

GUSTAVO BARBOSA DE OLIVEIRA

Fratura de ângulo de mandíbula. Avaliação do comportamento mecânico do osso variando o material para fixação (TiCP e Ti-Mo) e a técnica de fixação interna rígida (Champy e AO/ASIF), com o método dos elementos finitos tridimensional

**ARAÇATUBA - SP
2013**

GUSTAVO BARBOSA DE OLIVEIRA

Fratura de ângulo de mandíbula. Avaliação do comportamento mecânico do osso variando o material para fixação (TiCP e Ti-Mo) e a técnica de fixação interna rígida (Champy e AO/ASIF), com o método dos elementos finitos tridimensional

Trabalho de Conclusão de Curso como parte dos requisitos para obtenção do título de Bacharel em Odontologia da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho".

Orientador: Prof. Adj. Eduardo Passos
Rocha

**ARAÇATUBA - SP
2013**

Dedicatória

Aos meus avós, João, Irene e Francisca, com todo o carinho do mundo, por ensinarem os valores essenciais de uma família e de um ser humano. Dedico este trabalho a vocês, com toda a gratidão que um neto pode ter por seus avós.

Agradecimentos

Aos meus pais, Rosilene e Valdonier, por todo o apoio dado durante todos os anos da minha vida. Obrigado por todo o amor, carinho, valores e ensinamentos que recebi de vocês até agora. Essa etapa que está sendo cumprida é uma vitória inteiramente nossa.

Ao meu irmão Caio, pelos incentivos recebidos durante minha vida. Como meu irmão mais velho, você sempre foi uma inspiração, e um modelo de pessoa para mim. Espero continuar sendo sempre um motivo de orgulho para você.

Ao meu primo Lucas, pela ajuda integral recebida durante os anos de faculdade. Seus conselhos foram de fundamental importância para guiar minha passagem por essa faculdade. Obrigado pelos anos de companheirismo, pelas oportunidades e pelas incontáveis horas de Rádio Interatividade.

A todos meus amigos de sala e de faculdade. Foram muitas memórias e momentos que guardarei comigo até o fim. Não seria possível citar todos aqui, mas de coração, muito obrigado a todos por esses 5 anos maravilhosos em Araçatuba.

Aos meus co-orientadores, Ana Paula e Rodolfo, pela ajuda prestada durante a execução do meu projeto de Iniciação Científica. Obrigado pela experiência e principalmente pela paciência que tiveram comigo durante esses anos.

Ao meu orientador, Prof. Eduardo, pela oportunidade de trabalho. Para mim, é um motivo de orgulho poder dizer que fui seu orientado. Espero ser um profissional com o mesmo sucesso que você obteve.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo, pela concessão da bolsa de Iniciação Científica e pelo apoio financeiro para a execução desta pesquisa.

"O mundo acaba com você. Se o que você quer é aproveitar a vida, aumente seu mundo. Expanda seus horizontes até onde eles puderem ir..."

Sanae Hanekoma

Oliveira, G.B. **Fratura de ângulo de mandíbula. Avaliação do comportamento mecânico do osso variando o material para fixação (TiCP e Ti-Mo) e a técnica de fixação interna rígida (Champy e AO/ASIF), com o método dos elementos finitos tridimensional.** 2013. Trabalho de Conclusão de Curso - Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2013.

Resumo

O presente trabalho tem por objetivo analisar o comportamento mecânico do osso após a simulação de fratura do ângulo mandibular e subsequente fixação interna rígida dos segmentos utilizando placas e parafusos confeccionados a partir de titânio comercialmente puro (TiCP) e de uma liga experimental de titânio-molibdênio (Ti-Mo). Duas técnicas de fixação interna rígida foram analisadas: técnica de Champy e técnica da AO/ASIF. A imagem tomográfica de uma réplica física da mandíbula em material radiopaco foi utilizada para a geração de um modelo geométrico semelhante ao modelo físico, com o auxílio do programa Mimics. As placas e parafusos foram modelados no programa de desenho gráfico SolidWorks, v.2009, e adaptados à mandíbula. Desta forma, 4 modelos geométricos representando parte do corpo, do ramo e ângulo mandibular, com a fratura na região do ângulo fixada com placas e parafusos, especificaram os seguintes grupos: grupo 1 – segmento de mandíbula com fratura angular com fixação interna rígida, pela técnica de Champy, utilizando placa e parafusos de titânio comercialmente puro (Ti-CP), grupo 2 – segmento de mandíbula com fratura angular com fixação interna rígida, pela técnica de Champy, utilizando placa e parafusos de uma liga experimental a base de titânio-molibdênio (Ti-Mo); grupo 3 – segmento de mandíbula com fratura angular com fixação interna rígida, fixada pela técnica da Associação para estudo das Association Osteosynthesis/Association for the Study of Internal Fixation (AO/ASIF), utilizando placa e parafusos de titânio comercialmente puro (Ti-CP); grupo 4 – segmento de mandíbula com fratura angular com fixação interna rígida, fixada pela técnica da AO/ASIF, utilizando placa e parafusos de uma liga experimental a base de titânio-molibdênio (Ti-Mo). Em todas as simulações, a região transversal do ramo foi fixada nos eixos x, y e z ($x=y=z=0$). Uma força distribuída de 100N foi aplicada na superfície oclusal do 1º molar mandibular. A análise numérica foi realizada no programa de elementos finitos AnsysWorkbench 10. Os resultados foram obtidos

utilizando a tensão equivalente de von Mises (σ_{vM}) para as placas e parafusos; e a tensão principal máxima (σ_{max}), tensão principal mínima (σ_{min}), e a deformação total para o osso mandibular. Concluiu-se que a liga experimental apresentou menores valores de tensão tanto para placas, parafusos e tecidos de suporte, e que os grupos que utilizaram uma placa apresentaram menores valores de tensão equivalente de von Mises do que os grupos de duas placas, ao passo que ocorreu um comportamento contrário nos parafusos.

Palavras-chave: Técnicas de fixação da arcada osseodentária, Mandíbula, Análise de elemento finito.

Oliveira, G.B. **Mandibular angle fracture. Evaluation of bone mechanical behavior varying the fixation material (TiCP and Ti-Mo) and the rigid internal fixation (Champy and AO;ASIF) with a 3D finite element analysis.**

2013. Trabalho de Conclusão de Curso - Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2013.

Abstract

The aim of this study was to analyze the mechanical behavior of bone after simulation of fracture of the mandibular angle and rigid internal fixation using plates and screws made from commercially pure titanium (TiCP) and an experimental titanium- molybdenum alloy (Ti-Mo). In addition, two rigid internal fixation techniques were analyzed: Champy technique and AO/ASIF technique. The tomographic image from a radiopaque physical replica of the mandible was used to generate a geometric model similar to the physical replica with Mimics software. The plates and screws were modeled in the graphic design program SolidWorks v.2009 and adapted to the mandible. Thus, 4 geometric models representing part of the mandibular body, ramus, and mandibular angle with the fracture fixed with plates and screws were specify the following groups: group 1 - a segment of the mandibular angle fractured, with internal fixation by Champy technique, using plates and screws of commercially pure titanium (Ti-CP), group 2 – a segment of the mandibular angle fractured, with internal fixation by Champy technique, using a plate and screws of experimental titanium-based molybdenum alloy (Ti-Mo), group 3 - a segment of the mandibular angle fractured, with internal fixation by Association Osteosynthesis/Association for the Study of Internal Fixation (AO/ASIF) technique, using plate and screws of commercially pure titanium (Ti-CP), group 4 – a segment of the mandibular angle fractured, with rigid internal fixation by AO/ASIF technique, using plate and screws of experimental titanium-molybdenum alloy (Ti-Mo). In all simulations, the cross-sectional area of the ramus was fixed in the x, y and z axes ($x = y = z = 0$). A distributed load of 200N was applied to the occlusal surface of a mandibular first molar. The numerical analysis was performed using the finite element software, Ansys Workbench 10.0. The results were obtained using the von Mises equivalent stress (σ_M) to the plates and screws, and the maximum principal stress (σ_{max}), minimum principal stress (σ_{min}), and maximum principal strain (max) to the mandibular bone. It was concluded that the experimental alloy has lower

stress values for both plates, screws and supporting tissues, and the groups using one plate exhibit lower values of von Mises equivalent stress of the groups with two plates, while a contrary behavior is seen on the screws.

Keywords: Techniques of fixation for dental bone arch, Mandible, Finite Element Analysis

Sumário

1	Introdução	11
2	Objetivos	14
3	Materiais e Métodos	17
4	Resultados	22
5	Discussão	34
6	Conclusões	36
7	Referências	37

1 - Introdução

As fraturas de ângulo de mandíbula são definidas, anatomicamente, por uma região triangular, delimitada pela borda anterior do músculo masseter, e uma linha oblíqua que se estende da região do terceiro molar inferior à inserção posterior do músculo masseter (KILLEY, 1974). Essas fraturas representam aproximadamente 23% do total de fraturas que atingem a mandíbula (FELLER et al., 2003; TURGUT et al., 2008).

Embora frequentemente observadas após traumas contusos (BOOLE et al., 2001; TURGUT et al., 2008), a fratura de ângulo de mandíbula representa 10% das fraturas mandibulares em paciente vítimas de acidentes automobilísticos, 17% em pacientes vítimas de quedas, podendo representar até 30% das fraturas mandibulares quando a etiologia do trauma for representado por agressão física (ELLIS III et al., 1985). Scolozzi e Richter, 2003, relataram que as fraturas de ângulo mandibular representam 23% das fraturas mandibulares, causadas principalmente por acidentes de trânsito, agressões físicas ou quedas e acidentes esportivos. Em geral, os indivíduos mais acometidos são do gênero masculino, economicamente ativos e na faixa etária entre 20 e 40 anos de idade (ELLIS III et al., 1985; LEE & DODSON, 2000; GABRIELLI et al., 2003; SCOLOZZI & RICHTER, 2003; PAZA et al., 2008; DE MATOS et al., 2010).

