



ANÁLISE DO CAMPO DE TENSÕES/DEFORMAÇÕES NA TÉCNICA DE MANDIBULOTOMIA UTILIZANDO O MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

Thiago Caixeta de Araujo

Universidade Federal de Uberlândia – João Naves de Ávila, 2160 – Campus Santa Mônica Bloco1M – Uberlândia/MG
caixeta@mecanica.ufu.br ou thiago1c@yahoo.com.br

Cleudmar Amaral de Araújo

Universidade Federal de Uberlândia – cleudmar@mecanica.ufu.br

Sindeval José da Silva

Universidade Federal de Uberlândia – Faculdade de Medicina – sindeval@bol.com.br

Ronaldo José de Almeida

Universidade Federal de Uberlândia – Faculdade de Odontologia – dealmeidarij@bol.com.br

Resumo: O índice de tumores na cavidade oral aumentou significativamente, principalmente, devido o uso do fumo. Na maioria dos casos, a forma de tratamento destes tumores é a sua ressecção. Este processo é feito através do acesso à cavidade oral utilizando uma técnica denominada de mandibulotomia. Para isto, podem ser feitos diferentes tipos de corte na mandíbula em função da localização do tumor e da condição do paciente. A fixação destes cortes, em geral, é feita através de placas e parafusos de titânio ou fios de aço. O objetivo deste trabalho é avaliar dois tipos de corte na mandíbula, mediano e paramediano, com três tipos de fixação. A distribuição das tensões será avaliada utilizando um modelo simplificado de elementos finitos. Pretende-se avaliar qualitativamente os modelos com e sem carga aplicada, visando avaliar se poderão ou não ocorrer problemas com a osteossíntese. Estas análises permitiram ao clínico avaliar, sob o ponto de vista biomecânico, os procedimentos cirúrgicos adotados.

Palavras-chave: Mandibulotomia, Fios de Aço, Análise de Tensões, Método dos Elementos Finitos.

1. INTRODUÇÃO

A remoção de tumores na cavidade oral é feita por uma técnica denominada de mandibulotomia. A técnica pode ser dividida em mandibulotomia marginal ou segmentada, podendo ser realizada separadamente em várias posições na mandíbula. Neste caso, é essencial a utilização de um procedimento adequado em busca de um planejamento apropriado do tratamento cirúrgico, uma vez que, o processo de reconstrução da mandíbula visa restaurar não só o seu contorno, mas também a função mastigatória, Brandão, L. G. et. Ali (1989)

Normalmente, existem procedimentos específicos de corte e fixação dependendo do local onde ocorre a separação da mandíbula e, na maioria dos casos, os profissionais da área não conhecem a fundo os aspectos biomecânicos destas soluções, Carvalho, M. B. (2000). As soluções normalmente utilizadas para a fixação dos cortes ou re-estruturação da mandíbula são a utilização de placas ou de fios de aço. Neste caso, gradientes severos de tensões podem ser gerados nestes elementos devido a posicionamentos ou esforços incorretos. Isto pode levar a falha precoce destes elementos necessitando de novas cirurgias reparadoras, Parise Jr., O. (2000).

O objetivo deste trabalho é avaliar qualitativamente a configuração de dois tipos de corte com três possibilidades de fixação, similares aos casos reais, através da determinação do gradiente de tensões utilizando modelos planos simplificados de elementos finitos. Este estudo visa fornecer ao clínico uma comparação das diferentes possibilidades de procedimento cirúrgico com relação ao nível das tensões geradas, indicando pontos críticos e possibilidades de otimização.

2. MANDIBULOTOMIA

A mandibulotomia ou osteotomia mandibular é um procedimento cirúrgico destinado a ganhar acesso a cavidade oral para a retirada de tumores, que não são acessíveis através da boca, fig. (1). Este procedimento cirúrgico envolve o conhecimento e a compreensão das forças que agem sobre a mandíbula. Neste caso, pode-se efetuar diferentes tipos de corte, dependendo da região da mandíbula, com posterior fixação. Nestes casos, é importante avaliar as possíveis soluções de tal forma a propiciar uma melhor recuperação no processo pós-operatório e na longevidade da fixação.

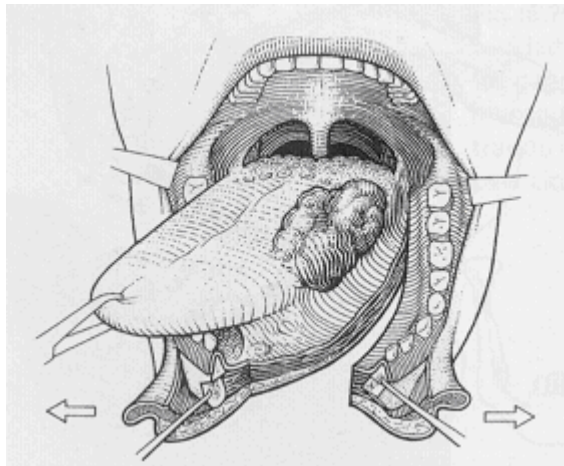


Figura 1: Mandibulotomia segmentada ou osteotomia mandibular.

