

Avaliação da fixação dos avanços maxilares pela técnica de osteotomia Le Fort I

Evaluación de la fijación de avances maxilar mediante la técnica de osteotomía Le Fort I
Evaluation of the fixation of maxillary advancements by the Le Fort I osteotomy technique

Maria Luiza Siqueira de Menezes

ORCID: 0000-0002-9057-3253

Graduada em Odontologia pela Universidade de Pernambuco (FOP/UPE)
 maria.luiza11@gmail.com

Arthur Alves Thomaz de Aquino

ORCID: 0000-0002-5664-015X

Aquino - Graduando em Odontologia pela Universidade de Pernambuco (FOP/UPE). arthur.aquino@upe.br

Ariana Maria Luccas Costa Loureiro

ORCID: 0000-0002-3971-804X

Especialista em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial pela HUOC/FOP/UPE
 ariana.luccas@upe.br

Bárbara Caroline Mota dos Santos Gurgel

ORCID: 0000-0002-3184-5730

Gurgel - Mestranda do Programa de Pós-Graduação em Odontologia (Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial) FOP/UPE. barbara.gurgel@upe.br

Allan Vinícius Martins de Barros

ORCID: 0000-0002-5818-1575

Doutorando do Programa de Pós-Graduação em Odontologia (Estomatologia e Patologia Oral) FOP/UPE. allan.martins@upe.br

Tatiane Fonseca Faro

ORCID: 0000-0002-9389-2567

Doutoranda do Programa de Pós-Graduação em Odontologia (Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial) FOP/UPE. tatianefonsecafaro@gmail.com

Fernanda Souto Maior dos Santos

ORCID: 0000-0003-0816-5531

Araújo - Doutorado em Clínicas Odontológicas pela Faculdade de Odontologia São Leopoldo Mandic. fernanda.araujo@upe.br

Fábio Andrey da Costa Araújo

ORCID: 0000-0001-5488-9333

Doutor em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial pela FOP/UPE
 fabio.andrey@upe.br

ENDEREÇO PARA CORRESPONDÊNCIA:

Faculdade de Odontologia de Pernambuco - FOP/UPE .Rua Arnóbio Marques, 310 - Santo Amaro, Recife - PE, Brasil.
 CEP: 50100-130 / Telefone: +55 081 3384 1468. E-mail: fabio.andrey@upe.br

ABSTRACT

Introdução: A osteotomia Le Fort I possibilita a correção de deformidades dentofaciais que envolvem o terço médio da face. Para sua fixação, convencionou-se o emprego de quatro mini placas nos pilares zigomático-maxilar e nasomaxilar. Propôs-se então, a dispensa da fixação do segmento posterior, surgindo questionamentos relacionados à capacidade biomecânica do sistema. **Objetivos:** Comparar o estresse biomecânico gerado em três meios distintos de fixação da osteotomia Le Fort I frente ao movimento de avanço sagital linear maxilar de 7 mm. **Metodologia:** Trata-se de uma pesquisa experimental laboratorial, utilizando-se da análise de elementos finitos como ferramenta analítica, a fim de constatar qual das técnicas sofrerá maior estresse biomecânico. **Resultados:** Constatou-se que o estresse biomecânico gerado é maior quando aplicado em 4 pontos do que quando aplicado em apenas 2 pontos. **Conclusão:** Os resultados obtidos fornecem informações aos cirurgiões sobre a real necessidade do uso de fixação adicional de acordo com o método de fixação planejado. No entanto, deve ser interpretado de forma cautelosa, considerando-se as limitações deste estudo. Sendo assim, uma análise incipiente, que tem como intuito o fornecimento de evidência científica de grande significância. **Palavras-Chaves:** Cirurgia ortognática; Análise de elementos finitos; Osteotomia Le fort I; Fixação Interna de fraturas.

RESUMEN

Introducción: La osteotomía Le Fort I permite la corrección de deformidades dentofaciales que involucran el tercio medio de la cara. Para su fijación se acordó utilizar cuatro miniplacas en los pilares cigomaticomaxilar y nasomaxilar. Entonces se propuso prescindir de la fijación del segmento posterior, planteando interrogantes relacionados con la capacidad biomecánica del sistema. **Objetivos:** Comparar el estrés biomecánico generado en tres medios diferentes de fijación de la osteotomía Le Fort I frente a un movimiento de avance sagital lineal maxilar de 7 mm. **Metodología:** Se trata de una investigación experimental de laboratorio, utilizando como herramienta analítica el análisis de elementos finitos, con el fin de comprobar cuál de las técnicas sufrirá un mayor estrés biomecánico. **Resultados:** Se encontró que el estrés biomecánico generado es mayor cuando se aplica en 4 puntos que cuando se aplica solo en 2 puntos. **Conclusión:** Los resultados obtenidos brindan información a los cirujanos sobre la necesidad real de utilizar fijación adicional de acuerdo al método de fijación planificado. Sin embargo, debe interpretarse con cautela, considerando las limitaciones de este estudio. Por tanto, un análisis incipiente, que pretende aportar evidencias científicas de gran trascendencia. **Palabras Clave:** Cirugía ortognática; Análisis de elementos finitos; Osteotomía Le Fort I; Fijación interna de fracturas.

