 57: 300-8.
10. Peterson GP, Haug RH, Van Sickels JE. A biomechanical evaluation of bilateral sagittal ramus osteotomy fixation techniques. J Oral Maxillofac Surg. 2005; 63(9): 1317-24.
11. Turvey TA, Hall DJ. Intraoral self-threading screw fixation for sagittal osteotomies: early experiences. Int J Adult Orthodon Orthognath Surg. 1986; 1(4): 243-50.
12. Schwimmer A, Greenberg AM, Kummer F, Kaynar A. The effect of screw size and insertion technique on the stability of the mandibular sagittal split osteotomy. J Oral Maxillofac Surg. 1994; 52: 45-48.

* De acordo com o Guia de Trabalhos Acadêmicos da FOAr, adaptado das Normas Vancouver. Disponível no site da Biblioteca: <http://www.foar.unesp.br/Home/Biblioteca/guia-de-normalizacao-atualizado.pdf>

13. Shepherd JP, Dohvoma CN, Harradine WT. Screw fixation after mandibular sagittal split osteotomy: an intra-oral approach. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 1991; 29(5): 325.
14. Watzke IM, Tucker ME, Turvey TA. Lag screw versus positional screw techniques for rigid internal fixation of sagittal osteotomies: a comparison of stability. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg.* 1991; 6: 19-27.
15. Ellis III, E. Rigid fixation in orthognathic surgery. *Selected Read Oral Maxillofac Surg.* 1992; 2(6): 1-17.
16. Uckan S, Schwimmer A, Kummer F, Greenberg AM. Effect of the angle of the screw on the stability of the mandibular sagittal split ramus osteotomy: a study in sheep mandibles. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2001; 39(4): 266-8.
17. Guimond C, Johnson JV, Marchena JM. Fixation of mandibular angle fractures with a 2.0-mm 3-dimensional curved angle strut plate. *J Oral Maxillofac Surg.* 2005; 63(2): 209-14.
18. Alkan A, Celebi N, Ozden B, Baş B, Inal S. Biomechanical comparison of different plating techniques in repair of mandibular angle fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007; 104(6): 752-6.
19. Farmand M. Experiences with the 3-D miniplate osteosynthesis in mandibular fractures. *Fortschr Kiefer Gesichtschir.* 1996; 41: 85-7.
20. Kalfarentzos EF, Deligianni D, Mitros G, Tyllianakis M. Biomechanical evaluation of plating techniques for fixing mandibular angle fractures: the introduction of a new 3D plate approach. *Oral Maxillofac Surg.* 2009; 13(3): 139-44.
21. Piffkò J, Homann CH, Schuon R, Joos U, Meyer U. Experimental study on the biomechanical stability of different internal fixators for use in the mandible. *Mund Kiefer Gesichtschir.* 2003; 7(1): 1-6.
22. Feledy J, Caterson EJ, Steger S, Stal S, Hollier L. Treatment of mandibular angle fractures with a matrix miniplate: a preliminary report. *Plast Reconstr Surg.* 2004; 114(7): 1711-6.
23. Zix J, Lieger O, Iizuka T. Use of straight and curved 3-dimensional titanium miniplates for fracture fixation at the mandibular angle. *J Oral Maxillofac Surg.* 2007; 65(9): 1758-63.
24. Yun K, Cho Y, Park J. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution and displacement in different fixation methods of bilateral sagittal split ramus osteotomy. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg.* 2012; (38): 271-5.

