

THIAGO CAIXETA DE ARAUJO

**ESTUDO COMPARATIVO DE DIFERENTES
FIXAÇÕES NA TÉCNICA DE MANDIBULOTOMIA**



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA

2008

THIAGO CAIXETA DE ARAUJO

**ESTUDO COMPARATIVO DE DIFERENTES FIXAÇÕES
NA TÉCNICA DE MANDIBULOTOMIA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para a obtenção do título de **MESTRE EM ENGENHARIA MECÂNICA.**

Área de concentração: Mecânica dos Sólidos.

Orientador: Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo
Co-orientador: Prof. Msc. Sindeval José da Silva

UBERLÂNDIA – MG

2008

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

- S586i Araujo, Thiago Caixeta, 1980-
 Estudo comparativo de diferentes fixações na técnica de mandibula-
lotomia / Thiago Caixeta Araujo. - 2008.
 110 f. : il.
- Orientador: Cleudmar Amaral de Araújo.
 Co-orientador: Sindeval José da Silva.
- Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Uberlândia, Progra-
ma de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.
 Inclui bibliografia.
1. Biomecânica - Teses. 2. Método dos elementos finitos - Teses. 3.
Fotoelasticidade - Teses. I. Araújo, Cleudmar Amaral de II. Silva, Sinde-
val José da. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Gra-
duação em Engenharia Mecânica. IV. Título.

CDU: 612.7

AGRADECIMENTOS

A Deus pela oportunidade da vida.

Ao meu pai, pela figura exemplar de dignidade. À minha mãe, por todo o amor recebido. À minha grandiosa “Vó Lena”, exemplo de dedicação aos filhos e netos. Aos meus irmãos Fábio e Letícia. A todos aqueles que já partiram e deixaram muita saudade.

Aos meus grandes amigos.

À minha esposa Eliene por seu precioso amor e inestimável dedicação.

Ao orientador deste trabalho, professor Dr. Cleudmar Amaral de Araújo, grande exemplo de competência e excelência como educador, que não dispensou esforços e dedicação para a realização deste trabalho.

À professora Dra. Sonia A. G. Oliveira pela paciência e importante contribuição para a minha formação profissional e de vida.

À minha amiga Tereza, pela amizade e por mostrar a incrível força que uma mulher pode ter perante os obstáculos da vida.

Ao professor Msc. Sindeval José da Silva, pelos diversos conhecimentos da área médica para a compreensão dos problemas relacionados à mandibulotomia.

Ao Homero pela contribuição na parte experimental.

À todos os professores, funcionários e colegas da Universidade Federal de Uberlândia que contribuíram, sobremaneira, para a concretização deste trabalho.

À Universidade Federal de Uberlândia e à Faculdade de Engenharia Mecânica pela oportunidade de se realizar este trabalho

Ao CNPq, CAPES e FAPEMIG pelo apoio financeiro fundamental para a realização deste projeto.

ARAUJO, T. C., **Estudo Comparativo de Diferentes Fixações na Técnica de Mandibulotomia**. 2008. 110 f. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

Resumo

O número de tumores na cavidade oral vem aumentando significativamente, principalmente, devido ao uso do fumo. Na maioria dos casos, a forma de tratamento destes tumores é a sua ressecção. Em várias situações isto é feito através do acesso oral utilizando a técnica 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 miniplacas e parafusos de titânio ou fios de aço. Neste aspecto, existem muitas dúvidas clínicas, do ponto de vista biomecânico, sobre qual o melhor procedimento cirúrgico. O objetivo deste trabalho foi avaliar dois tipos de corte na mandíbula, mediano e paramediano, usando diferentes conjuntos de fixação com miniplacas. Modelos de elementos finitos simplificados foram utilizados para verificar qual a melhor configuração através dos níveis de estabilidade e gradiente de tensões. Paralelamente, foi utilizado um modelo fotoelástico de uma mandíbula humana, onde foram analisados dois tipos de cortes: mediano e paramediano com dois tipos de amarração por fios, paralela e cruzada. Através dos níveis de tensão gerados em cada tipo de corte foram avaliados os pontos críticos dos modelos. Paralelamente, foi feita uma inspeção visual sobre os efeitos do deslocamento relativo entre as faces dos cortes. Foi observado que o número de pinos não influencia na estabilidade quando for utilizada a mesma quantidade de miniplacas. Utilizando apenas uma miniplaca, o corte mediano apresenta melhor estabilidade que o corte paramediano. Utilizando duas miniplacas na fixação, apesar da pequena diferença, o paramediano apresenta estabilidade um pouco melhor, sendo a melhor configuração com duas miniplacas e 6 parafusos. Observou-se um aumento significativo no nível das tensões nos modelos fixados com duas miniplacas e seis parafusos.

