
Finite element analysis of reconstruction plates in mandibular defects

Análise por meio de elementos finitos de placas de reconstrução em defeitos mandibulares

Received: 21-04-2024 | Accepted: 23-05-2024 | Published: 28-05-2024

Diogo de Vasconcelos Macedo

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-8050-3534>

Universidade Estadual Paulista (UNESP), Faculdade de Odontologia, Câmpus Araraquara

E-mail: diogo.v.macedo@gmail.com

Marcelo Silva Monnazzi

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-6142-4630>

Universidade Estadual Paulista (UNESP), Faculdade de Odontologia, Câmpus Araraquara

E-mail: monnazzi@hotmail.com

ABSTRACT

Segmental defects in the mandibular bone can occur after local trauma, infection, or surgical resection. Several reconstructive possibilities are currently available, and temporary stabilization of bone segments with reconstruction plates is commonly used when immediate bone reconstruction is not possible. However, little attention has been paid to the biomechanical aspects involved in this approach, and studies conducted with biomodels face the difficulty of simulating the muscular forces involved. The use of Finite Element Analysis allows for the mathematical evaluation of structures in a controlled environment, applying forces at any point and/or direction, assessing material deformation, as well as the tension applied to them. Thus, the aim of this study was to evaluate reconstruction plates used on segmental defects through mathematical analysis using finite elements. After simulation, lower stress values were found on thicker plates, suggesting greater resistance to fracture. Conversely, significantly increased stress values on the screws were present in thicker plates.

Keywords: Computer-assisted image processing; Mandible; Maxillomandibular neoplasms.

RESUMO

Defeitos segmentares no osso mandibular podem ocorrer após traumatismo local, infecção ou ressecção cirúrgica. Várias possibilidades reconstrutivas estão disponíveis atualmente, e a estabilização temporária dos segmentos ósseos com placas de reconstrução é comumente utilizada quando a reconstrução óssea imediata não é possível. No entanto, pouca atenção tem sido dada aos aspectos biomecânicos envolvidos neste tipo de abordagem e estudos realizados com biomodelos esbarram na dificuldade de simular as forças musculares envolvidas. A utilização da Análise de Elementos Finitos permite avaliar matematicamente estruturas em um ambiente controlado, e a aplicação de forças em qualquer ponto e/ou direção, aferindo a deformação dos materiais, bem como a tensão aplicada aos mesmos. Assim, o objetivo deste estudo foi avaliar placas de reconstrução utilizadas sobre defeitos segmentares, por meio de análise matemática por meio de elementos finitos. Após simulação, foram encontrados menores valores de estresse nas placas de maior espessura, sugerindo maior resistência destas à fratura. Em contrapartida, valores significativamente aumentados de estresse sobre os parafusos estavam presentes nas placas mais espessas.

Palavras-chave: Processamento de imagem assistida por computador; Mandíbula; Neoplasias maxilomandibulares.

INTRODUÇÃO

Defeitos segmentares da mandíbula são comuns na rotina do Cirurgião Buco-Maxilo-Facial e podem resultar de lesões ósseas (malignas ou benignas), trauma ou infecção. (Urken et al., 1991) Dependendo da localização e extensão do defeito, sequelas funcionais e/ou estéticas são esperadas, as quais podem incluir dificuldades para falar, mastigar, engolir e respirar. Vários métodos de reconstrução foram descritos, mas nenhum deles é unanimemente aceito. (Urken et al., 1991; Bak et al., 2010)

O uso de enxertos microvascularizados e placas de reconstrução demonstra as melhores taxas de sucesso e atualmente representa o tratamento padrão-ouro. No entanto, pacientes com comprometimento sistêmico ou lesões com alto potencial de recorrência podem não ser capazes de se submeter à reconstrução microvascular. (Goh et al., 2008; Hidalgo e Pusic, 2002; Lindqvist et al., 1992; Irish et al., 1995; Onoda et al., 2012)

Em tais situações, os segmentos ósseos são temporariamente estabilizados com placas e parafusos de titânio em um sistema de carga suportada, preservando o contorno mandibular até que os enxertos ósseos possam ser realizados. Quando a estabilização do defeito ósseo é realizada com placas e parafusos de titânio, há uma alta taxa de falha associada à exposição do material de fixação, parafusos soltos e fratura da placa. (Spencer et al., 1999; Markwardt et al., 2007; Kimura et al., 2006) Vários fatores influenciam essas complicações, incluindo a localização e extensão do defeito, a distribuição dos parafusos e a qualidade do tecido mole circundante, o que justifica alterações no design das placas utilizadas. (Irish et al., 1995; Kimura et al., 2006; Nagasao et al., 2002; Koriath e Hannam, 1994)

Buscando lidar com essas complicações, várias placas têm sido disponibilizadas, com espessuras variadas; no entanto, poucos estudos relataram a influência dessas alterações no estresse exercido na interface placa-parafuso-osso. Portanto, é necessário comparar diferentes configurações de fixação óssea em áreas com perda de continuidade, para orientar os cirurgiões a alcançarem melhores resultados.