Normalmente, a cirurgia pode ser feita em três localizações: lateral, linha média ou linha paramediana (Shah, 2000).

A mandibulotomia lateral tem várias desvantagens, como por exemplo, exposição inadequada, tração muscular desigual sobre os dois segmentos mandibulares, transecção do nervo alveolar inferior, desnervação e desvascularização dos dentes distais são alguns dos problemas observados. Caso o paciente precise de radioterapia pós-operatória, esta atrasará a cicatrização e causará complicações no local da mandibulotomia. Este tipo de corte não é muito recomendado.

Na mandibulotomia na linha média anterior, todas as desvantagens da mandibulotomia lateral são evitadas. No entanto, separar a mandíbula na linha média requer extração de um dente incisivo central para evitar a exposição das raízes de ambos os incisivos centrais, que correm o risco de extrusão. Isto altera o aspecto estético da dentição inferior. Além disso, a mandibulotomia da linha média requer seção de músculos que se originam no tubérculo genial, levando a um retardo da recuperação da função da mastigação e da deglutição.

Na mandibulotomia paramediana não existem as desvantagens da mandibulotomia lateral e também se evitam as seqüelas da mandibulotomia na linha média. Oferece vantagens significativas, como ampla exposição, bem como preservação dos músculos genioidé e genioglosso. O único músculo que requer seção é o miloióide levando a mínimas dificuldades na deglutição. A mandibulotomia paramediana não causa desnervação ou desvascularização da pele do mento ou dos dentes e a mandíbula. A fixação no ponto de mandibulotomia é fácil e o local da mandibulotomia não cai no campo lateral de radioterapia, se o paciente precisar de radioterapia posteriormente na cavidade oral e a tumores da orofaringe.

Normalmente, para realizar as cirurgias, os médicos utilizam imagens adquiridas através de raios-x ou de tomografia computadorizada e elegem os procedimentos com base em sua experiência. Um avanço em termos de visualização da estrutura da mandíbula e análise da distribuição das tensões a que ela está submetida, é possível através da reconstrução de sua geometria utilizando imagens de tomografia e posterior modelagem numérica. Uma das técnicas de análise numérica comumente utilizada na abordagem de problemas estruturais complexos é o Método dos Elementos Finitos (MEF), Bathe K. J. (1996) que vem sendo aplicado em várias áreas de conhecimento e tem oferecido uma grande contribuição em áreas da medicina e da odontologia, Prendergast, P. J. (1997), Sergoz A. et. Ali (1996).

O estudo da distribuição de tensões na mandíbula para a promoção da osteossíntese visa reforçar os conceitos para o planejamento e execução de técnicas cirúrgicas comumente aceitas pela medicina e odontologia.

Os casos de fraturas do complexo maxilomandibular e de ressecções para a remoção de tumores exige um atendimento altamente especializado e muitas vezes oneroso para o sistema único de saúde, pois o custo cirúrgico é alto. São disponibilizados, para a fixação da mandíbula, placas e parafusos de titânio ou fios de aço calibre nº 24, sendo o primeiro muito mais caro que o segundo, embora ambos sejam igualmente bem aceitos no tratamento. É de conhecimento clínico que a falta de estabilidade dos fragmentos ósseos afeta negativamente no processo de reparação óssea, pois a instabilidade dos fragmentos ou de qualquer corpo estranho metálico promoverá reabsorção óssea, infecção e preenchimento fibroso, aumentando a instabilidade, e retardando ou impossibilitando o processo de cura.

Para a execução da técnica de mandibulotomia, é necessário que a secção da mandíbula possua uma geometria favorável à estabilidade da osteossíntese. É de conhecimento do cirurgião as vantagens e desvantagens da posição anatômica, muito embora não foi encontrado nenhum estudo sobre a geometria mais favorável para a secção e amarração dos fragmentos ósseos.

3. MODELO DE ELEMENTOS FINITOS

O objetivo do trabalho é avaliar dois tipos de corte e posterior fixações com aplicabilidade no processo de mandibulotomia. Assim fez-se uma análise da distribuição de tensões e para isto utilizou-se o Método de Elementos Finitos. Para isto foram feitas as seguintes simplificações:

- Simplificou-se o modelo tridimensional da mandíbula para um modelo plano, pois o interesse é comparar qualitativamente os cortes;
- Utilizou-se como fixação fios de poliéster simulando os fios de aço.
- Para estimar as forças de amarração destes fios utilizou-se modelos fotoelásticos planos;
- Aplicou-se uma carga na direção do corte mediano para simular uma força mastigatória qualquer;
- Após a calibração, o modelo de elementos finitos foi utilizado para avaliar o comportamento dos diferentes tipos de corte.