Palavras-chave: Mandibulotomia, Análise de tensões, Método de Elementos Finitos, Fotoelasticidade, Miniplacas.

ARAUJO, T. C., **Comparative Study Of Different Fixation In The Mandibulotomy Technique**. 2008. 110 f. Ms. Dissertation, Federal University of Uberlândia, Uberlândia.

Abstract

The number of tumors in the oral cavity is increasing significantly, mainly, due to the use of tobacco. In general, resection is the treatment for these tumors. This process is made through the access to the oral cavity using the mandibulotomy technique. For that, different cuts can be made in the mandible, in function of tumor position and patient condition. The cuts fixation, in general, are made using miniplates and titanium screws or steel wires. In this aspect, many clinical doubts exist, under the biomechanics perspective, on which is the best surgical procedure would be. This work aims to evaluate two types of cuts in a mandible, midline and paramidline, using different fixation sets with miniplates. Simplified finite element models were used to verify which was the best configuration through analysis of the stability level and stress gradient. At the same time, a human jaw photoelastic model was used, where two types of cuts were analyzed: midline and paramidline, with two types of knotting for wires, parallel and opposite. The critical stress levels were evaluated for different cross sections. Additionally, a visual inspection of relative displacement was made between the cross sectional. It was observed that the number of bolts does not influence the stability when the same number of miniplates is used. Using only one miniplate, the medium cut presents better stability than the paramidline cut. Using two miniplates in the setting, despite the small difference, the paramidline presents better stability, while the best configuration is that with two miniplates and six screws. A significant increase in the obtained stress level was observed with two miniplates and six screws fastened.

Keyword: *Mandibulotomy, Stress Analysis, Finite Element Method, Photoelasticity, Miniplates.*

LISTA DE SÍMBOLOS

Símbolo	Significado
<i>M1</i>	Modelo tridimensional simplificado do corte mediano fixado por uma miniplaca com quatro parafusos.
<i>M2</i>	Modelo tridimensional simplificado do corte mediano fixado por uma miniplaca com seis parafusos.
<i>M3</i>	Modelo tridimensional simplificado do corte mediano fixado por duas miniplacas com oito parafusos.
<i>M4</i>	Modelo tridimensional simplificado do corte mediano fixado por duas miniplacas com doze parafusos.
<i>P1</i>	Modelo tridimensional simplificado do corte paramediano fixado por uma miniplaca com quatro parafusos.
<i>P2</i>	Modelo tridimensional simplificado do corte paramediano fixado por uma miniplaca com seis parafusos.
<i>P3</i>	Modelo tridimensional simplificado do corte paramediano fixado por duas miniplacas com oito parafusos.
<i>P4</i>	Modelo tridimensional simplificado do corte paramediano fixado por duas miniplacas com doze parafusos.
<i>MC1</i>	Modelo tridimensional da mandíbula do corte mediano fixado por uma miniplaca com quatro parafusos.
<i>MC2</i>	Modelo tridimensional da mandíbula do corte mediano fixado por uma miniplaca com seis parafusos.
<i>MC3</i>	Modelo tridimensional da mandíbula do corte mediano fixado por duas miniplacas com oito parafusos.
<i>MC4</i>	Modelo tridimensional da mandíbula do corte mediano fixado por duas miniplacas com doze parafusos.
<i>PC1</i>	Modelo tridimensional da mandíbula do corte paramediano fixado por uma miniplaca com quatro parafusos.
<i>PC2</i>	Modelo tridimensional da mandíbula do corte paramediano fixado por uma miniplaca com seis parafusos.
<i>PC3</i>	Modelo tridimensional da mandíbula do corte paramediano fixado por duas miniplacas com oito parafusos.

Símbolo	Significado
$PC4$	Modelo tridimensional da mandíbula do corte paramediano fixado por duas miniplacas com doze parafusos.
U_x	Deslocamento do nó na direção X.
U_y	Deslocamento do nó na direção Y.
U_z	Deslocamento do nó na direção Z.
ΔU_x	Deslocamento relativo entre nós na direção X.
ΔU_y	Deslocamento relativo entre nós na direção Y.
ΔU_z	Deslocamento relativo entre nós na direção Z.
U	Deslocamento resultante do nó.

LISTA DE ABREVIATURAS UTILIZADAS

CAD	Computer Aided Design (Projeto Auxiliado pelo Computador).
FAPEMIG	Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais.
FEA	Análise por elementos finitos.
FEMEC	Faculdade de Engenharia Mecânica (UFU).
LPM	Laboratório de Projetos Mecânicos (FEMEC).
MEF	Método de Elementos Finitos.
STL	Stereolithography.
TC	Tomografia Computadorizada.
UFU	Universidade Federal de Uberlândia.