MATERIAIS E MÉTODOS

A mandíbula de um paciente masculino sem anomalias craniofaciais foi selecionada de um banco de dados e um modelo tridimensional de mandíbula dentada foi gerado usando o programa Rhinoceros 4.0 (McNeel North America, EUA). As estruturas

anatômicas foram divididas em esmalte dentário, dentina, ligamento periodontal, osso cortical e osso medular.

Esses dados foram exportados para o programa ANSYS 7.0 (Swanson Analysis Systems, Houston, PA, EUA), no qual a malha previamente feita foi replicada e submetida às simulações propostas. Os materiais simulados foram considerados elásticos, isotrópicos, lineares e homogêneos, respeitando as características mecânicas descritas na literatura (Korioth et al., 1994; Archangelo et al., 2012) e seguindo os parâmetros estabelecidos pelo Módulo de Young (E) e pela Proporção de Poisson (ν).

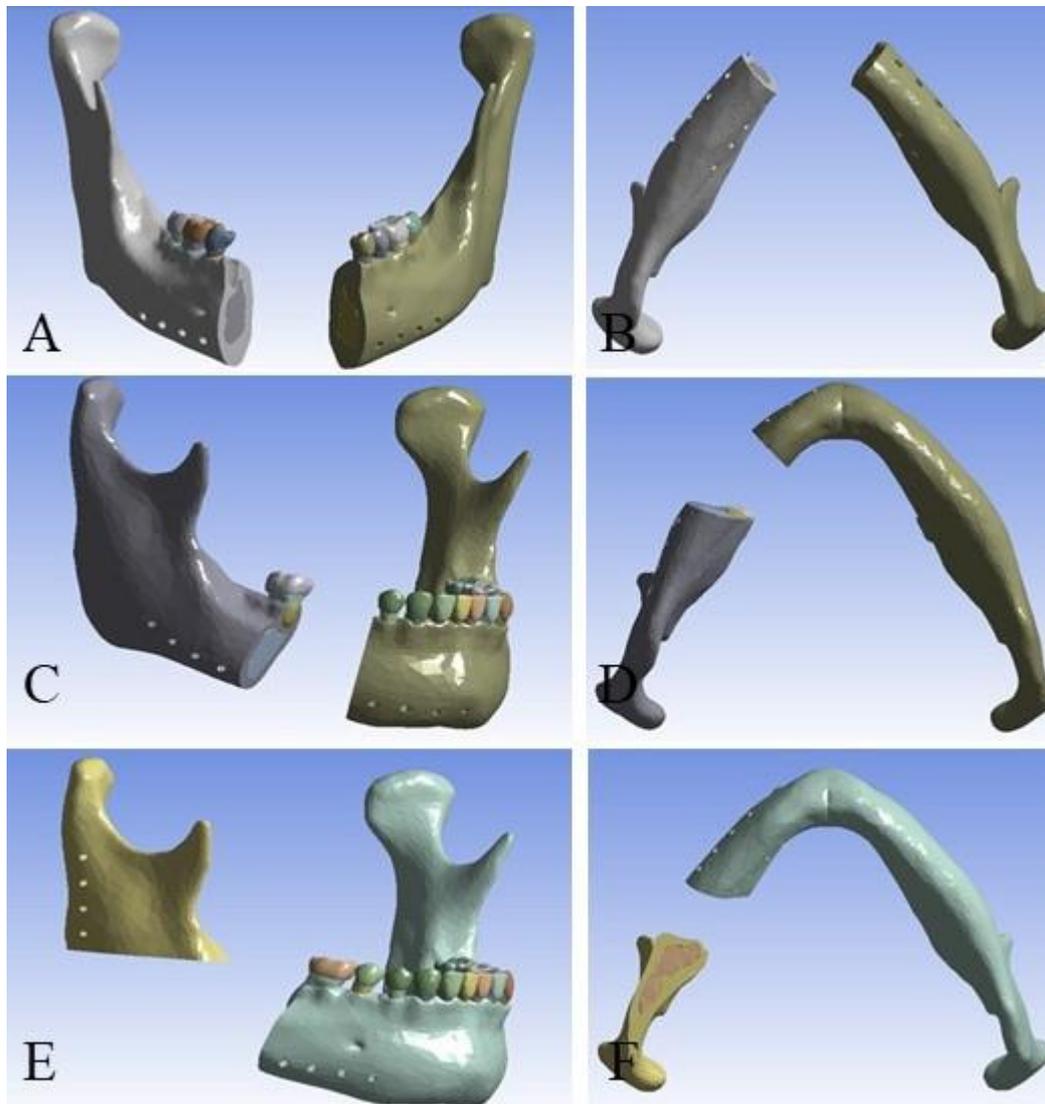
Foram realizados três diferentes desenhos de defeitos segmentares para avaliar a dissipação de forças:

Grupo 1 – Defeito segmentar na porção da sínfise da mandíbula, estendendo-se do distal do canino direito ao distal do canino esquerdo, com osteotomias perpendiculares ao plano oclusal, medindo 5,3 cm de comprimento. (Figure 1A-B).

