



**DOUGLAS RANGEL GOULART**

**Development of plate of osteosynthes for mandibular angle fracture with bone loss : finite element analysis and mechanical test**

**Desenvolvimento de placa de fixação interna para o tratamento de fratura complexa de ângulo mandibular: Avaliação pelo método dos elementos finitos e teste mecânico**

**PIRACICABA**

**2014**





UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

**DOUGLAS RANGEL GOULART**

**Development of plate of osteosynthes for mandibular angle fracture  
with bone loss : finite element analysis and mechanical test**

**Desenvolvimento de placa de fixação interna para o tratamento de  
fratura complexa de ângulo mandibular: Avaliação pelo método dos  
elementos finitos e teste mecânico**

Dissertation presented to the Piracicaba Dental School of the University of Campinas in partial fulfillment of the requirements for the degree of Master in Dental Clinic – Concentration Area of Oral and Maxillofacial Surgery

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas para a obtenção do Título de Mestre em Clínica Odontológica – Área de Concentração em Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais

**Orientador: Prof. Dr. Márcio de Moraes**

Este exemplar corresponde à versão final da Dissertação defendida pelo aluno Douglas Rangel Goulart, orientada pelo Prof. Dr. Márcio de Moraes

---

**PIRACICABA**

**2014**

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

Goulart, Douglas Rangel, 1987-  
G729d Desenvolvimento de placa de fixação interna para o tratamento de  
fratura complexa de ângulo mandibular : avaliação pelo método dos  
elementos finitos e teste mecânico / Douglas Rangel Goulart. – Piracicaba,  
SP : [s.n.], 2014.

Orientador: Márcio de Moraes.  
Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual de Campinas,  
Faculdade de  
Odontologia de Piracicaba.

1. Traumatismos mandibulares. 2. Análise de elemento finito. 3. Técnicas  
de  
fixação da arcada osseodentária. I. Moraes, Márcio de, 1966-. II. Universidade  
Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações para Biblioteca Digital

**Título em outro idioma:** Development of plate of osteosynthes for mandibular angle fracture with bone loss : finite element analysis and mechanical test

**Palavras-chave em inglês:**

Mandibular injuries

Finite element analysis

Jaw fixation techniques

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

**Titulação:** Mestre em Clínica Odontológica

**Banca examinadora:**

Márcio de Moraes [Orientador]

Sérgio Bruzadelli Macedo

Cássio Edvard Sverzut

**Data de defesa:** 24-01-2014

**Programa de Pós-Graduação:** Clínica Odontológica



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS**  
**Faculdade de Odontologia de Piracicaba**



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado, em sessão pública realizada em 24 de Janeiro de 2014, considerou o candidato DOUGLAS RANGEL GOULART aprovado.

\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. MARCIO DE MORAES

\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. CASSIO EDVARD SVERZUT

\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. SÉRGIO BRUZADELLI MACEDO



## **ABSTRACT**

Despite the developments concerning the treatment of mandibular angle fractures, knowledge becomes limited when it comes to multiple fractures lines or loss of bone due to the lack of specific investigation in this field. Thus, the aim of this work is developing and evaluating a new design of internal fixation plate for the treatment of the complex mandibular fractures by the finite element method and mechanical testing. A three dimensional model of the fractured mandible was generated in Rhinocerus 4.0 software, and also was performed the modeling of the 2.0 mm system plates. The models have been exported to ANSYS ®, in which it was performed a static application of a force to generate displacement of 3 mm in the first molar region ipsilateral to the fracture. Three groups were evaluated according to the method of internal fixation: two plates of the 2.0 mm non-locking system, two plates of 2.0 mm locking system, and a plate with new design 2.0mm locking system. The computational model was transferred to an *in vitro* experiment with polyurethane mandibles with the same fixation groups and fracture pattern. Each group with five mandibles was subjected to linear loading test in a universal testing machine Instron Model 4411 to the displacement of 5 mm. A more balanced distribution of stress in the new plate design was observed. In addition, the new plate modified the mechanical behavior of the fractured region with a tendency to keep the approximate segments. However, the superiority of the reaction force of the group with two 2.0mm locking plates was observed (651.67 N). In the mechanical test the group with two locking plates showed greater resistance to the 3 mm displacement with statistically significant difference than the new plate group ( one-way ANOVA ,  $F = 4.92$  ,  $p = 013$  ) . A new plate for the treatment of mandibular angle fracture was developed, which, in the finite element analysis, showed a more balanced distribution of the stresses, however the group with two locking plates showed higher mechanical resistance. The new plate can replace two conventional plates without loss of mechanical resistance and with advantages of having the tendency to keep the fractured

segments close when subjected to displacement and this use less material of internal fixation.

**KEY WORDS:** Mandibular injuries; Finite Element Analysis; Oral and Maxillofacial Surgery; Rigid Internal Fixation; Jaw Fixation Techniques.

## RESUMO

Apesar da evolução do tratamento das fraturas de ângulo mandibular, o conhecimento torna-se restrito quando se trata de fraturas com múltiplos traços ou perda de estrutura óssea, devido à falta de investigações específicas na área. Dessa forma, o objetivo desse trabalho é desenvolver e avaliar um novo *design* de placa de fixação interna para tratamento de fraturas complexas de ângulo mandibular por meio do método dos elementos finitos e teste de carregamento linear. Primeiramente foi gerado um modelo tridimensional da mandíbula fraturada no *software* Rhinocerus 4.0, seguida pela modelagem de placas e parafusos do sistema 2,0 mm. Os modelos foram exportados para o Ansys®, no qual foi aplicado deslocamento de 3 mm no rebordo alveolar na região que corresponde a fossa central do primeiro molar ipsilateral a fratura. Foram avaliados três grupos segundo o método de fixação interna: duas placas do sistema 2,0 mm; duas placas do sistema 2,0 mm *locking*; e uma placa com novo design do sistema 2,0 mm *locking*. O modelo computacional foi transferido para um modelo *in vitro* com mandíbulas de poliuretano, com os mesmos grupos de fixação e padrão de fratura mandibular. Cada grupo foi composto por cinco mandíbulas, cada amostra foi submetida ao teste de carregamento linear na máquina de ensaio universal Instron modelo 4411 até o deslocamento de 5 mm. Para o modelo computacional foi observada uma distribuição mais equilibrada de tensão no novo *design* de placa, além disso, a fixação com a nova placa apresentou uma tendência de manter os segmentos aproximados. Porém foi observada superioridade da força de reação do grupo com duas placas 2,0 mm *locking* (651,67 N). No ensaio mecânico o grupo com duas placas *locking* apresentou maior resistência ao deslocamento de 3 mm com diferenças estatisticamente significativa que o grupo da nova placa (one-way ANOVA;  $F = 4,92$ ,  $p = ,013$ ). Foi desenvolvido um modelo de placa para o tratamento de fratura de ângulo mandibular, que na análise de elementos finitos apresentou uma distribuição mais equilibrada das tensões, porém o grupo com duas placas *locking* apresentou maior resistência mecânica. A nova placa pode substituir duas placas convencionais sem

prejuízo de resistência mecânica e com vantagens de apresentar a tendência de manter os segmentos fraturados aproximados quando submetidos a deslocamento com uma menor quantidade de material de fixação.

**Palavras chaves:** Traumatismos mandibulares; Análise de Elementos Finitos; Cirurgia oral e maxilofacial; Fixação Interna Rígida; Técnica de fixação da arcada osseodentária.

## **SUMÁRIO**

AGRADECIMENTOS	xiii
EPÍGRAFE	xvii
INTRODUÇÃO	1
CAPÍTULO 1: Evaluation and development of plate of 6 osteosynthesis for mandibular angle fracture with bone loss: Finite Elements Analysis	6
CAPÍTULO 2: Biomechanical evaluation of plating techniques for fixing mandibular angle fractures: the introduction of a new plate	29
DISCUSSÃO	44
CONCLUSÃO	49
REFERÊNCIAS	50
APÊNDICE 1	54
APÊNDICE 2	65



## **Agradecimentos**

À Universidade Estadual de Campinas pela oportunidade de desenvolver o curso de pós-graduação na Faculdade de Odontologia de Piracicaba, meus agradecimentos.

Ao Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, principalmente à divisão de Tecnologia Tridimensionais pela oportunidade de realizar parte desta pesquisa.

À área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Unicamp pela possibilidade de realização dos experimentos no laboratório da área e ao engenheiro Marcos pelo auxílio prestado.

À empresa Tóride® indústria e comércio de implantes ortopédicos Ltda., pela doação dos materiais de fixação interna utilizados nesse trabalho.

Ao Professor Dr. Márcio de Moraes pela oportunidade e pelos ensinamentos diários.

Um exemplo de profissional e professor a ser seguido

À Professora Dra. Luciana Asprino, pela disponibilidade de ensinar e pela dedicação diária ao curso e aos pacientes.

Ao Professor Dr. José Ricardo de Albergaria Barbosa, exemplo de professor e de ser humano. Pela amizade e ensinamentos.

Ao Professor Dr. Renato Mazzonetto (*in memorian*) pela minha seleção na pós-graduação, a oportunidade de entrar nesta instituição.

Ao Prof. Dr. Rafael Ortega pela amizade e recepção na cidade de Piracicaba.

Aos meus Professores da Universidade de Brasília, base fundamental para realização dessa etapa. Principalmente aos professores: Profa. Dra. Aline Úrsula, Profa. Dra.

Elizabeth Queiroz, Prof. Dr. Evaldo Arruda, Prof. Dr. Sérgio Bruzadelli e Prof. Dr. André Cortez.

Aos engenheiros Professor Dr. Pedro Yoshito Noritomi e Daniel Takanori do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, em Campinas, pela disposição em ensinar e acrescentar os seus conhecimentos a este trabalho.

Ao estagiário do CTI Pedro Marinho e Suelen, e demais alunos de engenharia mecânica da Unicamp, pelo trabalho conjunto na elaboração deste trabalho.

Aos colegas de pós-graduação da minha turma Clarice Maia, Danillo Rodrigues e Milton Cougo, pela amizade e trabalho conjunto.

Aos colegas de pós-graduação Lucas Cavalieri Pereira, Gabriela Mayrink, Castelo Cidade, Valdir Andrade, Marcelo Breno, Darklilson Santos, Evandro Portella, Joel Mota, Raquel Correa, Andrezza Lauria, Leandro Pozzer, Breno Nogueira, Renato Ribeiro, Pauline Cardoso, Zarina Tatita e Eder Sigua, pela disponibilidade em ajudar e ensinar.

Aos colegas de pós-graduação das demais áreas e alunos de graduação e dos cursos de atualização e especialização da FOP-Unicamp pelos auxílio e ensinamentos diários.

Aos pacientes pela confiança e por fazer parte do meu processo de aprendizado em cirurgia.

Aos meus colegas de graduação pelo incentivo e feliz convívio, principalmente a Bianca Poncione, Mateus Veppo, Rodrigo Medeiros e Anna Costa.

Aos meus amigos do Colégio Militar Brasília que mesmo longe estavam comigo, pelo apoio e amizade, obrigado.

Aos meus familiares que sempre torceram pelas minhas conquistas, principalmente aos tios Flávio e Kátia pela recepção e apoio no estado de São Paulo.

Aos meus pais Hugo e Silvia e irmãos Camila, Rafael e Léo, por todo amor e suporte dado.

A minha namorada Laura, pela amizade e apoio aos meus projetos de vida.

À Deus pela oportunidade da vida.



*Cada dia que amanhece assemelha-se a uma página em branco, na qual gravamos os nossos pensamentos, ações e atitudes. Na essência, cada dia é a preparação de nosso próprio amanhã.*

*Francisco C. Xavier*



## INTRODUÇÃO

O trauma representa uma das maiores demandas de atendimento nos hospitais e sistemas de saúde. Lesões traumáticas têm sido relatadas como a principal causa de morte nos primeiros 40 anos de vida e parecem apresentar uma tendência de aumento (Gassner et al. 2003; Rashid et al. 2013). Os traumas ao complexo maxilofacial representam uma parte desta demanda, de forma que a severidade destas lesões está relacionada às características individuais e do mecanismo do trauma (Chrcanovic 2012).

A mandíbula tem sido descrita como a região mais acometida por fraturas (19 a 40%), isto depende da população estudada, e está relacionado ao fato desta se tratar de um osso móvel com proeminência na face (Allareddy et al. 2011; Lee 2009; Rashid et al. 2013). Na região de Piracicaba a fratura de mandíbula foi prevalente nos casos de traumadentoalveolar, sendo a região de côndilo e mais acometida (Muñante-Cárdenas et al. 2010; Santos et al. 2010).

A região de ângulo mandibular destaca-se por apresentar fatores predisponentes a fratura como a presença do terceiro molar inferior incluso e a fina espessura da secção reta transversal quando comparada à área dentada da mandíbula (Pektaş et al. 2012). Dentre as fraturas da mandíbula a região do ângulo representa 12 a 30% das fraturas (Rashid et al. 2013).

Os padrões de fraturas e o agente etiológico foram modificados com o tempo, os traumas de alto impacto determinaram fraturas complexas que impulsionaram o desenvolvimento de materiais e técnicas de tratamento (Mukerji et al. 2006).

O tratamento das fraturas mandibulares consiste na imobilização da fratura, de forma a permitir o reparo ósseo com o restabelecimento da oclusão e da função mastigatória (Mukerji et al. 2006). Historicamente a anatomia, ao invés da biomecânica, tem conduzido os projetos para o desenvolvimento de dispositivos para fixação de fraturas em ortopedia e trauma, estes projetos foram baseados principalmente em metodologias com testes experimentais e cirurgias simuladas (Wong et al. 2011).

No transcorrer das últimas décadas ocorreram mudanças graduais no tratamento cirúrgico de fraturas de ângulo mandibular. A osteossíntese com fio de aço, seguida de períodos prolongados de bloqueio maxilo-mandibular, foi substituída por sistemas de

fixação interna com placas e parafusos e pelo retorno precoce da função (Shetty et al. 1995).

A fixação interna funcionalmente estável é uma forma de fixação aplicada diretamente nos fragmentos ósseos, forte o suficiente para minimizar o movimento inter-fragmentário em toda extensão da fratura quando o osso envolvido estiver sob carga funcional. Essa modalidade de tratamento garante a imobilidade relativa entre os fragmentos para que ocorra a união óssea primária. Essa união depende também da viabilidade do tecido ósseo e de uma distância mínima ou inexistente entre os fragmentos (Ellis 2010).

Os sistemas de fixação utilizados apresentam tamanho, forma e biomecânica com configurações e combinações variadas (Pektas et al. 2012). As características dos parafusos (número, tipo e tamanho) e das placas (forma e tamanho) representam fatores que modificam o compartilhamento da carga funcional (Assael 1994).

A biomecânica mandibular apresenta variação de acordo com a região estudada e ponto de aplicação de carga. Para o ângulo mandibular, a região mais superior representa uma zona de tensão quando a força oclusal é aplicada nos dentes anteriores. Para o mesmo vetor de força, a região da base da mandíbula representa uma zona de compressão. Quando em função, a movimentação da mandíbula causa uma interação complexa dessas forças associada a um componente torsional (Assael 1994). Além disso, características da fratura como número e direção do traço, perda de segmentos e cominuição podem tornar esta interação de tensões mais complexa.

As lesões produzidas por projeteis de arma de fogo atingem com pouca frequência a mandíbula, porém as fraturas geradas geralmente apresentam perda de substância e continuidade da mandíbula. O tratamento nessas situações pode incluir a utilização de bloqueio maxilo-mandibular, fixação externa com pino ou fixação interna funcionalmente estável. Apesar dos avanços da fixação interna, a superioridade desta modalidade de tratamento não é um consenso, no entanto a utilização desta tem sido associada a baixas taxas de complicações, de forma que a estabilização dos fragmentos parece ser o primeiro passo para possibilitar o reparo ósseo (Ellis 1999; Newlands et al. 2003).

Diversas formas de tratamento para fraturas de ângulo mandibular têm sido utilizadas e comparadas, porém a diversidade das características das fraturas associada à individualidade do paciente não permitem o estabelecimento de um único protocolo de tratamento (Champy et al. 1978; Ellis 1999; Michelet et al. 1973). As investigações experimentais *in vitro* avaliam as modalidades de tratamento para os diversos tipos de fraturas, com objetivo de compreender a biomecânica da interação entre a fratura e o sistema de fixação, além de desenvolver novos sistemas e técnicas de redução e fixação (Bredbenner and Haug 2000; Kimsal et al. 2011; Ribeiro-Junior et al. 2010; Turgut et al. 2008).

Para realização destes estudos, diversos modelos e materiais foram propostos. Inicialmente as mandíbulas de cadáveres foram consideradas como o material mais apropriado, porém considerações éticas e biomecânicas, como as variações naturais de geometria, proporção e propriedades mecânicas, dificultaram o uso desse material (Haug and Serafin 2008). As réplicas de mandíbulas em poliuretano foram criadas de forma a reproduzir fielmente a anatomia em todas as dimensões e proporções da mandíbula humana. Estas possuem uma camada externa densa que simula o osso cortical e o interior poroso que mimetiza o osso medular e possuem módulo de elasticidade similar ao do tecido ósseo. Devido a sua uniformidade, estas réplicas são capazes de oferecer maior uniformidade e consistência do que as amostras de mandíbulas de cadáveres e tecido ósseo de animais (Haug et al. 2001; Haug et al. 2002).

Diferentes metodologias têm sido utilizadas para investigar *in vitro* a biomecânica da mandíbula associada aos sistemas de fixação interna. As avaliações dividem-se em testes mecânico aplicados diretamente nos implantes metálicos e na associação destes a um substrato. Os primeiros estudos utilizavam o modelo do feixe em cantiléver, em que um corpo de prova era submetido a um modelo com dois pontos de aplicação de carga, no qual uma extremidade do objeto permanecia fixa enquanto a outra recebia aplicação de carga (Ribeiro-Junior et al. 2010). No entanto, a mecânica da função mastigatória da mandíbula humana é mais complexa do que o modelo utilizado o que impulsionou a criação de outros modelos experimentais.

Armstrong et al. (2001) propôs a utilização de um modelo tridimensional de forças, com três pontos de carga. A partir deste, diversos modelos utilizando carregamento linear têm sido utilizados para a comparação e avaliação de implantes metálicos. Além destes, outros modelos experimentais têm tentado reproduzir o ciclo mastigatório, com a aplicação direcionada e sucessiva de cargas compatíveis com a força mastigatória em máquinas de testes de ciclagem mecânica (Schupp et al. 2007). Apesar dos avanços, os estudos *in vitro* apresentam precisão limitada, pois os modelos físicos ajudam a responder a perguntas sobre o desempenho em fadiga e resistência a fratura. Dessa forma, muitas informações não eram obtidas, como a distribuição das tensões, áreas de tensão máxima e locais com possibilidade de falha (Lovald et al. 2010).

O método dos elementos finitos é uma técnica de análise numérica que pode determinar os deslocamentos, tensões e deformações ao longo de um corpo sólido irregular dado o comportamento dos materiais envolvidos e as condições de carregamento a que são submetidos (Clough 2004). Este método permitiu a simulação das forças que atuam sobre corpos complexos como a mandíbula (Wong et al. 2011).

Na mandíbula, os modelos de elementos finitos foram criados para estudar a biomecânica, simular condições de fratura e métodos de fixação interna (Kimsal et al. 2011; Rudderman and Mullen 1992). Porém até o momento existem poucos estudos que utilizam o método de elementos finitos para a optimização e desenvolvimento de placas para a fixação de fraturas e de osteotomias mandibulares (Kovan 2011; Lovald et al. 2010; Meyer et al. 2007).

A optimização dos desenhos das placas tradicionais utilizando modificações criativas pode aumentar a eficiência dos dispositivos atualmente utilizados e reduzir o tamanho global destes (Lovald et al. 2010). A utilização de placas de fixação concebidas por meio de um processo de desenvolvimento e otimização pode repercutir clinicamente em uma maior rigidez com uma menor quantidade de metal, o que pode facilitar a técnica cirúrgica, com redução do descolamento do tecido molde adjacente e do tempo cirúrgico.