RESUMO

Introduction: The Le Fort I osteotomy allows the correction of dentofacial deformities involving the middle third of the face. For its fixation, it was agreed to use four mini plates on the zygomaticomaxillary and nasomaxillary pillars. It was then proposed to dispense with the fixation of the posterior segment, raising questions related to the biomechanical capacity of the system.

Objectives: To compare the biomechanical stress generated in three different means of fixation of the Le Fort I osteotomy against a 7 mm maxillary linear sagittal advancement movement.

Methodology: This is an experimental laboratory research, using finite element analysis as an analytical tool, in order to verify which of the techniques will suffer greater biomechanical stress.

Results: It was found that the biomechanical stress generated is greater when applied to 4 points than when applied to only 2 points.

Conclusion: The results obtained provide information to surgeons about the real need to use additional fixation according to the planned fixation method. However, it should be interpreted with caution, considering the limitations of this study. Therefore, an incipient analysis, which aims to provide scientific evidence of great significance.

Keywords: Orthognathic surgery; Finite element analysis; Le fort I osteotomy; Internal fixation of fractures.

INTRODUÇÃO

A osteotomia Le Fort I, caracterizada por uma ressecção óssea que vai desde a abertura piriforme ao processo pterigóide do osso esfenoide bilateralmente, foi descrita a princípio por Langebeck, em 1861, e definida biologicamente como acesso cirúrgico seguro com base nos estudos de microcirculação óssea, por Bell em 1975.¹ Amplamente utilizada para a reparação das deformidades dentofaciais que envolvem o terço médio da face, a osteotomia Le Fort I é uma técnica conceituada que possibilita através da movimentação cirúrgica das maxilas, o restabelecimento da oclusão funcional, podendo ser realizada em distúrbios estéticos e em distúrbios funcionais, como no tratamento de pacientes com apnéia obstrutiva do sono.² A osteotomia conceitualmente divide as maxilas em segmentos múltiplos ou em segmento único, permitindo a mobilização tridimensional e o reposicionamento conforme o planejamento cirúrgico individual.^{2,3} Após a mobilização dos segmentos, faz-se necessária a fixação dos mesmos na posição previamente planejada.

Inicialmente, a osteossíntese era realizada com a utilização de fios de aço em conjunto com o bloqueio maxilo-mandibular. Com o tempo, os materiais e os métodos de fixação passaram por inúmeras evoluções, sendo o conceito de fixação interna estável

considerado um dos principais avanços da área da cirurgia. O uso de dispositivos internos como placas e parafusos, justapostos às estruturas ósseas, possibilitam um melhor posicionamento maxilar durante o transoperatório, retorno precoce à função, e melhor estabilidade a longo prazo.^{3,4} Atualmente, a maioria dos cirurgiões utilizam as miniplacas de titânio para a osteossíntese da maxila. Para fixação da osteotomia Le Fort I, convencionou-se distribuir quatro miniplacas do sistema 1.5 ou 2.0 pelos pilares nasomaxilar e zygomaticomaxilar, uma vez que são as áreas mais suscetíveis a tensão, sendo eleitas para realização da osteossíntese após a osteotomia Le Fort I.⁵ Outra técnica de fixação muito descrita, é a utilização de duas placas de titânio do tipo pre modelada (Lindorf) na região anterior (pilar nasomaxilar). Entretanto, seguindo a tendência da cirurgia contemporânea, com o objetivo de simplificar o procedimento, tornando-o tecnicamente mais rápido e menos invasivo, alguns autores propuseram modificações nesse método. A principal mudança consiste na redução da quantidade de material de osteossíntese, tendo como proposta a dispensa da fixação do segmento posterior (pilar zygomaticomaxilar).^{3,6,7,8} Com isso, espera-se reduzir sensivelmente o tempo cirúrgico e o desconforto pós-operatório, uma vez que a fixação do pilar zygomaticomaxilar exige um acesso cirúrgico mais extenso.⁸ Além disso, reflete diretamente no custo do procedimento cirúrgico, já que os materiais de fixação podem representar até dois terços do valor total, sendo uma operação de elevado custo aos serviços de saúde públicos e privados.⁹

Com as modificações na técnica de fixação das maxilas reposicionadas pela técnica de osteotomia Le Fort I, surgem também os questionamentos. As perguntas se acumulam principalmente no que se refere a estabilidade do movimento, localização ideal das placas, número e o tamanho das placas e parafusos necessárias para uma osteossíntese adequada e consequente resultado cirúrgico satisfatório. Numerosos estudos ilustram os padrões de tensão máxima óssea encontrados na mandíbula, mas pouco foi publicado sobre a maxila. Um método de análise de menor custo, é pelo método de elementos finitos, o qual preconiza que o número infinito de variáveis desconhecidas sejam substituídas por um número limitado de elementos de comportamento bem definido. Dessa forma, é possível constatar e comparar as áreas que sofrem maior estresse biomecânico, tanto do osso, quanto nos componentes de fixação.