Grupo 2 – Defeito segmentar no corpo mandibular direito, estendendo-se do distal do canino direito ao distal do primeiro molar no mesmo lado, com osteotomias perpendiculares ao plano oclusal, medindo 3,3 cm de comprimento. (Figure 1C-D).

Grupo 3 – Defeito segmentar no ângulo mandibular direito, estendendo-se do mesial do segundo molar direito (osteotomia vertical, perpendicular ao plano oclusal), a uma osteotomia horizontal paralela e no nível do plano oclusal, com um comprimento de 6,4 cm. (Figure 1E-F).

Figura 1 - Defeitos segmentares realizados na análise digital. Aspecto morfológico do Grupo 1 na vista vestibular (A) e vista inferior (B); Grupo 2 na vista vestibular (C) e vista inferior (D); Grupo 3 na vista vestibular (E) e vista inferior (F).



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Arquivos digitais no formato STL (Standard Triangle Language) de três placas de espessuras variadas e diferentes desenhos foram analisados. As placas tinham larguras e espaçamentos entre as fixações dos parafusos idênticos, com espessuras de 2 mm, 2,4 mm e 3 mm.

Os arquivos digitais das placas foram modelados para se adaptarem perfeitamente ao contorno externo da mandíbula projetada, na região basal bucal, estendendo-se sobre o defeito segmentar e garantindo a fixação de quatro parafusos bicorticais em cada segmento ósseo. A distribuição foi realizada de modo que cada placa fosse utilizada em

cada um dos defeitos simulados, gerando assim nove cenários diferentes. Para replicar um sistema de placa de bloqueio, foi estabelecida uma interface placa-parafuso sem interferência de atrito.

Para simular a força mastigatória máxima em um paciente submetido à reconstrução mandibular, foi utilizada uma carga de 300 Newtons (N), dirigida perpendicularmente ao plano oclusal, no primeiro molar esquerdo. Pares de vetores paralelos simularam os músculos envolvidos na mastigação (masseter, temporal e pterigóide medial), respeitando as origens de cada músculo, assim como a magnitude de suas forças e vetores. Quando a região de inserção muscular estava dentro da área ressecada, essas forças foram consideradas nulas.

Para evitar a tradução do modelo de mandíbula enquanto as forças nos modelos tridimensionais construídos eram simuladas, os modelos foram fixados nos três planos espaciais (X, Y e Z), permitindo apenas movimentos condilares rotacionais bilaterais e independentes no eixo Y, limitados a 6 graus, permitindo que uma discrepância vertical fosse gerada entre os tocos ósseos devido à força oclusal estudada, bem como o estresse no material de fixação simulado (Kimura et al., 2006; Nagasao et al., 2002).

Após estabelecer esses parâmetros, foi realizada uma análise de elementos finitos usando o programa ANSYS 7.0 (Swanson Analysis Systems, Houston, PA, EUA), verificando a distribuição de estresse através da Escala de Von Mises nas placas e parafusos. Os valores obtidos foram medidos em milipascais (mPa).