Outros fatores contribuem para que as fraturas de ângulo da mandíbula ocorram, como a presença de lesões malignas (KNOLL et al. 2006) e a presença de dentes impactados na região (FUSELIER et al. 2002). Fuselier et al., 2002, encontraram que a presença dos terceiros molares mandibulares aumenta a incidência de fraturas angulares. Takada et al., 2006, relataram que as fraturas angulares aumentaram em quatro vezes para mandíbulas com os terceiros molares comparadas às mandíbulas sem terceiros molares (TAKADA et al. 2006).

Além disso, destaca-se que a menor área seccional do ângulo da mandíbula comparada com as áreas adjacentes do corpo e do ramo da mandíbula, e o comportamento biomecânico desta área, próxima do fulcro representativo das alavancas de 2ª e 3ª classes que caracterizam mecanicamente a mandíbula, potencializam os riscos de fratura do ângulo da mandíbula (ELLIS III, 1999).

Apesar de ser a fratura mandibular mais comum, o tratamento das

fraturas angulares representa um grande desafio clínico para a ósseo-síntese, pois está sujeito a um índice elevado de complicações pós-operatórias, sendo este percentual maior comparado aos outros tipos de tratamento para diferentes fraturas mandibulares (ELLIS III, 1999), o que demanda constante investigação para o aperfeiçoamento da técnica e redução das complicações.

Como opções de tratamento, destacam-se o acesso intrabucal e a utilização de uma placa na linha oblíqua externa para fixação dos segmentos (MICHELET et al., 1973; CHAMPY et al., 1978). É um procedimento tecnicamente mais simples, rápido e seguro, pois não há riscos de lesão do nervo facial e nem cicatriz aparente na face (EDWARDS & DAVID, 1996). Trata-se de uma alternativa que permite ao paciente retomar as atividades funcionais da mandíbula, ainda que com uma menor potência muscular, o que causa uma diminuição do tempo de hospitalização do paciente e permite um retorno mais rápido às suas atividades cotidianas (KORKMAZ, 2007).

Outro método utilizado é o acesso transbucal e aplicação de duas placas de fixação, ou o acesso extrabucal também com a aplicação de duas placas de fixação. Essa terapêutica tem como principal objetivo realinhar os fragmentos ósseos na posição anatômica correta, restaurar a função com reduzida morbidade e fornecer boa estabilidade para que ocorra o reparo ósseo (ARBAG et al. 2008).

Entretanto, muitas dúvidas ainda existem a respeito das fixações internas em fraturas angulares, sendo sua utilização ainda baseada na experiência e utilização clínica (ARBAG et al. 2008), inexistindo a fundamentação científica adequada para aspectos relacionados à técnica e aos materiais utilizados (ELLIS III, 1999).

Por exemplo, os dados sobre as propriedades mecânicas dos materiais utilizados para a fixação não são conclusivos. Se forem utilizadas ligas metálicas com alto módulo de elasticidade, a fixação interna será altamente resistente às fraturas proporcionando boa estabilidade; entretanto, a elevada rigidez da liga poderá ocasionar excesso de compressão no osso durante os movimentos e a função mandibular, que continuarão a ocorrer, levando às reabsorções ósseas localizadas ao redor dos parafusos de fixação, comprometendo, desta forma, a estabilidade da fixação (ELLIS III, 1999; HAUG et al. 1996)

Certos materiais vem sendo experimentados para tentar contornar esse

impasse. Por exemplo, a liga de titânio-molibdênio (Ti-Mo), contendo de 6 a 20% de Mo (% m/m) em sua composição química, foi testada utilizando espectrometria de energia dispersiva - EDS, fluorescência de raios X – XRF, difratometria de raios X e mapeamento elementar, mostrando boas propriedades como biomaterial (módulo de elasticidade de 75 GPa e coeficiente de Poisson de 0,3), sendo sua composição altamente homogênea (OLIVEIRA et al., 2004; OLIVEIRA et al., 2007; OLIVEIRA et al., 2008; OLIVEIRA et al., 2009).

Outros testes revelaram que após tempo de imersão prolongado em solução contendo íons cloreto evidenciaram que dentre as ligas de Ti-Mo (de 6 a 20% de Mo), a formulação contendo 15% em peso de Mo apresentou melhor resistência à corrosão (estabilidade eletroquímica) quando comparadas às ligas com maior ou menor concentração de Mo (OLIVEIRA et al., 2004; OLIVEIRA et al., 2007; OLIVEIRA et al., 2008; OLIVEIRA et al., 2009).

A literatura também não é conclusiva sobre a quantidade e a localização dos parafusos de fixação e das placas fixadoras necessárias para uma fixação com estabilidade. A quantidade ideal de parafusos, bem como o seu posicionamento capaz de suportar os esforços mastigatórios, estabelecendo uma biomecânica favorável à cicatrização óssea, sem causar compressões excessivas que possam levar à reabsorção óssea não está estabelecida (HAUG et al. 1996; KORKMAZ, 2007; ARBAG et al. 2008)

Desta forma, a utilização de modelos matemáticos virtuais associados à simulação numérica por meio da análise com elementos finitos (AEF) tem demonstrado ser um meio de prever a distribuição e concentração de tensões e deslocamentos em áreas fraturadas que necessitam de fixações (TAKADA et al. 2006; WANG ET AL. 2010; JI et al. 2010; TAKAHASHI ET AL., 2010). É possível afirmar que a AEF é um método preciso para se avaliar o comportamento mecânico de estruturas, desde que as propriedades físicas do material em questão estejam inseridas corretamente no software de análise (VOLLMER et al., 2000). Com o auxílio da AEF, pode-se aprimorar a técnica cirúrgica, estimulando o desenvolvimento de novos biomateriais, através de simulações que representem diferentes formas de fratura de ângulo de mandíbula, com diferentes ligas e quantidade de parafusos, com o objetivo de reduzir a concentração de tensões na área fraturada, auxiliando para a redução de complicações pós-operatórias.

2 - Objetivos

Analisar o comportamento mecânico do osso após a simulação de fratura do ângulo da mandíbula e subsequente fixação interna rígida dos segmentos utilizando placas e parafusos confeccionados a partir de titânio comercialmente puro (TiCP) e de uma liga experimental de titânio-molibdênio (Ti-Mo). Além disso, duas técnicas de fixação interna rígida foram analisadas: técnica de Champy e técnica da Association Osteosynthesis/Association for the Study of Internal Fixation (AO/ASIF).

As hipóteses testadas são:

1 – O comportamento mecânico do osso nos modelos com fraturas angulares fixadas com a liga experimental reduz a concentração de tensão ao redor dos parafusos de fixação em comparação às fixações feitas com a liga convencional;

2 – A técnica de fixação da AO/ASIF apresenta melhor distribuição de tensões, com menor concentração de tensão no osso em comparação à técnica de Champy.

3 – Materiais e Métodos

Para a obtenção do modelo mandibular, à partir do qual seria desenvolvido o estudo, foi realizado o escaneamento da réplica de uma mandíbula humana sintética a base de poliestireno, com marcador bário em sua composição (Ref. 4013 - Mandíbula com todos os dentes - 50 SHORE D, Nacional OssosJaú, SP, Brasil) por um tomógrafo computadorizado (Brilliance CT, Koninklijke Philips Electronics N.V, Eindhoven, Holanda). Após a realização da tomografia, o data set no formato *.dsv* foi exportado para o programa Mimics 13.0 (Materialize, Bélgica) para a reconstrução do modelo geométrico (Figura 1). Para facilitar a análise numérica, foram realizadas operações para a obtenção do segmento de mandíbula envolvendo apenas a parte do corpo (com os dentes 1º e 2º molares incluídos), metade inferior do ramo e o ângulo mandibular (Figura 2). Após a obtenção deste segmento, uma fratura na região angular foi simulada (Figura 3).

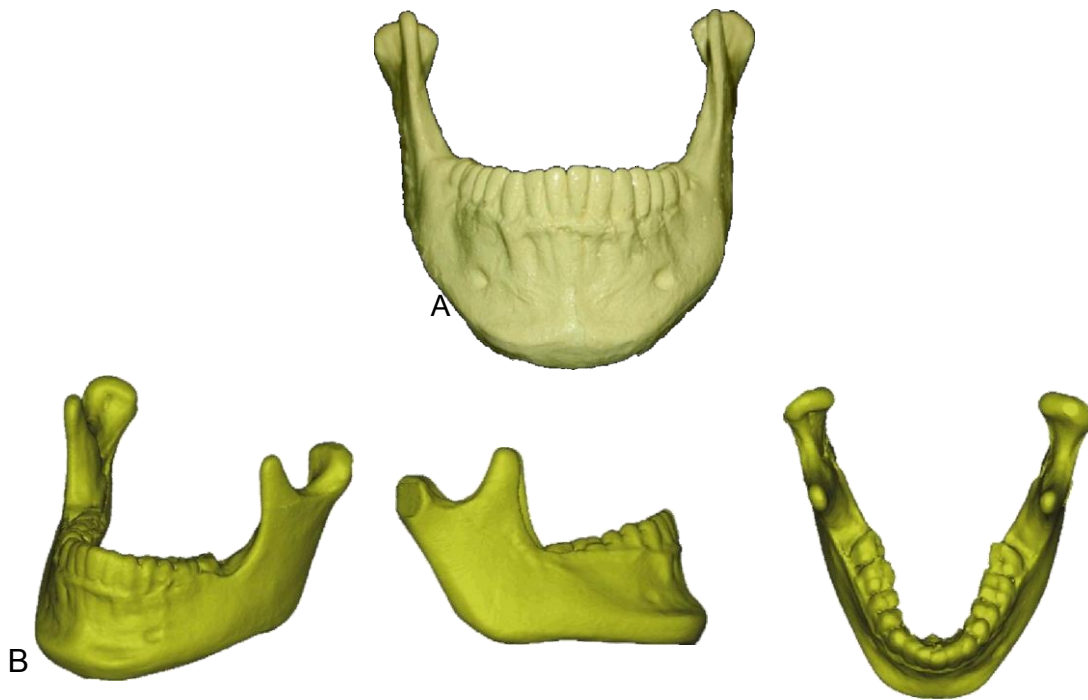


Figura 1 – **A.** Mandíbula sintética de poliuretano (Ref. 4013 - Mandíbula com todos os dentes - 50 SHORE D); **B.** Modelo geométrico inicial da mandíbula obtido a partir do escaneamento por tomografia computadorizada e reconstrução no programa de Mimics. Da esquerda para a direita: Visão isométrica, lateral, oclusal.