Os resultados deste estudo almejam contribuir no provimento de informações sobre as características de carga associado a cada técnica de osteossíntese. Por meio desta análise, será possível verificar o comportamento biomecânico sobre o

material de osteossíntese nas diferentes técnicas propostas, uma vez que será fornecido dados referentes ao estresse biomecânico dos modelos simulando cargas funcionais, gerando informações relevantes para a tomada de decisão cirúrgica, sendo o primeiro passo para uma série de ensaios clínicos e a geração de evidência científica de qualidade.

METHODOLOGY

DELINEAMENTO DO ESTUDO

O delineamento deste estudo é experimental, uma vez que foi determinado um objeto de estudo, selecionada as variáveis capazes de influenciá-lo e definidas as formas de controle e de observação dos efeitos que a variável produz no objeto. Pesquisa laboratorial, cuja principal característica é a sua realização em ambiente controlado, utilizando ambientes de simulação para reproduzir o fenômeno objeto do estudo, além de utilizar-se de instrumentos específicos e precisos de coleta de dados. Quantitativo, pois trabalha com variáveis expressas sob a forma de dados numéricos e emprega rígidos recursos e técnicas estatísticas para classificá-los e analisá-los. Aplicada, pois além de produzir conhecimento, gera novos processos tecnológicos e novos produtos, com resultados práticos imediatos em termos econômicos e na melhoria da qualidade de vida.

DESENVOLVIMENTO DOS MODELOS GEOMÉTRICOS

A construção dos modelos geométricos foi baseada na metodologia adotada nos estudos de Da Silveira (2020) e Conci (2015), sendo adaptada aos programas de software disponíveis e compatíveis. A construção dos modelos se deu através da obtenção de imagens provenientes de uma tomografia computadorizada helicoidal de face com um espessura de 1 mm, com finalidade pré-operatória de um paciente com hipoplasia maxilar. As imagens obtidas foram então transferidas para um arquivo tipo DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine). Este arquivo foi exportado para um software de planejamento cirúrgico virtual (Dolphin v.11.7, Chatsworth, CA, USA) no qual foi simulado a osteotomia Le Fort I, no movimento de avanço sagital linear maxilar de 7 mm. Após a simulação virtual da osteotomia e do movimento cirúrgico, o modelo computacional da maxila foi construído e salvo como um arquivo STL (no formato de facetas), para a eliminação de furos e de regiões com algumas conformidades.

Em seguida, este arquivo foi importado para o software SpaceClaim (versão 2020 R2), que consiste no programa de computeraided design (CAD)

do ANSYS (Ansys Inc., Houston, Texas, EUA). Posteriormente, o modelo foi convertido para um formato de superfícies e importado para o software SolidWorks (versão 2020; Dassault Systèmes S.A., Concord, MA, EUA), onde a edição e modelagem das superfícies foram feitas para a construção do modelo completo da maxila, sendo realizada a correção de partes que não haviam sido detectadas nas imagens tomográficas. Após esta etapa, o modelo em superfícies foi convertido em sólido. Por fim, dentro do SolidWorks, ainda foram realizadas as montagens dos modelos computacionais completos, unindo a maxila, as miniplacas e os parafusos de fixação. Os modelos foram importados para o ambiente do Ansys Workbench (versão 2020 R2; Ansys Inc., Houston, Texas, EUA), no módulo de Static Structural, para a realização das simulações estruturais pelo método dos elementos finitos. Os modelos computadorizados das placas de titânio e dos parafusos foram confeccionados com auxílio do software de design gráfico Rhinoceros 5.0 (McNeel382 América do Norte, Seattle, WA, USA) baseados em amostras físicas da Tóride (Tóride Ind. e Com. Ltda. – Mogi Mirim, São Paulo, Brasil), conforme utilizados em estudos prévios.^{10,11}

A conexão entre os parafusos e o osso e entre os parafusos e as miniplacas foi assegurada para transmitir a transferência das cargas de forma ininterrupta, assumindo-se que o osso cortical na região dos dentes transfere as cargas mastigatórias para todo o conjunto dos componentes das miniplacas e a maxila, de acordo com suas propriedades internas. Foi aceito que os parafusos estavam 100% osseointegrados com o tecido ósseo circundante, simulando a osteossíntese necessária para a fixação dos segmentos operados virtualmente. Tais condições adotadas são vistas como uma limitação, pois não correspondem ao cenário “in vivo”, onde há certa diferença no grau de osteossíntese entre os parafusos envolvidos na fixação.