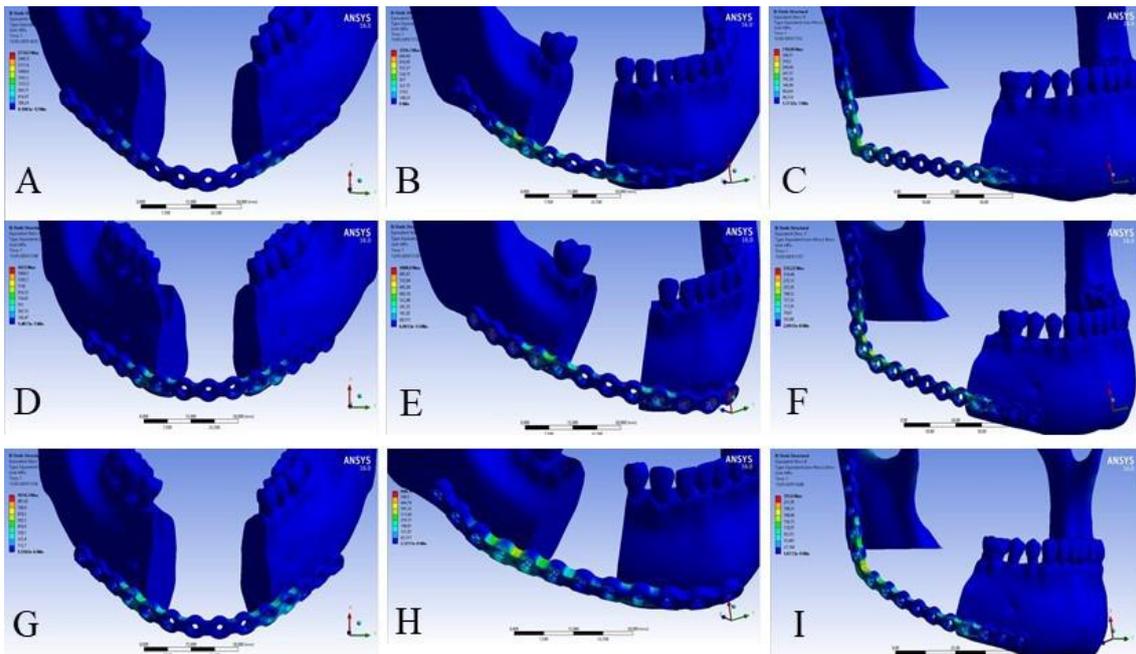
RESULTADOS

Após definir os parâmetros mecânicos simulados, o comportamento dos objetos sob simulação revelou que a placa 2.0 apresentou 2.774,1 mPA na sínfise mandibular (Figura 2A), 1.226,7 mPA no corpo da mandíbula (Figura 2B) e 719,09 mPA no ramo da mandíbula (Figura 2C). A placa 2.4 mostrou 1.653 mPA na sínfise mandibular (Figura 2D), 1.008,9 mPA no corpo da mandíbula (Figura 2E) e 535,22 mPA no ramo da mandíbula (Figura 2F). A placa 3.0 exibiu 1.014,3 mPA na sínfise mandibular (Figura 2G), 968,19 mPA no corpo da mandíbula (Figura 2H) e 351,6 mPA no ramo da mandíbula (Figura 2I).

O parafuso 2.0 mostrou 1.233,7 mPA na sínfise mandibular (Figura 3A), 1.570 mPA no corpo da mandíbula (Figura 3B) e 742,25 mPA no ramo da mandíbula (Figura 3C). O parafuso 2.4 revelou 1.944,5 mPA na sínfise mandibular (Figura 3D), 1.665,5 mPA no corpo da mandíbula (Figura 3E) e 813,57 mPA no ramo da mandíbula (Figura

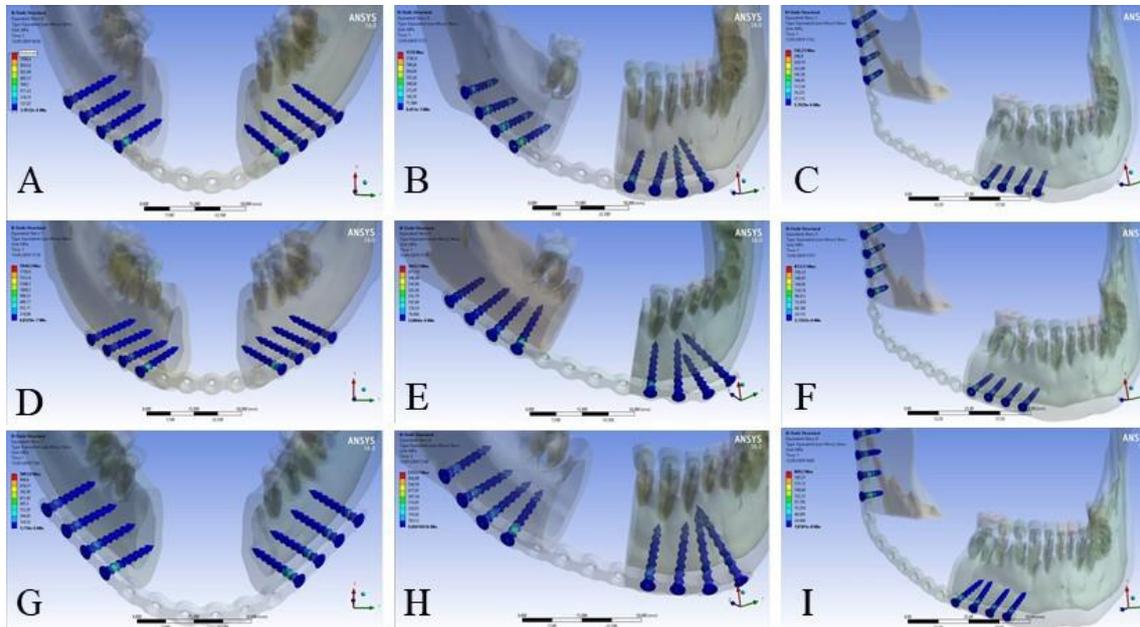
3F). Finalmente, o parafuso 3.0 evidenciou 5.893,9 mPA na sínfise mandibular (Figura 3G), 2.313,1 mPA no corpo da mandíbula (Figura 3H) e 869,2 mPA no ramo da mandíbula (Figura 3I) (Figura 4A-C).

Figura 2. Distribuição de tensão das placas analisadas. Força na placa de 2mm na sínfise mandibular (A), corpo da mandíbula (B) e ramo da mandíbula (C); na placa de 2.4 mm na sínfise mandibular (D), corpo da mandíbula (E) e ramo da mandíbula (F); na placa de 3.0 mm na sínfise mandibular (G), corpo da mandíbula e ramo da mandíbula (I).