SUMÁRIO

Capítulo I – INTRODUÇÃO	1
Capítulo II – A TÉCNICA DA MANDIBULOTOMIA	5
2.1 – Câncer na Cavidade Oral e Seu Tratamento	5
2.2 – Fatores de Risco para o Câncer Bucal	7
2.3 – Acessos Cirúrgicos à Cavidade Oral	8
2.4 – Abordagens que Poupam a Mandíbula	9
2.5 – Fixação da Mandibulotomia	10
2.6 – Complicações da Mandibulotomia	12
Capítulo III – MODELAGEM POR ELEMENTOS FINITOS	15
3.1 – O Método de Elementos Finitos	15
3.2 – Modelo Tridimensional Simplificado	17
3.3 – Modelo Tridimensional da Mandíbula	23
3.3.1 – <i>Modelo Tridimensional Aproximado da Mandíbula</i>	27
3.3.2 – <i>Condições de Contorno</i>	30
Capítulo IV – MODELAGEM EXPERIMENTAL	33
4.1 – Introdução	33
4.2 – Obtenção dos Moldes	34
4.3 – Obtenção do Modelo Fotoelástico	37
4.4 – Preparação do Modelo Fotoelástico para a Análise Experimental	36
4.4.1 – <i>Processo de Furação</i>	38
4.4.2 – <i>Corte nos Modelos</i>	40
4.4.3 – <i>Processo de Fixação dos Cortes</i>	41
4.5 – Montagem do Aparato Experimental	42
4.5.1 – <i>Sistema de Aplicação de Carga</i>	43
4.5.2 – <i>Polariscópio</i>	44
Capítulo V – RESULTADOS	47
5.1 – Introdução	47
5.2 – Estabilidade das Fixações e Distribuição de Tensões	47
5.3 – Modelo Tridimensional Simplificado	51

5.4 – Modelo Tridimensional da Mandíbula	66
5.5 – Análise Experimental: Fixação por Fios	78
Capítulo VI – CONCLUSÃO	87
Capítulo VII – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	91
Capítulo VIII – APÊNDICES	

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

Devido a maior exposição aos fatores de risco, dentre eles a precocidade no uso do fumo e a susceptibilidade genética, o índice de tumores na cavidade oral vem aumentando significativamente. Na maioria dos casos, a forma de tratamento destes tumores é a sua remoção, que neste caso, pode ser ressecção trans-oral ou osteotomia mandibular. A osteotomia mandibular, ou mandibulotomia, é utilizada para o acesso a tumores na base da língua, cavidade oral posterior, faringe, espaço parafíngeo e base do crânio. Nos casos onde o tumor não está próximo ou diretamente invadindo a mandíbula, a mandibulotomia permite a manutenção da forma e função da mandíbula. Existem dois tipos de osteotomia: mediana e paramediana.

Uma vez feita a osteotomia mandibular e a remoção do tumor, a continuidade da mandíbula deve ser restaurada. Duas técnicas de fixação são adotadas: fios de aço e miniplacas com parafusos de titânio. O principal benefício de uma fixação rígida é a estabilidade que esta oferece aos segmentos da mandíbula, dispensando, na imobilização pós-operatória, a fixação intermaxilar. Já as complicações associadas com uma fixação rígida da mandibulotomia podem ser divididas em duas: imediata, no caso de infecções de tecidos moles, ou mediata, no caso de não-união óssea. A não-união dos segmentos da mandíbula é uma séria complicação, mas nem todos os fatores de risco são desconhecidos pelos pesquisadores da área. Com isso, é de vital importância o processo de reconstrução da mandíbula visando restaurá-la funcional e esteticamente.

Existem procedimentos específicos de corte e fixação dependendo do local onde será feita a osteotomia. Contudo, na maioria dos casos, os profissionais da área médica não conhecem os aspectos biomecânicos destas soluções. As fixações por placas ou fios de aço são as soluções utilizadas para promover uma síntese adequada da mandíbula. Neste caso, os deslocamentos das superfícies resultantes da osteotomia e gradientes severos de

tensões podem ser gerados nestes elementos devido a posicionamentos ou esforços incorretos. Isto pode levar a falhas precoces destes elementos necessitando de novas cirurgias reparadoras.

Atualmente, existem poucos trabalhos científicos com abordagem em técnica de mandibulotomia e seus efeitos estruturais. A maioria dos estudos se concentra em procedimentos clínicos e às conseqüências de uma fixação mal realizada. O tratamento de fraturas mandibulares tem sido feito por fixação com placas, mas não existe estudo disponível que compare os diferentes tipos de fixação da mandibulotomia.