Quando se faz as fixações dos cortes, na direção dos fios, aparecerão forças de tração, resultantes do aperto realizado surgindo, conseqüentemente, nestas direções forças de compressão no material fotoelástico. Estas forças irão se superpor de acordo com as várias orientações dos fios, ou seja, dependendo do tipo de corte realizado. O padrão e intensidade destas forças, nos modelos analisados neste trabalho são idênticos aos aplicados no trabalho experimental de Goulart S. A. O. et ali (2004). Neste trabalho foram preparados três modelos fotoelásticos com as fixações mais comumente utilizadas pelo cirurgião. Maiores detalhes sobre a técnica de fotoelasticidade e sobre a preparação e análise de materiais fotoelásticos planos podem ser obtidos no trabalho de Cleudmar, A. A. et ali (2003) e Dally J. W e Riley W. F. (1980). Os modelos planos utilizaram uma resina fotoelástica com alta sensibilidade ótica (Baixo valor de ordem de franja) de tal forma que pudessem representar os gradientes de tensões oriundos do processo de fixação com os fios. Foram modelados dois tipos de corte com um tipo de fixação respectivo. Os modelos dos cortes com as fixações e também com um carregamento de 0.5 Kgf aplicado na direção do corte foram analisados

em um polariscópio de transmissão com o objetivo de avaliar os padrões de franjas que surgirão após as solicitações. A fig. (2) mostra os modelos fotoelásticos desenvolvidos com os vários tipos de corte e fixações sem a aplicação de cargas externas.

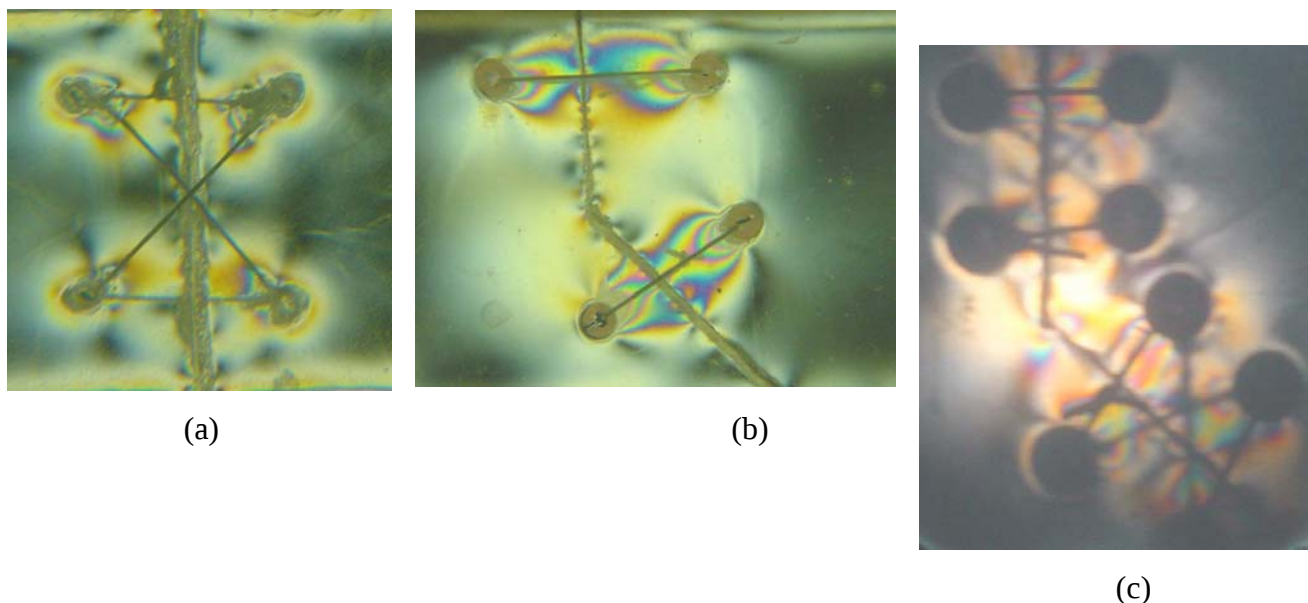


Figura 2: Modelos fotoelásticos dos cortes com as fixações. (a) Mediano com 4 furos, (b) Paramediano com 4 furos e (c) Paramediano com 8 furos.

A fig. (3) apresenta as dimensões e configurações dos vários modelos utilizados na análise similares às utilizadas nos modelos fotoelásticos.