Apesar da evolução do tratamento das fraturas de ângulo mandibular, o conhecimento torna-se restrito quando se trata de fraturas com múltiplos traços ou perda de estrutura óssea, devido à falta de investigações específicas na área. O objetivo deste trabalho foi desenvolver um novo *design* de placa do sistema de fixação interna 2,0 mm para fratura de ângulo mandibular com perda de segmento triangular na base e avaliar comparativamente, por análise de elementos finitos e *in vitro*, a resistência da fixação promovida por este novo design com a utilização do teste de carregamento linear em mandíbulas de poliuretano.

# CAPÍTULO 1

## Development and evaluation of plate of osteosynthesis for mandibular angle fracture with bone loss: Finite Elements Analysis

### Abstract

**Purpose:** To analyze a 3-dimensional finite element model to simulate the behavior of fractured mandibular angle with bone loss after reduction with plates of osteosynthesis, as well as to design and develop a new osteosynthesis plate. **Method:** A three-dimensional finite element model of a mandible was created and a right side angle fracture with loss of a segment was simulated on a computer model. The model was fixed with three different techniques: 1) One 4-hole 2.0 mm superior border plate and one 6-hole 2.0 mm inferior border plate; 2) One 4-hole 2.0 mm locking superior border plate and one 6-hole 2.0 mm locking inferior border plate 3) One new design 8-hole 2.0 mm locking plate. Displacement of 3 mm was applied in the alveolar ridge in first molar area. **Results:** The new plate design presents a better distribution of stress and less dislocation at line of fracture in Y and Z axis. However two locking plates showed high reaction load (651.67N). **Conclusions:** The current finite elements model showed that two 2.0 mm locking plates presented more mechanical resistance than the new plate. However, the new plate showed better distribution of stress.

**Key words:** Oral and Maxillofacial Surgery; Rigid Internal Fixation; Jaw Fixation Techniques; Mandibular Injuries.

### Introduction

The pattern of facial fractures is related to the type, direction and force of impact, as well as the anatomy of the injured part. The mandible, which is mobile and prominence on the face, is more susceptible to trauma. The region of the mandibular angle has been considered the least resistant, which is mainly due to the presence of

mandibular third molar that is significant for the fact that most of those involved in this type of fracture are young (1).

Comminuted mandible fractures are complex injuries that are generally the result of a significant impact on a localized area of the jaw by either a high-speed collision or a high-speed projectile. Conceptually, rigid fixation of the fragments minimized sequestration while allowed postoperative function. Most experience has been gained with 2.7-mm reconstruction or 2.4-mm locking plates, but the heavier variety of 2.0-mm locking plate is now becoming popular (2).

The plates employed should ensure functional, mechanical, and morphological rehabilitation (3). It is difficult to determine the success rate of treatment related the design of plate, because it depends on individual features mainly fracture pattern and compliance. Experimental studies with physical models help to answer questions on fatigue performance and fracture strength on the gross level. However, the biomechanical studies of any mandibular fracture or reconstruction are difficult due to the complex forces acting on the mandible. The use of biomodels helps to reduce the need for animal studies and it is associated to ethical issues. Conducting studies using only one type of biomodel would serve to limit the accuracy of the results. For questions on internal stress distribution and areas of maximum stress it would be necessary the use of computer biomodels, usually Finite Elements Analysis (FEA)(4).

One of the most interesting capabilities of FEA is the ability to look at stresses in an object to see weak points or where material size reduction might be possible. Such a breakthrough in materials forces the researcher to ask important design questions: Can a particular plate and screw design handle the anatomic loads imposed on it without yielding? Is the fixation technique stable enough to prevent unacceptably large movements of the bone fragments and thus ensure appropriate healing through osteogenesis? The premier tool for such engineering investigations is finite element analysis (5).

There are some studies that research about biomechanics of mandibular angle fractures usisnf FEA models, but none of them with a mandibular bone loss. The questions of ideal type and configuration of plate(s) to provide fixation of the fracture

are known, however there is not a consensus about number and thickness of plates. The development of a new plate with less material could replace heavier plates and improve the surgical technique with less soft tissue displacement and shorter surgical time.

In planning stages of fracture treatment, the determination of best positioning, orientation, and selection of plate type and material are important (6). Therefore, the aim of this study is to propose and analyze a 3-dimensional (3D) finite element model to simulate the behavior (evaluation of the displacement and stress fields) of fractured mandibular angle with bone loss after reduction with plates of osteosynthesis, as well as to design and develop a new osteosynthesis plate.

## **Material and Methods**

### Construction of the Geometric Structures

To create the finite element model, it was necessary to construct the geometric structures of the mandible and the screws and plates. The mandible was constructed from a DICOM file of a mandible taken from CTI (Center for Information Technology Renato Archer, Campinas, SP, Brazil) data bank, that was previously obtained from a previous research that used images obtained from a Multislice Helical Computed Tomography of a human jaw with cutting thickness of 1 mm from volunteers (7).

The computer model of the titanium plates and screws were developed based on products from Tóride® (Toride Industria e Comercio LTD, Mogi-mirim, São Paulo - Brazil). The tridimensional geometry of plate and screws were created from sketch provided by Tóride® in the software Rhinoceros 4.0 (McNeel North America, Seattle, WA). The mandible was created in the same software, the teeth were removed, to simplify the modeling, and a geometric reference was created in the alveolar ridge in the location of right first molar in order to mark the region for future displacement application. The mandible was cut in right side angle area to simulate a fracture with bone loss, the fracture patterns is showed in Figure 1.

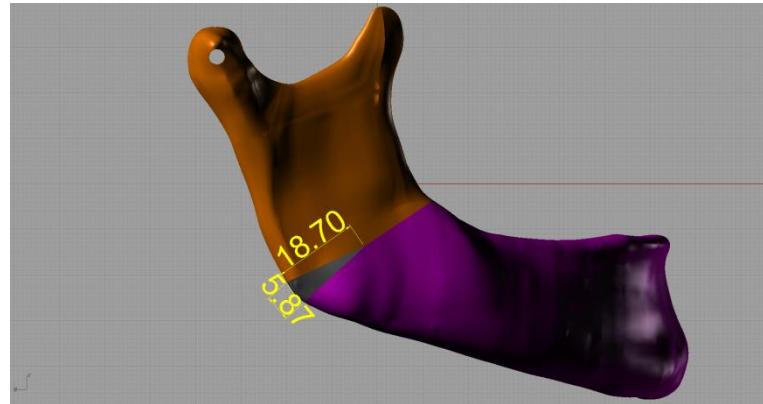


Figure 1 – Right side lateral view of mandibular angle fracture with dimension in mm.

The mandibular fracture was fixed by three techniques of internal fixation:

**Technique 1:** One 4-hole 2.0 mm superior border plate secured with four 2.0 mm outer thread diameter (OTD), 6.0 mm long monocortical screws; and one 6-hole 2.0 mm inferior border plate secured with six 2.0 mm ODT, 12.0-mm long bicortical screws.

**Technique 2:** One 4-hole 2.0 mm locking superior border plate secured with four 2.0 mm OTD, 6.0 mm long monocortical locking screws; and one 6-hole 2.0 mm locking inferior border plate secured with six 2.0 mm ODT, 12.0-mm long bicortical locking screws. Figure 2 shows the plates positioning valid for both technique placed in mandibular fractured model.

**Technique 3:** One new design 8-hole 2.0 mm locking plate secured with eight 2.0 mm OTD, 6.0 mm long monocortical locking screws; Figure 3 shows the new plate sketch and the tridimensional model with the new plate applied to the fractured mandible in Rhinoceros 4.0.

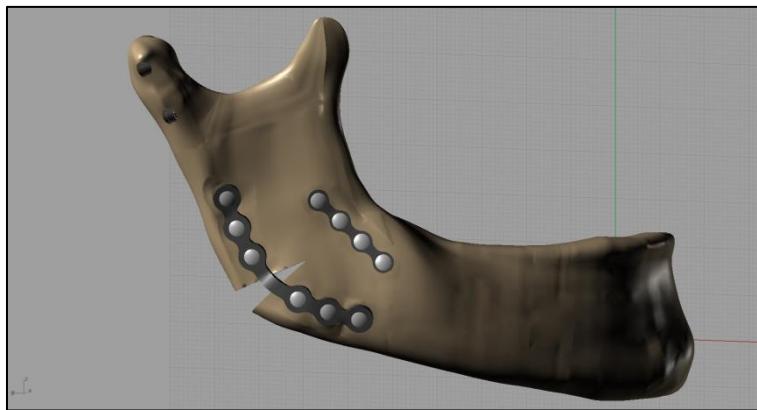


Figure 2 – Right lateral view of mandibular fracture fixed by technique 1 and 2

#### Development of a new design plate

It has been developed one 2.0 mm locking plate based on information acquired from literature about stress distribution and the use of a single tension band plate in mandibular angle fractures (8,9). The plate was modeled in SolidWorks® 2012 X64 edition SP02 (Dassault Systèmes S.A, USA), shown in Figure 3A. This model was imported to the software Rhinoceros 4.0 and adjusted to the mandible model.

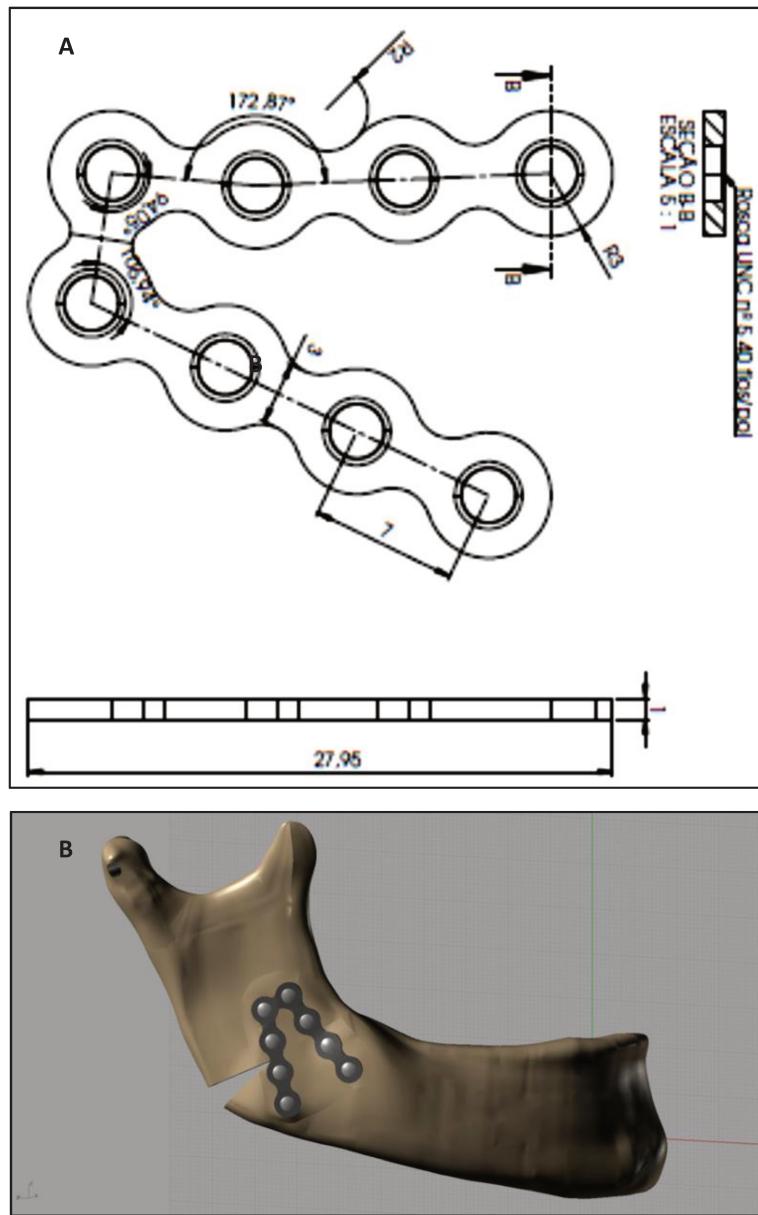


Figure 3 – The drawing of new plate (A); Right side lateral view of mandibular fracture fixed with one 8-hole 2.0 mm locking new designed plate secured with eight 2.0 mm (OTD), 6.0 mm long monocortical locking screws (B)

Each plate and screws was determined to be in perfect contact with the bone. An attempt was made to place the plates according to standard clinical practice. Screws connecting the plates to the mandible were modeled as solid cylinders 2.0 mm of

diameter and length appropriate for monocortical penetration (6 mm of length) on the superior border and for bicortical penetration (16 mm on length) the inferior border.

### Finite Element Model Development and Properties

The geometry was imported to the software Ansys® 14.0.1. 2.0 Framework (ANSYS® Inc., Houston, USA) for the preprocessing of the finite element model. All the materials were considered to be homogenous, isotropic and linear elastic (5).

It was chosen to model the bone geometry as one phase and homogeneous, just like the synthetic material used to produce the mandible used in the mechanical tests (polyurethane). The properties for polyurethane mandibular substratum were isotropic Young's modulus of 624.42 MPa and a Poisson's ratio of 0.2817(10).

The properties of titanium plates and screws followed the data given by manufacturer, which informed that the screws were made with Titanium alloy (Titanium-6Aluminum-4Vanadium; ASTM F-136) and plates were made with Titanium Commercially Pure (ASTM F67), these properties are shown in Table 1.

Table 1 – Properties of materials used in simulation at Ansys®

	Young's Modulus MPa	Poisson's Ratio
Mandible - Cortical and cancellous bone	624.42	0.28
Titanium F136	$1.138 \times 10^5$	0.34
Titanium F67	$1.16 \times 10^5$	0.34

### Mesh

The elements of the meshes used in this study were quadratic tetrahedron, generated with the following configurations: 1) Mandibular ramus adjacent mandibular fracture: average of 1 mm for the edge of each geometric element in cortical bone and 2

mm edge in trabecular bone; 2) Body of mandible and the left mandible side with an average edge of 2 mm for each geometric element; 3) Plates and screws with an average edge of 0.3 mm for each geometric element. Table 2 presents the number of nodes and elements for each technique. Figure 4 shows the mesh configuration for mandible fixed with new plate.

Table 2 Features of mesh according to fixation techniques

	Nodes	Elements
Technique 1	508117	320783
Technique 2	990567	608589
Technique 3	826473	537839

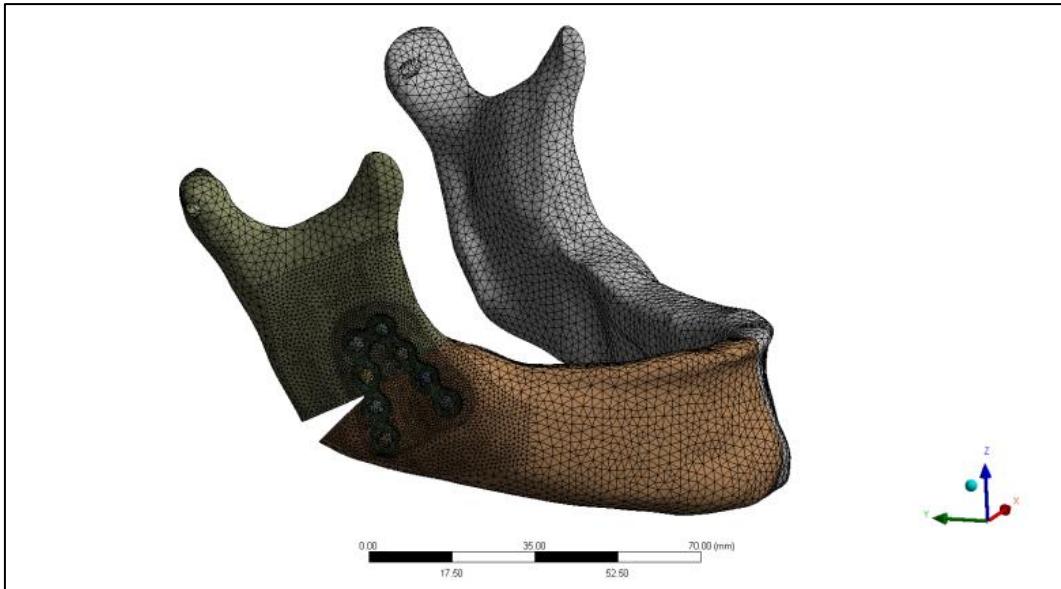


Figure 4 – The tridimensional model of mandible fixed with technique 3 after the mesh creation

#### Boundary Conditions

A mandibular angle fracture with bone loss was simulated. The two bone fragments were tightly fixed together after the bone was cut. The mandible was constrained for all axis in the region of TMJ (Temporomandibular Joint) and coronoid

process in both sides. Displacement of 3 mm was applied in a point in alveolar ridge that means the middle of the occlusal face of the first molar, showed in Figure 5.

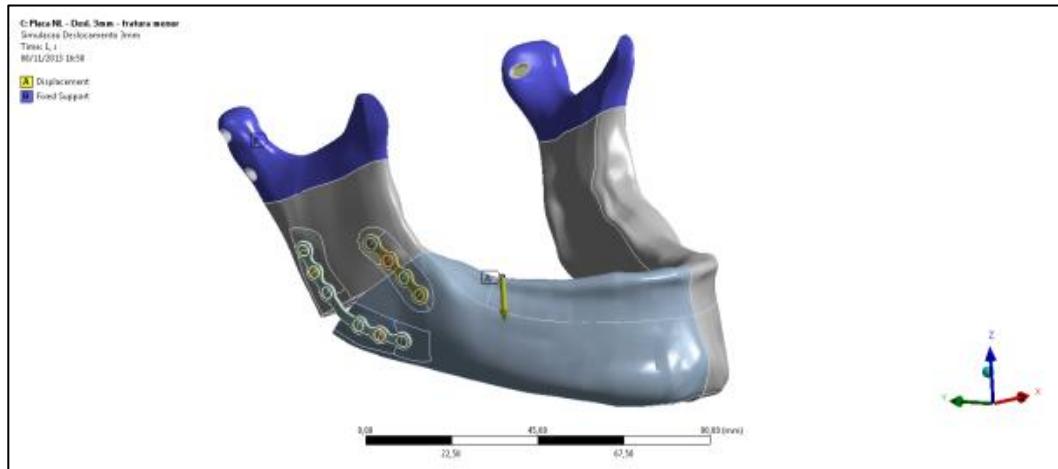


Figure 5 – Mandibular angle fracture fixed by technique 1 showing the loading point in yellow arrow.

Contact conditions between fractured segments were set as without friction (frictionless). The interaction between the plates and the head of conventional screws was considered frictionless, and for the locking group, it was considered as a contact perfectly glued (bonded). The interaction between the screws with the mandible was considered perfectly bonded contact.

A mechanical static structural analysis was done. The stability of a three-dimensional stress state was evaluated according to the stress hypothesis of Maximum Principal Stress whose stress scale measures the traction and compression stresses highlighting the greater tractions, and Minimum Principal Stress, which is the same as the maximum with the difference that it highlights the greater compressions. The Von Mises stress is a scalar representation of the general effective stress in a material, it was used most often to assess stress in metals. It was used to evaluate and compare plates and screws of three techniques.

Besides that, it was evaluated the displacement at a specific point above fracture line and reaction load in the point of displacement (first molar).

The displacement point is shown in Figure 6. All stress values were given in Megapascal (MPa) and reaction load was given in newtons (N). A color scale with stress values served to evaluate qualitatively the stress distribution in the mandible, plates and screws.