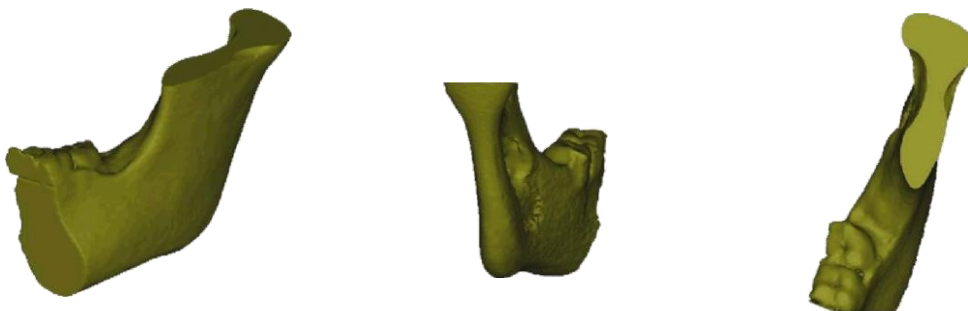


Figura 2 – Modelo geométrico do fragmento da mandíbula, envolvendo parte do corpo mandibular, ângulo e ramo mandibular. Da esquerda para a direita: Visão isométrica, visão posterior e visão oclusal.

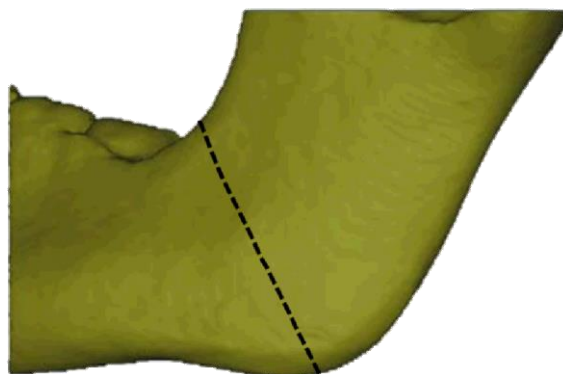


Figura 3 – Modelo geométrico do segmento mandibular. Visualização do local em que a fratura mandibular foi criada.

As placas retas de fixação de 4 furos e os parafusos com 6 mm de comprimento do sistema de fixação de 2 mm, fornecidos pela empresa Engimplan (Engimplan, Rio Claro, Brasil), os quais são indicados para utilização em casos de fratura mandibular, foram divididos em 2 grupos de acordo com a liga utilizada (comercial ou experimental) e modelados de modo a obter exemplares idênticos no design (Figura 4).

O modelamento das placas e dos parafusos para a adaptação ao ângulo da mandíbula foi realizado no programa de desenho gráfico SolidWorks 2009 (Inovart, São Paulo, Brasil). Para auxiliar esta etapa, um espécime da placa e um parafuso foram analisados no microscópio óptico (Axiophot, Zeiss DSM-940 A, Oberkochen, Alemanha) e foram realizadas imagens e mensurações das características de cada um dos objetos através de um software (ZEISS DSM- 940 A, Oberkochen, Alemanha), para fundamentar a modelagem no programa Solidworks (Figura 5).

A placa e os parafusos modelados foram incorporados no modelo da mandíbula no programa Solidworks, através da realização de operações Booleanas. Feito isso, os mesmos foram exportados no formato .igs para o programa AnsysWorkbench 10.0 (Ansys Workbench 10.0, Swanson Analysis Inc., Houston, PA, USA), para a geração da malha de

elementos finitos e análise numérica segundo os propósitos e variáveis de resposta do estudo. Na malha, o número de elementos variou de 22916 a 44239 e o número de nós variou de 37261 a 71518 (Figura 6).

Os seguintes grupos foram testados:

Grupo 1 – Segmento de mandíbula com fratura angular e fixação interna rígida pela técnica de Champy, utilizando placa e parafusos em titânio comercialmente puro (Ti-CP);

Grupo 2 – Segmento de mandíbula com fratura angular e fixação interna rígida pela técnica de Champy, utilizando placa e parafusos em uma liga de titânio experimental (titânio molibdênio / Ti-Mo);

Grupo 3 – Segmento de mandíbula com fratura angular e fixação interna rígida pela técnica da AO/ASIF, utilizando placas e parafusos em titânio comercialmente puro (Ti-CP);

Grupo 4 – Segmento de mandíbula com fratura angular e fixação interna rígida pela técnica da AO/ASIF, utilizando placas e parafusos de uma liga de Titânio experimental (Ti-Mo).

As propriedades dos materiais utilizados para a análise numérica estão dispostas na Tabela 1.



Figura 4 – A. Placa de fixação interna; B. Parafuso de fixação. (As placas e parafusos de fixação confeccionados a partir de titânio comercialmente puro -TiCP- e da liga experimental -Ti-Mo- apresentam o mesmo design).

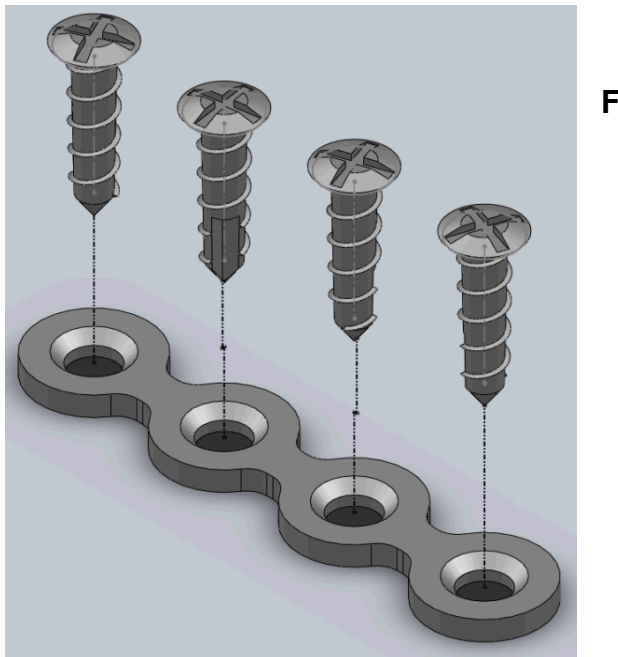


Figura 5 - Modelo geométrico da placa interna de fixação e dos respectivos parafusos.

Tabela 1 – Propriedades elásticas (módulo de elasticidade, coeficiente de Poisson) dos materiais.

<i>Materiais</i>	<i>Módulo de Elasticidade (GPa)</i>	<i>Coefficiente Poisson</i>
Mandíbula sintética*	0,6244	0,28
Ti-CP**	107	0,34
Liga experimental (Ti-Mo)***	75	0,3

* Sato et al. 2012.

**Informações do fabricante Engimplan (São Carlos, Brasil).

***Valores obtidos nos ensaios para a obtenção do módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson.

Para a simulação computacional, um carregamento de 100N foi aplicado na superfície oclusal do dente 1º molar inferior do lado da fratura angular, de

forma distribuída, no sentido ocluso-cervical. Como condição de contorno, a seção transversal do ramo da mandíbula foi fixada nos eixos cartesianos $x = y = z = 0$ (Figura 7).

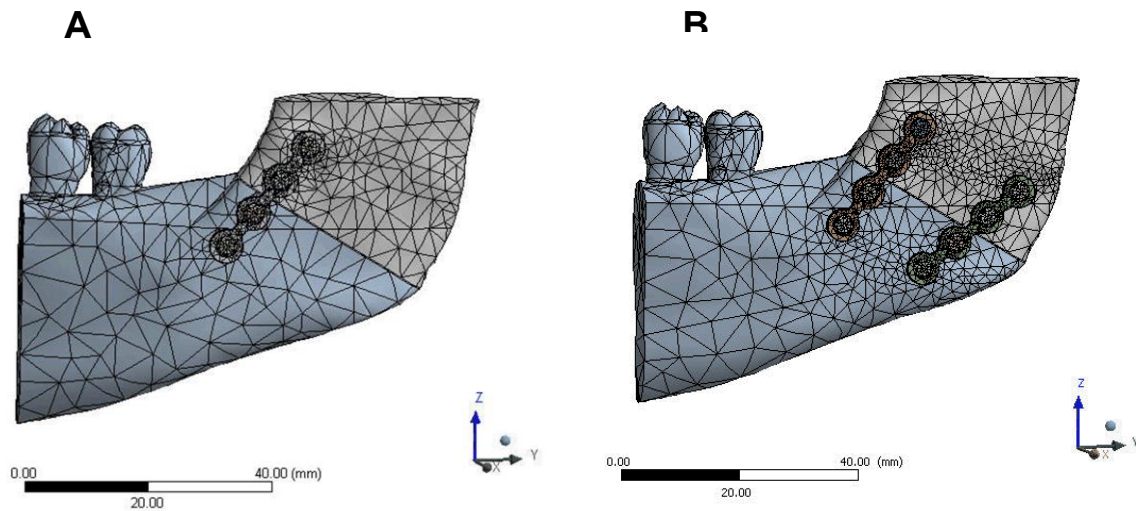


Figura 6 – Malha de elementos finitos. A – Modelo representativo dos grupos 1 e 2. B – Modelo representativo dos grupos 3 e 4.