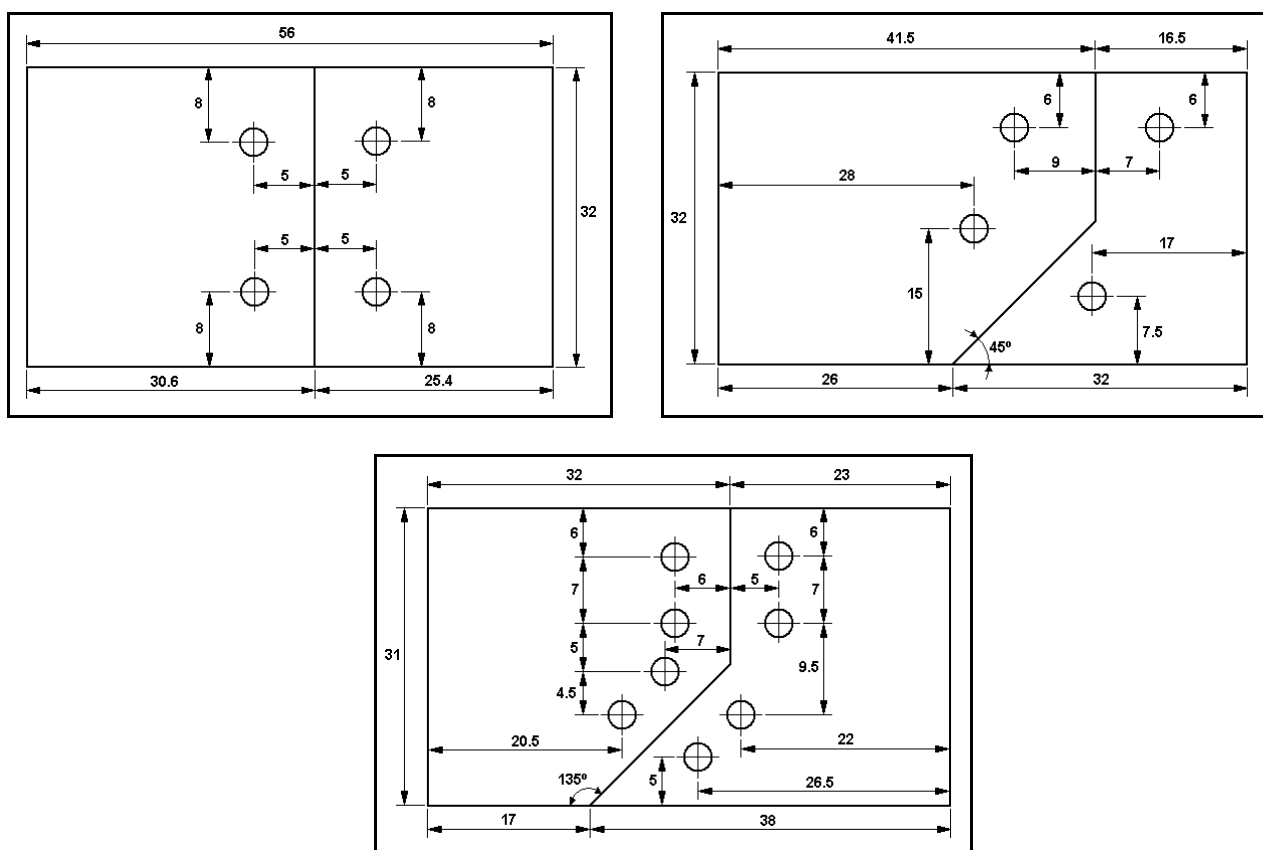


Figura 3: Características dos cortes e furos e dimensões dos modelos utilizados na modelagem numérica.

Os modelos numéricos de elementos finitos foram desenvolvidos no programa Ansys (referencia), a partir dos modelos mostrados na fig. (3). As dimensões e características do modelo numérico desenvolvido tiveram como referência os modelos fotoelásticos, sendo implementada geometria plana, uma vez que, o objetivo era avaliar qualitativamente os cortes. Foram construídos dois modelos planos e a interface (cortes) foram coladas, ou seja, neste primeiro trabalho considerou-se uma rigidez infinita no contato. Utilizou-se um elemento estrutural do tipo plane 82 com 8 nós, perfazendo um total de 2440 elementos para o corte mediano 4 furos, 2259 elementos para o corte paramediano 4 furos e 2828 elementos para o corte paramediano 8 furos. A fig. (4) apresenta as malhas obtidas para os vários modelos analisados e a fig. (5) apresenta as características do elemento quadrangular, *plane82* do programa Ansys.

Um dos objetivos do trabalho foi o de comparar os resultados obtidos com aqueles desenvolvidos em uma análise experimental utilizando modelos fotoelásticos Goulart S. A. O. et ali (2004). Por isso, as propriedades do material considerado não foram as do osso e sim as do material fotoelástico. Os valores do módulo de elasticidade, do coeficiente de Poisson e da constante ótica do material fotoelástico são mostrados na Tabela 1.

Tabela 1: Propriedades do material fotoelástico

Módulo de elasticidade (E)	Coeficiente de Poisson (ν)	Constante Fotoelástica ($f\sigma$)
1,30 Mpa	0,4	0,30 N/mm