PROPRIEDADES DOS MATERIAIS E CONDIÇÕES DE CONTORNO

Para a análise dos modelos foi necessária a caracterização dos materiais que os compõem, para a caracterização dos materiais foi utilizado o módulo de elasticidade de Young (MEY), parâmetro mecânico que proporciona uma medida da rigidez de um material sólido, e o Coeficiente de Poisson (CPo) mede a deformação transversal, em relação à direção longitudinal de aplicação da carga de um material. Foram consideradas como propriedades o MEY de 18.600 MPa (Megapascal) para o osso cortical e de 1.860 MPa para o osso medular, com valores de CPo de 0,34 para osso medular e cortical conforme estudos de caracterização prévios. As propriedades

das ligas de titânio são fornecidas pelos fabricantes, com um MEY de 103.000 MPa para o titânio de 400 liga leve, e proporções de Poisson 0,34.^{10,11,12}

Uma vez caracterizado os diferentes componentes do modelo de estudo, foram definidos os locais de aplicação da carga oclusal e de restrições de movimentação baseados nas características funcionais da maxila, sendo considerado neste estudo apenas as cargas oclusais de direção vertical. As forças de mastigação foram simuladas através da aplicação de forças verticais estáticas de 250 N nas regiões dos molares, em um único ponto distribuídos pelo primeiro e segundo molar (em ambos os lados) e de 150 N distribuídos na região dos incisivos centrais e laterais. Além disso, foram consideradas algumas regiões fixas para o cálculo das deformações das análises.¹⁰ (figura 1) Em ambiente virtual utilizando ferramentas do Ansys Workbench, o modelo virtual obtido da simulação cirúrgica foi associado aos modelos virtuais do material de osteossíntese com as características descritas anteriormente. Após a definição dos parâmetros, foram realizadas as análises das tensões superficiais do modelo.

MALHA DE ELEMENTOS FINITOS

O modelo de elementos finitos é finalmente concluído com a geração da malha sobre o modelo geométrico. As malhas geradas sobre os 3 modelos são constituídas por elementos finitos tetraédricos, com seus tamanhos definidos pela função de malha baseada na captura de proximidades. Esta função parte de um tamanho de elemento referência (neste estudo, foi considerado um tamanho de elemento referência de 3mm) e gera refinamentos de malha em regiões de superfícies ou arestas muito próximas umas das outras.

Além disso, foram gerados refinamentos locais de malhas nas regiões dos componentes, de acordo com os tamanhos dos elementos definidos: 0,22mm nos parafusos e 0,16mm nas miniplacas. As unidades de elementos tetraédricos que constituem os objetos virtuais são conectadas por nós que também são utilizados para fins de cálculos de tensão e compressão devido às alterações sofridas em cada um desses nós. Maurer et al (1999) por exemplo, confeccionou uma estrutura mandibular composta de 19,845 elementos triangulares ligadas por 4.285 nós. Já Bohluli et al, lançando mão de elementos tetraédricos, construiu um modelo mandibular com 236.800 elementos e 343.600 nós.

A precisão dos resultados é dependente da quantidade de divisões sofridas pelo corpo tridimensional durante a análise virtual. Dessa forma, quanto maior for o número de unidades (elementos) em que o corpo for dividido, mais dados serão obtidos,

mais preciso se torna a análise e maior será o tempo de processamento desses dados.¹³ A malha gerada no presente estudo foi gerada de modo a garantir a qualidade dos resultados das simulações numéricas pelo método dos elementos finitos. Foi utilizada uma métrica de malha do Ansys, denominada de “Element Quality”, que avalia a qualidade dos elementos com base na deformação destes em relação a um referencial geométrico perfeito (neste caso, um tetraedro regular), com valores entre 1, que representa um elemento perfeito, e 0, que representa um elemento bem deformado. A média da métrica dos elementos nos modelos foi em torno de 0,83. As malhas geradas possuem uma quantidade de aproximadamente 1.200.000 nós e 800.000 elementos.

Após a construção do objeto virtual, as mensurações de estresse são quantificadas em valores de Tensão de Von Mises (TVM), uma medida utilizada para calcular a tensão de materiais dúcteis, que pode ser expressa em Newtons ou Megapascal. Enquanto os valores de TVM são usados para medir tensões em materiais dúcteis, como o titânio, os valores de Tensão Máxima Principal (TMP) são geralmente usados para avaliar materiais frágeis, como osso, que é caracterizado por numerosos furos e trincas microscópicas que produzem falha elástica local. Esses valores de tensão foram representados em uma escala de cor de acordo com o estresse sofrido pela estrutura tridimensional em cada região específica do corpo virtual. Diante disso, é possível mensurar o estresse gerado nas superfícies maxilares, assim como na superfície do material de osteossíntese estudado, especialmente as áreas de maior estresse biomecânico, representada pelas áreas de Tensão Máxima Principal.¹⁴

CONSIDERAÇÕES ÉTICAS

Este estudo dispensa apreciação do Comitê de Ética em Pesquisa com Humanos e com Animais, visto não se tratar de pesquisa clínica, epidemiológica ou no âmbito das Ciências Humanas. A pesquisa se trata de um trabalho com análise computacional de modelos desenvolvidos através de tecnologia da informação não envolvendo a participação de seres humanos, não envolvendo animais, tão pouco partes, órgãos e/ou tecidos dos mesmos.