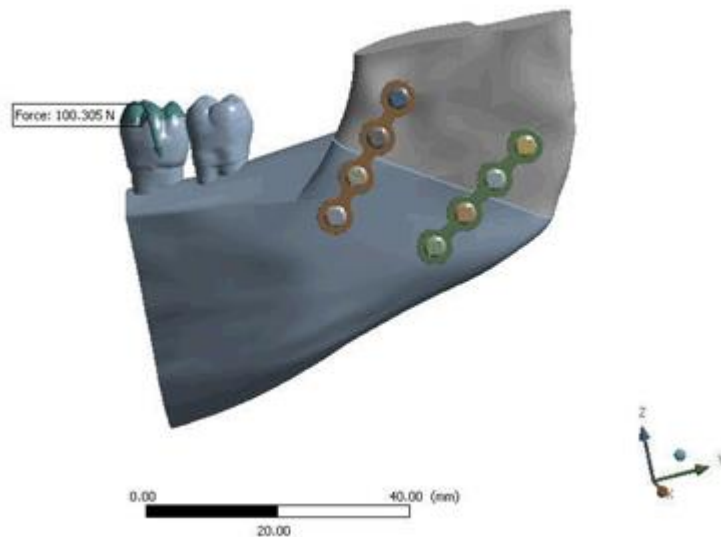


Figura 7 - Carregamento oclusal representado no modelo pertencente ao grupo 3.

A liga experimental a base de titânio-molibdênio (Ti-Mo) foi preparada pelo Grupo de Biomateriais do Instituto de Química de Araraquara –UNESP. Seu

preparo se deu por fusão a arco voltaico, em atmosfera de argônio, seguindo procedimentos descritos na literatura, com a finalidade de utilização como biomaterial (OLIVEIRA et al., 2004; 2007; 2008; 2009).

4 - Resultados

A análise qualitativa e quantitativa das tensões se deu conforme o tipo de material a ser analisado, sendo:

- tensão equivalente de von Mises (σ_{VM}) para a análise das placas e parafusos (ALMEIDA et al., 2011);
- tensão principal máxima (σ_{max}), tensão principal mínima (σ_{min}), e deformação total para o osso mandibular (ALMEIDA et al., 2011).

A análise estatística semi-quantitativa (descritiva) foi aplicada, conforme consta a seguir.

Tabela 2 - Tensão equivalente de von Mises (MPa):

	Placas	Parafusos
Grupo 1	126	5885
Grupo 2	113	4179
Grupo 3	167	4068
Grupo 4	166	2911

Tabela 3 - Tensão principal máxima (σ_{\max}) e tensão principal mínima (σ_{\min}) (em MPa) e de deformação total (em mm) nos tecidos adjacentes:

	σ_{\max}	σ_{\min}	Deformação
Grupo 1	14,8	-25,4	2,69
Grupo 2	15,3	-23,8	2,73
Grupo 3	16,0	-28,5	2,44
Grupo 4	16,6	-27,2	2,49

Conforme pode-se observar nas figuras abaixo (ver figuras 10-17), em todos os grupos experimentais os picos de tensão equivalente de von Mises ocorreram nas bordas das cabeças dos parafusos e das placas. Os picos de tensão nas placas foram encontrados em regiões que não estão em contato com os parafusos, principalmente na região próxima ao parafuso mais próximo do cômulo.

Analisando os resultados encontrados, pode-se observar que a liga experimental de titânio-molibdênio (utilizada nos grupos 2 e 4) apresenta comportamento semelhante nas duas técnicas utilizadas quando comparadas ao comportamento da liga convencional (utilizada nos grupos 1 e 3), especialmente quando se leva em consideração os valores de pico encontrados para as tensões equivalentes de von Mises. Comparando os resultados das ligas fixadas pela técnica de Champy (grupos 1 e 2), observa-se uma redução do pico de tensão equivalente de von Mises encontrado nas placas de 11% quando utilizada a liga experimental, ao passo que na técnica da AO- ASIF (grupos 3 e 4), não é observada uma variação expressiva entre os grupos. Já nos parafusos, pode-se observar, em ambas as técnicas, uma redução semelhante do pico de tensão equivalente de von Mises quando o material utilizado é a liga de Ti-Mo: redução de 30% para a técnica de Champy e 29% para a técnica da AO-ASIF.