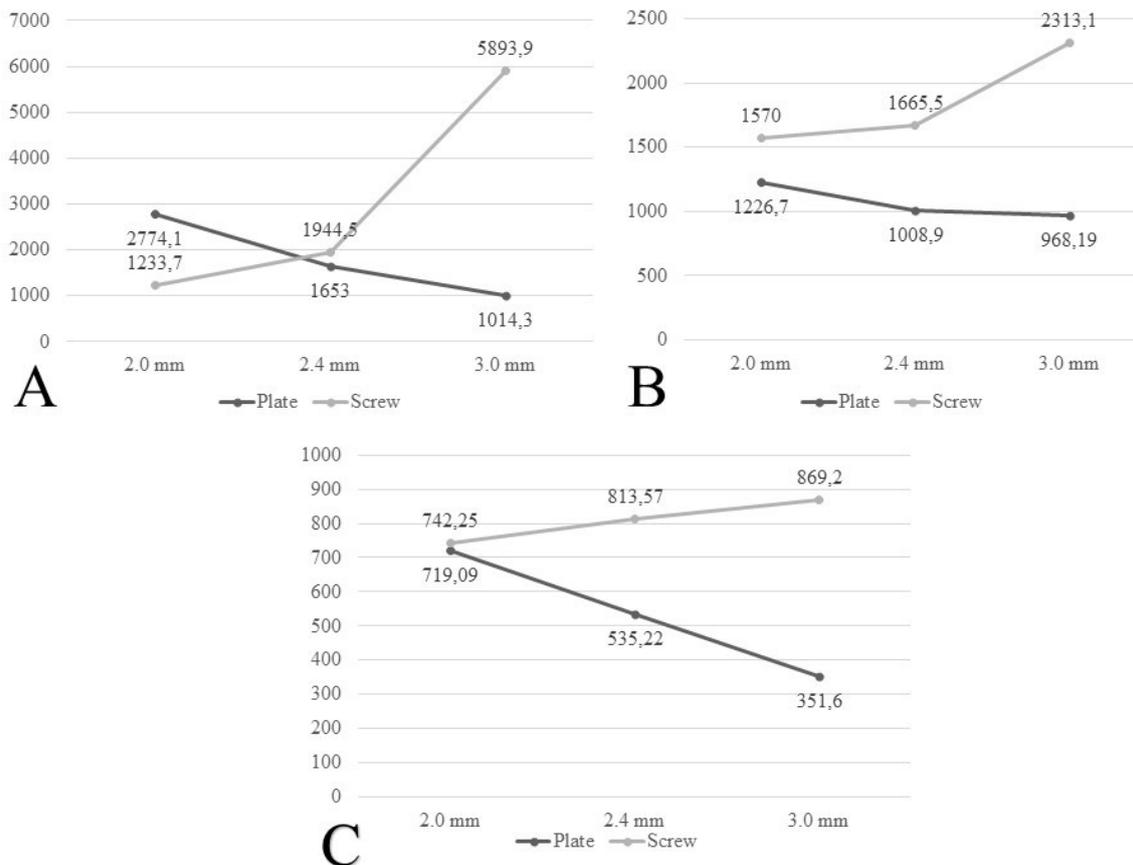
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 3. Distribuição de tensão dos parafusos analisados. Força no parafuso de 2mm na sínfise mandibular (A), corpo da mandíbula (B) e ramo da mandíbula (C); no parafuso de 2.4 mm na sínfise mandibular (D), corpo da mandíbula (E) e ramo da mandíbula (F); no parafuso de 3.0 mm na sínfise mandibular (G), corpo da mandíbula e ramo da mandíbula (I).



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 4. Comportamento das placas e parafusos. Força necessária para estabilizar o defeito na sínfise anterior (A), corpo da mandíbula (B) e ramo da mandíbula (C).



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

DISCUSSÃO

O uso da análise de elementos finitos (AEF) tem ganhado popularidade como ferramenta de avaliação para melhorar a qualidade das reconstruções. A evolução do software e dos métodos para obtenção de imagens e criação de um modelo tridimensional permitiu a avaliação do comportamento de materiais reconstrutivos submetidos a cargas fisiológicas simuladas. Os modelos tridimensionais devem ser cuidadosamente gerados, mantendo as características dimensionais a serem estudadas e garantindo que a relação entre os elementos estudados seja viável e não distorcida. (Urken et al., 1991; Urken et al., 2010) No estudo atual, os modelos foram gerados a partir de uma tomografia computadorizada de um paciente não alterado. O maior número possível de estruturas fisiológicas foi mantido, visando aumentar a confiabilidade da análise realizada. (Goh et al., 2008)