RESULTADOS

A análise biomecânica realizada através do método de elementos finitos sob a osteotomia realizada e os materiais de osteossíntese demonstraram diferentes resultados de estresse biomecânico para os três diferentes métodos de fixação propostos, são eles:

FIXAÇÃO EM 4 PONTOS

- Quando utilizado 4 placas em L (sistema 1.5) e 4 parafusos (5mm) em cada placa posicionadas nos pilares nasomaxilar e zigomaticomaxilar bilateralmente.
- Tensão máxima principal (relacionada ao tecido ósseo): A região óssea de tensão máxima encontrada foi na região dos furos posteriores dos parafusos da placa direita em contato com o osso na porção anterior, correspondente ao pilar nasomaxilar e possui um valor de aproximadamente 81,284 MPa. (figura 2)
- Já os valores de menores tensões mínimas principais ocorrem também nas regiões dos furos dos parafusos posteriores da placa anterior direita, logo abaixo do local onde foi encontrado o valor de TMP.
- Tensões de Von Mises nos componentes: O valor máximo encontrado neste modelo foi extremamente alto, correspondendo ao valor de 929,67 MPa. Porém ocorre em uma região bastante localizada, que após sofrer deformação, deve apresentar um alívio de tensões, não correspondendo a um valor significativo.

FIXAÇÃO EM 2 PONTOS

- Utilizando 2 placas em L convencionais (sistema 2.0) com 4 parafusos (5mm) posicionadas nos pilares nasomaxilar:
- Tensão máxima principal (relacionada ao tecido ósseo): A região óssea de tensão máxima encontrada foi na região dos furos posteriores dos parafusos da placa esquerda em contato com o osso na porção anterior, correspondente ao pilar nasomaxilar e possui um valor de aproximadamente 59,958 MPa. (figura 3)
- Já os valores de menores tensões mínimas principais ocorrem na região dos furos dos parafusos posteriores da placa anterior direita, como pode ser observado na.
- Tensões de Von Mises nos componentes: O valor máximo encontrado neste modelo foi de 508,57 MPa. Porém ocorre em uma região bastante localizada, que após sofrer deformação, deve apresentar um alívio de tensões, não correspondendo a um valor significativo.

FIXAÇÃO EM 2 PONTOS

- Utilizando 2 placas pré-modeladas (Lindorf) com 8 parafusos (5mm) posicionadas nos pilares nasomaxilar.
- Tensão máxima principal (relacionada ao tecido ósseo): A região óssea de tensão máxima encontrada foi na região dos furos dos parafusos superiores da placa esquerda em contato com o osso na porção anterior, correspondente ao pilar nasomaxilar e possui um valor de aproximadamente 48,791 MPa. (Figura 4)
- Já os valores de menores tensões mínimas principais ocorrem na região do furo dos parafusos superiores da placa anterior direita.
- Tensões de Von Mises nos componentes: A tensão de Von Mises apresentou um valor máximo no canto da base com a haste vertical da placa esquerda, valor máximo encontrado neste modelo foi de aproximadamente 509,46 MPa. O valor máximo apresentado aparenta ser significativo. (Quadro 1)