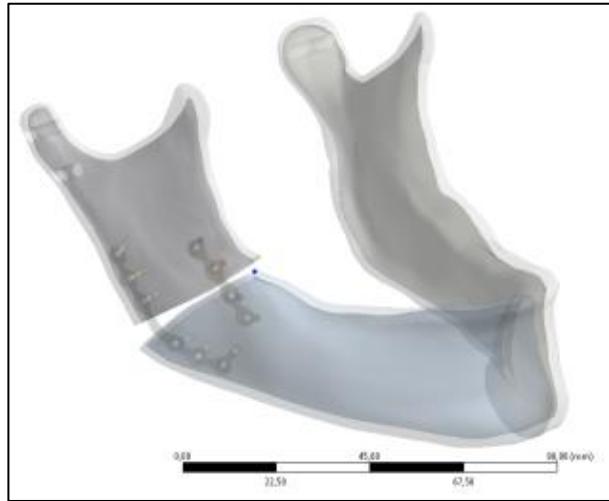


Figure 6 – Mandibular angle fracture fixed by technique 1 showing the displacement evaluation point in blue.

The data from FEA of three techniques was compared according to stress distribution, reaction load and displacement.

## Results

Output measures from all analyses are shown below in Table 3. The resulting models indicated massive peak stresses in the region surrounding the surgical plates and screws, mainly in superior plate. The Figures 6-8 depicts the Maximum principal stress values observed in the models. In the technique 1 and 2 the pattern of Maximum principal stress distribution observed showed more tension in the superior plate. The maximum principal stress values observed in the models correspond to the regions where the fractured mandible halves are most likely to separate from each other, it was observed that the fractured mandibular body tends to move down and forward.

In the technique 3 the pattern of stress distribution is more uniform between the three groups, with the existence of tensions around all the screws. In this model the fractured mandibular body trend is to rotate keeping the central contact between the fractured segments. The displacement in the geometric reference is similar in all the three groups, the technique 3 showed lower displacements in Y and Z axis. The results of displacement at geometric reference are shown in Table 4.

Table 3 - Results for quantitatively analysis for minimum, maximum principal, and von-Mises stress regarding location at three techniques of fixation

		Von Mises Stress Mpa	Minimum Principal Stress Mpa	Maximum Principal Stress Mpa
<b>Technique 1</b>	Occurs On	1754.2	-107.71	165.86
		Upper plate	Cortical Bone from right side of mandible	Cortical Bone from right side of mandible
<b>Technique 2</b>	Occurs On	2094.8	-233.43	149.68
		Upper Plate	Cortical Bone from right side of mandible	
<b>Technique 3</b>	Occurs On	1462.2	-217.79	279.59
		Plate	Cortical Bone from right side of mandible	Cortical Bone from right mandibular ramus

Table 4 – Displacement of geometric reference in mm

	Axis		
	X	Y	Z
Technique 1	0.69	0.51	1.98
Technique 2	0.81	0.59	1.56
Technique 3	0.74	0.28	1.47

In this investigation it observed that compression stress mostly concentrated in the area of tension band plate. In the area of lower plate the distal screw near the fracture is more demanded in both techniques 1 and 2. However, in the new plate model it was observed a more homogeneous compression stress distribution. Figures 9-11 depicts the Minimum Principal Stress in all 3 fixation techniques

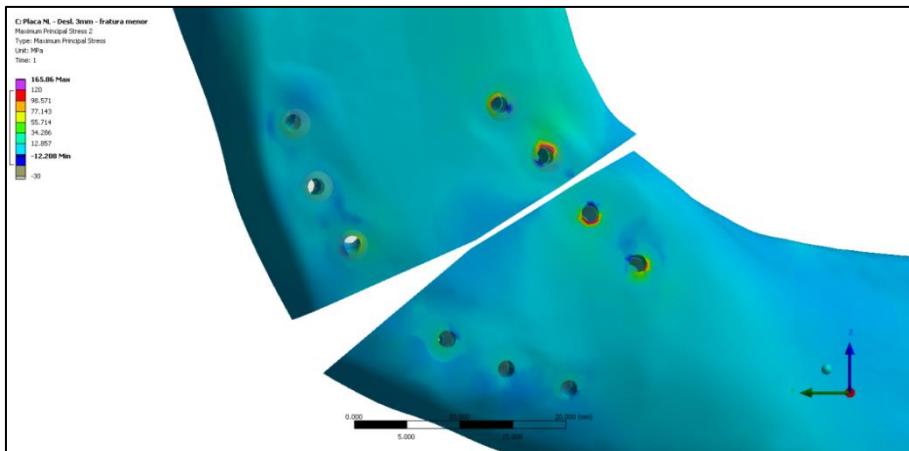


Figure 6 – Maximum Principal Stress distribution in Technique 1.

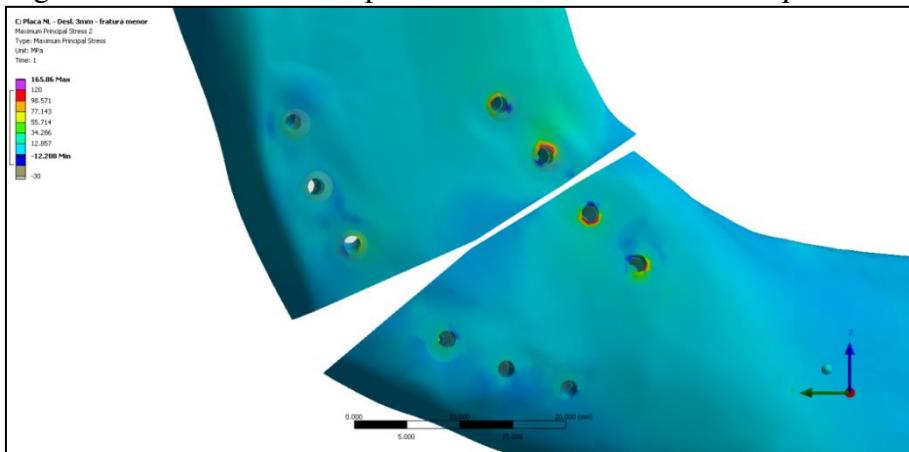


Figure 7 – Maximum Principal Stress distribution in Technique 2.

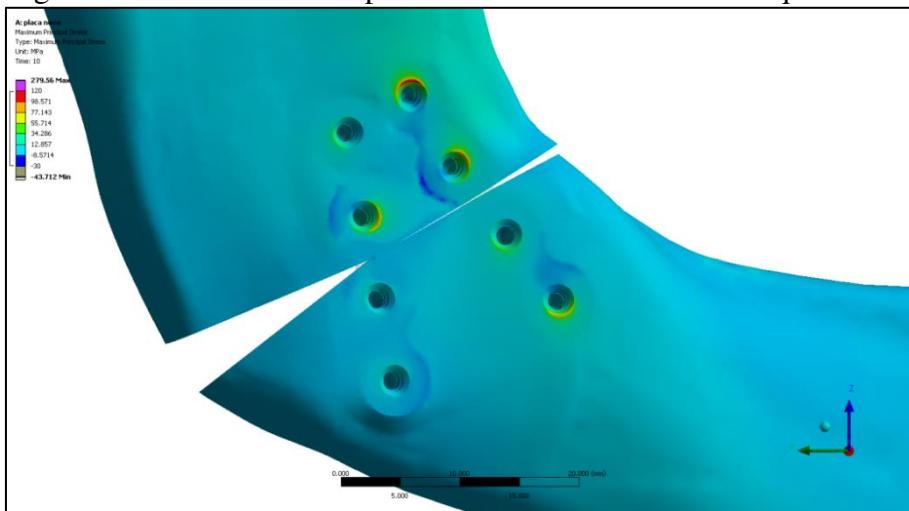


Figure 8 – Maximum Principal Stress distribution in Technique 3.

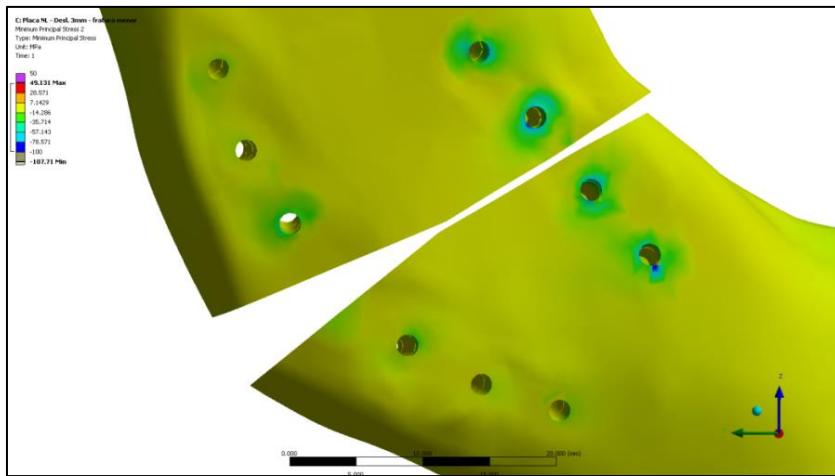


Figure 9- Minimum Principal Stress distribution in Technique 1.

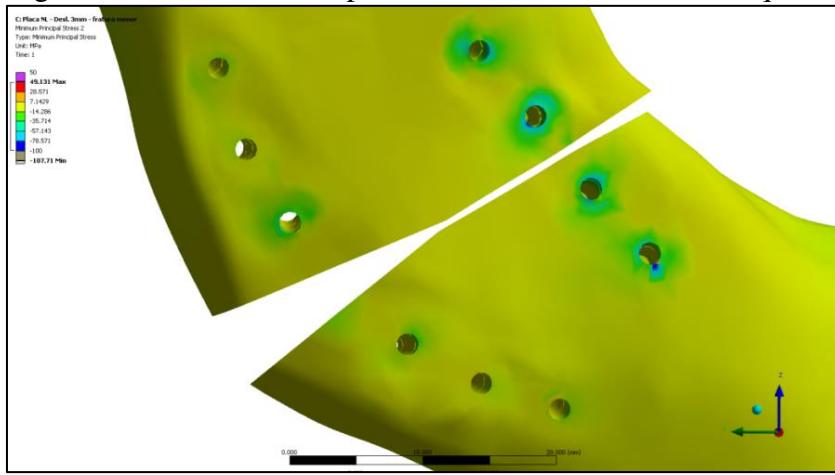


Figure 10- Minimum Principal Stress distribution in Technique 2.

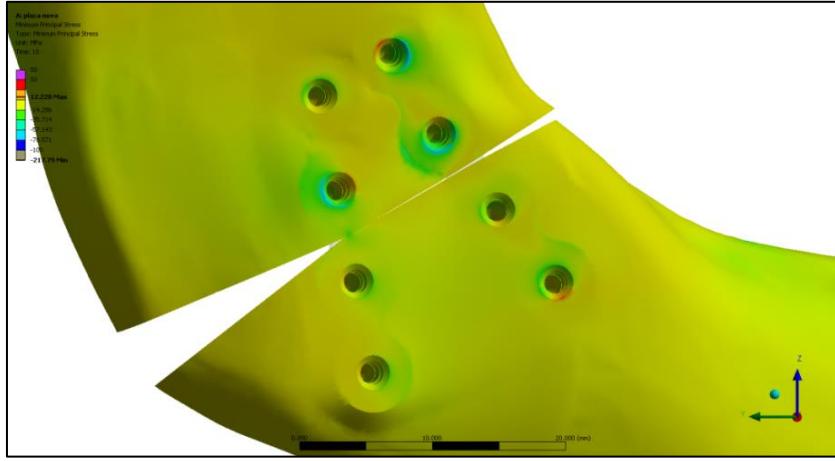


Figure 11- Minimum Principal Stress distribution in Technique 3.

This investigation showed that for the variables and model studied, the lower plate is less demanded than the upper. The stress is mostly concentrate in the area of the

first distal screw and the area of plates that cross the fracture line for technique 1 and 2. The stress distribution is similar for locking and non-locking plates, it is observed that the screws at the extremities do not shear load. However, for the new plate the stress distribution changes, there is a more homogeneous distribution along the plate. Figures 12 to 15 show the Von Mises stress for three techniques studied.

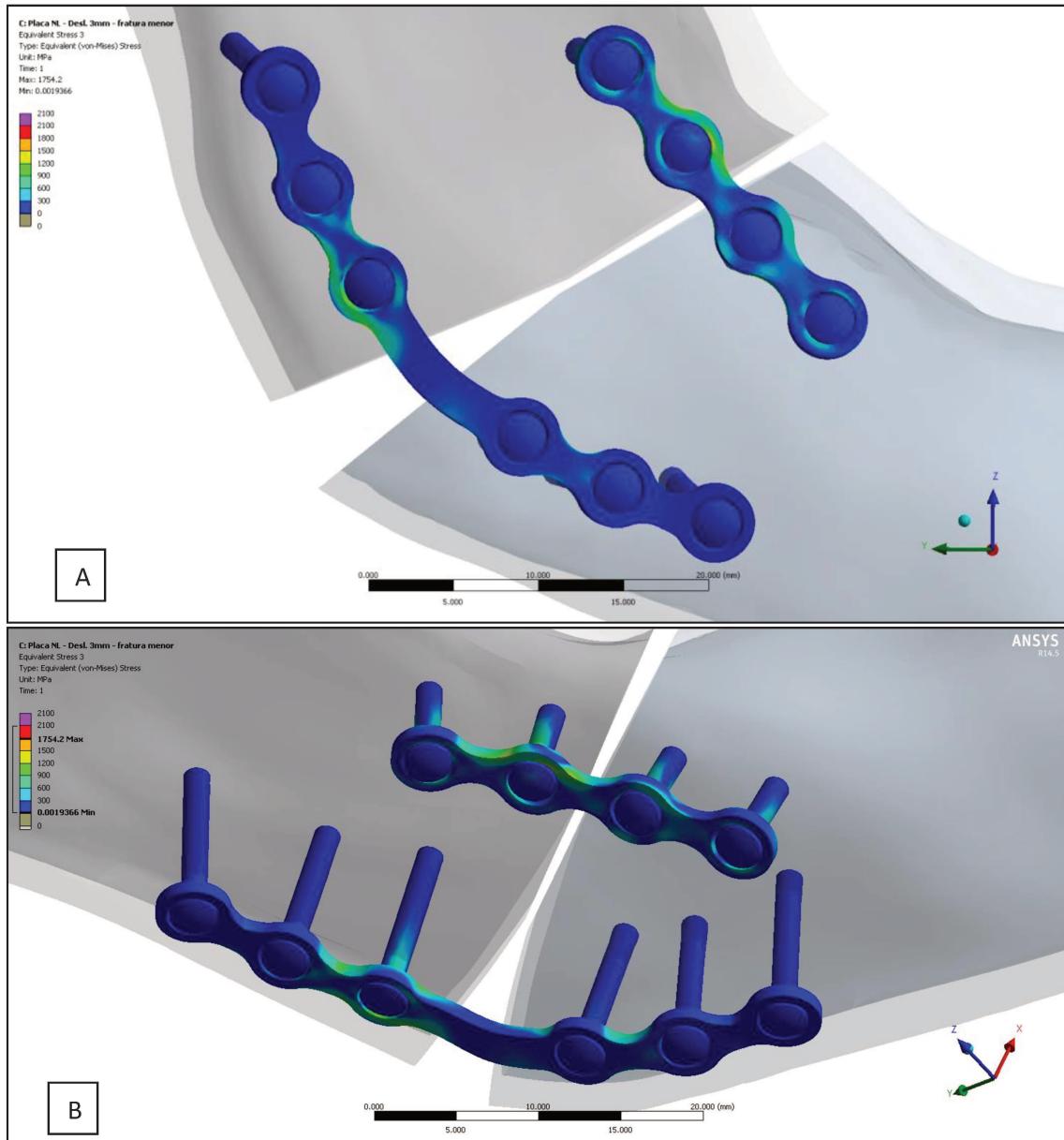


Figure 12 – Equivalent Von Mises Stress distribution in plates and screws of Technique 1- Frontal view (A) and top view (B).

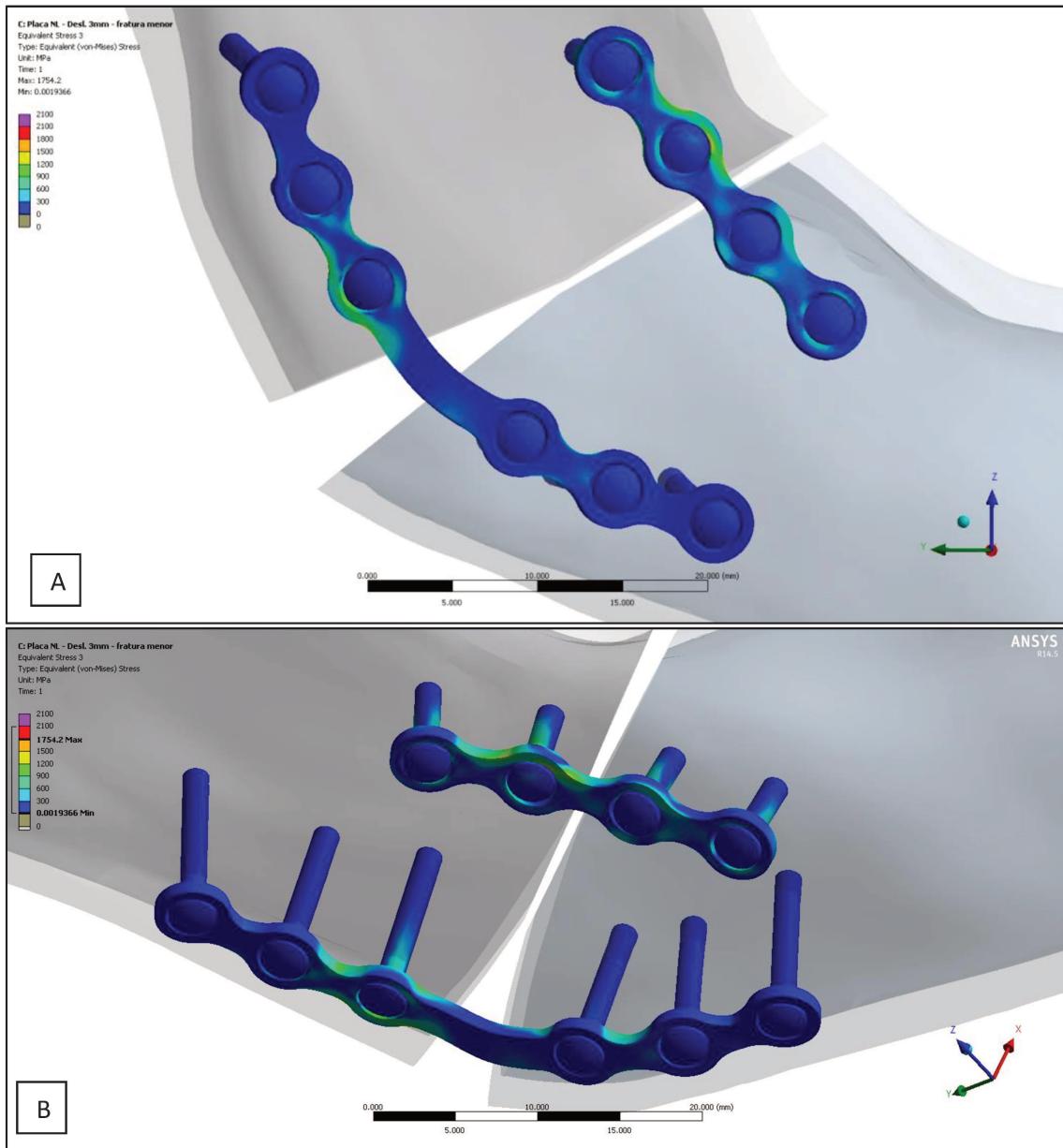


Figure 13 – Equivalent Von Mises Stress distribution in plates and screws of Technique 1- Frontal view (A) and top view (B).