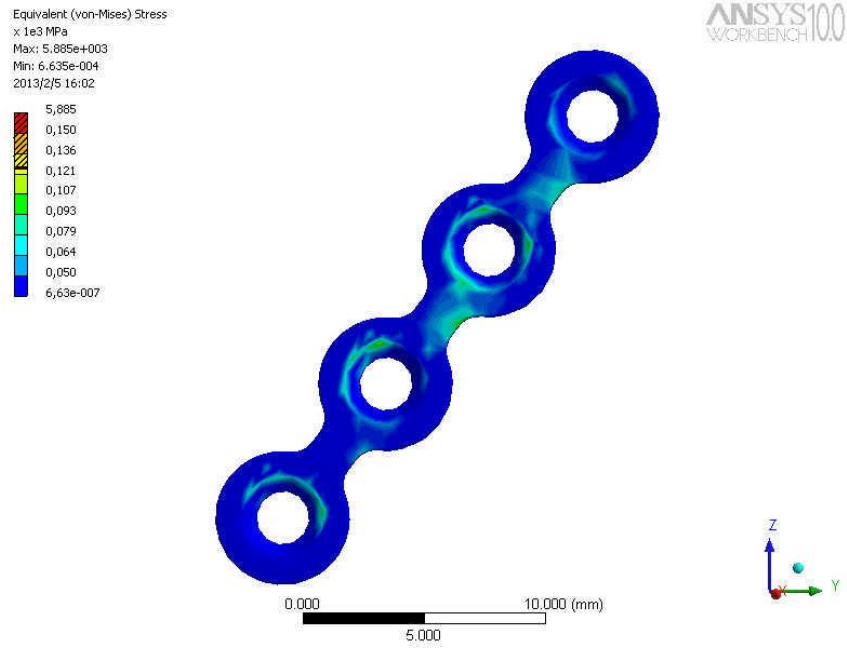


Figura 10 - Distribuição de tensão de von Mises na placa do grupo 1

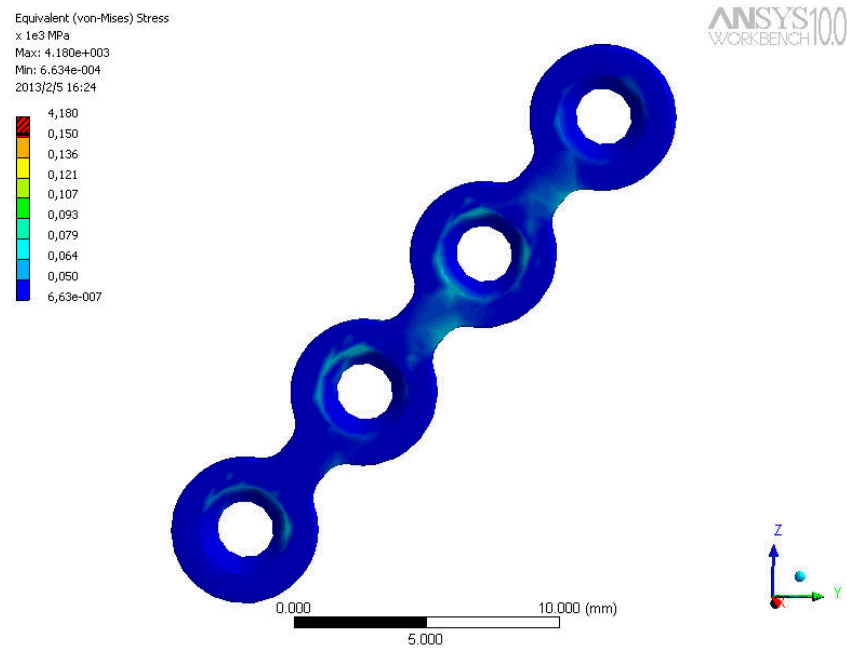


Figura 11 - Distribuição de tensão de von Mises na placa do grupo 2

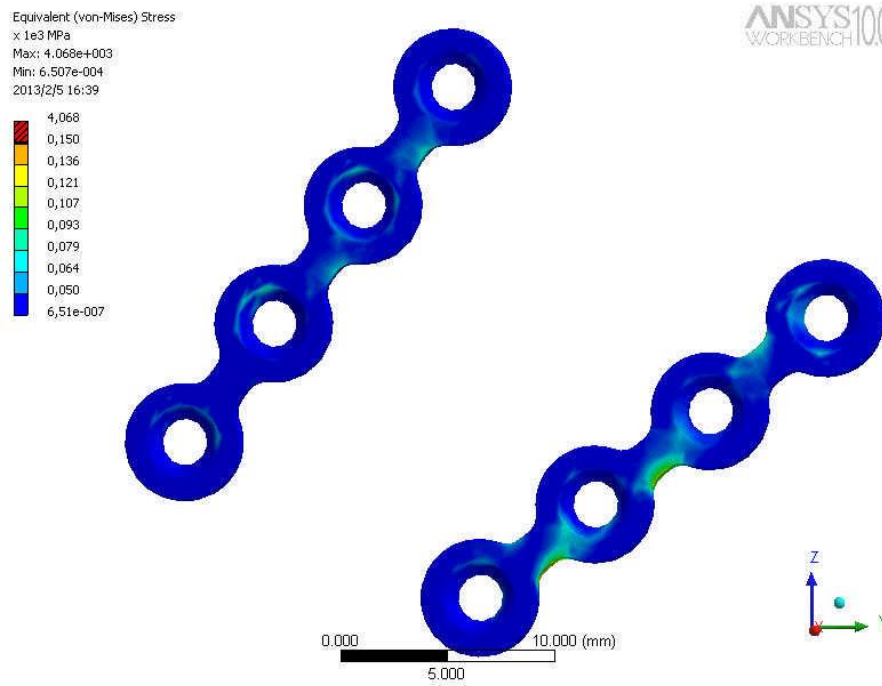


Figura 12 - Distribuição de tensão de von Mises na placa do grupo 3

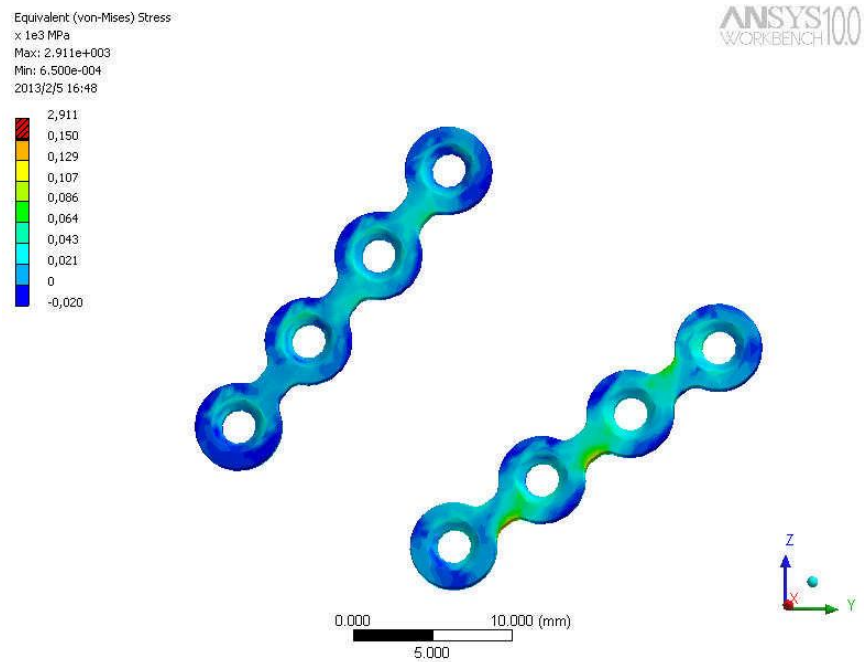


Figura 13 - Distribuição de tensão de von Mises na placa do grupo 4

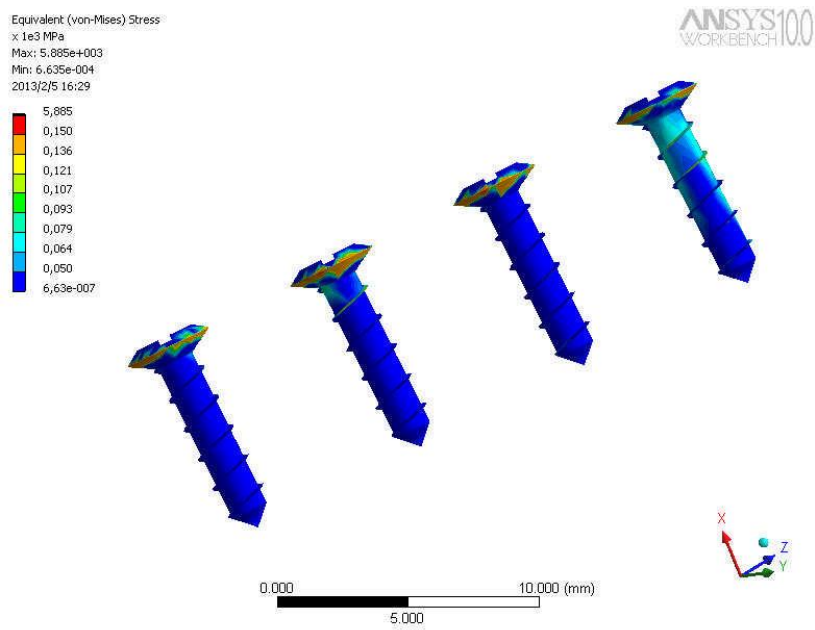


Figura 14 - Distribuição de tensão de von Mises nos parafusos do grupo 1

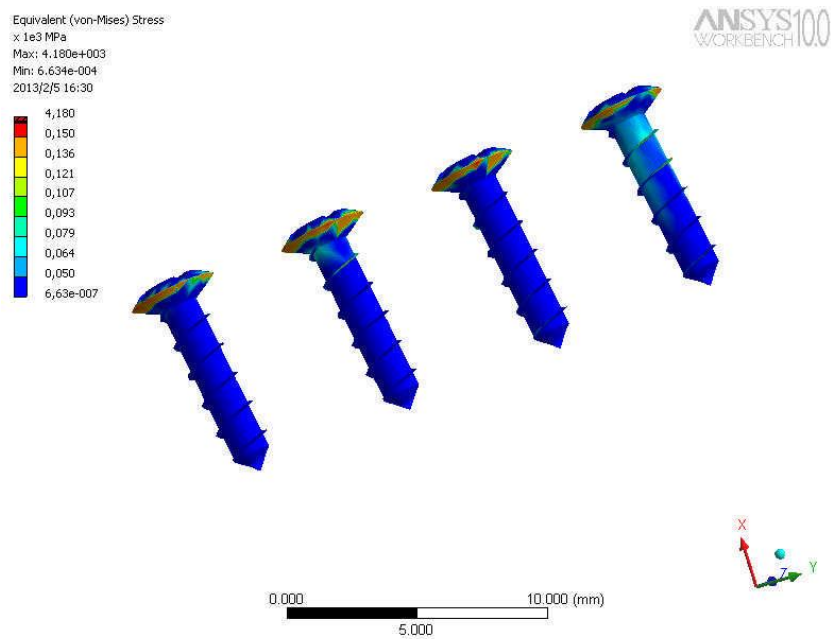


Figura 15 – Distribuição de tensão de von Mises nos parafusos do grupo 2

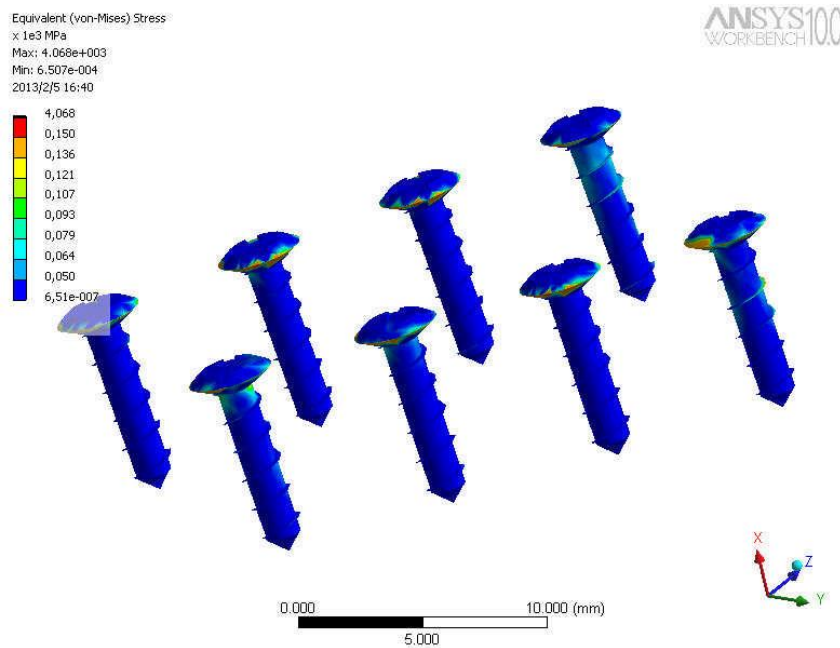


Figura 16 – Distribuição de tensão de von Mises nos parafusos do grupo 3

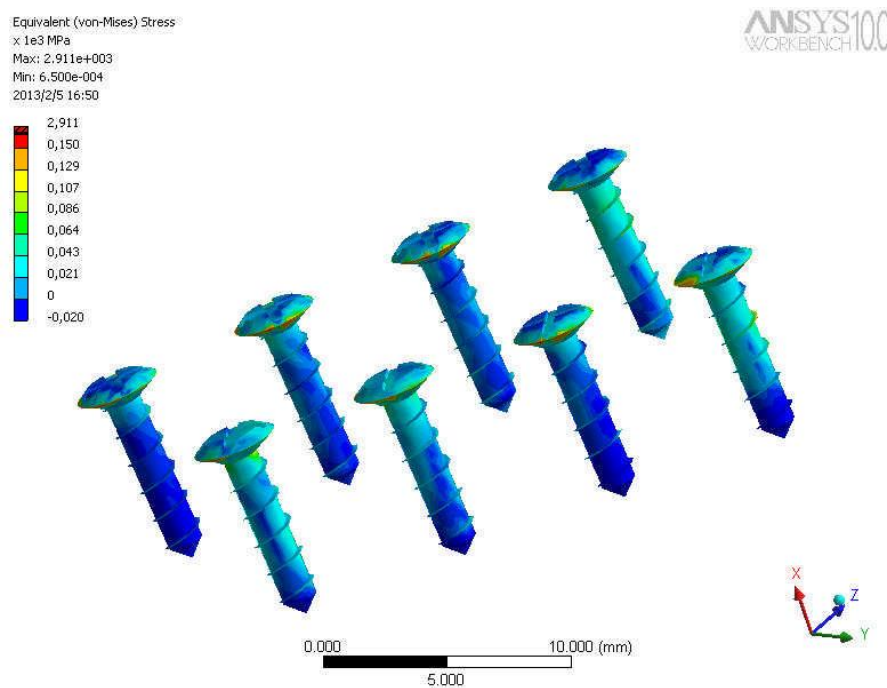


Figura 17 – Distribuição de tensão de von Mises nos parafusos do grupo 4

Ao analisar os valores de pico de tensão principal máxima, observa-se um comportamento padrão da liga experimental quando comparada com a liga tradicional. Ocorre um aumento dos valores de tensão de tração nos

modelos que utilizam a liga experimental de apenas 3% em ambas as técnicas (Figuras 18 a 21).