A perda de continuidade no osso mandibular é uma realidade dentro da cirurgia maxilofacial, seja devido a trauma ou lesões ósseas. (Hidalgo e Pusic, 2002; Lindqvist et al., 1992) Nesse sentido, vários tratamentos foram propostos e as possibilidades de reconstrução são diversas, incluindo blocos ósseos, retalhos livres, retalhos pediculados, distração osteogênica, enxertos microvascularizados ou estabilização do contorno mandibular com materiais de síntese. Cada uma dessas abordagens apresenta vantagens e desvantagens relacionadas às técnicas. (Irish et al., 1995; Markwardt et al., 2007)

O uso de placas de reconstrução para estabilizar defeitos segmentares na mandíbula foi descrito pela primeira vez por Spiessl em 1976. (Goh et al., 2008) O objetivo de usar esses dispositivos é preservar o contorno mandibular e a oclusão do paciente. As placas de reconstrução são usinadas em titânio, garantindo excelente biocompatibilidade. Vários estudos mostraram desvantagens no uso apenas de placas de reconstrução, incluindo exposição do material, afrouxamento dos parafusos, fratura das placas e infecção. O uso de enxertos simultâneos, radioterapia, localização e extensão do defeito também podem influenciar o desenvolvimento de tais complicações. (Spencer et al., 1999; Irish et al., 1995)

Estudos mostraram que a incidência de fratura de placas de reconstrução pode exceder 10% dos casos. (Wong et al., 2010) A adaptação adequada do material de síntese requer que as placas sejam moldadas com dobradeiras para contornar o osso mandibular e obter um contorno facial satisfatório. Esse processo acaba adicionando estresse residual a essas placas, tornando as regiões frágeis mais propensas a fraturas. Esse processo é especialmente importante nas regiões da sínfise e ângulo mandibular, onde as placas precisam apresentar adaptação adequada. (Martola et al., 2007)

O uso de radioterapia na região da cabeça e pescoço prejudica a vascularização e a qualidade dos tecidos moles irradiados, predispondo o indivíduo à deiscência da ferida cirúrgica e exposição do material de síntese. Além disso, quando a reconstrução óssea simultânea não é realizada, as placas apresentam uma menor seção transversal do que a mandíbula saudável, o que exerce maior pressão sobre os tecidos moles circundantes, levando à exposição a longo prazo da placa. (Wong et al., 2010)

Apesar de várias vantagens da realização de reconstrução mandibular com enxertos microvascularizados, também existem limitações associadas a este procedimento. São esperados tempos operatórios mais longos, associados ao aumento da morbidade do local doador. (Hidalgo e Pusic, 2002) Essas condições podem não ser toleráveis em pacientes já debilitados pela doença primária ou que apresentem outras

condições médicas. Além disso, a realização desses procedimentos requer treinamento específico e estrutura hospitalar adequada e esses requisitos podem não ser encontrados em todos os lugares. Nestes casos, a estabilização apenas com a placa de reconstrução é uma possibilidade viável. (Kim e Donoff, 1992)

Na pesquisa atual, três modelos com placas de diferentes espessuras foram analisados em três cenários diferentes. O uso da AEF permitiu uma análise mais precisa da distribuição de forças e estresses. O aumento da espessura das placas se traduziu em uma menor concentração de estresse, o que sugere que placas mais espessas são menos propensas a sofrer fraturas e têm um menor coeficiente de flexão. Esses achados estão de acordo com os encontrados por Vajgel et al., onde placas mais espessas foram mostradas como mais resistentes e associadas a valores de deslocamento menores. (Vajgel et al., 2013)

O aumento da espessura das placas, no entanto, se traduziu em um aumento significativo nos valores de estresse concentrados nos parafusos. A perda de ancoragem do parafuso foi descrita como um dos principais problemas associados ao uso de placas de reconstrução. (Wong et al., 2010) Essa distribuição aumentada de forças nos parafusos poderia predispor ao afrouxamento em situações clínicas, o que sugere que o uso de uma placa mais fina pode ser interessante para evitar osteólise reacional. Além disso, esses resultados defendem o uso de sistemas de travamento quando placas mais rígidas são utilizadas.

Defeitos localizados na porção anterior da mandíbula foram aqueles com as maiores concentrações de força nos parafusos. (Doty et al., 2004) Os resultados atuais corroboram os de vários autores que classificaram os defeitos anteriores, quando a linha média é cruzada, como os mais prejudiciais para a fixação interna rígida. (Kim e Donoff, 1992) Algumas características contribuem para esse cenário, incluindo a curvatura das placas nessa região, movimentos de torção na sínfise mandibular e a proximidade relativa à área de incidência das forças simuladas, o que minimiza a absorção de força pelo osso. (Kimura et al., 2006)

Por outro lado, os defeitos localizados nos ângulos mandibulares mostraram valores reduzidos de dissipação de estresse nos parafusos. (Kim et al., 1992) Esses resultados podem ser devido a um efeito protetor da curva realizada na região do ângulo, com as forças tendendo a se dissipar por essas e minimizar o estresse nas outras estruturas. (Martola et al., 2007) De acordo com este estudo, o cenário com um defeito no ângulo mandibular implica uma menor probabilidade de perda de ancoragem dos parafusos, uma

vez que uma maior incidência de fraturas pode ser esperada, especialmente na curva usada para adaptar a placa ao ângulo mandibular. Estes resultados são consistentes com os relatados por outros autores, com uma maior incidência de fraturas no material de síntese em regiões posteriores. (Nagasao et al., 2002)