25. Chuong CJ, 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.
26. Proffit WR, Turvey TA, Fields HW, Phillips C. The effect of orthognathic surgery on occlusal force. *J Oral Maxillofac Surg.* 1989; 47(5): 457-63.
27. Hullahen SP. Case of elongation of the under jaw and distortion of the face and neck caused by a burn and sucessfully treated. *Am J Dent Sci.* 1849; 9: 157.
28. Blair VP. Operations on the jaw bones and the face. *Dental Era.* 1907; 6: 169-185.
29. Perthes G. Operative korrektur der progenie. *Zentralbl Chir* 1922; 49: 1540. Apud Guernsey LH, DeChamplain RW. Sequelae and complications of the intraoral sagittal osteotomy in the mandibular rami. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1971; 32(2): 176-92.
30. Schuchardt G. Ein Beitrag zur chirurgischen kieferorthopadie unter berücksichtigung ihrer für die behandlung angeborener und erworbener kieferdeformitäten bei soldaten. *Dtsch Zahn Mund Kieferheilkd* 1942; 9: 73. Apud Trauner R, Obwegeser H. Operative oral surgery: the surgical correction of mandibular prognatism and retrognathia withconsideration of genioplasty. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1957; 10(7): 677-89.
31. Wyatt WM. Sagittal ramus split osteotomy: literature review and suggested modification of technique. *Br J Oral Maxillofac Surg* 1997; 35(2): 137-41.
32. Epker, BN. Modifications of the sagittal osteotomy of the mandible. *J Oral Surg.* 1977; 35: 157-9.
33. Turvey TA. Intraoperative complications of sagittal osteotomy of mandibular ramus: Incidence and Management. *J Oral Maxillofac Surg.* 1985; 43(7): 504-509.
34. Wolford LM, Bennet MA, Rafferty CG. Modification of the mandibular ramus sagittal aplit osteotomy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1987; 64:146-155.
35. Wolford LM, Davis Jr WM. The mandibular inferior border split: a modification in the sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg.* 1990; 48: 92-4.
36. Smith BR, Rajchel JL, Waite DE, Read L. Mandibular anatomy as it relates to rigid fixation of the sagittal ramus split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg.* 1991; 49(3): 222-6.
37. Gallia L. Modification of the sagittal ramus osteotomy to produce a more accurate inferior border split. *J Oral Maxillofac Surg.* 1992; 50(10): 1136-7.

38. Fun-Chee L. Technical modification of sagittal split mandibular ramus osteotomy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1992; 74:723-6.
39. Marquez IM, Stella JP. Modification of sagittal split ramus osteotomy to avoid unfavorable fracture around impacted third molars. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg.* 1998; 13(3): 183-7.
40. Wolford LM. The sagittal split ramus osteotomy as the preferred treatment for mandibular prognathism. *J Oral Maxillofac Surg.* 2000; 58(3): 310-2.
41. Medeiros PJ, Medeiros PP. *Cirurgia ortognática para o ortodontista.* São Paulo: Santos; 2001.
42. Epker BN, Stella JP, Fish LC. *Dentofacial deformities – integrated surgical and surgical correction.* 2nd ed. St. Louis: Mosby; 1999.
43. Farrel BB, Tucker MR. Mandibular asymmetry: diagnosis and treatment considerations. In: Bagheri, SC, Bell B, Khan, HA. *Current therapy in oral and maxillofacial surgery.* St. Louis: Elsevier; 2011. p. 671-84.
44. Paulus C, Kater W. Short sagittal osteotomy. *Orthod Fr.* 2015; 86(4): 287-94.
45. Böckmann R, Schön P, Neuking K, Meyns J, Kessler P, Eggeler G. In vitro comparison of the sagittal split osteotomy with and without inferior border osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg.* 2015;73(2):316-23.
46. Sant'Ana E, Souza DPE, Temprano AB, Shinohara EH, Faria PEP. Lingual short split: a bilateral sagittal split osteotomy technique modification. *J Craniofac Surg.* 2017; 28(7):1852-4.
47. Epker BN, Fish LC. *Dentofacial deformities – integrated surgical and orthodontic correction.* St. Louis: Mosby; 1986.
48. Booth DF. Control of the proximal segment by lower border wiring in the sagittal split osteotomy. *J Maxillofac Surg.* 1981; 9: 126-8.
49. Ellis E 3rd, Dean J. Rigid fixation of mandibular condyle fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1993; 76(1): 6-15.
50. Assael LA. Stable internal fixation of osteotomies of the facial skeleton. In: Prein J, editor. *Manual of internal fixation in the cranio-facial skeleton.* Berlin: Springer; 1998. p.185-98.
51. Stoelinga PJW, Borstlap WA. The fixation of sagittal split osteotomies with miniplates: the versatility of a technique. *J Oral Maxillofac Surg.* 2003; 61(12): 1471-6.
52. Prein J, Rahn BA. Scientific and technical background. In: Prein J et al. *Manual of internal fixation of the cranio-facial skeleton.* Berlin: Springer-Verlag; 1998. p.1- 49.