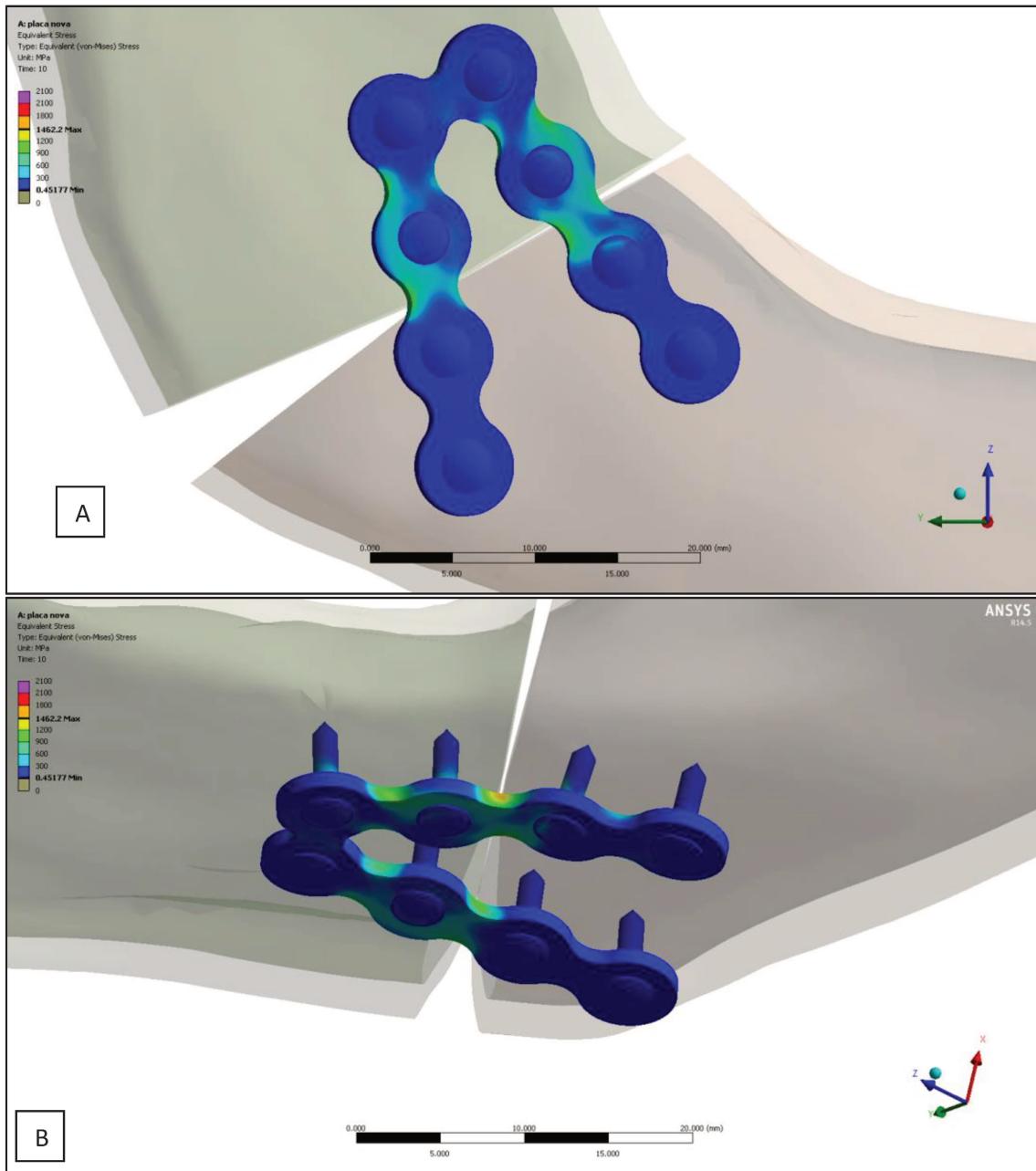


Figure 14 – Equivalent Von Mises Stress distribution in plates and screws of Technique 3- Frontal view (A) and top view (B).

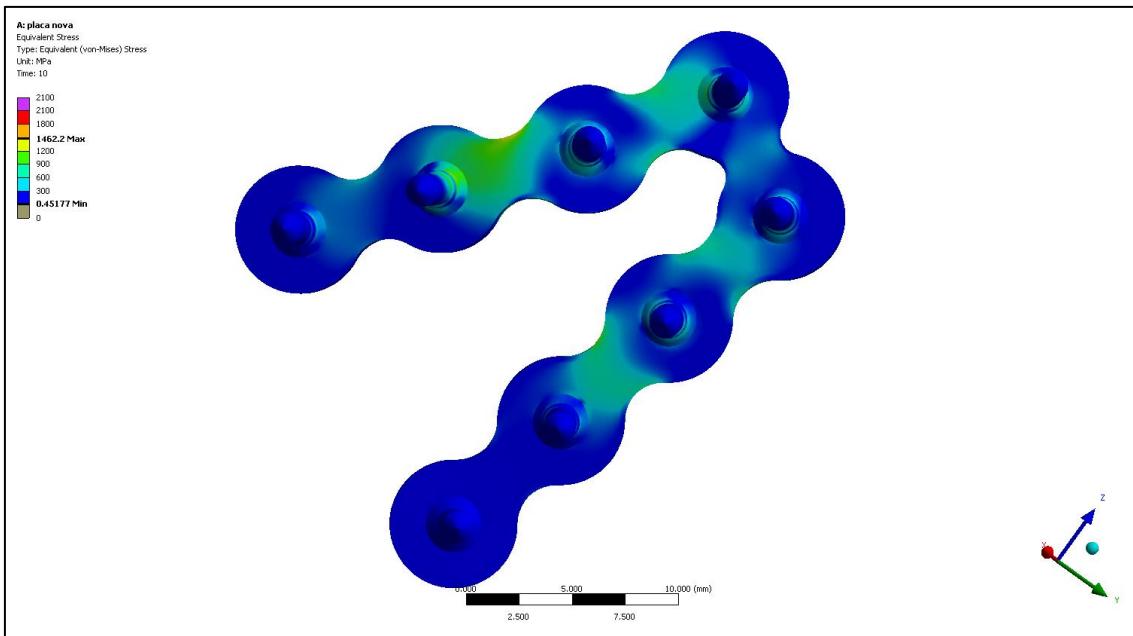


Figure 15 – Equivalent Von Mises Stress distribution in plates and screws of Technique 3- View from behind.

Other factor that was evaluated is the reaction force at loading point, the technique 2 showed the highest value. The Table 5 describes the reaction force at loading point for three techniques.

**Table 5 - Force Reaction in simulation of 3 mm of displacement**

Force Reaction (N)	
Technique 1	467.35
Technique 2	651.67
Technique 3	594.41

## Discussion

Mandible fractures are among the most common bone injuries in facial traumas. Currently, mandibular fracture repair is executed with an appropriate osteosynthesis plate. These osteosynthesis plates are also used to provide mastication function as soon as possible after operation (3). Although several plates and screws with different geometric designs are available, the geometric properties of these materials, the number and location of the screws have not yet been definitely demonstrated. Existing practical

techniques of internally stabilizing fractures of the mandible are mostly based on clinical experience (6). This investigation showed patterns of stress distribution on a situation of mandibular angle fracture with bone loss.

The geometric configuration and boundary features used in FEA of mandibular fracture are diverse. To simplify the model, the teeth were removed, and the cortical and cancellous bone were used based on features of polyurethane, like others studies (5,6,11). The contacts between the segments are found mainly nonexistent with a gap with 1 or 2 mm (6). Other model used a 1-mm callus section placed between the 2 fractured mandible sections (11).

In this study, it was chosen to apply a displacement of 3 mm in z direction above ipsilateral first molar area. However, in the literature there are studies that use bite force in a point load (5,6). We assumed a 3-D linear elastic behavior for the entire model and a frictionless unilateral contact condition between each one of sides of fractured mandible (12).

One of the most interesting capabilities of FEA is the ability to look at stresses in an object to check weak points or where material size reduction might be possible. Regarding the maximum principal stress, all the techniques showed maximum values at cortical bone in the mandibular ramus. It could be related to features of this study that apply a dislocation at first molar and fixed support in condyles and coronoid process bilaterally, this trend to pull the mandible down and forward against the resistance of the distal segment's screws. However for the new plate the distribution of stress in the surrounding bone was more uniform, that could be related to change in mechanical behavior, when the dislocation is applied the mandible tend to rotate, and remain some contact between the segments. Consequently, it transfers less energy to the screw–bone interface resulting in the lowest bone stress among all models.

It should be noted that some studies determine the failure stress for bone (90 MPa) (14). In this investigation in all techniques it possible to observe points that exceeds the failure stress for bone, this occurs in isolated areas at the top of the screw hole mainly in the area of superior plates for all techniques. It is important to consider

that this does not indicate overall screw–bone failure; and also computer models have to be confirmed by *in vitro* studies.

This investigation used thinner plates to simulate the treatment of a load bearing condition. Although open reduction and internal fixation continues to provide a more popular alternative to close reduction techniques, maxillofacial trauma surgeons must decide between using thinner “miniplates” (1.0-1.2 mm in thickness) or thicker fracture plates (1.51 mm in thickness) to fixate these fractures. Many surgeons believe that using miniplates to fixate fractures of this load-bearing region will not provide, in many cases, enough stability for safe fracture healing as patients resume normal functioning. Nevertheless, the option is intriguing, because minimally invasive miniplates reduce both surgical time and patient discomfort (13). Current techniques used to reconstruct mandibular angle fractures are sound from the standpoint of biomechanics within a range of forces found during clinical function (15). For this reason, the system 2.0 mm was utilized in this study.

The introduction of locking plate/screw reconstruction systems for the treatment of mandibular fractures has offered advantages over other plating systems. These plates work as internal fixators, achieving stability by locking the screw to the plate. A unique advantage of locking screw/plate systems is that it is unnecessary for the plate to have intimate contact with the underlying bone, making plate adaptation easier, preventing plate compression on the bone and minimizing bone traction against the plate (15). To address these advantages in the new plate, it was planned to be locking.

For such postprocessing, the Von Mises stress was inspected. The purpose of this investigation is to evaluated the rigidity of system and not determine the likely site of failure. In this investigation for the technique 1 and 2 the upper plate is mostly demanded than lower plate, and also the locking plate has the highest value. This could be related to the model studied regarding the point of dislocation and features of fracture, and also it is known that locking plates is harder than non-locking, then it is expected that it shows the highest value.

Other limitation of this investigation as most of the FEA models is that assume a perfect bonding union between bone and screws (5,6,11,12). This does not occur in

clinical situations and it is an important limitation of our study. Then experimental studies are essential to determine the conditions of failure.

The new plate showed the lower Von-Mises stress value, this could be related to more uniform distribution of load on the plate. In the technique 1 and 2 the upper plate has an important concentration of stress. Besides that, there is less material in the new plate design, eight screws instead of ten, and also this plate is thinner than lower locking plate 1.0 mm instead of 1.5 mm. Thus, more efficient plates were designed, with efficient shaping, new bone plates can support a greater load than commercially available plates with the same amount of material, or new bone plates can be manufactured with less material to support the same load (3).

Researchers have reported that proper healing requires a maximum displacement at the fracture of less than 150  $\mu\text{m}$  (5). In this investigation, it was evaluated the displacement at a geometric reference in the extremity of mesial segment, the purpose of that is to evaluate the movement and not to the size of gap and the healing process. The technique 3 showed displacement lower in the Y and Z axis, it could be related to change in the mechanical behavior that trends to rotate instead of moving down and forward. To evaluate whether a proper healing will occur, it is necessary experimental studies.

During the fracture healing period, premature failure of the plates must be prevented. The loads transmitted through the plates should not exceed the limit of strength of the material. It is obvious that screws near the fracture site get more load than the other ones (6). The results of the present study confirm these ideas, which the screws near the fracture line and the site of the plates across the fracture showed the highest Von-Mises stress.

On the other hand, using more screws and increasing the length of the plates helped to distribute the stresses on the plates and screws. Distribution of the stress improves the rigidity of the system. This situation can be prevented by applying a more rigid plate or a second plate (6). However, this study states that changes in the design of plate with less material could improve the distribution of stress and resistance of system,

and also it was observed that reaction force is quite similar in all techniques, then the experimental validation of this study is necessary.

In fact, finite element analysis is becoming an increasingly useful tool for the prediction of the effects of the stress in similar problems. For more accurate model more nodes would be needed, if details such teeth and their interfaces with mandible were included. Generating more sophisticated models are very laborious (17). The model generated in the course of this study describes the biomechanical behavior of the mandible; it corresponds to earlier investigation.

The plate osteosynthesis is a standard method for the surgical treatment of mandible fractures nowadays, the development of new plates could improve clinical results. However, clinical extrapolations from mathematical models may not give absolutes, but they can provide a detailed description of the stresses within natural variability.

The findings of this work suggest that the finite element analysis can play an important role in the study of the mechanics of mandibular fractures, our finite elements model provides insight and consistent results and may be useful in evaluation of new plate constructs, fracture types and fracture sites.

Due to the complexity included in the current finite elements model, the best form of validation can be achieved through a postmarket study. Besides that, the development plate must undergo an optimization process; it can increase the efficacy of current devices while reducing their overall size and cumbersome nature. The design of this study was planned to be confirmed by *in vitro* experimental studies.

## Conclusion

The current finite elements model demonstrated that two 2.0 mm locking plates showed more stiffness than the new plate. However, the new plate showed better distribution of stress. Besides that, the new plate modifies the pattern of fractured segments displacement. This behavior could suggest the need of new experiments.

## Acknowledgment

The authors would like to thanks the Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, Campinas, São Paulo, Brazil by the technical assistance in this research.

## References

1. Ramen S, Chowdhury R, Rajkumar K, Chattopadhyay PK. Mandibular third molars as a risk factor for angle fractures: a retrospective study. *J. Maxillofac. Oral Surg.* 2009; p. 237–40.
2. Alpert B, Tiwana PS, Kushner GM. Management of comminuted fractures of the mandible. *Oral Maxillofac. Surg. Clin. North Am.*; 2009 May; 21(2):185–92, .
3. Kovari V. The development of a new mandibular osteosynthesis plate: an application of the Ashby approach. *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med.*. 2011 Feb 1;225(2):199–205.
4. Wong RCW, Tideman H, Merkx M a W, Jansen J, Goh SM, Liao K. Review of biomechanical models used in studying the biomechanics of reconstructed mandibles. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg. International Association of Oral and Maxillofacial Surgery*; 2011 Apr;40(4):393–400.
5. Cox T, Kohn MW, Impelluso T. Computerized analysis of resorbable polymer plates and screws for the rigid fixation of mandibular angle fractures. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 2003 Apr;61(4):481–7; discussion 487–8.
6. Arbag H, Korkmaz HH, Ozturk K, Uyar Y. Comparative evaluation of different miniplates for internal fixation of mandible fractures using finite element analysis. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 2008 Jun;66(6):1225–32.
7. Marafon PG, Mattos BSC, Sabóia ACL, Noritomi PY. Dimensional accuracy of computer-aided design/computer-assisted manufactured orbital prostheses. *Int. J. Prosthodont.* 2010;23(3):271–6.
8. Champy M, Loddé JP, Schmitt R, Jaeger JH, Muster D. Mandibular osteosynthesis by miniature screwed plates via a buccal approach. *J. Maxillofac. Surg.* 1978 Mar;6(1):14–21.
9. Rudderman RH, Mullen RL. Biomechanics of the facial skeleton. *Clin. Plast. Surg.* 1992;19:11–29.
10. Sato FRL, Asprino L, Consani S, Noritomi PY, de Moraes M. A comparative evaluation of the hybrid technique for fixation of the sagittal split ramus

osteotomy in mandibular advancement by mechanical, photoelastic, and finite element analysis. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol.* 2012 Nov;114:S60–8

11. Kimsal J, Baack B, Candelaria L, Khraishi T, Lovald S. Biomechanical analysis of mandibular angle fractures. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 2011 Dec;69(12):3010–4.
12. Fernández JR, Gallas M, Burguera M, Viaño JM. A three-dimensional numerical simulation of mandible fracture reduction with screwed miniplates. *J. Biomech.* 2003 Mar;36(3):329–37.
13. Lovald S, Baack B, Gaball C, Olson G, Hoard A. Biomechanical optimization of bone plates used in rigid fixation of mandibular symphysis fractures. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 2010;68:1833–41.
14. Kimsal J, Baack B, Candelaria L, Khraishi T, Lovald S. Biomechanical analysis of mandibular angle fractures. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 2011 Dec;69(12):3010–4.
15. Haug RH, Serafin BL. Mandibular Angle Fractures: A Clinical and Biomechanical Comparison — the Works of Ellis and Haug. 2008;0297(212):31–8.
16. De Sousa Santos JAS, da Silva LCF, de Santana Santos T, Menezes Júnior LR, de Assunção Oliveira AC, Brandão JRMCB. Comparative study of tramadol combined with dexamethasone and diclofenac sodium in third-molar surgery. *J. Craniomaxillofac. Surg.* 2012 Jan 30;1–7.
17. Vollmer D, Meyer U, Joos U, Vègh a, Piffko J. Experimental and finite element study of a human mandible. *J. Craniomaxillofac. Surg.* 2000;28:91–6.

## CAPÍTULO 2

### **Biomechanical evaluation of plating techniques for fixing mandibular angle fractures: the introduction of a new plate**

**Purpose:** compare the mechanical behavior of one plate with modified design to stabilize simulated mandibular angle fractures with loss of segment in base. **Method:** Fifteen synthetic polyurethane mandibles were cut to simulate a fracture of angle with loss of triangular segment in the base. The mandibles were random in three groups according to internal fixation (n=5): 1) One 4-hole 2.0 mm superior border plate and one 6-hole 2.0 mm inferior border plate; 2) One 4-hole 2.0 mm locking superior border plate and one 6-hole 2.0 mm locking inferior border plate; 3) One 8-hole 2.0 mm locking new design plate. Thus, the sample was fixed by the condyle and coronoid process in both sides in a custom made support designed for this research. The sample groups were submitted to linear loading test from the upper part to the lower part, in the first molar region, by means of the Instron 4411. Only 1 test was performed on each sample. The material testing unit produced linear displacement at a rate of 1 mm/min and the loading was continued up to 5 mm of displacement. Load data (N) were obtained for 1, 3 and 5 mm of displacement. **Results:** The group of two locking plates showed the highest values of load. The load data is quite similar for all groups; however the new plate showed lower reaction force at 3 mm of displacement (98,73N) compared to group 2 (131,90N), with statistical significance ( $p=.01$ ). None of the samples showed failure at 5 mm of dislocation. **Conclusion:** The group of two locking plates was more rigid. The new plate design showed similar results as the group with two plates 2.0 mm.

**Key words:** Bone plates; Biomechanics; Rigid Internal Fixation; Jaw Fixation Techniques; Mandibular Injuries.

## **Introduction**

From the time of Hippocrates, physicians have described many different techniques for treating mandibular fractures, the principle of which has always been repositioning and immobilisation of the bony fragments. However, during the past 50 years, development of anaesthetic and radiographic methods, introduction of antibiotics, specially designed instruments, and advances in materials have allowed maxillofacial surgeons to improve outcomes while reducing morbidity (1).

Fractures of the mandibular angle are the most problematic in the facial region because of the high frequency of complications. Infection and nonunion are commonly reported after treatment of these fractures (2). The evolution of internal fixation was aided by the discovery of biocompatible materials that resisted corrosion, such as vitallium and titanium. Currently, titanium is the chosen metal for fixation plates, mainly because of its high biocompatibility, ease of manipulation, and the potential for no second surgery (3).

The large number of studies on the treatment of mandibular angle fracture reflects the fact that a consensus has not been reached for a single, ideal treatment method. The results of biomechanical studies do not all correspond to clinical outcomes and biomechanics are only one factor to be considered when treating fractures (4). It appears that the current techniques used to reconstruct mandibular angle fractures are sound from the standpoint of biomechanics within a range of forces encountered during clinical function (5).

Biomechanical studies play an important role to improve the design and produce successful materials for medical and clinical purposes. A comparison of isolated fixation devices (ie, an individual plate or screw) has the potential to identify limits that either exceed or fail to meet clinical requirements. An evaluation of the combination of device and substrate, especially when replicating clinical conditions within clinical parameters, has a greater potential to provide more meaningful information to the clinician (6).