Quanto às forças nas placas, os defeitos localizados na sínfise mandibular novamente apresentaram os valores de estresse mais altos. Esses resultados corroboram os de estudos anteriores e mostram que os defeitos são os mais prejudiciais para a placa. (Hidalgo e Pusic, 2002; Lindqvist et al., 1992) Em nosso estudo, os resultados sugerem que o uso de um material de reconstrução com uma espessura de 3,0 mm associado a um sistema de travamento pode ser benéfico, já que são esperadas forças aumentadas nos parafusos.

No entanto, estudos baseados em AEF têm algumas limitações inerentes ao método. Uma delas é o fato de ser um estudo computacional *in vitro*, que pode não simular completamente uma situação real. (Bidez e Misch, 1992; Geng et al., 2001) Além disso, os dados fornecidos ao software no momento da análise nem sempre serão encontrados clinicamente. Por exemplo, os materiais usados são considerados elásticos lineares e isotrópicos, enquanto os tecidos biológicos têm elasticidade e densidade variáveis. Essas variações, no entanto, não reduzem a validade qualitativa do estudo. (Winter et al., 2011)

Deve-se notar que a simulação atual não avaliou as forças mastigatórias afetando a região incisal e, sob uma análise qualitativa, houve uma concentração de estresse na região angular das placas. Assim, embora os resultados sugiram que o uso de placas mais finas na região do ângulo mandibular seja possível, é necessário considerar fatores clínicos individuais que não foram incluídos neste modelo computacional.

CONCLUSÃO

Em conclusão, os resultados mostraram que, após a simulação, foram encontrados valores de estresse mais baixos nas placas mais grossas, sugerindo maior resistência à fratura. Por outro lado, valores de estresse significativamente aumentados nos parafusos estavam presentes nas placas mais grossas. Os defeitos segmentares na porção sísmica da mandíbula foram os mais prejudiciais em termos de distribuição de forças nos materiais simulados. Estes resultados defendem o uso de placas de travamento sempre que uma maior espessura do material for desejada. Estudos futuros devem analisar os resultados obtidos com dados coletados por outros métodos (ou seja, testes mecânicos e fotoelásticos), avaliando a distribuição de estresse, bem como distribuições alternativas

de parafuso e design de placa para determinar a melhor distribuição de forças em áreas críticas.

REFERÊNCIAS

Archangelo CM, Rocha EP, Pereira JA, et al. Periodontal ligament influence on the stress distribution in a removable partial denture supported by implant: a finite element analysis. 2012; 20(3): 362-8.

Arden RL, Rachel JD, Marks SC, Dang K. Volume-length impact of lateral jaw resections on complication rates. Arch Otolaryngol Neck Surg. 1999; 125(1): 68.

Baggi L, Pastore S, Di Girolamo M, Vairo G. Implant-bone load transfer mechanisms in complete-arch prostheses supported by four implants: A three-dimensional finite element approach. J Prosthet Dent. 2013; 109(1): 9-21.

Bak M, Jacobson AS, Buchbinder D, Urken ML. Contemporary reconstruction of the mandible. Oral Oncol. 2010; 46(2): 71-6.

Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. J Oral Implantol. 1992; 18(3): 264-74.

Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. Clin Mater. 1992; 10(3): 153-201.

Choi AH, Conway RC. Three-dimensional modelling and finite element analysis of the human mandible during clenching. 2005; (1): 42-8.

Disher MJ, Esclamado RM, Sullivan MJ. Indications for the AO plate with a myocutaneous flap instead of revascularised tissue transfer for mandibular reconstruction. Laryngoscope. 1993; 103(11): 1264-1268.

Doty JM, Pienkowski D, Goltz M, Haug RH, Valentino J, Arosarena OA. Biomechanical evaluation of fixation techniques for bridging segmental mandibular defects. Arch Otolaryngol Head Neck Surg. 2004; 130(12): 1388-92.

Foster RD, Anthony JP, Sharma A, Pogrel MA. Vascularized bone flaps versus non-vascularised bone grafts for mandibular reconstruction: an outcome analysis of primary bony union and endosseous implant success. *Head Neck*. 1999; 21(1): 66-71.

Geng J-P, Tan KBC, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001; 85(6): 585-98.

Goh BT, Lee S, Tideman H, Stoelinga PJW. Mandibular reconstruction in adults: a review. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2008; 37(7): 597-605.

Hidalgo DA, Pusic AL. Free-flap mandibular reconstruction: a 10-year follow-up study. *Plast Reconstr Surg*. 2002; 110(2): 438-51.