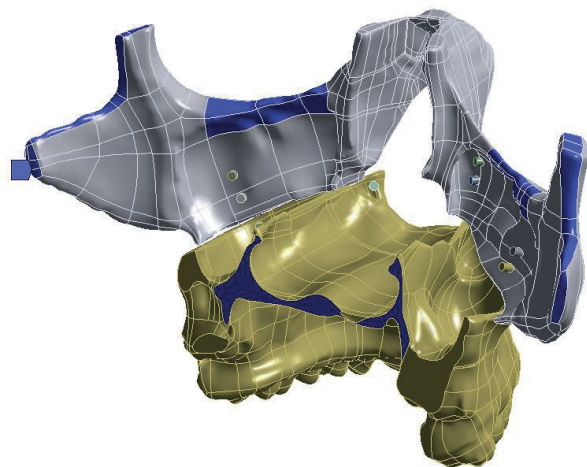


Figura 1 - Regiões consideradas como suporte fixo

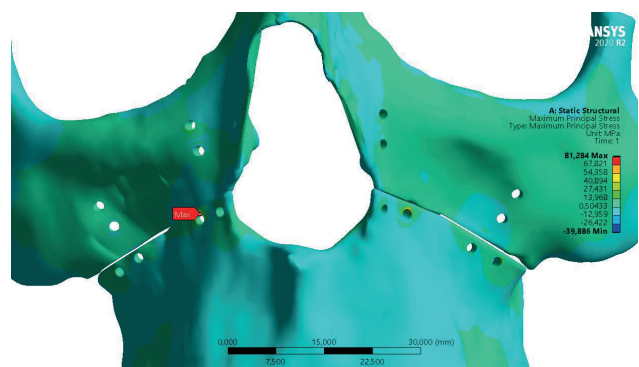


Figura 2 - Tensão Máxima Principal - Sistema de placas 1.5

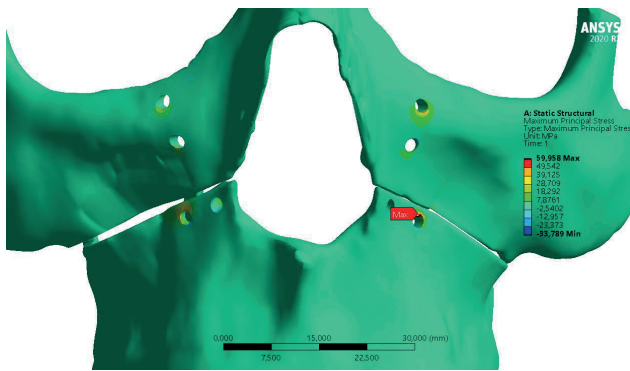


Figura 3 - Tensão Máxima Principal - Sistema de Placas 2.0

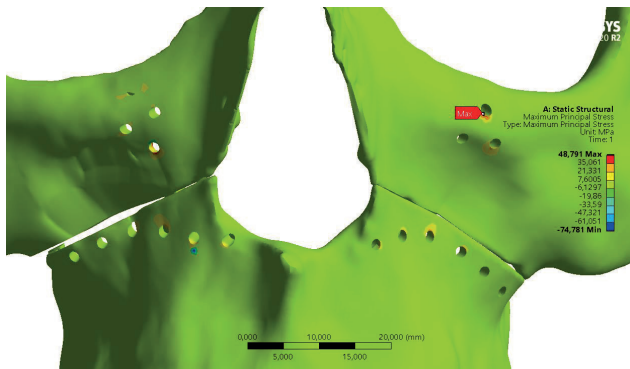


Figura 4 - Tensão Máxima Principal - Sistema de placas pré modelada.

Quadro 1 - Valores de Tensões encontrados.

	Tensão Máxima Principal	Tensão de Von Mises	Localização da TMP
(sistema 1.5) 4 placas em L e 4 parafusos	81,284 MPa	929,67 MPa	Região dos furos posteriores (parafusos da placa direita) - pilar nasomaxilar
(sistema 2.0) 2 placas em L e 4 parafusos	59,958 MPa	508,57 MPa	Região dos furos posteriores (parafusos da placa esquerda) - pilar nasomaxilar
2 placas pré modeladas (Lindorf) com 8 parafusos	48,791 Mpa	509,46 Mpa	Região dos furos dos parafusos superiores (placa esquerda) - pilar nasomaxilar

DISCUSSÃO

Alguns poucos estudos mostram resultados satisfatórios na utilização de dois pontos de fixação interna, um em cada pilar nasomaxilar. Mavili et al.⁸ realizaram um estudo com pacientes submetidos à cirurgia ortognática bimaxilar com fixação anterior utilizando placas em forma de L com dois parafusos em cada lado da osteotomia maxilar e bloqueio elástico intermaxilar iniciada em 48 horas pós-operatório, mantido por 2–4 semanas. No

período final do acompanhamento foi observado estabilidade aceitável no posicionamento maxilar. Alguns fabricantes desenvolveram sistemas de fixação interna pré-modelados e ou customizados a fim de permitir ao cirurgião maior agilidade no transoperatório, bem como evitar fadiga do material durante o processo de adaptação nos segmentos ostomizados. Susarla et al.⁷ analisaram a estabilidade da fixação em dois pontos em cirurgias ortognáticas maxilares utilizando um sistema de fixação pré modelado, com 4 parafusos em cada lado da osteotomia, não observando alterações dimensionais no período de acompanhamento.

No entanto, algumas lacunas na literatura persistem, em especial sobre as implicações biomecânicas do uso dos diferentes métodos propostos de fixação maxilar em cirurgia ortognática e qual a capacidade biomecânica destes métodos frente ao movimento de avanço maxilar.

Uma alternativa de menor custo para avaliar as implicações biomecânicas de uma estrutura é a análise pelo método dos elementos finitos (MEF), a qual é capaz de fornecer detalhes sobre os estresses mecânicos do sistema. O MEF pode ser definido como um método matemático, no qual um meio contínuo é discretizado (subdividido) em elementos que mantêm as propriedades de quem os originou. Esses elementos são descritos por equações diferenciais e resolvidos por modelos matemáticos para que sejam obtidos os resultados desejados.¹⁵

Esse método é extremamente útil para indicar aspectos mecânicos de biomateriais e tecidos humanos que dificilmente poderiam ser medidos *in vivo*, além da diminuição na quantidade de exames necessários e redução de custos, haja vista que a análise estrutural permite a determinação do estresse e tensão resultante de forças externas, pressão, mudanças térmicas e outros fatores.¹⁵ Além disso, permite a simulação de parâmetros funcionais, sendo uma ferramenta analítica válida em estudos biomecânicos craniofaciais já realizados.¹⁶ O método é capaz de propiciar uma avaliação das zonas de maior estresse, tanto no tecido ósseo, quanto nas superfícies do material de osteossíntese, permitindo comparar o nível de estresse sofrido pelo sistema nos diferentes métodos de fixação propostos.