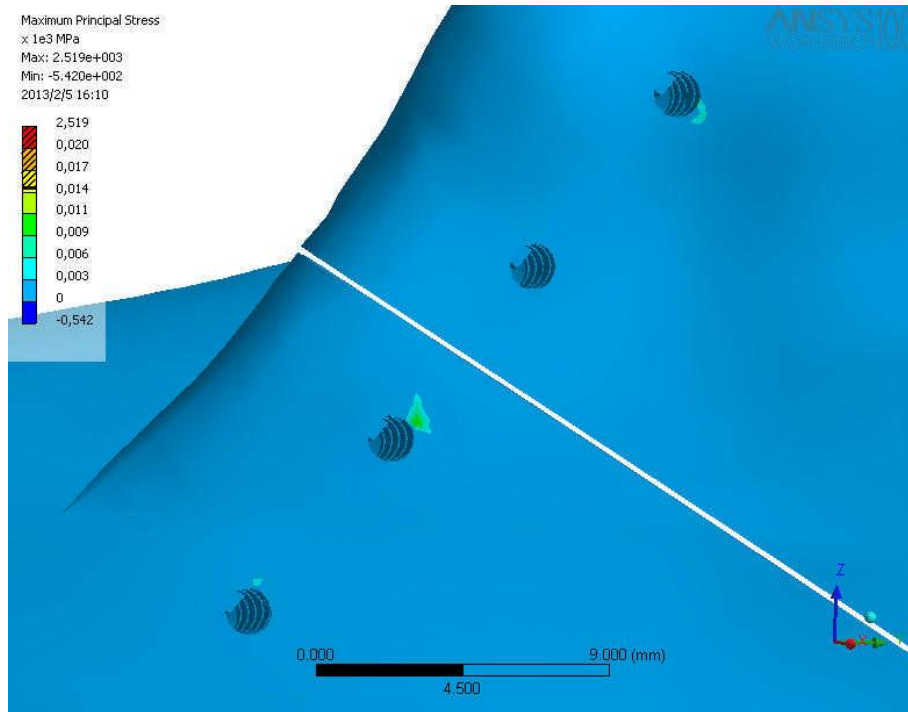


Figura 18 – Distribuição de tensão principal máxima no osso do grupo 1

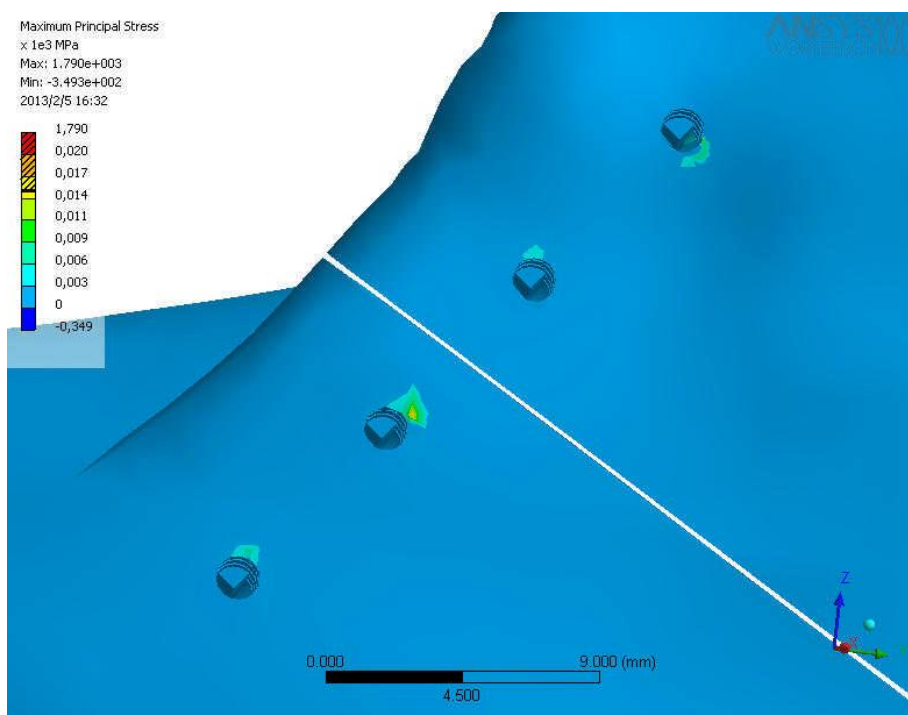


Figura 19 – Distribuição de tensão principal máxima no osso do grupo 2

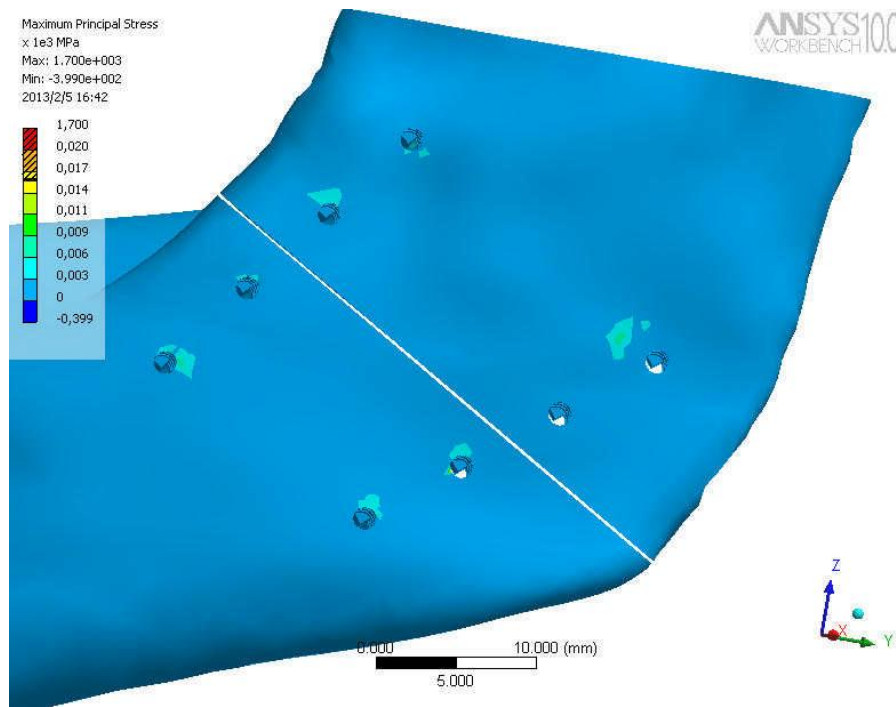


Figura 20 – Distribuição de tensão principal máxima no osso do grupo 3

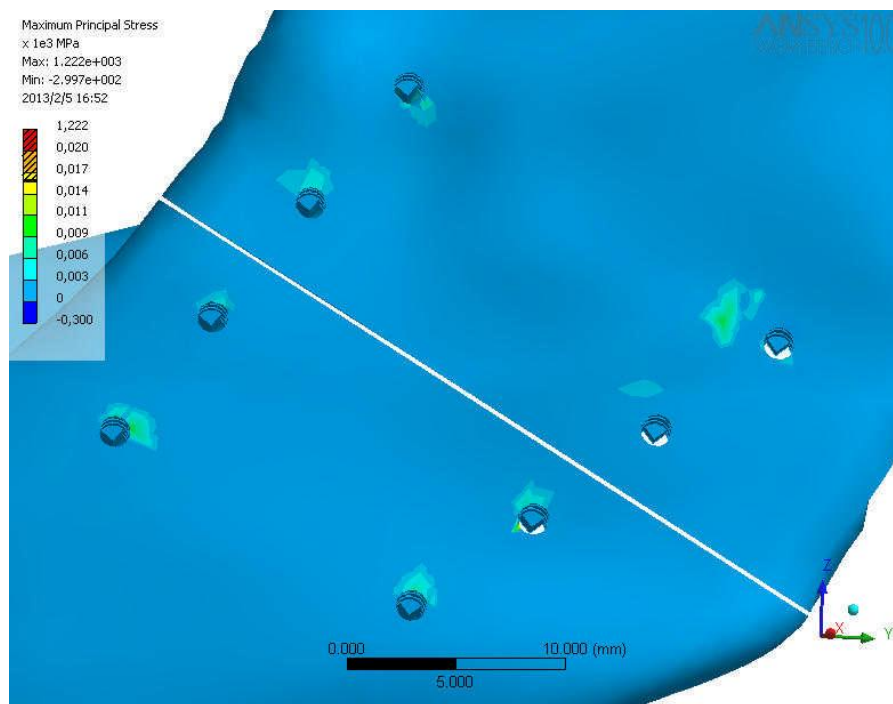


Figura 21 – Distribuição de tensão principal máxima no osso do grupo 4

Quando são analisados os resultados encontrados para os valores de pico de tensão principal mínima, observa-se um comportamento, que tende a uma padronização por parte da liga experimental, em ambas as técnicas utilizadas. Observa-se um decréscimo de 7% em relação aos valores de pico de tensão principal mínima nas simulações da liga convencional para a técnica de Champy, e de 5% para a da AO-ASIF (Figuras 22 a 25).