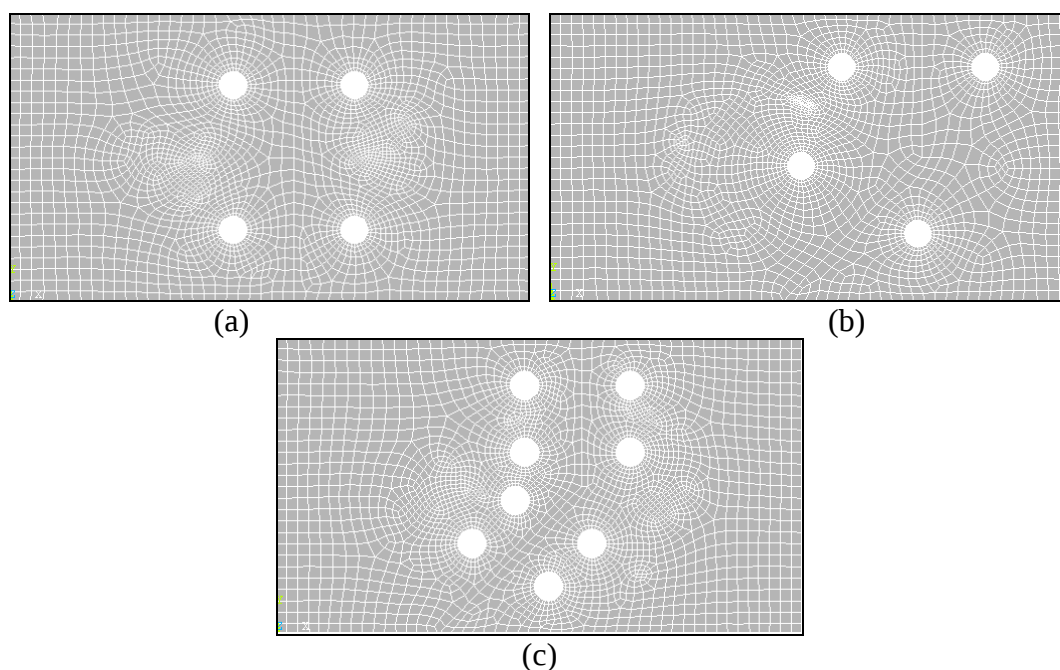


Figura 4: Malhas para os modelos analisados. (a) Mediano - 4 furos, (b) Paramediano - 4 furos, (c) Paramediano - 8 furos.

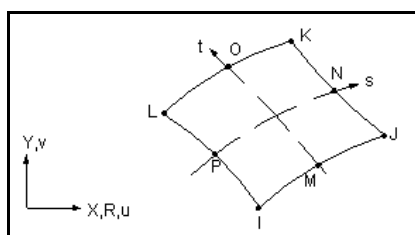


Figura 5: Característica do elemento estrutural *plane82* utilizado na análise.

4. RESULTADOS

Para simular as fixações nos diferentes tipos de corte dos modelos numéricos utilizou-se como referência os modelos fotoelásticos mostrados na fig. 2. Nestes casos, são apresentados os gradientes de tensões relativos a diferença das tensões principais, que são caracterizadas através das configurações das franjas isocromáticas observadas. Através da seqüência de franjas a tensão cisalhante máxima (τ_{max}) pode ser obtida de acordo com a lei ótica das tensões, ou seja,

$$\tau_{max} = \frac{\sigma_1 - \sigma_2}{2} = \frac{N f_{\sigma}}{2h} \quad (1)$$

Onde σ_1 e σ_2 são as tensões principais, h é a espessura do modelo fotoelástico e N a ordem de franja observada no ponto analisado. Uma vez que a espessura e a constante ótica dos modelos são constantes ($h = 8 \text{ mm}$ e $f_{\sigma} = 0.30 \text{ N/mm}$), as tensões cisalhantes máximas podem ser obtidas em qualquer ponto apenas avaliando o valor da ordem de franja. Estes valores foram então comparados em pontos específicos ao longo dos furos para calibrar a intensidade e direção dos esforços nos furos afim de simular as fixações. Nestes casos, os furos foram divididos por regiões escolhidas de acordo com o sentido das amarrações sendo aplicado pressões nestas regiões. Esta aproximação pode ser feita, uma vez que, os furos feitos nos materiais fotoelásticos foram enrijecidos com pequenos tubos de plástico, afim de evitar que as linhas cortassem o material fotoelástico. Com isso, as solicitações nos fios distribuíam em uma pequena área de contato dos furos, conforme pode ser observado na fig. (2). Após a calibração a pressão final ajustada foi igual em todos os modelos numéricos sendo da ordem de 1.0MPa. A fig. (6) mostra uma das curvas de calibração feitas ao longo de pontos específicos, comparando a tensão cisalhante máxima, no modelo com corte mediano com 4 furos.