There are several studies *in vitro* that evaluated the treatment of mandibular angle fracture, these combine plating methods and clinical situations in divers

substrates. Despite significant research on the subject, there is still some controversy on the ideal fixation scheme for fractures of this region. The purpose of this investigation was to compare the mechanical behavior of one plate with modified design to stabilize simulated mandibular angle fractures with loss of segment in base.

## Materials and Methods

### Sample Preparation

A total of 15 synthetic polyurethane mandibles (Nacional Ossos, São Paulo, Brazil) were used in this investigation. One polyurethane mandible was sectioned in the right angle to simulate a fracture with a triangular defect in base using a diamond disc mounted in a hand piece. Then this model is sent to factory for replication. Figure 1 showed polyurethane mandible, the segment has an isosceles triangle shape with dimensions: length of the side - 15 mm and length of inferior border defect - 10 mm.

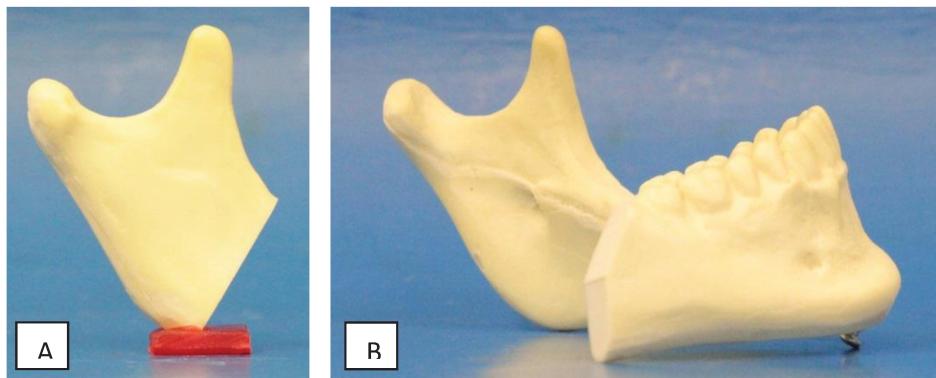


Figure 1 - Polyurethane mandible used for mechanical test: Ramus (A) and segment mesial (B)

Mandibles were random in three groups according with Fixation technique. The plates and screws were fabricated by Tóride (Tóride Industria e Comércio, Mogi Mirim, Brazil). Each group was compound by 5 polyurethane mandibles.

Group 1: One 4-hole 2.0 mm superior border plate secured with four 2.0 mm outer thread diameter (OTD), 6.0 mm long monocortical screws; and one 6-hole 2.0 mm inferior border plate secured with six 2.0 mm ODT, 12.0-mm long bicortical screws (Figure 2).

Group 2: One 4-hole 2.0 mm locking superior border plate secured with four 2.0 mm OTD, 6.0 mm long monocortical locking screws; and one 6-hole 2.0 mm locking inferior border plate secured with six 2.0 mm ODT, 12.0-mm long bicortical locking screws (Figure 3).

Group 3: One 8-hole 2.0 mm locking new design plate secured with eight 2.0 mm (OTD), 6.0 mm long monocortical locking screws (Figure 4).

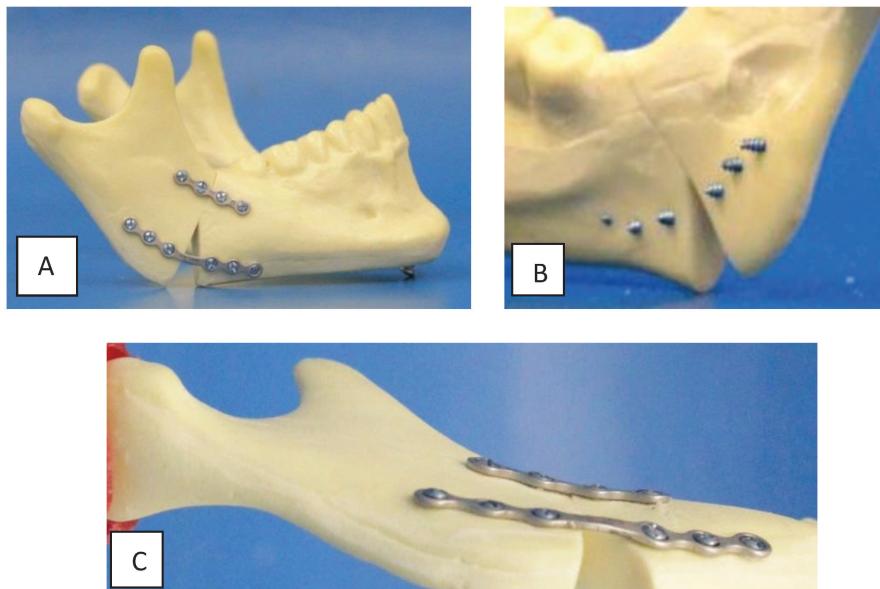


Figure 2 – Polyurethane mandible fixed according with group 1; (A) Right side lateral view; (B) Behind view; (C) View from below.

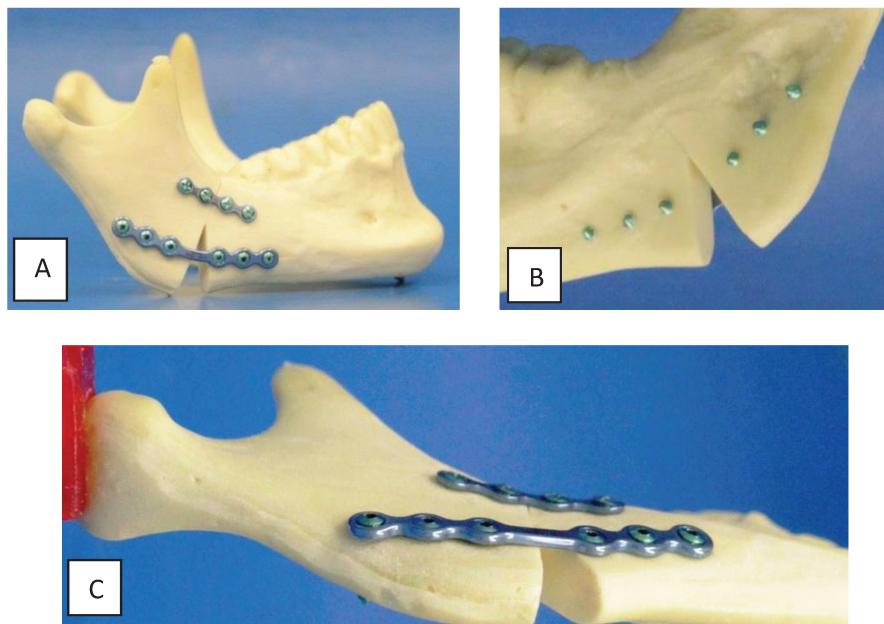


Figure 3 – Polyurethane mandible fixed according with group 2; (A) Right side lateral view; (B) Behind view; (C) View from below.

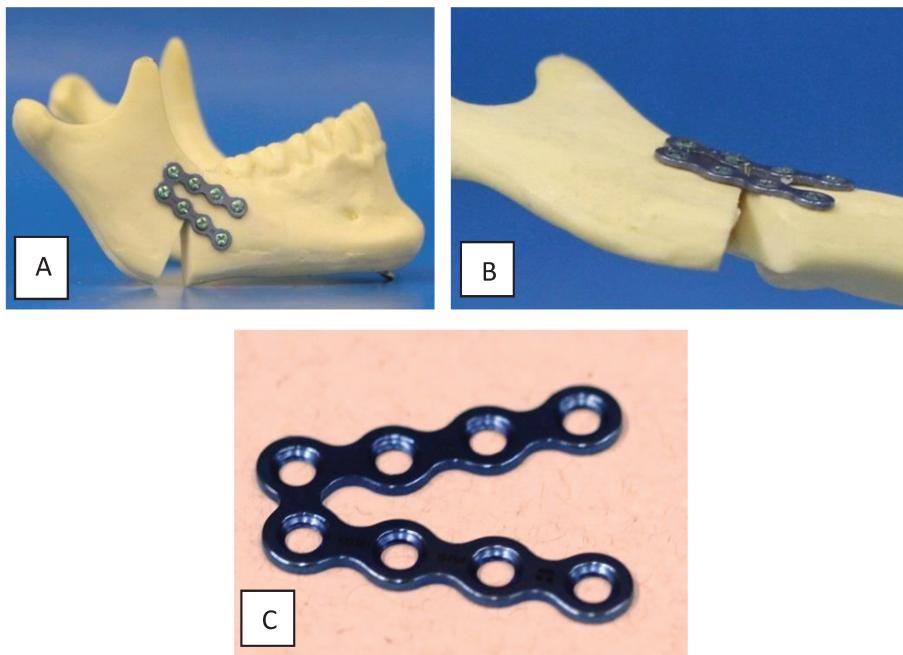


Figure 4 – Polyurethane mandible fixed according with group 3; (A) Right side lateral view; (B) View from above; (C) New 8-hole locking plate 2.0 mm.

The adaptation of the plates from the titanium-based system to the mandible was made using the specific instruments in the manufacturer's set. To standardize the

position of the plate, acrylic jigs were made for each subgroup and adapted to the lateral aspect of the polyurethane mandibles during the fixation of the plate (Figure 5).



Figure 5 – Acrylic jigs used to reduce the fracture, guide and standardize the fixation

### Mechanical Test

The sample groups were submitted to linear loading test from the upper part to the lower part, in the first molar region, by means of the Instron 4411 (Instron Corp., Norwood, MA) servohydraulic material testing unit.

The mandibles were included with acrylic in a custom-made mechanical testing model designed for this research. In the model, the condyle and coronoid process are fixed in both sides while the loading was applied in occlusal surface of first molar in the same side of the fracture. Figure 6 shows one synthetic mandible fixed in the model.



Figure 6 – A custom-made biomechanical testing model with a polyurethane mandible in the Instron 4411

The material testing unit produced linear displacement at a rate of 1 mm/min and the loading was continued up to 6 mm of displacement. Load data (newton) were obtained for 1, 3 and 5 mm of displacement. Mean and standard deviation values were derived and compared as for statistical significance within the attachment categories and test using analysis of variance (ANOVA). A  $p<0.05$  was considered significant and mean values were compared by using of the Tukey test.

## Results

It is not observed failure of fixation in the groups at displacement of 5 mm. The loading for groups related to displacement was shown in Table 1 and Graph 1.

**Table 1: Reaction force in polyurethane mandibles according to displacement in mm**

		Displacement		
		1 mm	3 mm	5 mm
Group 1	Medium (N)	44.96	113.87	155.58
	SD (N)	8.87	14.69	25.39
Group 2	Medium (N)	53.61	131.93	187.52
	SD (N)	9.83	16.10	19.93
Group 3	Medium (N)	41.82	98.73	145.06
	SD (N)	9.94	16.90	36,28

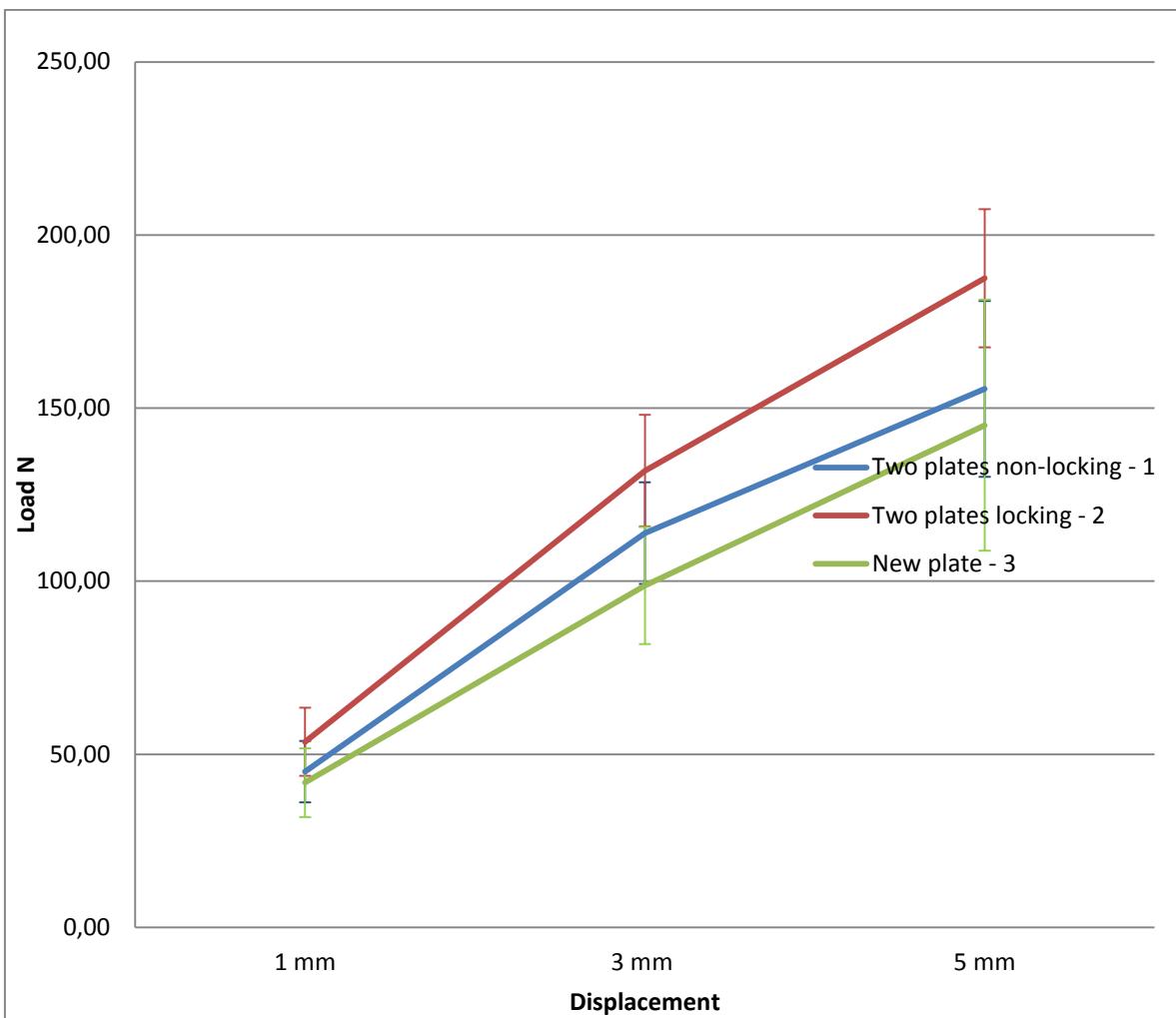


Figure 1: The groups tested regarding median loading at displacement of 1, 3 and 5 mm and standard deviation.

For 1 and 5 mm of displacement there were not statistically significant differences among groups as determined by one-way ANOVA ( $F = 2.03, p = .173$ ;  $F = 3.11, p = .082$ ). However for 3 mm of displacement, there was a statistically significant difference among groups as determined by one-way ANOVA ( $F = 5.44, p = .021$ ). A Tukey post-hoc test revealed that the group of new plate showed lower load at 3 mm of displacement ( $98.73 \pm 16.9$  N) with statistically significantly compared to two locking plates ( $131.93 \pm 16.1$  N;  $p = .016$ ).

## **Discussion**

The mandibular angle is reported as a site of vulnerability for fractures. This was explained by a number of predisposing factors including the presence of third molars, a thinner crosssectional area of the angle when compared with the tooth-bearing region and its biomechanical property that may be considered as a ‘lever’ area (4). This study chose a model that has a loss segment in the base area because this is a more demanding situation than when there is contact between the segments.

The fragment loss in mandibular fractures are mainly due by firearms, the reconstruction of defects using bone grafts depends on health and quality of surrounding tissues. It reconstructs the anatomy and allows the complete healing of defect. When this procedure cannot be done, the use of internal fixation allows the repair of fracture for subsequent reconstruction (7).

Many studies investigate biomechanics of mandibular angle fracture and their treatment. The literature suggests that biological factors may be the most important factors in the success or failure of a reconstructive technique. Current techniques used to reconstruct mandibular angle fractures are sound from the standpoint of biomechanics within a range of forces encountered during clinical function (5). For this reason, the system 2.0 mm was utilized in this study instead of larger plates.

The first locking plate/screw systems could not be used in the treatment of mandibular angle fractures via an intraoral approach because they were composed of 2.4 mm diameter screws and thick plates. With the introduction of 2.0 mm diameter screws and plates and the knowledge that locking plates could offer more resistance than conventional ones, the use of locking plate/screw systems became more popular for the treatment of mandibular fractures (8,9).

The introduction of locking plate/screw reconstruction systems for the treatment of mandibular fractures has offered advantages over other plating systems. These plates function as internal fixators, achieving stability by locking the screw to the plate. An advantage of locking screw/plate systems is that it is unnecessary for the plate to have intimate contact with the underlying bone, making plate adaptation easier, preventing plate compression on the bone and minimizing bone traction against the plate (10). This

investigation used a new design locking plate to address the benefits of this system for the new plate.

Other important factor is the substrate, the polyurethane mandibles were used in this study. These synthetic replicas are able to provide a more uniform and consistent sampling than cadaver bone. Although only similar to bone in their modulus of elasticity, these replicas are able to identify trends in experiments and have previously been used for biomechanical research (6). Bredbenner and Haug (2000) analyzed the torque required to insert and to remove titanium screws used in internal fixation in seven different substrates and polyurethane mandible showed results similar to cadaveric bone and was considered by the authors to be the material of choice for *in vitro* studies (11).

In vitro studies have demonstrated that to adequate plate stabilization in the region of tension the number of screws should not be less than two and no more than four per segment. Herford & Ellis (1998) (8) reported low complication rates (7%) with the use of the locking system for the treatment of mandibular fractures and cases of mandibular reconstruction, which were attributed to the system employed.

Trivellato et al. (2013) (12) performed a study to evaluate the influence of continuity of the inferior border in the mandibular fractures treatment. The authors used polyurethane mandibles and 2.0-mm titanium fixation system applied according to the technique of Champy et al. (13). Polyurethane mandibles were used as substrates and divided into two groups: unfavourable and favourable to treatment. A single cut was made through the retromolar region, simulating an angle fracture either unfavourable or favourable to treatment. In addition, a small fragment of the inferior border of the mandible was removed in some of the mandibles, creating a discontinuity. The substrates were adapted to a universal mechanical testing machine and submitted to a constant load applied at three different points; load values were obtained at three different moments of displacement: 1 mm, 2 mm, and fixation failure. It was found a statistically significant difference at fixation failure in the unfavourable group when the load was applied between the central incisors, showing that the inferior border of the mandible with continuity has better results than the inferior border of the mandible

without continuity. In the present study the sample was sectioned in the same manner as the unfavourable fracture and without continuity of inferior border, however the purpose of this study was to compare techniques of internal fixation. It is important to note that the changes in the load point could modify the mechanical response of the model.

Ribeiro Junior et al (2010)(10) made an *in vitro* study to evaluate the differences between locking and conventional plates. The hemimandibles were loaded in compressive strength until a 4 mm displacement occurred between the segments, vertically or horizontally. Locking plate/screw systems provided significantly greater resistance to displacement than conventional ones. The results demonstrate that locking plates offer more resistance than conventional plates and that long locking plates provide greater stability than short locking plates. In this investigation no differences were found between two plates locking and non-locking. However the group of two locking plate showed highest values of rigidity.

Choi et al. (1997)(14) have demonstrated that the placement of a second plate in the inferior border of the mandible would stabilize angle fractures more adequately. The results of our research confirm this statement, however the new plate showed similar results of two non-locking plates. Our investigation used a new design plate that is bigger than standard 4-hole or 6-hole titanium plates, however the new plate has similar advantages, easy to apply, thus could reduce surgical time.

The clinical outcomes concerning the use of two plates in the mandibular angle region were not encouraging because the postsurgical complication rates were either higher or similar when two plates were used compared with one plate fixation (2). When using an intraoral approach, 2-plate fixation technique necessitate reflection of all soft tissues from the mandible, increasing intraoperative trauma. When using an extra-oral approach to place the second plate on the inferior border, it increases the risk of bacterial contamination, scarring, postoperative edema, hematoma, and marginal mandibular nerve damage. In addition, 2-plate fixation prolongs the operation time (3). The new design plate requires more reflection of tissues than the use of one plate, however it has similar mechanical behavior in the strength compared of two non-locking plates.