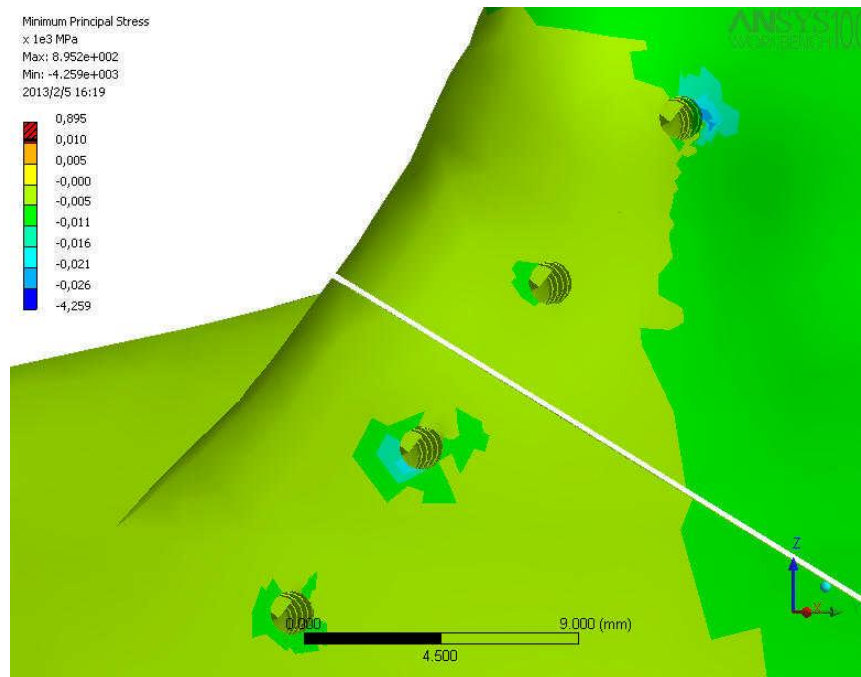


Figura 22 – Distribuição de tensão principal mínima no osso do grupo 1

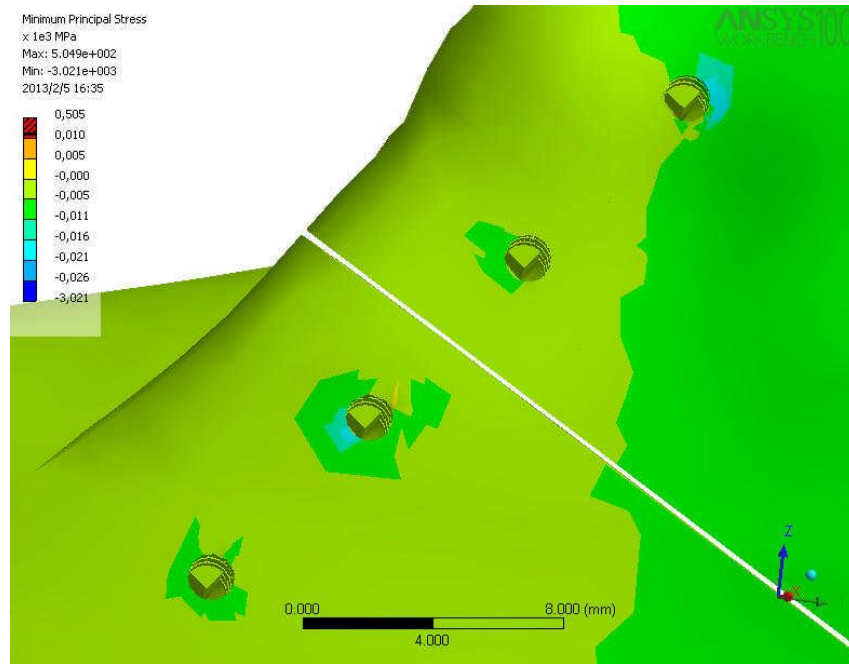


Figura 23 – Distribuição de tensão principal mínima no osso do grupo 2

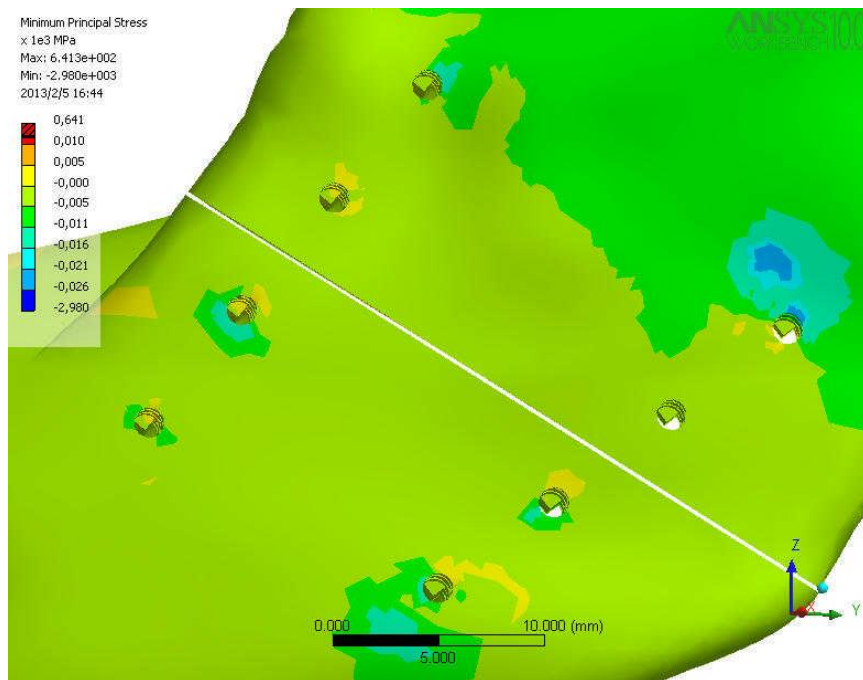


Figura 24 – Distribuição de tensão principal mínima no osso do grupo 3

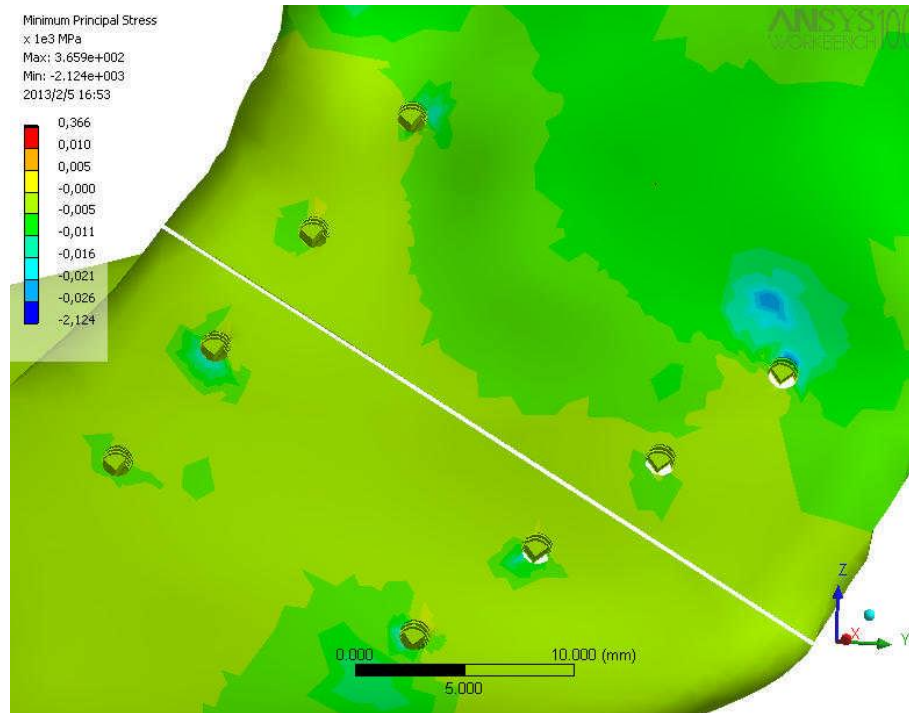


Figura 25 – Distribuição de tensão principal mínima no osso do grupo 4

As forças de deformação registradas se concentraram, em todos os grupos, na porção mais inferior do corpo da mandíbula, apresentando valores semelhantes dentro de cada técnica utilizada. Houve somente uma diminuição de 2% nos valores de deformação da liga experimental quando confrontadas com a liga convencional, em ambas as técnicas, valor que também não se mostra impactante no contexto geral dos resultados obtidos (Figura 26).

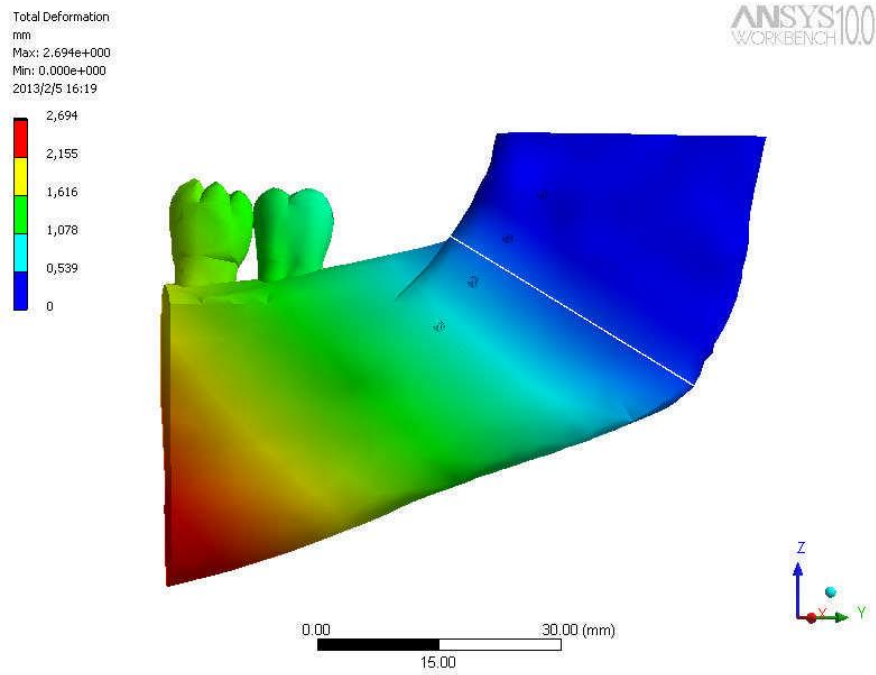


Figura 26 – Mapa da distribuição da deformação no modelo do grupo 1. Todos os demais grupos apresentaram configurações semelhantes.

5 - Discussão

Os resultados obtidos permitem observar um melhor desempenho da liga experimental em comparação ao titânio comercialmente puro, uma vez que os valores encontrados para a tensão equivalente de von Mises são menores nos grupos 2 e 4 tanto para as placas quanto para os parafusos, nos quais a diminuição é ainda mais evidente. Esses dados levam a aceitação da primeira hipótese testada neste estudo e impulsionam o desenvolvimento de diferentes estudos relacionados a esse novo material.