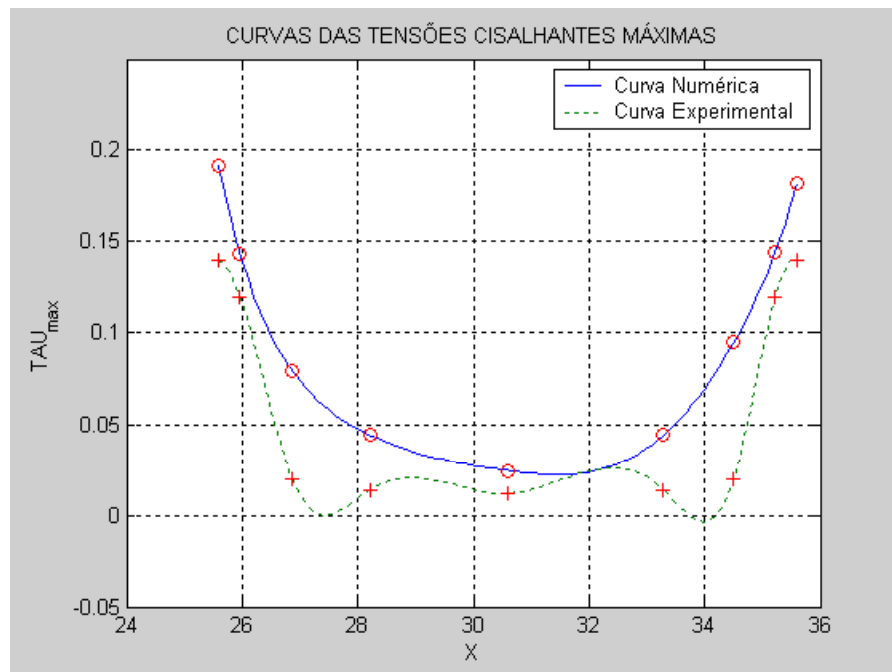


Figura 6: Tensão cisalhante máxima numérica e da análise fotoelástica para pontos específicos do modelo de corte mediano com 4 furos.

Após a calibração dos modelos numéricos aplicou-se uma força externa de 0.5 kgf a uma distância de aproximadamente 12 mm na direção dos cortes visando simular um efeito de mastigação na mandíbula. A fig. (7) mostra as tensões de *Von Mises* nos vários modelos somente

com o efeito de fixação dos cortes e a fig. (8) mostra as tensões principais máximas nos modelos com a carga externa aplicada.

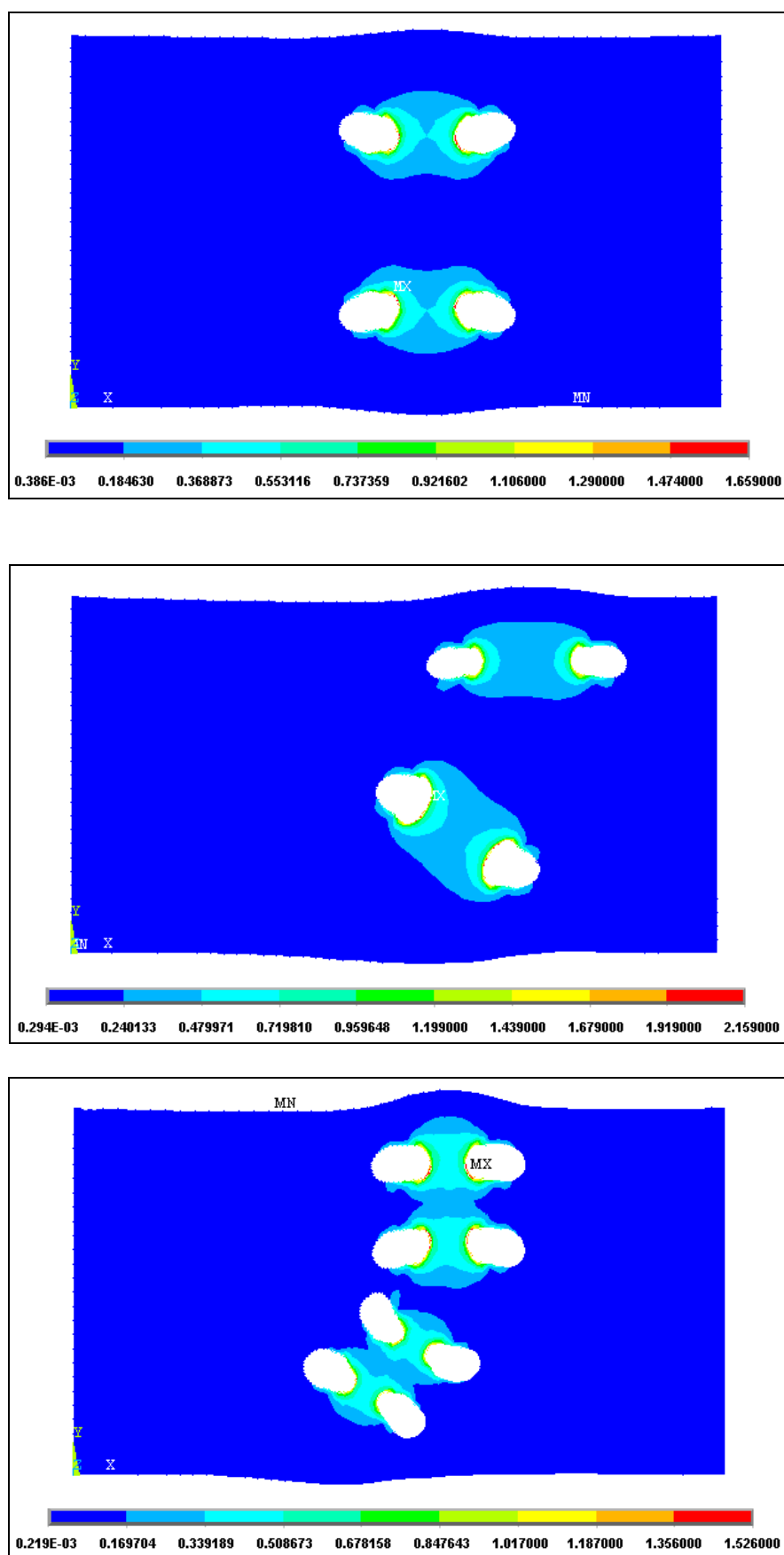


Figura 7: Tensões de Von Mises dos modelos sem o carregamento.