Os resultados obtidos através da análise biomecânica sobre os materiais de osteossíntese na técnica cirúrgica de avanço sagital linear maxilar de 7mm apresentaram números discordantes aos dados presentes na literatura. Como pôde ser observado no presente estudo, os valores de TMP nos ossos maxilares quando utilizadas 4 placas

apresentou um valor de aproximadamente 81,284 MPa, valor superior quando comparado à fixação em apenas 2 placas anteriores, a qual apresentou um valor de aproximadamente 59,958 MPa.

De acordo com Ataç¹⁷, a fixação de 4 placas após a cirurgia de avanço pela osteotomia Le Fort I exerce menos estresse nos ossos maxilares e nos materiais de fixação do que a fixação de 2 placas, sendo, portanto, um resultado diferente do esperado. Tal discordância pode ser explicada por Ataç¹⁷, o qual demonstra que as forças oclusais oblíquas e horizontais causam mais formação de estresse do que as forças de mastigação verticais. E, no presente estudo foram utilizadas apenas as forças de oclusão no sentido vertical, sendo aplicadas nas regiões dos molares e incisivos, o que deve ser interpretado com prudência, uma vez que tal distribuição de forças não se assemelha ao real.

Já se tratando das placas pré modeladas (modelo Lindorf), a qual apresentou valores de tensão máxima de aproximadamente 48,791 MPa, corresponde aos dados presentes no estudo de ARAUJO et al.¹⁸, destrinchar o estudo dele onde ressalta-se que as placas de titânio pré-dobradas apresentam propriedades elásticas e de resistência mais altas. Isso pode estar relacionado ao maior contato da superfície da placa com o osso.¹⁷

Em suma, ao compararmos as análises dos modelos virtuais no presente estudo, algumas questões sobre o comportamento das tensões puderam ser observadas nos resultados apresentados. É preciso entender que, à medida que há um aumento da tensão no osso, há maior susceptibilidade de remodelação naquele local. Isso pode determinar um maior número de falhas já que a reabsorção óssea pode provocar o afrouxamento dos parafusos. Além disso, cargas excessivas na estrutura óssea são um fator de risco para osteólise, provocando um processo inflamatório, cujo desfecho pode ser a falha da osteossíntese e a infecção, favorecendo também a instabilidade oclusal.¹⁹

CONCLUSÃO

Levando em conta as limitações deste estudo, os resultados obtidos têm como principal intuito reunir informações acerca da real necessidade de fixação adicional de acordo com o movimento cirúrgico planejado. Foram observadas que informações relevantes como a significância das forças oclusais multidirecionais para a análise biomecânica, pois são não só imprescindíveis, como de maior relevância na obtenção de resultados mais fidedignos ao real. Dessa forma, o presente estudo apresenta-se como o primeiro

passo para uma série de ensaios clínicos e fornece dados para a geração de evidência científica de qualidade. Em relação aos resultados obtidos, constatou-se, que o maior estresse biomecânico gerado sobre o material de osteossíntese quando aplicado em 4 pontos (pilar anterior e posterior) é maior do que quando aplicado em apenas 2 pontos, fornecendo embasamento técnico e científico sobre o comportamento biomecânico das técnicas de osteossíntese estudadas.

AGRADECIMENTOS

O trabalho foi desenvolvido com o apoio da Fundação de Amparo à Ciência Tecnologia do Estado de Pernambuco (FACEPE) - Programa Institucional de Bolsas de Iniciação Científica PIBIC/FACEPE - Edital FACEPE 05/2022.

REFERENCES

1. Araújo MG, Lindhe J. Dimensional ridge alterations following tooth extraction. An experimental study in the dog. *J Clin Periodontol.* 2005;32(2):212-218. doi:10.1111/j.1600-051X.2005.00642.x.
2. Tan WL, Wong TL, Wong MC, Lang NP. A systematic review of post-extraction alveolar hard and soft tissue dimensional changes in humans. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23 Suppl 5:1-21. doi:10.1111/j.1600-0501.2011.02375.x.
3. Jepsen S, Schwarz F, Cordaro L, et al. Regeneration of alveolar ridge defects. Consensus report of group 4 of the 15th European Workshop on Periodontology on Bone Regeneration. *J Clin Periodontol.* 2019;46 Suppl 21:277-286. doi:10.1111/jcpe.13121.
4. Hurley LA, Stinchfield FE, Bassett AL, Lyon WH. The role of soft tissues in osteogenesis. An experimental study of canine spine fusions. *J Bone Joint Surg Am.* 1959;41-A:1243-1254.
5. Hardwick R., Scantlebury T. V., Sanchez R., Whitley N, Ambruster J. Membrane design criteria for guided bone regeneration of the alveolar ridge. In: Buser D, Dahlin C, Schenk RK, editors. *Guided bone regeneration in implant dentistry.* Chicago: Quintessence: 101–136, 1994.