Hoard MA, Bill TJ, Campbell RL. Reduction in morbidity after iliac crest bone harvesting: the concept of pre-emptive analgesia. *J Craniofac Surg*. 1998; 9(5): 448-51.

Irish JC, Gullane PJ, Gilbert RW, Brown DH, Birt BD, Boyd JB. Primary mandibular reconstruction with the titanium hollow screw reconstruction plate: Evaluation of 51 cases. *Plast Reconstr Surg*. 1995 Jul;96(1):93-9.

Jedrusik-Pawłowska M, Kromka-Szydek M, Kutra M, Niedzielska I. Mandibular reconstruction - Biomechanical strength analysis (FEM) based on a retrospective clinical analysis of selected patients. *Acta Bioeng Biomech*. 2013; 15(2): 23-31.

Kim MR, Donoff RB. Critical analysis of mandibular reconstruction using AO reconstruction plates. *J Oral Maxillofac Surg*. 1992; 50(11): 1152-7.

Kimura A, Nagasao T, Kaneko T, Tamaki T, Miyamoto J, Nakajima T. Adequate fixation of plates for stability during mandibular reconstruction. *J Cranio-Maxillofacial Surg*. 2006; 34(4): 193-200.

Korioth TWP, Hannam AG. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. *J Dent Res*. 1994; 73(1): 56-66.

Kucukguven MB, Akkocaoğlu M. Finite element analysis of stress distribution on reconstructed mandibular models for autogenous bone grafts. *Technol Health Care*. 2020;28(3):249-258.

Lin T-S, Tsai F-D, Chen C-Y, Lin L-W. Factorial analysis of variables affecting bone stress adjacent to the orthodontic anchorage mini-implant with finite element analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2013; 143(2): 182-9.

Lindqvist C, Söderholm A-L, Laine P, Paatsama J. Rigid reconstruction plates for immediate reconstruction following mandibular resection for malignant tumours. *J Oral Maxillofac Surg*. 1992; 50(11): 1158-63.

Markwardt J, Pfeifer G, Eckelt U, Reitemeier B. Analysis of complications after reconstruction of bone defects involving complete mandibular resection using finite element modelling. *Onkologie*. 2007 Mar;30(3):121-6.

Martola M, Lindqvist C, Hänninen H, Al-Sukhun J. Fracture of titanium plates used for mandibular reconstruction following ablative tumour surgery. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater*. 2007; 80(2): 345-52.

Nagasao T, Kobayashi M, Tsuchiya Y, Kaneko T, Nakajima T. Finite element analysis of the stresses around endosseous implants in various reconstructed mandibular models. *J Cranio-Maxillofacial Surg*. 2002; 30(3): 170-7.

Onoda S, Kimata Y, Yamada K, et al. Prevention points for plate exposure in the mandibular reconstruction. *J Cranio-Maxillofacial Surg*. 2012; 40: 310-4.

Park SM, Lee D, Lee JW, Kim Y, Kim L, Noh G. Stability of the permanently bent plates used in mandibular reconstructive surgery. In: *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*. 2016; (1): 2198-201.

Shibahara T, Noma H, Furuya Y, Takaki R. Fracture of mandibular reconstruction plates used after tumour resection. *J Oral Maxillofac Surg*. 2002; 60(2): 182-5.

Spencer KR, Sizeland A, Taylor GI, Wiesenfeld D. The use of titanium mandibular reconstruction plates in patients with oral cancer. *Int J Oral Maxillofac Surg*. agosto de 1999; 28(4): 288-90.

Stringhini DJ, Sommerfeld R, Uetanabaro LC, et al. Resistance and stress finite element analysis of different types of fixation for mandibular orthognathic surgery. *Braz Dent J*. 2016; 27(3): 284-91.

Tang C-B, Liu S-Y, Zhou G-X, et al. Nonlinear finite element analysis of three implant–abutment interface designs. *Int J Oral Sci.* 2012; 4(2): 101-8.

Urken ML, Buchbinder D, Weinberg H, et al. Functional evaluation following microvascular oromandibular reconstruction of the oral cancer patient. *Laryngoscope.* 1991; 101(9): 935-950.

Vajgel A, Camargo IB, Willmersdorf RB, De Melo TM, Filho JRL, De Holanda Vasconcellos RJ. Comparative finite element analysis of the biomechanical stability of 2,0 fixation plates in atrophic mandibular fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 2013; 71(2): 335-42.

Winter W, Krafft T, Steinmann P, Karl M. Quality of alveolar bone — Structure-dependent material properties and design of a novel measurement technique. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2011; 4(4): 541-8.

Wong RCW, Tideman H, Kin L, Merckx MAW. Biomechanics of mandibular reconstruction: a review. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2010; 39(4): 313-9.

Yi Z, Jian-Guo Z, Guang-Yan Y, Ling L, Fu-Yun Z, Guo-Cheng Z. Reconstruction plates to bridge mandibular defects: a clinical and experimental investigation in biomechanical aspects. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1999; 28(6): 445-50.