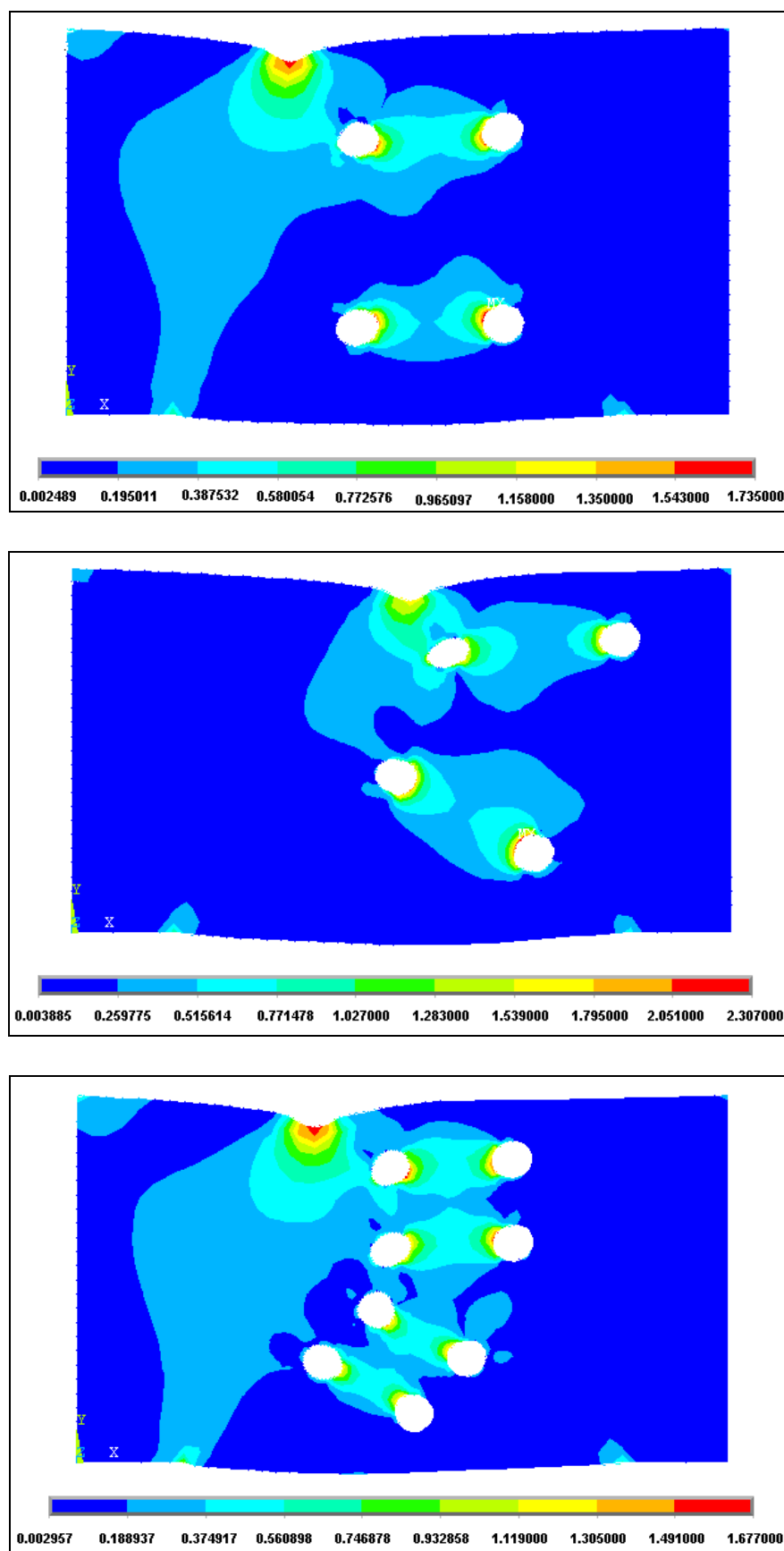


Figura 8: Tensões de Von Mises dos modelos com carregamento de 5N.

Nota-se que todos os modelos apresentaram comportamentos diferentes, mas em todos eles houve um gradiente de tensões maior na direção da amarração dos fios. Como é de conhecimento fisiológico, o processo de osteossíntese seria favorecido com uma melhor união dos cortes, ou seja, visa-se um nível de tensões maior e mais uniforme na interface dos cortes. Percebe-se que todos os modelos (vide fig. 7) respondem de formas diferentes nas variações dos tipos de corte e amarração.

Os maiores níveis de tensões se concentraram próximos aos furos, não sendo uniforme entre eles. Nos cortes paramedianos analisados, o modelo de 8 furos se mostrou com uma distribuição de tensões mais uniforme do que o de 4 furos.

Após o carregamento aplicado nos modelos (vide fig. 8), verificou-se um aumento em torno de 10% no gradiente de tensões. É importante deixar claro que este carregamento adotado é apenas um tipo que poderia estar acontecendo na mandíbula próxima ao corte, porém, o comportamento tende a ser diferente nos cortes apresentados e pode influenciar na osteossíntese. Por esta razão, pode-se justificar porque alguns pacientes tendem a expulsar o fio de aço ou a placa com o tempo.