Tais resultados devem ser atribuídos às propriedades elásticas da liga de Ti-Mo. Quando comparada com o titânio comercialmente puro, a liga experimental apresenta um módulo de elasticidade 26% menor. Portanto, apresenta uma característica de não absorver tanto as forças de tensão, o que pode levar a um menor índice de reabsorção óssea ao redor dos parafusos que estão em contato íntimo com o tecido ósseo.

Considerando os resultados obtidos nesse estudo ao comparar as diferentes técnicas propostas, sendo nos grupos 1 e 2 a técnica de Champy e nos grupos 3 e 4 a técnica proposta pela AO/ASIF, revelam que ao serem utilizadas duas placas, a tensão equivalente de von Mises nas placas apresentam maiores valores, enquanto o comportamento nos parafusos é inverso: há diminuição dos valores de tensão quando são utilizadas duas placas.

Pode-se atribuir esse comportamento possivelmente a um fator mecânico. Como na técnica de fixação de duas placas há uma fixação com uma maior área de suporte, existe uma melhor configuração para a distribuição de forças nas estruturas. Pelo fato de existir um maior número de parafusos, tem-se uma distribuição mais homogênea de tensão entre as estruturas de suporte, o que explica os valores menores encontrados.

Com relação ao comportamento das placas, observa-se que basicamente não existe diferença entre as ligas, independente da técnica utilizada. Sugere-se que as placas não são os principais pontos de concentração de forças, confirmando os achados de Knoll et al., 2006, que entre outros, observou que tais pontos encontram-se nos parafusos.

As tensões principais máxima e mínima são encontradas concentradas em áreas adjacentes a região em que foram posicionadas as placas e os parafusos.

Na maior parte dos modelos, seus maiores valores de tensão são encontrados nas proximidades dos parafusos 2 e 4 (considerando uma enumeração da esquerda para a direita). Além disso, são encontrados valores maiores para os modelos 3 e 4 (AO/ASIF), rejeitando a segunda hipótese testada neste estudo. A tensão equivalente de von Mises encontra-se mais concentrada nas cabeças dos parafusos e na área de união entre os orifícios de posicionamentos dos parafusos nas placas, conforme pode ser observado nas figuras dispostas no tópico 'Resultados'.

Em consideração aos valores de deformação, a configuração encontrada é explicada por uma limitação do estudo. O modelo foi fixado somente na porção do ramo, ao passo que a porção do corpo não foi fixada. Devido a este fato, pode-se observar uma maior deformação somente na porção do corpo da mandíbula.

Frente às limitações deste estudo, pode-se sugerir, fundamentado nos resultados encontrados, que a alternativa de confeccionar parafusos de liga de Ti-Mo pode ser uma opção viável, com boas opções futuras de aplicabilidade clínica.

6 - Conclusão

Com base nos resultados apresentados, pode-se concluir que:

- Os grupos 1 e 2 (1 placa) apresentaram menores valores de tensão equivalente de von Mises do que os grupos 3 e 4 (2 placas) nas placas, enquanto ocorreu um comportamento inverso nos parafusos;
- Da mesma forma, os valores de tensão principal máxima e tensão principal mínima para o tecido adjacente à área de instalação das placas foram menores para os grupos 1 e 2;
- Os valores de deformação foram menores nos grupos 3 e 4 do que nos grupos 1 e 2, uma vez que as 2 placas caracterizam maior rigidez ao conjunto representado;
- A liga experimental, Ti-Mo, simulada nos grupos 2 e 4 apresentou os menores valores de tensão tanto para placas, parafusos e tecido de suporte.

7 - Referências

1. Almeida EO, Rocha EP, Assunção WG, Júnior AC, Anchieta RB. Cortical bone stress distribution in mandibles with different configurations restored with prefabricated bar-prosthesis protocol: a three-dimensional finite-element analysis. *J Prosthodont*. 2011;20:29-34.
2. 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;66:1225-32.
3. Boole JR, Holtel M, Amoroso P, et al. 5196 mandible fractures among 4381 active duty army soldiers, 1980 to 1998. *Laryngoscope* 2001;111:1691-96.
4. Champy M, Loddé JP, Schmitt T, Jaeger JH, Muster D. Mandibular osteosynthesis by miniature screwed plates via a buccal approach. *J Oral Maxillofac Surg*. 1978;6:14-21.
5. Danda AK. Comparison of a single noncompression miniplate versus 2 noncompression miniplates in the treatment of mandibular angle fractures: a prospective, randomized clinical trial. *J Oral Maxillofac Surg*. 2010;68:1565-7.
6. De Matos FP, Arnez MFM, Sverzut CE, Trivellato. A retrospective study of mandibular fracture in a 40-month period. *J Oral Maxillofac Surg* 2010;39:10-5.
7. Edwards T, David D. A comparative study of miniplates used in the treatment of mandibular fractures. *Plast Reconstr Surg* 1996;97:1150-6.
8. Ellis E 3rd, Moos KF, El-Attara A. Ten years of mandibular fractures: an analysis of 2,137 cases. *Oral Surg* 1985;59:120-9.
9. Ellis E 3rd. Treatment methods for fractures of the mandibular angle. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1999;28:243-52.
10. Feller KU, Schneider M, Hlawitschka M, Pfeifer G, Lauer G, Eckelt U. Analysis of complications in fractures of the mandibular angle--a study with finite element computation and evaluation of data of 277 patients. *J Craniomaxillofac Surg*. 2003;31:290-5.
11. Fuselier JC, Ellis EE 3rd, Dodson TB. Do mandibular third molars alter the

- risk of angle fracture? *J Oral Maxillofac Surg.* 2002;60:514-8.
12. Gabrielli MAC, Gabrielli MFR, Marcantonio E, Hochuli-Vieira E. Fixation of mandibular fractures with 2.0 mm miniplates: review of 191 cases. *J Oral Maxillofac Surg* 2003;61:430-6.
 13. Gear AJL, Apasova E, Schmitz JP, Schubert W. Treatment modalities for mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 2005;63:655-63.
 14. Haug RH, Barber JE, Reifeis R. A comparison of mandibular angle fracture plating techniques. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1996;82:257-63.
 15. Ji B, Wang C, Liu L, Long J, Tian W, Wang. A biomechanical analysis of titanium miniplates used for treatment of mandibular symphyseal fractures with the finite element method. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010;109:e21-7.
 16. Kempers KG, Hendler BH. In Fonseca RJ, *Oral and Maxillofacial Surgery- Trauma.* Philadelphia, WB Saunders, 2000, vol. 3, cap. 2, p 85-135.
 17. Killey HC. *Fractures of the mandible.* Bristol: Wright. 2nd ed. 1974. 13p.
Apud Banks P. *Killey's – Fraturas de Mandíbula.* São Paulo: Santos. 4a ed. 1994. 15p.
 18. Knoll WD, Gaida A, Maurer P. Analysis of mechanical stress in reconstruction plates for bridging mandibular angle defects. *J Craniomaxillofac Surg.* 2006;34:201-9.
 19. Korkmaz HH. Evaluation of different miniplates in fixation of fractured human mandible with finite element method. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007;103-6:e1-13.
 20. Lee JT, Dodson TB. The effect of mandibular third molar presence and position on the risk of an angle fracture. *J Oral Maxillofac Surg* 2000;58:394-8.
 21. Michelet FX, Deymes J, Dessus B. Osteosynthesis with miniaturized screwed plates in maxillofacial surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 1973;1:79-84.
 22. Oliveira NTC, Aleixo G, Caram R, Guastaldi AC. Development of Ti-Mo alloys for biomedical applications: Microstructure and electrochemical characterization. *Mater Sci Eng A* 2007;452-3:727-31.
 23. Oliveira NTC, Biaggio SR, Piazza S, Sunseri C, Di Quarto F.

- Photo- electrochemical and impedance investigation of passive layers grown anodically on titanium alloys. *Electrochim Acta* 2004;49:4563-76.
24. Oliveira NTC, Guastaldi AC. Electrochemical behavior of Ti-Mo alloys applied as biomaterial. *Corros Sci* 2008;50:938-45.
 25. Oliveira NTC, Guastaldi AC. Electrochemical stability and corrosion resistance of Ti-Mo alloys for biomedical applications. *Acta Biomater* 2009;5:399-405.
 26. Paza AO, Abuabara A, Passeri LA. Analysis of 115 mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 2008;66:73-6.
 27. Pektas ZO, Bayram B, Balcik 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;41:339-43.
 28. Sato FRL, Asprino L, Noritomi PY, da Silva JVL, de Moraes M. Comparison of five different fixation techniques of sagittal split ramus osteotomy using three- dimensional finite elements analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2012;41:934-41.
 29. Scolozzi P, Richter M. Treatment of severe mandibular fractures using AO reconstruction plates. *J Oral Maxillofac Surg* 2003;61:458-61.
 30. Takada H, Abe S, Tamatsu Y, Mitarashi S, Saka H, Ide Y. Three-dimensional bone microstructures of the mandibular angle using micro-CT and finite element analysis: relationship between partially impacted mandibular third molars and angle fractures. *Dent Traumatol*. 2006;22:18-24.
 31. Takahashi H, Moriyama S, Furuta H, Matsunaga H, Sakamoto, Y, Kikuta T. Three lateral osteotomy designs for bilateral sagittal split osteotomy: biomechanical evaluation with three-dimensional finite element analysis. *Head Face med*. 2010;6:4-13.
 32. Turgut G, Kayali MU, Soydan AT, Gündüz O, Salman S, Oktar F, Baş L. 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.
 33. 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.

34. Wang H, Ji B, Jiang W, Liu L, Zhang P, Tang W, Tian W, Fan Y. Three- dimensional finite element analysis of mechanical stress in symphyseal fractured human mandible reduced with miniplates during mastication. *J Oral Maxillofac Surg.* 2010;68:1585-92