6. Rolvien T, Barbeck M, Wenisch S, Amling M, Krause M. Cellular Mechanisms Responsible for Success and Failure of Bone Substitute Materials. *Int J Mol Sci.* 2018;19(10):2893. Published 2018 Sep 23. doi:10.3390/ijms19102893.
7. Dahlin C, Linde A, Gottlow J, Nyman S. Healing of bone defects by guided tissue regeneration. *Plast Reconstr Surg.* 1988;81(5):672-676. doi:10.1097/00006534-198805000-00004.
8. Hämmerle CH, Jung RE. Bone augmentation by means of barrier membranes. *Periodontol* 2000. 2003;33:36-53. doi:10.1046/j.0906-6713.2003.03304.x.
9. Sanz M, Dahlin C, Apatzidou D, et al. Biomaterials and regenerative technologies used in bone regeneration in the craniomaxillofacial region: Consensus report of group 2 of the 15th European Workshop on Periodontology on Bone Regeneration. *J Clin Periodontol.* 2019;46 Suppl 21:82-91. doi:10.1111/jcpe.13123.
10. Lim G, Lin GH, Monje A, Chan HL, Wang HL. Wound Healing Complications Following Guided Bone Regeneration for Ridge Augmentation: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2018;33(1):41-50. doi:10.11607/jomi.5581.
11. Garcia J, Dodge A, Luepke P, Wang HL, Kapila Y, Lin GH. Effect of membrane exposure on guided bone regeneration: A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29(3):328-338. doi:10.1111/clr.13121.
12. McAllister BS, Haghghat K. Bone augmentation techniques. *J Periodontol.* 2007;78(3):377-396. doi:10.1902/jop.2007.060048.
13. Chiapasco M, Zaniboni M. Clinical outcomes of GBR procedures to correct peri-implant dehiscences and fenestrations: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20 Suppl 4:113-123. doi:10.1111/j.1600-0501.2009.01781.x.
14. Fu JH, Wang HL. Horizontal bone augmentation: the decision tree. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2011;31(4):429-436.
15. Tolstunov L. Surgical Restorative Decision Algorithm for Edentulous Condition in Implant Dentistry With Emphasis on Bone Augmentation. *J Oral Implantol.* 2019;45(5):421-424. doi:10.1563/aaid-joi-D-18-00315.
16. Misch CM, Basma H, Misch-Haring MA, Wang HL. An Updated Decision Tree for Vertical Bone Augmentation. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2021;41(1):11-21. doi:10.11607/prd.4996.
17. Munir S, Siqueira, JTTD. Uso de barreira de polipropileno pós exodontia. Relato de três casos clínicos. *Rev Bras Implant.* 2009;15(2) 12-5.
18. Salomão M, Alvarez FK, Siqueira JTTD. Regeneração óssea guiada em defeitos extensos pós-exodontias utilizando membrana exposta ao meio bucal. *ImplantNews.* 2010;753-759.
19. Salomão M, Siqueira JTTD. Uso de barreira exposta ao meio bucal para regeneração óssea guiada após a exodontia. *Rev Assoc Paul Cir Dent.* 2010;184-188.
20. Retzepe M, Donos N. Guided Bone Regeneration: biological principle and therapeutic applications. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21(6):567-576. doi:10.1111/j.1600-0501.2010.01922.x.
21. Elgali I, Omar O, Dahlin C, Thomsen P. Guided bone regeneration: materials and biological mechanisms revisited. *Eur J Oral Sci.* 2017;125(5):315-337. doi:10.1111/eos.12364.
22. Urban IA, Monje A. Guided Bone Regeneration in Alveolar Bone Reconstruction. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am.* 2019;31(2):331-338. doi:10.1016/j.coms.2019.01.003.
23. Hoffmann TC, Glasziou PP, Boutron I, Milne R, Perera R, Moher D, Altman DG, Barbour V, Macdonald H, Johnston M, Lamb SE, Dixon-Woods M, McCulloch P, Wyatt JC, Chan AW, Michie S. Better reporting of interventions: template for intervention description and replication (TIDieR) checklist and guide. *BMJ.* 2014 Mar 7;348:g1687. doi:10.1136/bmj.g1687.

24. Misch CE. Bone density: A key determinant for clinical success. In: Misch CE, editor. *Contemporary Implant Dentistry*, 2nd ed. St Louis: CV Mosby Company; 1999. p. 109-18.
25. Silver E, Wu R, Grady J, Song L. Knot Security- How is it Affected by Suture Technique, Material, Size, and Number of Throws?. *J Oral Maxillofac Surg*. 2016;74(7):1304-1312. doi:10.1016/j.joms.2016.02.004.
26. Gürgan CA, Oruç AM, Akkaya M. Alterations in location of the mucogingival junction 5 years after coronally repositioned flap surgery. *J Periodontol*. 2004;75(6):893-901. doi:10.1902/jop.2004.75.6.893.
27. Mandarino D, Luz D, Moraschini V, Rodrigues DM, Barboza ESP. Alveolar ridge preservation using a non-resorbable membrane: randomized clinical trial with biomolecular analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2018;47(11):1465-1473. doi:10.1016/j.ijom.2018.06.011.