Observou-se qualitativamente que o modelo numérico apresentou resultados similares aos obtidos pela análise experimental dos modelos fotoelásticos.

Deve-se também atentar ao fato de que, para este tipo de carregamento, as extremidades dos cortes são regiões críticas, pois ocorrem gradientes de tensões nulas, prejudicando a formação da união das partes.

5. CONCLUSÕES

O trabalho em questão constitui parte de projeto maior sobre avaliação do processo de mandibulotomia, com intuito de analisar os diferentes tipos de corte e fixações. Assim, técnicas experimentais (como fotoelasticidade) e numérica (elementos finitos) serão utilizadas. Há um envolvimento nele de profissionais da Odontologia, Medicina e Engenharia Mecânica, estando em estágio inicial.

Procurou-se, de início, avaliar qualitativamente o comportamento de dois tipos de cortes com três tipos de fixação com fios de aço, como os utilizados nas suturas. Aplicou-se uma carga externa com o objetivo de analisar sua influência nos diferentes cortes. Pode-se, mesmo com os modelos simplificados, verificar a variação dos gradientes de tensões nos dois tipos de corte e suas respectivas amarrações e que estes podem prejudicar na osteossíntese, com ou sem carregamento externo.

Para avaliar de maneira mais próxima do que ocorre realmente na mandíbula com os diferentes tipos de corte, é preciso a modelagem de formas mais elaboradas para identificar qual é o mais adequado e possibilitar uma posterior otimização da mandibulotomia.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Bathe, K.J., 1996, "Finite Element Procedures", Prentice-Hall Inc., New Jersey, USA.
- Brandão, L.G. and Ferraz, A.R., 1989, "Cirurgia de Cabeça e Pescoço: Princípios Técnicos e Terapêuticos", Roca, v.2, São Paulo.
- Carvalho, M.B., 2000, "Tratado de Cirurgia de Cabeça e Pescoço e Otorinolaringologia", Atheneu, v. 1, São Paulo.
- Cleudmar, A.A., Sérgio, R.B. and Neves, F.D., 2003, "Análise do Campo de Tensões em Implantes Dentários do Tipo Hexágono Interno, Hexágono Externo e Cone Morse Usando a Técnica Fotoelástica", Posmec13, Femec/UFU, Uberlândia/MG.
- Dally, J.W. and Riley, W.F., 1980, "Experimental Stress Analysis", 2ª Ed., Mcgraw-Hill Ltda.
- Parise Jr., O., 2000, "Câncer de Boca: Aspectos Básicos e Terapêuticos", Sarvier, São Paulo.
- Prendergast P.J., 1997, "Finite Element Models In Tissue Mechanics And Orthopaedic Implants Design". Clinical Biomechanics Vol. 12 No. 6, pp. 343-366.
- Sergoz A. and Guvener S., 1996, "Finite Element Analysis Of The Effect Of Cantilever And Implant Length On Stress Distribution In Na Implant-Supported Fixed Prosthesis". Journal Prosthet Dent, 76, Pp.165-169.

Shah, J.P. and Kowalki, L.P., 2000, “Cirurgia da Cabeça e Pescoço”, Revinter, Rio De Janeiro. Isbn 85-7309-360-9.

7. DIREITOS AUTORAIS

Os autores são os únicos responsáveis pelo conteúdo do material impresso incluído no seu trabalho.

STRESS/STRAIN FIELD ANALYSIS IN THE MANDIBULECTOMY TECHNIQUE USING THE FINITE ELEMENT METHOD

Thiago Caixeta de Araujo

Universidade Federal de Uberlândia – João Naves de Ávila, 2160 – Campus Santa Mônica Bloco1M – Uberlândia/MG
caixeta@mecanica.ufu.br ou thiago1c@yahoo.com.br

Cleudmar Amaral de Araújo

Universidade Federal de Uberlândia – cleudmar@mecanica.ufu.br

Sindeval José da Silva

Universidade Federal de Uberlândia – Faculdade de Medicina – sindeval@bol.com.br

Ronaldo José de Almeida

Universidade Federal de Uberlândia – Faculdade de Odontologia – dealmeidarij@bol.com.br

Abstract: *The index of tumors in the oral cavity significantly increased, mainly, due the use of the tobacco. In the majority of the cases, the treatment form of these tumors is its resection. This process is made through the access to the oral cavity using the mandibulectomy technique. For this, types of cut in the mandible in function of the tumor position and the condition patient can be different forms. The fixation cuts, in general, is made through plates and titanium screws or steel wires. The works proposed to evaluate two types of cuts in a mandible, median and median/oblique, using three types of fixation. The finite element model simplified is used to evaluate the stress distribution. It is intended to evaluate the models qualitatively with and without applied load, aiming at to evaluate if problems with osteossíntese will be able or not to occur. These analyses had allowed the physician to evaluate, under the biomechanic point of view, the adopted surgical procedures.*

keywords: *mandibulotomy, steel wires, stress analysis, finite element method.*