53. Michelet FX, Quentin D. Apport des plaques vissées dans les clivages sagittaux pour prognathisme mandibulaire. *Rev d'Odonto-Stomat du Midi de la France* 1971; 4: 106. *Apud* Ellis III, E. Rigid skeletal fixation of fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 1993; 51(2): 163-73.
54. Michelet FX, Benoit JP, Festal F. Contention sans blacage des ostéotomies sagittales des branches montantes de la mandibule par plaques vissées endobuccales dans le traitement des dysmorphoses antéro-postérieures. *Rev Stomatol* 1971; 4: 531. *Apud* Ellis III, E. Rigid skeletal fixation of fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 1993; 51(2): 163-73.
55. Anucul B, Waite PD, Lemons JE. In vitro strength analysis of sagittal split osteotomy fixation: noncompression monocortical plates versus bicortical position screws. *J Oral Maxillofac Surg.* 1992; 50(12): 1295-9.
56. Ochs MW. Bicortical screw stabilization of sagittal split osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg.* 2003; 61(12): 1477-84.
57. Gabrielli MRF. Stable fixation of the sagittal split ramus osteotomy. *Selec Read Oral Maxillofacial Surg.* 2007; 15(1): 1-46.
58. Watzke IM, Turvey TA, Phillips C, Proffit WR. Stability of mandibular advancement after sagittal osteotomy with screws or wire fixation: a comparative study. *J Oral Maxillofac Surg.* 1990; 48(2): 108-21.
59. Niederdellmann H, Shetty V. Technical improvements in the sagittal split ramus osteotomy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1989; 67(1): 25-30.
60. Jeter TS, Van Sickels JE, Dolwick MF. Rigid internal fixation of ramus osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg.* 1984; 42(4): 270-2.
61. 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.
62. 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.* 2006; 35: 837-41.
63. Oguz Y, Saglam H, Dolanmaz D, Uckan S. Comparison of stability of 2.0 mm standard and 2.0 mm locking miniplate/screws for the fixation of sagittal split ramus osteotomy on sheep mandibles. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2011; 49(2): 135-7.
64. Chiodo TA, Ziccardi VB, Janal M, Sabitini C. Failure strength of 2.0 locking versus 2.0 conventional Synthes mandibular plates: a laboratory model. *J Oral Maxillofac Surg.* 2006; 64(10): 1475-9.

65. Schwartz HC, Relle RJ. Bicortical-monocortical fixation of the sagittal mandibular osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg.* 1996; 54(2): 234-5.
66. Murphy MT, Haug RH, Barber JE. An in vitro comparison of the mechanical characteristics of three sagittal ramus osteotomy fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg.* 1997; 55(5): 489-94.
67. Brasileiro BF, Gempel RG, Ambrosano GM, Passeri LA. An in vitro evaluation of rigid internal fixation techniques for sagittal split ramus osteotomies: advancement surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009; 67(4): 809-17.
68. Anusavice KJ. *Materiais dentários.* 11. ed. São Paulo: Elsevier; 2005.
69. 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; 41(11): 1369-73.
70. Sato FR, Asprino L, Noritomi PY, da Silva JV, 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; 41(8): 934-41.
71. Farmand M. Three dimensional plate fixation of fractures and osteotomies. *Facial Plast Surg Clin North Am.* 1955; 3(1): 39–56.
72. Hochuli-Vieira E, Ha TK, Pereira-Filho VA, Landes CA. Use of rectangular grid miniplates for fracture fixation at the mandibular angle. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011; 69(5): 1436-41.
73. De Oliveira LB, Reis JM, Spin-Neto R, Gabrielli MA, 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; 54(5): 573-8.
74. Kuik K, De Ruiter MHT, De Lange J, Hoekema A. Fixation methods in sagittal split ramus osteotomy: a systematic review on in vitro biomechanical assessments. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2018; 48(1): 56-70.
75. Maurer P, Holweg S, Schubert J. Finite-element-analysis of different screw-diameters in the sagittal split osteotomy of the mandible. *J Craniomaxillofac Surg.* 1999; 27(6): 365– 72.
76. Maurer P, Knoll WD, Schubert J. Comparative evaluation of two osteosynthesis methods on stability following sagittal split ramus osteotomy. *J Craniomaxillofac Surg.* 2003; 31(5): 284–9.
77. Erkmen E, Simsek B, Yucel E, Kurt A. Comparison of different fixation methods following sagittal split ramus osteotomies using three-dimensional