There are studies in the literature that evaluate maximal bite force in adult human men, this ranges between 300 and 400 N. However this magnitude is reduced when a fracture has occurred in the masticatory system (3). Maximum bite force is reported to be about 70 N during the first week, increasing to 130–135 N by the sixth week (15). For this reason, when attempting to evaluate the biomechanics of various fixation techniques, it is important to consider clinically relevant parameters to provide meaningful information to the clinician (3). Besides that, it is not possible to compare the extent of static loading evaluated in this mechanical study with cyclical loading of chewing.

The complexity of the masticatory system and *in vivo* conditions may lead fixation systems to behave in a distinct way other than in a biomechanical testing unit (4). However, this kind of experimental study is essential to the development of new materials and thinner plates that function better and are easier to apply. The findings of this *in vitro* study with polyurethane mandibles cannot be directly extrapolated to the treatment of all type of patients. There are others factors that can modify the healing process of mandibular fracture, factors regarding host and behavior.

It also appears that an unsuccessful reconstruction is based on a biological result of a behavioral issue such as noncompliance, substance abuse, and/or nutritional or immune compromise. In this investigation the treatment with two locking plates showed greater strength, however the success of treatment was not provided only by rigidity of internal fixation.

## Conclusion

This study showed that two locking plates promote better mechanical resistance for complex mandible fractures. Other studies using modification of the mechanical condition should be performed to understanding if the new design is sufficient stable to allow the mandible healing

## References

1. Mukerji R, Mukerji G, McGurk M. Mandibular fractures: Historical perspective. *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2006 Jun;44(3):222–8.
2. Gear AJL, Apasova E, Schmitz JP, Schubert W. Treatment modalities for mandibular angle fractures. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 2005 May;63(5):655–63.
3. 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 Dec;104(6):752–6.
4. Pektaş ZO, Bayram B, Balcık C, Develi T, Uckan S. Effects of different mandibular fracture patterns on the stability of miniplate screw fixation in angle mandibular fractures. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg. International Association of Oral and Maxillofacial Surgery*; 2012 Mar;41(3):339–43.
5. Haug RH, Serafin BL. Mandibular Angle Fractures : A Clinical and Biomechanical Comparison — the Works of Ellis and Haug. 2008;0297(212):31–8.
6. Haug RH, Street CC, Goltz M. Does plate adaptation affect stability? A biomechanical comparison of locking and nonlocking plates. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 2002 Nov;60(11):1319–26.
7. Perez R, Oeltjen JC, Thaller SR. A review of mandibular angle fractures. *Craniomaxillofac. Trauma Reconstr.* 2011 Jun;4(2):69–72.
8. Herford AS, Ellis E. Use of a locking reconstruction bone plate/screw system for mandibular surgery. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 1998;56:1261–5.
9. Singh V, Kumar I, Bhagol a. Comparative evaluation of 2.0-mm locking plate system vs 2.0-mm nonlocking plate system for mandibular fracture: a prospective randomized study. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg. International Association of Oral and Maxillofacial Surgery*; 2011 Apr ;40(4):372–7.
10. Ribeiro-Junior PD, Magro-Filho O, Shastri K a, Papageorge MB. In vitro evaluation of conventional and locking miniplate/screw systems for the treatment of mandibular angle fractures. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2010 Nov;39(11):1109–14.

11. Bredbenner TL, Haug RH. Substitutes for human cadaveric bone in maxillofacial rigid fixation research. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 2000 Nov ;90(5):574–80.
12. Trivellato PFB, Pepato AO, Ribeiro MC, Sverzut CE, In AET. In vitro evaluation of the resistance of a 2 . 0-mm titanium fixation system in the sectioned angle without continuity of the inferior border of the mandible. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* [In press]. International Association of Oral and Maxillofacial Surgery; 2013.
13. Champy M, Loddé JP, Schmitt R, Jaeger JH, Muster D. Mandibular osteosynthesis by miniature screwed plates via a buccal approach. *J. Maxillofac. Surg.* 1978 Feb;6(1):14–21.
14. Choi BH, Yoo JH, Kim KN, Kang HS. Stability testing of a two miniplate fixation technique for mandibular angle fractures. An in vitro study. *J. Craniomaxillofac. Surg.* 1995 Apr;23(2):123–5.
15. Esen A, Dolanmaz D, Tüz HH. Biomechanical evaluation of malleable noncompression miniplates in mandibular angle fractures: an experimental study. *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2012 Jul;50(5):e65–8.

## DISCUSSÃO

O desenvolvimento dos sistemas de fixação interna orientados primariamente pela anatomia resultou em placas espessas e pesadas na tentativa de compensar a incerteza sobre a biomecânica das fraturas mandibulares (Lovald et al. 2010). O desenvolvimento de materiais, associados a métodos experimentais de avaliação *in vitro* e pelo método de elementos finitos proporcionou a otimização destes sistemas baseados nos princípios de distribuição de tensão e reparo ósseo.

Um processo de design focado na forma e função pode produzir placas ósseas que satisfazem ambos os critérios: estabilidade com volume mínimo implantado. A forma geral da estrutura da placa deve ser uma resposta ao tipo de deslocamentos experimentados no local de uma fratura específica. Embora a magnitude força de mordida apresente variação entre os pacientes, à biomecânica de uma região de fratura em particular irá responder similarmente. Este estudo utilizou estudo computacional e experimental *in vitro* em que a proposta de placa com o novo design modificou o comportamento mecânico da região de ângulo mandibular com fratura complexa. Nos dois experimentos a resistência mecânica da nova placa foi menor em relação ao grupo de duas placas *locking* do sistema 2,0 mm.

Apesar dos avanços dos testes biomecânicos, as teorias sobre o comportamento biomecânico da mandíbula são incompletas, pois ignoram os efeitos dos tecidos moles, especialmente os efeitos dos músculos em desviar ou estabilizar as fraturas. A ativação do músculo masseter, por exemplo, poderia reduzir a mobilidade no local da fratura durante e a aplicação de cargas funcionais na placa de fixação (Champy et al. 1978).

A partir deste ponto de vista, os modelos computacionais e *in vitro* são incompletos, e consequentemente, as informações obtidas são incompletas, dessa forma estes estudos dependem de ensaios clínicos pra complementar e gerar aplicabilidade às informações (Ji et al. 2012). Este estudo buscou avaliar um novo design de placa para tratamento de fraturas complexas de ângulo mandibular, tendo em vista as limitações dos modelos utilizados, a aplicação clínica deste modelo permitirá a fundamentação dos resultados obtidos.

Os modelos desenvolvidos a partir do método de elementos finitos estão sujeitos a variações do tamanho e forma da mandíbula, das propriedades utilizadas para simular o tecido ósseo e das forças de mastigação a que os modelos são submetidos. Estes fatores podem determinar quantitativamente os dados de tensão e deformação, porém variações de gênero, idade e tamanho do indivíduo podem modificar o comportamento clínico dos materiais (Lovald et al. 2010). O estudo procurou associar a utilização dos métodos computacional e *in vitro* de forma a diminuir as limitações e aumentar a confiabilidade dos resultados.

Modelos gerados pelo método dos elementos finitos são validos, não invasivos e fornecem resultados úteis para predizer diferentes parâmetros do comportamento da mandíbula humana. Os resultados são úteis para o desenvolvimento e otimização de novas placas, além de análises em investigação forense (Fernández et al. 2003). Nesta investigação, este método foi utilizado para o desenvolvimento e avaliação de um novo design de placa, de forma que os parâmetros estabelecidos permitiram a comparação entre as técnicas de fixação avaliadas.

Outras opções de fixação interna têm sido testadas para o tratamento de fratura de ângulo mandibular na literatura. Kimsal et al. (2011) em um estudo de método de elementos finitos comparou a utilização de duas placas, uma placa compressiva na região basal e uma placa na zona de tensão. Os autores observaram que a combinação das duas placas apresentou menor deformação na placa e no calo ósseo, consequentemente, ocorreu transferência de mais energia para a interface osso-parafuso, principalmente nos parafusos localizados posteriormente ao traço de fratura. Além disso, a utilização da placa na região basal adicionou pouca estabilidade ao sistema, isto pode sugerir que este benefício é superado pela menor porcentagem de complicações relacionadas à utilização de uma única placa na zona de tensão (Potter and Ellis 1999). Dessa forma o desenvolvimento da nova placa procurou eliminar a adaptação de uma segunda placa na região da base da mandíbula. Apesar dos valores do teste mecânico representarem a rigidez do sistema, um deslocamento superior a 1 mm já representaria falha no processo de reparo. E a partir disto não foram observadas diferenças entre os tratamentos empregados para este deslocamento.

A comparação clínica dos benefícios das técnicas cirúrgicas para o tratamento das fraturas de ângulo mandibular apresenta limitações, pois grande parte da literatura é representada por casos e séries de casos. Estes apresentam uma ou outra forma de tratamento. Quando estas investigações são agrupadas e analisadas, estas apresentam pouco nível de evidência científica e geralmente não podem ser diretamente comparadas, devido à heterogeneidade dos métodos e da população. Ellis et al (Ellis 2010; Ellis et al. 2003; Ellis 1999; Potter and Ellis 1999) realizaram uma série de avaliações a respeito de diversas modalidades de tratamento para fraturas de ângulo mandibular. Estas informações apresentam evidências consistentes a respeito destes tratamentos, uma vez que a população estudada foi virtualmente idêntica, com diferença na cronologia de avaliação, porém similar nas características demográficas, de etiologia e quanto ao cirurgião supervisor. A comparação dos resultados variou de acordo com o sistema de fixação interna empregado, porém foram evidenciadas que as diferenças também estão relacionadas com fatores do hospedeiro, com a biologia do reparo ósseo e com a técnica cirúrgica.

Apesar da publicação de estudos *in vitro* a respeito de fraturas de ângulo mandibular e comportamento biomecânico (Alkan et al. 2007; Bregagnolo et al. 2011; Esen et al. 2012; Haug et al. 2002b; Haug et al. 2001b; Kimsal et al. 2011; Pektas et al. 2012; Ribeiro-Junior et al. 2010; Shetty et al. 1995b; Turgut et al. 2008), muitos destes chegam a conclusões baseados em parâmetros que excedem aos encontrados *in vivo*, e embora pertinentes do ponto de vista da engenharia, são irrelevantes do ponto de vista clínico. Além disso, os estudos que comparam situações clínicas relevantes utilizam muitas vezes, um grupo limitado de possibilidades de tratamento (Haug et al. 2001b). Isso significa que os conceitos sobre força de mordida pós-operatória são imprecisos, e que o comportamento mecânico é apenas um fator dentre os envolvidos no processo de reparo de fraturas mandibulares, ou que os efeitos dos tecidos moles são significantes, mas estão ausentes nestes modelos (Haug et al. 2001b).

O presente estudo procurou combinar o ensaio computacional com o mecânico, foram utilizadas mandíbulas de poliuretano, uma vez que o uso de mandíbulas de cadáveres ainda apresenta barreiras éticas e necessita de recursos monetários para a

aquisição, armazenamento e a conservação. Outro fator refere-se ao potencial de transmissão de doenças dos tecidos humanos durante a manipulação e experimentação (Bredbenner and Haug 2000). Infelizmente, a maioria das questões que envolvem a utilização dos tecidos humanos é comum para o uso de tecidos de origem animal, porém com menor custo de aquisição (Haug and Serafin 2008).

O presente estudo utilizou mandíbulas de poliuretano devido a sua uniformidade, pois estas réplicas são capazes de oferecer maior consistência do que as amostras de mandíbulas de cadáveres e tecido ósseo de animais (Bredbenner and Haug 2000). Além disso, são capazes de identificar tendências experimentais de aplicabilidade clínica, tendo sido previamente usadas em pesquisas *in vitro* de biomecânica de fraturas mandibulares (Haug et al. 2002b; Haug et al. 2002a).

Um modelo recentemente proposto utilizou mandíbulas com fratura na região de ângulo, articuladas com o terço médio da face, ambos em poliuretano, foi interposto um disco articular em silicone. Foram utilizadas molas que simularam a força e disposição dos músculos da mastigação. Um corpo de prova em resina acrílica foi interposto nas regiões de incisivo, molares do lado da fratura e molares do lado contralateral, a resistência dos materiais de fixação foi mensurada por extensômetros ligados a superfície das placas (Ji et al. 2012). Apesar da utilização de um modelo mais complexo que o utilizado nesta investigação, o modelo proposto também determina uma tendência de comportamento mecânico, tendo em vista a complexidade dos movimentos mandibulares e da dinâmica da articulação temporomandibular.

Haug et al (2001) em um estudo *in vitro* avaliaram 14 diferentes técnicas de fixação para o tratamento de fratura de ângulo mandibular. Os autores utilizaram o teste de carregamento linear em máquina de ensaio Instron 1331 e mandíbulas de poliuretano. Foram realizados carregamento na região incisal e molar contra-lateral. O autor realizou a fixação de ambos os processos coronóides e ramo por meio de um cilindro de aço de 5 mm de diâmetro. O substrato falhou com 375 - 600N, para o presente estudo foi utilizado o parâmetro deslocamento, realizado a 1mm por minuto até atingir 5 mm, nestas condições não foram observadas falhas dos sistemas de fixação empregados. O delineamento do estudo optou pela avaliação do deslocamento, similar

ao método de elementos finitos no lugar da utilização do carregamento linear até a falha do sistema, uma vez que esta não constitui uma informação relevante do ponto de vista clínico, pois para um deslocamento superior a 1 mm no traço de fratura representa falha no processo de reparo.

A partir do estudo proposto novas avaliações devem ser realizadas, como a utilização de parafusos bicorticais no segmento proximal, que podem aumentar a rigidez do sistema. Turgut el at. (2008) realizam um estudo com a finalidade de avaliar se o posicionamento de parafusos bicorticais no segmento proximal da placa na zona de tensão altera o comportamento mecânico do sistema. Os autores utilizaram hemimandíbulas de ovelha. Foi mensurada a carga de pico para o deslocamento de 1 mm no local da fratura. O estudo mostrou que a aplicação de parafusos bicorticais no lugar de monocorticais resultou em uma estabilidade maior do sistema, e que a técnica não apresenta prejuízos biológicos adicionais aos pacientes.

Existem pesquisas significativas a respeito do tratamento de fraturas de ângulo mandibular, porém ainda há controvérsia quanto ao método ideal de fixação. O presente estudo empregou o Método dos Elementos Finitos para investigar o comportamento mecânico de uma fratura com perda de segmento fixada com um novo design de placa de fixação. Trabalhos prévios demonstraram que este método é útil para registrar o comportamento mecânico da mandíbula com fratura (Kimsal et al. 2011; Lovald et al. 2010).

O processo de desenho da nova placa incluiu a simulação de uma situação clínica, a definição e otimização da forma e a comparação biomecânica com placas já utilizadas. Este processo de investigação pode ser reproduzido para dispositivos de fixação interna utilizados em outras regiões da face e do crânio. O objetivo das placas confeccionadas é o de fornecer o máximo de estabilidade com uma quantidade mínima de material implantado. Alcançar esse objetivo pode reduzir as complicações ao paciente e o tempo de cirurgia. Quanto maior entendimento biomecânico melhor a perspectiva do projetista quanto à estrutura das placas ósseas.

## **CONCLUSÃO**

- 1- O projeto desenvolvido modificou o comportamento mecânico dos segmentos fraturados, porém a resistência mecânica foi maior no grupo com duas placas locking;
- 2- A placa em desenvolvimento proporcionou a utilização de menos material com uma melhor distribuição de tensão ao longo da placa e parafusos o que pode repercutir na otimização do tempo para adaptação da mesma;
- 3- O novo design de placa pode substituir duas placas convencionais do sistema 2.0 mm sem prejuízo da resistência mecânica.

## **REFERÊNCIAS\***

- 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 Dec;104(6):752–6.
- Allareddy V, Allareddy V, Nalliah RP. Epidemiology of facial fracture injuries. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 2011 Oct;69(10):2613–8.
- 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.* 2001;59:191–5.
- Assael LA. Treatment of Mandibular Angle Fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 1994 Jul;52(7):757-61.
- Bredbenner TL, Haug RH. Substitutes for human cadaveric bone in maxillofacial rigid fixation research. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 2000 Nov;90(5):574–80.
- Bregagnolo L a, Bertelli PF, Ribeiro MC, Sverzut CE, Trivellato a E. Evaluation of in vitro resistance of titanium and resorbable (poly-L-DL-lactic acid) fixation systems on the mandibular angle fracture. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2011 Mar;40(3):316–21.
- Champy M, Loddé JP, Schmitt R, Jaeger JH, Muster D. Mandibular osteosynthesis by miniature screwed plates via a buccal approach. *J. Maxillofac. Surg.* 1978 Feb;6(1):14–21.
- Chrcanovic BR. Factors influencing the incidence of maxillofacial fractures. *Oral Maxillofac. Surg.* 2012. p. 3–17.
- Clough RW. Early history of the finite element method from the view point of a pioneer. *Int. J. Numer. Methods Eng.* 2004 May 7; 60(1):283–7.
- Ellis E. Treatment methods for fractures of the mandibular angle. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 1999 Aug;28(4):243–52.
- Ellis E. A prospective study of 3 treatment methods for isolated fractures of the mandibular angle. *J. Oral Maxillofac. Surg.* Elsevier Inc.; 2010 Nov;68(11):2743–54.

- Ellis E, Muniz O, Anand K. Treatment considerations for comminuted mandibular fractures. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 2003 Aug;61(8):861–70.
- Esen A, Dolanmaz D, Tüz HH. Biomechanical evaluation of malleable noncompression miniplates in mandibular angle fractures: an experimental study. *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2012 Jul 50(5):e65–8.
- Fernández JR, Gallas M, Burguera M, Viaño JM. A three-dimensional numerical simulation of mandible fracture reduction with screwed miniplates. *J. Biomech.* 2003 Mar;36(3):329–37.
- Gassner R, Tuli T, Hächl O, Rudisch A, Ulmer H. Crano-maxillofacial trauma: a 10 year review of 9,543 cases with 21,067 injuries. *J. Craniomaxillofac. Surg.* 2003;31:51–61.
- Haug RH, Fattahi TT, Goltz M. A biomechanical evaluation of mandibular angle fracture plating techniques. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 2001 b Oct;59(10):1199–210.
- Haug RH, Peterson GP, Goltz M. A biomechanical evaluation of mandibular condyle fracture plating techniques. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 2002 a Jan;60(1):73–80.
- Haug RH, Serafin BL. Mandibular Angle Fractures : A Clinical and Biomechanical Comparison — the Works of Ellis and Haug. *Craniomaxillofac Trauma Reconstr.* 2008 November; 1(1): 31–38.
- Haug RH, Street CC, Goltz M. Does plate adaptation affect stability? A biomechanical comparison of locking and nonlocking plates. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 2002 b Nov;60(11):1319–26.
- Ji B, Wang C, Song F, Chen M, Wang H. A new biomechanical model for evaluation of fixation systems of maxillofacial fractures. *J. Craniomaxillofac. Surg.* 2012 Jul;40(5):405–8.
- Kimsal J, Baack B, Candelaria L, Khraishi T, Lovald S. Biomechanical analysis of mandibular angle fractures. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 2011 ;69(12):3010–4.
- Kovan V. The development of a new mandibular osteosynthesis plate: an application of the Ashby approach. *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med.* 2011 Feb 1 ;225(2):199–205.

- Lee KH. Epidemiology of Facial Fractures Secondary to Accidental Falls. *Asian J. Oral Maxillofac. Surg.* 2009 Mar; 21(1-2):33–7.
- Lovald S, Baack B, Gaball C, Olson G, Hoard A. Biomechanical optimization of bone plates used in rigid fixation of mandibular symphysis fractures. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 2010;68:1833–41.
- Marafon PG, Mattos BSC, Sabóia ACL, Noritomi PY. Dimensional accuracy of computer-aided design/computer-assisted manufactured orbital prostheses. *Int. J. Prosthodont.* 2010;23(3):271–6.
- Meyer C, Martin E, Kahn J-L, Zink S. Development and biomechanical testing of a new osteosynthesis plate (TCP) designed to stabilize mandibular condyle fractures. *J. Craniomaxillofac. Surg.* 2007 Mar;35(2):84–90.
- Michelet FX, Deymes J, Dessus B. Osteosynthesis with miniaturized screwed plates in maxillo-facial surgery. *J. Maxillofac. Surg.* 1973 Jun;1(2):79–84.
- Mukerji R, Mukerji G, McGurk M. Mandibular fractures: Historical perspective. *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2006 Jun;44(3):222–8.
- Muñante-Cárdenas JL, Asprino L, De Moraes M, Albergaria-Barbosa JR, Moreira RWF. Mandibular fractures in a group of Brazilian subjects under 18 years of age: A epidemiological analysis. *Int. J. Pediatr. Otorhinolaryngol.* 2010 Nov;74(11):1276–80.
- Newlands SD, Samudrala S, Katzenmeyer WK. Surgical treatment of gunshot injuries to the mandible. *Otolaryngol. - Head Neck Surg.* 2003 Sep;129(3):239–44.
- Pektaş ZO, Bayram B, Balcık C, Develi T, Uckan S. Effects of different mandibular fracture patterns on the stability of miniplate screw fixation in angle mandibular fractures. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2012 Mar;41(3):339–43.
- Potter J, Ellis E. Treatment of mandibular angle fractures with a malleable noncompression miniplate. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 1999;57:288–292.
- Rashid A, Eyeson J, Haider D, van Gijn D, Fan K. Incidence and patterns of mandibular fractures during a 5-year period in a London teaching hospital. *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.* British Association of Oral and Maxillofacial Surgeons; 2013 Dec;51(8):794–8.

- Ribeiro-Junior PD, Magro-Filho O, Shastri K a, Papageorge MB. In vitro evaluation of conventional and locking miniplate/screw systems for the treatment of mandibular angle fractures. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2010 Nov; 39(11):1109–14.
- Rudderman RH, Mullen RL. Biomechanics of the facial skeleton. *Clin. Plast. Surg.* 1992;19:11–29.
- Santos SE, Marchiori EC, Soares AJ, Asprino L, de Souza Filho FJ, de Moraes M, et al. A 9-year retrospective study of dental trauma in Piracicaba and neighboring regions in the State of São Paulo, Brazil. *J. Oral Maxillofac. Surg.* Elsevier Inc.; 2010 Aug;68(8):1826–32.
- Schupp W, Arzdorf M, Linke B, Gutwald R. Biomechanical testing of different osteosynthesis systems for segmental resection of the mandible. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 2007 May;65(5):924–30.
- Shetty V, McBrearty D, Fourney M, Caputo a a. Fracture line stability as a function of the internal fixation system: an in vitro comparison using a mandibular angle fracture model. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 1995 a Jul;53(7):791–801;
- Turgut G, Kayali MU, Soydan AT, Gündüz O, Salman S, Oktar F, et al. Biomechanical comparison of a new technique of mandibular angle fractures: biplanar and bicortical superior proximal 3 holes and bicortical inferior plate fixation. *J. Craniofac. Surg.* 2008;19:428–32.
- Wong RCW, Tideman H, Merkx M a W, Jansen J, Goh SM, Liao K. Review of biomechanical models used in studying the biomechanics of reconstructed mandibles. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* International Association of Oral and Maxillofacial Surgery; 2011 Apr;40(4):393–400.

\*De acordo com a norma UNICAMP/FOP, baseado na decisão do International Committee of Medial Journal Editors – Grupo de Vancouver – Abreviatura dos periódicos em conformidade com o medline

## **APÊNDICE 1**

### **CAPÍTULO 1: MATERIAIS E MÉTODOS REFERENTES AO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS**

O método dos elementos finitos baseia-se na criação de um modelo matemático que simula as condições geométricas e propriedades mecânicas dos objetos a serem testados. Esta etapa do trabalho foi realizada na Divisão de Tecnologia Tridimensionais do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI – Campinas – São Paulo, Brasil).

Inicialmente foi utilizada uma mandíbula em formato DICOM tomada do banco de dados da Divisão de Tecnologia Tridimensionais do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI) obtida a partir de uma à tomografia computadorizada helicoidal *multslice* de uma mandíbula humana com cortes com espessura de 1 mm utilizada em trabalho prévio (Marafon et al. 2010). Esse arquivo foi exportado para o software Rhinoceros 4.0 (McNeel North America, Seattle, WA), no qual foi criado o modelo tridimensional de uma mandíbula humana. A partir desta foi realizada a remodelagem no software Rhinoceros 4.0 (McNeel North America, Seattle, WA) com o objetivo de simular uma fratura na região de ângulo mandibular direito com perda de um segmento triangular na base com as dimensões de lado 18,70 mm e base 5,87 mm (Figura 1).

Com o objetivo de simplificação do modelo foram eliminadas áreas que não tinham interesse para o estudo da dissipação das tensões, como no caso dos dentes. Foi realizada a criação de um ponto para a aplicação da condição de deslocamento, este foi

inserido na região central do rebordo alveolar correspondente ao primeiro molar inferior direito.

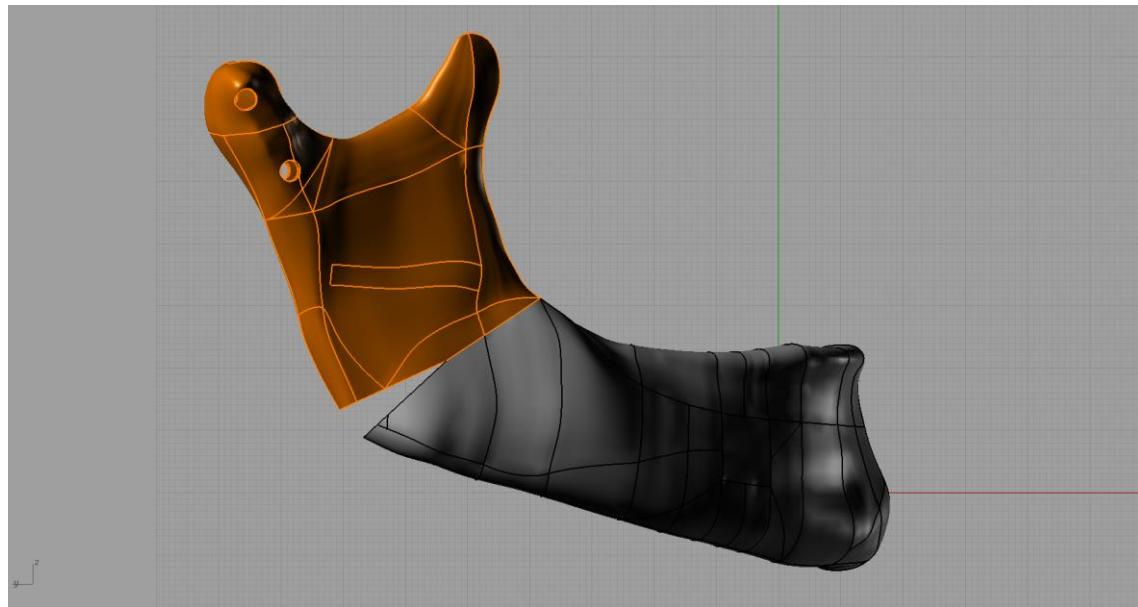


Figura 1: Vista de perfil direito da mandíbula após a simulação de fratura na região de ângulo mandibular com perda de segmento triangular na base.

Os parafusos e as placas dos modelos computacionais foram gerados no software Rhinoceros 4.0 (McNeel North America, Seattle, WA) a partir dos modelos geométricos cedido pela empresa Tóride (TORIDE INDUSTRIA E COMERCIO LTDA, Mogi-mirim - São Paulo) Figura 2 e 3. O modelo tridimensional do parafuso é mostrado na Figura 4.

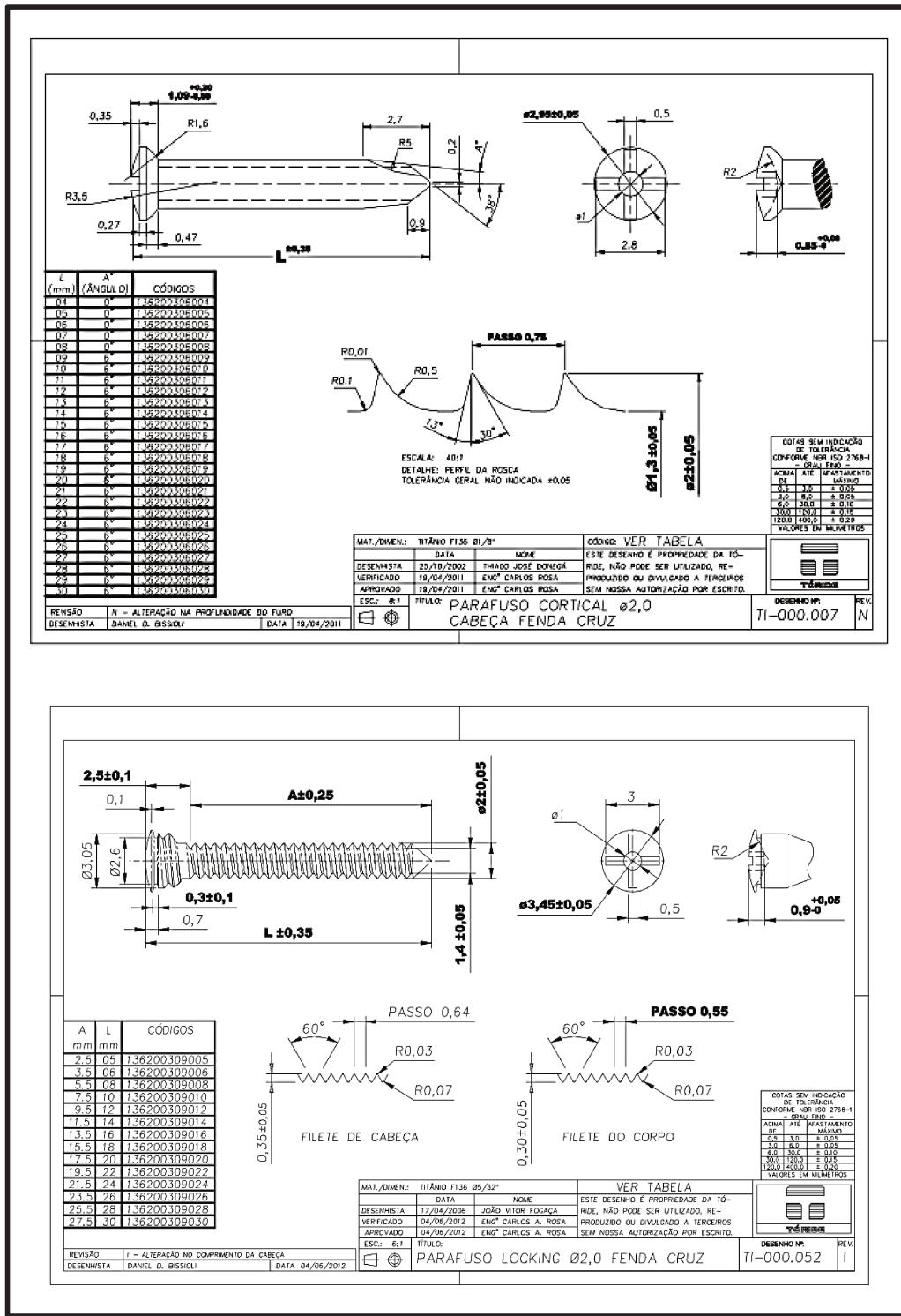


Figura 2: Modelos geométricos dos parafusos convencional e locking do sistema 2.0 mm, fornecidos pela empresa Tóride®.

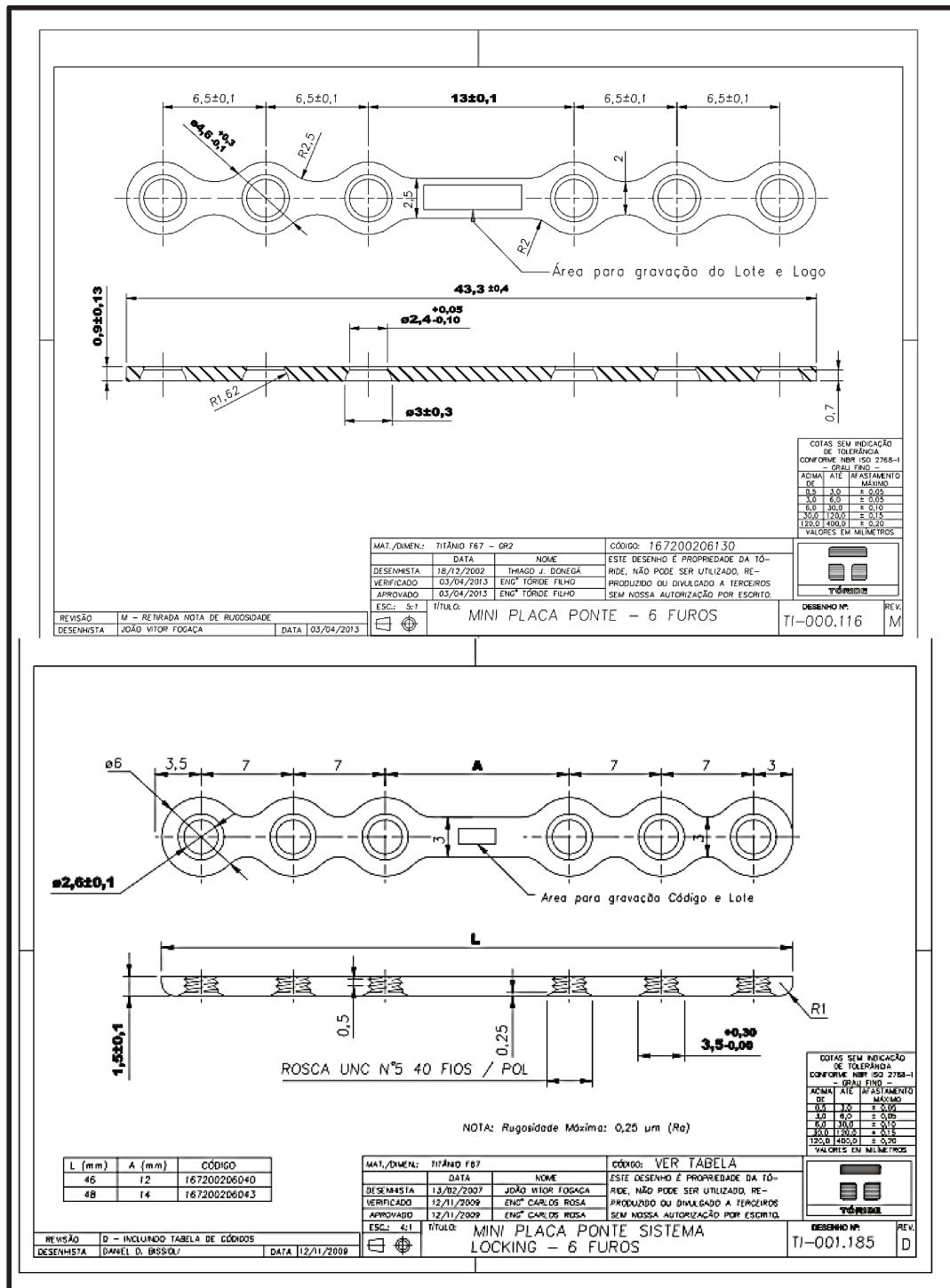


Figura 3: Modelos geométricos das placas de 06 orifícios com ponte convencional e locking do sistema 2.0 mm, fornecidos pela empresa Tóride®.

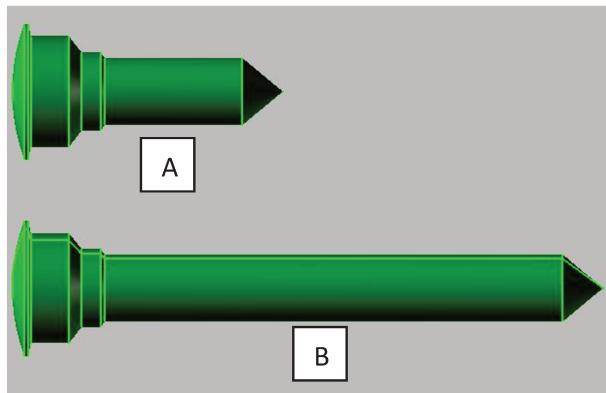


Figura 4: Modelos tridimensionais dos parafusos *locking* do sistema 2.0 mm: A) Monocortical de 6 mm; B) Bicortical de 12 mm.

Os modelos tridimensionais foram enviados ao programa de computador Ansys® Workbench™ 14.5 (ANSYS® Inc., Canonsburg, PA) para a realização da etapa de pré-processamento. Esta etapa inicia com a importação da geometria, seguida pelo ajuste das condições de contato, determinação das propriedades dos materiais, determinação das condições de travamento e de deslocamento. Foi realizada a etapa de processamento, em que este programa a partir das condições estipuladas realiza a simulação. Foi estipulado o deslocamento de 3 mm na região do ponto de aplicação da carga, a partir deste foram calculados para cada um dos modelos as Tensões Máximas e Mínimas Principais em MPa ( $N/mm^2$ ). Também foi calculado o equivalente Von Mises, ou seja, o quanto o sistema de fixação foi exigido, e a força de reação no ponto de aplicação do deslocamento em N, de forma a comparar quantitativamente qual o sistema foi mais rígido. As imagens obtidas com as Tensões Máximas e Mínimas Principais foram analisadas qualitativamente de forma a identificar a distribuição das tensões comparativamente. Além disso, foi calculado o deslocamento na região de contato entre

o ramo e o corpo mandibular na região do ponto de referência geométrica criado na região de contato entre o segmento distal e proximal.

Os elementos das malhas utilizadas nesse estudo foram gerados com as configurações descritas abaixo:

- Ramo mandibular adjacente à fratura: média de 1 mm para cada elemento geométrico no osso cortical e de 2 mm no osso trabecular;
- Corpo direito e hemi-mandíbula esquerda: média de 2 mm para cada elemento geométrico;
- Placas e parafusos: media de 0,3 mm para cada elemento geométrico.

As condições de contato foram definidas entre as placas e os segmentos fraturados como em contato sem o atrito (*frictionless*). A interação entre as placas e a cabeça dos parafusos convencionais foi considerada como contato sem atrito, e para o grupo *locking* foi considerado como contato perfeitamente colado (*bonded*). A interação entre os parafusos com a mandíbula foi considerada como contato perfeitamente colado.

O modelo de material aplicado à análise deste trabalho exigiu o conhecimento de das propriedades dos materiais, como o Coeficiente de Poisson e Módulo de Elasticidade (ou de Young). Estes foram obtidos por meio das especificações dos fabricantes, segundo as especificações do ASTM F67 e F136. A condição de fixação ou restrição foi aplicada à região de côndilo e processo coronóide da mandíbula bilateralmente (*Fixed Support*– engastado).

O coeficiente de Poisson mede a deformação transversal quando um corpo é submetido à carga no sentido longitudinal em um material homogêneo e isotrópico. Ao

se aplicar uma força axial de tração em um corpo deformável esse corpo se alonga e contrai lateralmente. Essa relação é constante na faixa de elasticidade, pois as deformações são proporcionais. O coeficiente de Poisson é adimensional varia entre 0,25 e 0,35 para sólidos não porosos. O valor máximo para o coeficiente é 0,5 (coeficiente da borracha) e o seu valor mínimo é zero (coeficiente da cortiça). O módulo de Young ou módulo de elasticidade é um parâmetro mecânico que proporciona uma medida da rigidez de um material sólido.