- finite elements analysis. Part 1: advancement surgery-posterior loading. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2005; 34(5): 551–8.
78. Lovald ST, Wagner JD, Baack B. Biomechanical optimization of bone plates used in rigid fixation of mandibular fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009; 67(5): 973-85.
 79. Noritomi PY. Desenvolvimento de uma metodologia para análise de bioengenharia em ossos compactos com remodelagem superficial pelo método dos elementos de contorno 3D em meios transversalmente isotrópicos. Tese FEM/Unicamp. 2005. [tese de doutorado]. Campinas: Faculdade de Engenharia Mecânica da Unicamp; 2005.
 80. Erkmén E, Şimşek 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; 43(2): 97–104.
 81. Bohluli B, Motamedi MHK, Bohluli P, Sarkarat F, Moharamnejad N, Tabrizi MHS. Biomechanical stress distribution on fixation screws used in bilateral sagittal split ramus osteotomy: assessment of 9 methods via finite element method. *J Oral Maxillofac Surg.* 2010; 68(11): 2765–9.
 82. Albougha S, Darwich K, Darwich MA, Albogha MH. Assessment of sagittal split ramus osteotomy rigid internal fixation techniques using a finite element method. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2015; 44(7): 823–9.
 83. Oguz Y, Uckan S, Ozden AU, Uckan E, Eser A. Stability of locking and conventional 2.0 mm miniplate/screw system after sagittal Split ramus osteotomy: finite element analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009; 108: 174-7.
 84. Sigua-Rodriguez EA, Caldas RA, Goulart DR, Hemerson de Moraes P, Olate S, Ricardo Barão VA et al. Comparative evaluation of diferente fixation techniques for sagittal Split ramus osteotomy in 10 mm advancements. Part two: Finite elemento analysis. *J Craniomaxillofac Surg.* 2019; 47(7): 1015-9.
 85. Larson BE, Lee NK, Jang MJ, Jo DW, Yun PY, Kim YK. Comparative evaluation of the sliding plate technique for fixation of a sagittal split ramus osteotomy: finite element analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2017; 123(5):148-52.
 86. Koriath TWP, Hannam AG. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. *J Dent Res.* 1994; 73(1): 56–66.
 87. Archangelo CM, Rocha EP, Pereira JA, Junior MM, Anchieta RB, Chagas A et al. Periodontal ligament influence on the stress distribution in a removable partial denture supported by implant: a finite element analysis. 2012; 20(3): 362–8.

88. Maurer P, Holweg S, Knoll WD, Schubert J. Study by finite element method of the mechanical stress of selected biodegradable osteosynthesis screws in sagittal ramus osteotomy. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2002; 40: 76-83.
89. Van Sickels JE, Peterson GP, Holms S, Haug RH. An in vitro comparison of an adjustable bone fixation system. *J Oral Maxillofac Surg.* 2005; 63: 1620–5.
90. 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; 111: 58–63.
91. Stringhini DJ, Sommerfeld R, Uetanabaro LC, Leonardi DP, Araújo MR, Rebello 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.
92. Trento GS, Sommerfeld R, Onuki LT, Stringhini DJ, Rebello NLR, Costa DJ. Análise por elementos finitos das forças mastigatórias em uma placa de reconstrução mandibular. *Rev Cir Traumatol BucoMaxiloFac.* 2016; 16(1): 13–7.
93. Choi AH, Conway RC. Three-dimensional modelling and finite element analysis of the human mandible during clenching. *Aust Dent J.* 2005; 50(1): 42–8.
94. Takahashi H, Moriyama S, Furuta H, Matsunaga H, Sakamoto Y, Kikuta T. Three lateral osteotomy designs for bilateral sagittal split osteotomy: biomechanical evaluation with three-dimensional finite element analysis. *Head Face Med.* 2010; 6:4.
95. Vollmer D, Maeyer U, Joos U, Vèigh A. Experimental and finite element study of a human mandible. *J Craniomaxillofac Surg.* 2000; 28: 91-6.
96. Lin TS, Tsai FD, Chen CY, Lin LW. Factorial analysis of variables affecting bone stress adjacent to the orthodontic anchorage mini-implant with finite element analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2013; 143(2): 182–9.
97. Armstrong JE, Lapointe HJ, Hogg NJ, Kwok AD. Preliminary investigation of the biomechanics of internal fixation of sagittal split osteotomies with miniplates using a newly designed in vitro testing model. *J Oral Maxillofac Surg.* 1990; 48: 461-7.
98. Joss CU, Vassalli IM. Stability after bilateral sagittal split osteotomy advancement surgery with rigid internal fixation: a systematic review. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009; 67(2): 301–13.

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

Autorizo a reprodução deste trabalho

(Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara, 09 de Março de 2021.

Eduardo Santana Jacob