Foram gerados três modelos tridimensionais das mandíbulas fraturadas, de acordo com a técnica de fixação empregada:

Técnica 1: Mandíbula fraturada fixada com uma placa reta do sistema 2.0 mm de 04 furos, fixada na zona de tensão com 04 parafusos monocorticais de 06 mm do sistema 2.0mm; Uma placa reta de 06 furos do sistema 2.0 mm com ponte de 10 mm, fixada com 06 parafusos bicorticais de 12 mm, como mostrado nas Figuras 5 e 6;

Técnica 2: Mandíbula fraturada fixada com uma placa reta locking do sistema 2.0mm de 04 furos, fixada na zona de tensão com 04 parafusos locking monocorticais de 06 mm do sistema 2.0mm; Uma placa reta locking de 06 furos do sistema 2.0 mm com ponte de 10 mm, fixada com 06 parafusos bicorticais locking de 12 mm;

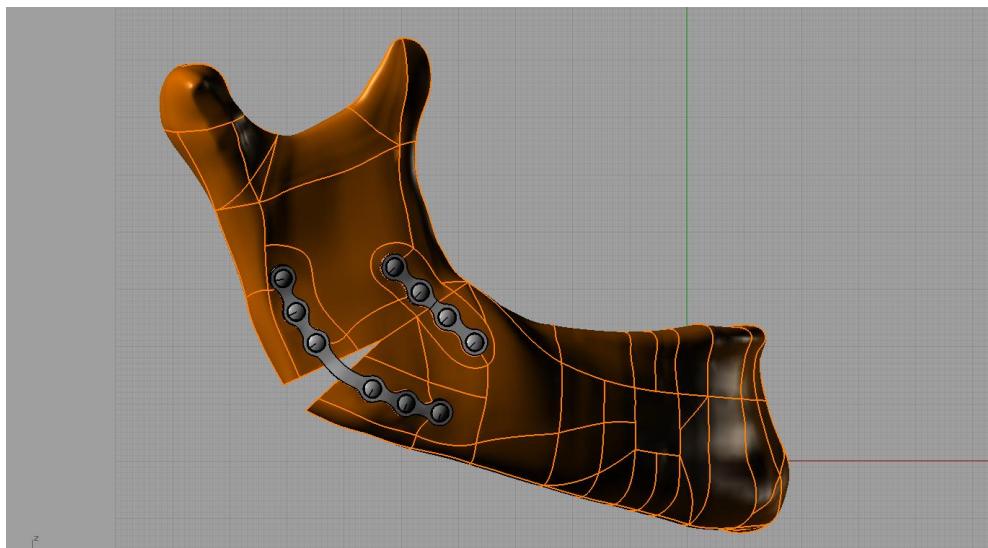


Figura 5: Técnica 1 - Vista perfil direito da mandíbula com a adaptação de duas placas e parafusos do sistema 2.0 mm

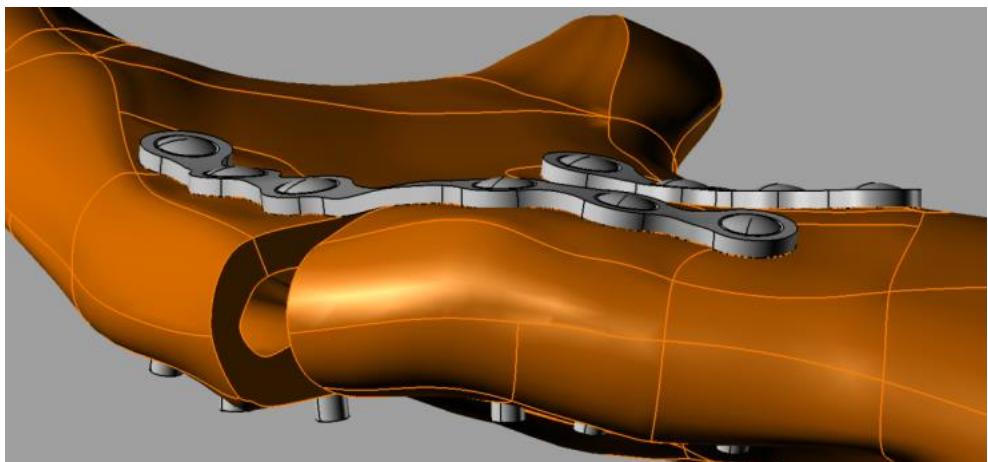


Figura 6: Técnica 1- Vista ínfero-superior da região de ângulo mandibular direita da mandíbula com a adaptação de duas placas e parafusos do sistema 2.0 mm

A partir do conhecimento prévio da utilização de placas na zona de tensão para outros tipos de fratura na região de ângulo mandibular foi proposta uma solução de uma placa com design modificado para esta condição. O esboço desta placa foi gerada no programa SolidWorks® 2012 X64 edition SP02 (Dassault Systèmes S.A, USA). O

modelo tridimensional desta placa foi criado e ajustada no Rhinoceros 4.0, seguiu a exportação deste para o programa Ansys® Workbench™ 14.5. Neste programa foram realizadas as etapas de pré-processamento e processamento similar as realizadas para as técnicas 1 e 2. Segue a descrição da técnica 3.

Técnica 3: Mandíbula fraturada fixada com uma placa com design modificado do sistema 2.0mm de 08 furos, fixada na zona de tensão com 08 parafusos monocorticais de 06 mm do sistema 2.0mm *locking*.

Os modelos utilizados neste trabalho tiveram como média 775.052 elementos e 489.070 nós, as Tabelas 2, 3 e 4 apresentam a caracterização dos modelos para as diferentes técnicas.

A Figura 7 apresenta a nomenclatura dos parafusos para as técnicas 1 e 2, e a Figura 8 para a técnica 3.

**Tabela 2 – Caracterização do modelo de elementos finitos para a técnica 1**

	Ramo Cortical	Ramo Trabecular	Trabecular	Trabecular	Cortical	Cortical
Nós	102078	14084	56221	19974	202647	41520
Elementos	62533	8571	38857	12447	143876	26141
	Parafuso Superior 1	Parafuso Superior 2	Parafuso Superior 3	Parafuso Superior 4	Placa Superior	Placa Inferior
Nós	746	815	831	793	28671	35445
Elementos	396	451	459	430	17659	6775
	Parafuso Inferior 1	Parafuso Inferior 2	Parafuso Inferior 3	Parafuso Inferior 4	Parafuso Inferior 5	Parafuso Inferior 6
Nós	687	726	763	704	719	693
Elementos	344	373	394	361	368	348

**Tabela 3 – Caracterização do modelo de elementos finitos para a técnica 2**

	Ramo Cortical	Ramo Trabecular	Trabecular	Trabecular	Cortical	Cortical
			Direito	Esquerdo	Esquerdo	Direito
Nós	100444	67501	176018	50922	222898	69989
Elementos	66063	45033	121601	34520	161984	43711
	Parafuso Superior 1	Parafuso Superior 2	Parafuso Superior 3	Parafuso Superior 4	Placa Superior	Placa Inferior
Nós	10722	10709	10769	10716	41379	101394
Elementos	6952	6937	6981	6948	9405	21627
	Parafuso Inferior 1	Parafuso Inferior 2	Parafuso Inferior 3	Parafuso Inferior 4	Parafuso Inferior 5	Parafuso Inferior 6
Nós	19539	19468	19697	19451	19525	19526
Elementos	12823	12758	12869	12748	12815	12814

**Tabela 4 – Caracterização do modelo de elementos finitos para a técnica 3**

	Ramo Cortical	Ramo Trabecular	Trabecular	Trabecular	Cortical	Cortical
			Direito	Esquerdo	Esquerdo	Direito
Nós	142199	80579	97865	50922	234511	124194
Elementos	95282	56780	69002	34520	164515	79869
	Parafuso Superior 1	Parafuso Superior 2	Parafuso Superior 3	Parafuso Superior 4	Placa	
Nós	5081	5488	4327	5468	55624	
Elementos	3134	3401	2685	3392	13650	
	Parafuso Inferior 1	Parafuso Inferior 2	Parafuso Inferior 3	Parafuso Inferior 4		
Nós	5108	5220	5130	5314		
Elementos	3175	5317	3182	3271		

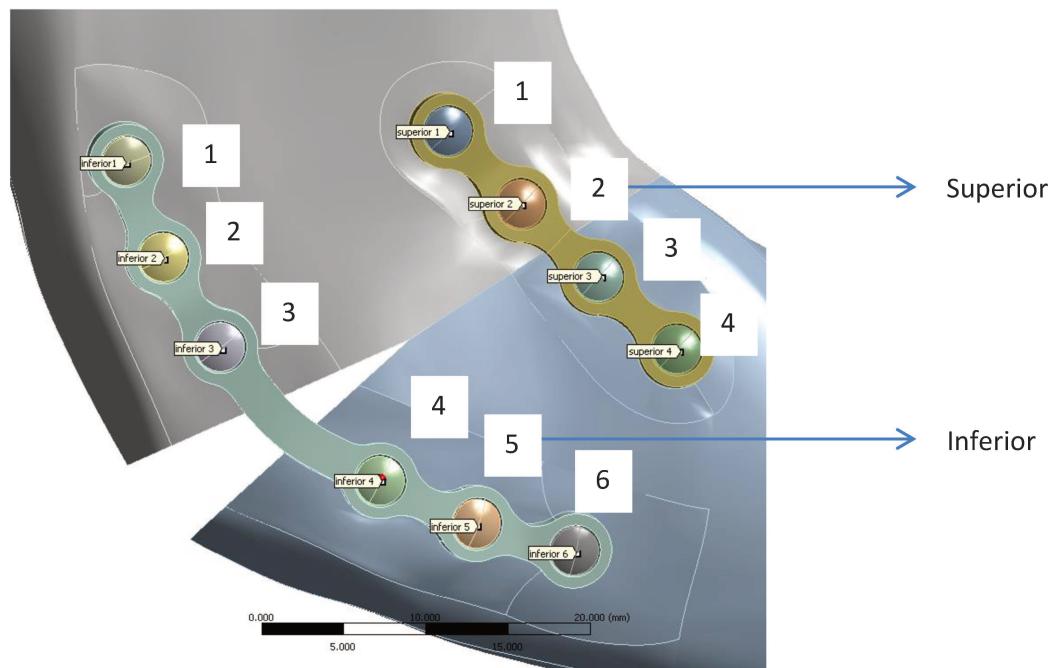


Figura 7 – Nomenclatura dada aos parafusos para as técnicas 1 e 2

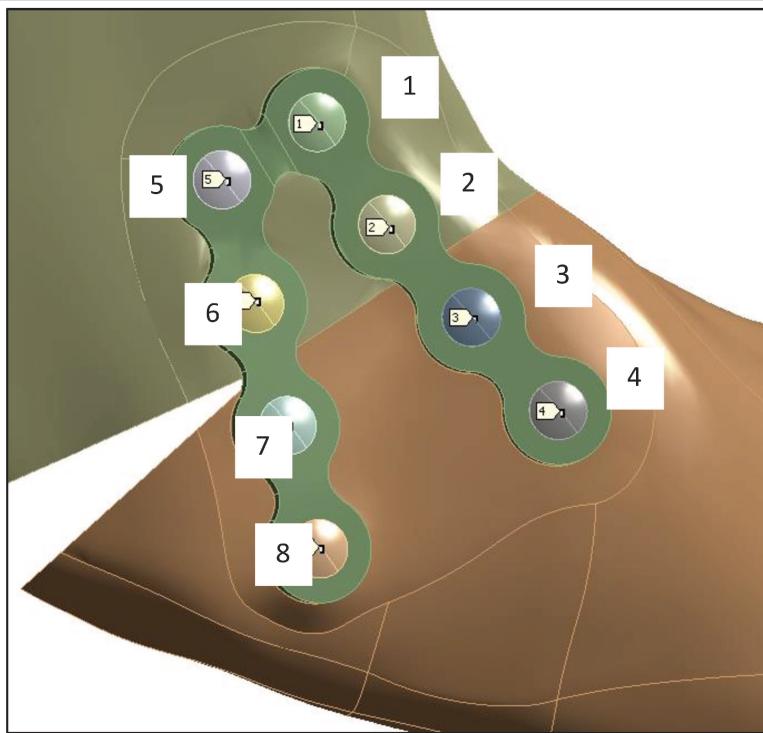


Figura 8 – Nomenclatura dada aos parafusos para a técnica 3

## **APENDICE 2**

### **CAPÍTULO 2: MATERIAS E MÉTODOS DO TESTE MECÂNICO**

#### **Preparação das Amostras**

Nesta etapa foram utilizadas mandíbulas sintéticas dentadas em poliuretano rígido da marca comercial Nacional, com densidade padronizada de 200 g/L (Franceschi & Costa e Silva Ltda. – Jaú, São Paulo – Brasil). Foi utilizada uma mandíbula dentada íntegra como modelo, que foi submetida a um seccionamento com disco diamantado (Disco 7011 KG Sorensen - Medical Burs Ind. e Com. de Pontas e Brocas Cirúrgicas Ltda,Cotia-SP, Brasil) acoplado em peça de mão reta em um micromotor elétrico, de forma a simular uma fratura de ângulo mandibular com perda de um segmento triangular na base. O seccionamento foi realizado cerca de 1 cm distal ao dente 47, obliquamente na mandíbula com remoção de um segmento da base com formato de um triângulo isósceles com dimensões (lado 15 mm e base 10 mm). Em seguida, a mandíbula seccionada foi enviada para replicação pela empresa Nacional, de forma a padronizar as amostras.

O estudo utilizou placas e parafusos de titânio fornecidos pela empresa Tóride (TORIDE INDUSTRIA E COMERCIO LTDA, Mogi-mirim, São Paulo - Brasil), distribuídos conforme os grupos de fixação.

Grupo 1: Mandíbula fraturada fixada com uma placa reta do sistema 2.0mm de 04 furos, fixada na zona de tensão com 04 parafusos monocorticiais de 06 mm do sistema 2.0mm; Uma placa reta de 06 furos do sistema 2.0 mm com ponte de 10 mm, fixada com 06 parafusos bicorticais de 12 mm;

Grupo 2: Mandíbula fraturada fixada com uma placa reta do locking sistema 2.0mm de 04 furos, fixada na zona de tensão com 04 parafusos locking monocorticais de 06 mm do sistema 2.0mm; Uma placa reta locking de 06 furos do sistema 2.0 mm com ponte de 10 mm, fixada com 06 parafusos bicorticais locking de 12 mm;

As mandíbulas de poliuretano foram distribuídas nos grupos acima, cada grupo foi composto por cinco amostras. As fixações foram realizadas de acordo com os respectivos grupos com auxílio de guias confeccionados em resina acrílica (Resina acrílica quimicamente ativada incolor - Dental Vipi Ltda., Pirassununga – São Paulo, Brasil), de forma a padronizar a posição das placas e parafusos. Para as placas da zona de tensão não foram realizadas dobras de forma a minimizar diferenças. Para as placas da zona de compressão as dobras foram sistematizadas de forma a minimizar o efeito das dobras nos resultados: primeiramente um *bending* na ponte *in plane*, seguido de um *bending out of plane* e por último *twist*. Para a dobra da placa locking de 06 orifícios do sistema 2,0 mm foram inseridos parafusos de dobra (insertos) de forma a não deformar as roscas da placa. Os materiais auxiliares, fresas para perfuração, chave de inserção dos parafusos, dobradores e guia para perfuração são mostrados na Figura 9.

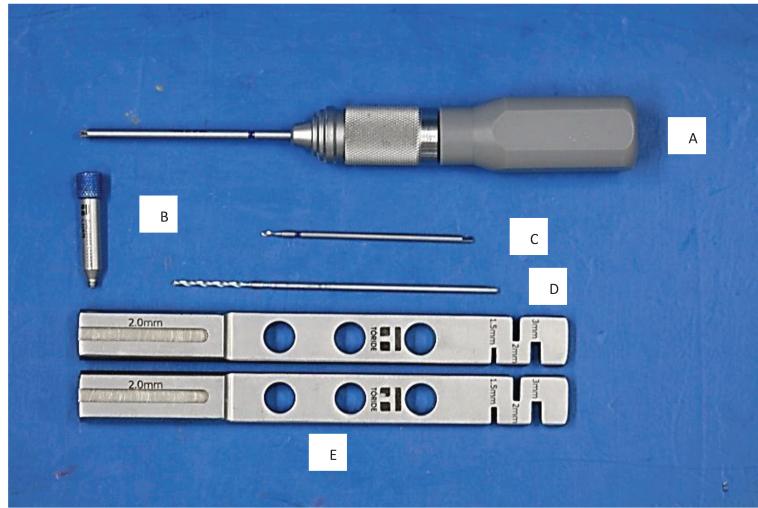


Figura 9 – Materiais auxiliares a modelagem fixação das placas e parafusos: (A) Chave de inserção dos parafusos; (B) Guia para perfuração *locking* 2,0 mm; (C) Fresa de perfuração de 6 mm do sistema 2,0 mm; (D) Fresa de perfuração bicortical do sistema 2,0 mm; (E) Dobradores de placa do sistema 2,0 mm.

A partir do modelo tridimensional criado no Capítulo 1, foi realizada usinagem da nova placa pela empresa Tóride® com o mesmo material utilizado para a confecção das placas utilizadas nos grupos 1 e 2. A nova placa em titânio foi fixadas a uma mandíbula de poliuretano com oito parafusos monocorticais *locking* de 6 mm de comprimento do sistema 2,0 mm de modo similar aos demais grupos de fixação, fornecidos pela empresa Tóride®.

### **Teste Mecânico**

As mandíbulas já fixadas foram incluídas em um bloco de resina acrílica, quimicamente ativada, incolor (Resina Acrílica Class Mold. Art. Odontológicos Clássico Ltda, São Paulo - SP, Brasil) em toda a extensão do côndilo e

processo coronóide bilateralmente de modo simultâneo. Para isto foi utilizado um molde metálico retangular unido no centro (Figura 10), onde a mandíbula já fixada foi posicionada e mantida até a cura da resina. Esta etapa foi realizada de forma a permitir o posicionamento e fixação das amostras no suporte confeccionado para este estudo (Figura 11).

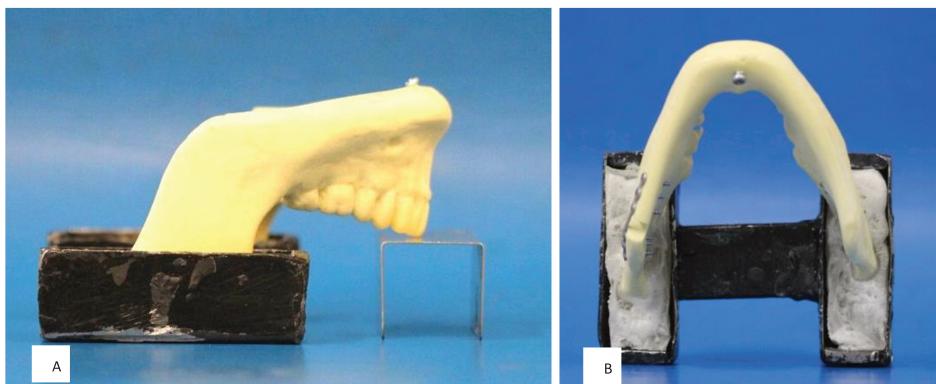


Figura 10 – Vista lateral da mandíbula de poliuretano incluída no molde metálico (A); Vista superior após a inclusão da resina acrílica (B).



Figura 11 – Vista lateral da mandíbula de poliuretano fixada no suporte confeccionado para realização deste estudo.

Depois de fixadas, as amostras foram levadas à máquina de ensaio universal Instron modelo 4411. Na qual foi estabelecida uma velocidade de 1mm/min, para aplicação de carga progressiva sobre o sistema até atingir o deslocamento de 5 mm. A partir do teste foi obtido o valor de resistência ao carregamento, em Newton para os deslocamentos de 1, 3 e 5 mm. A carga foi aplicada verticalmente na fossa mesial do primeiro molar inferior direito. Os resultados foram registrados pelo software BlueHill® Materials Testing, tabelados e analisados de acordo com as técnicas de fixação.