Neste trabalho, o processo de mandibulotomia foi avaliado utilizando dois métodos: numérico, utilizando o Método dos Elementos Finitos (MEF), e experimental, utilizando a Técnica da Fotoelasticidade de Transmissão Plana.

Na análise de projetos estruturais mecânicos, algumas evoluções são perceptíveis, através da avaliação do campo de tensões e deformações. Atualmente, um dos métodos de simulação numérica, mais utilizado em projetos de estruturas mecânicas é o Método dos Elementos Finitos (MEF). É uma técnica eficiente para a solução de problemas de engenharia e, recentemente, tem sido empregada diretamente com problemas de bioengenharia.

O método de elementos finitos considera um problema complexo e o sub-divide em vários outros (elementos de forma geométrica pré-estabelecida) resolvendo-os e combinando-os adequadamente para oferecer a solução para todo o conjunto. O problema apresenta infinitas incógnitas que, discretizadas por elementos finitos, reduz o número de incógnitas para um número finito, dividindo a região em elementos e nós. Este conjunto determinado é chamado de “malha”. Para cada conjunto é determinada uma malha que pode influenciar na precisão da solução final. São utilizadas funções de interpolação nos nós, nos quais, o número de incógnitas do problema, determina os graus de liberdade da solução. Na análise são impostas condições de contorno para garantir a continuidade da solução.

O método de elementos finitos não está livre de desvantagens. Algumas simplificações e suposições devem ser feitas a fim de tornar a solução do problema possível, como por exemplo: A geometria do osso e da miniplaca; as propriedades mecânicas e físicas dos materiais envolvidos; as condições de fixação; tipos de elementos utilizados; considerações de linearidade e homogeneidade.

Deve-se observar que na análise por elementos finitos, apesar de eficiente, uma das etapas mais importantes e difíceis na solução do problema é a criação do modelo geométrico, especialmente a mandíbula e a miniplaca, pois é nesta fase que se deve representar todos os detalhes da estrutura real do modelo a ser simulado. A precisão dos

resultados está associada diretamente ao modelo de elementos finitos, que busca representar as características físicas da estrutura real. Entretanto, a modelagem destas estruturas é difícil devido à anatomia complexa e à falta de conhecimento sobre o comportamento mecânico da estrutura completa e, portanto, a geração de modelos mais sofisticados torna-se onerosa. Utilizando-se de análises experimentais, pode-se comparar e fornecer subsídios aos modelos numéricos, dando maior precisão e confiabilidade ao mesmo. As técnicas experimental e numérica de fato são complementares, uma vez que somente com a utilização de ambas, pode-se validá-las, até que se encontre uma solução coerente para avaliar o fenômeno estudado.

A Fotoelasticidade é uma técnica experimental de campo completo, que vem sendo usada com o objetivo de solucionar problemas complexos de engenharia e bioengenharia quando a solução analítica e/ou numérica é de difícil aplicação. A fotoelasticidade também é usada na validação ou verificação experimental de soluções numéricas, no estudo de distribuição de tensões em problemas de geometria e carregamentos complexos, bem como na otimização de formas. Esta técnica permite uma análise qualitativa e quantitativa do estado plano ou tridimensional de tensão/deformação, podendo ser utilizada em análises de transmissão ou reflexão. Para o caso da fotoelasticidade de transmissão plana é necessária a confecção de modelos feitos de um material transparente que possua propriedades de anisotropia ótica. Quando carregado é necessário a utilização de um campo de luz polarizada como, por exemplo, em análises de próteses de ossos e dentes feitos de material fotoelástico. Este processo é feito através da utilização de um equipamento denominado polariscópio.

O objetivo deste trabalho é avaliar o campo de deslocamentos resultante e o gradiente de tensões nos modelos, visando um maior entendimento do comportamento físico da técnica de mandibulotomia mediana e paramediana, sujeitos à fixação por miniplacas com parafusos de titânio e fios de aço quando a estrutura for sujeita a um carregamento externo.

O presente trabalho visa fornecer informações com relação ao nível de tensão gerada, indicando pontos críticos e possibilidades de otimização. Neste caso, futuros pacientes submetidos a tais cirurgias poderão ter uma melhor e/ou mais rápida recuperação. Através do comportamento biomecânico, é possível verificar se há vantagem de um tipo de mandibulotomia em relação à outra, além dos conhecimentos dos fenômenos físicos dos processos para que se possa sugerir otimizações e/ou inovações.

No capítulo II, é apresentada a revisão bibliográfica sobre a técnica da mandibulotomia contendo: uma breve história sobre o câncer na região cabeça-pescoço, fatores de risco para o câncer, os diversos acessos cirúrgicos ao tumor, as abordagens que poupam a mandíbula, os tipos de fixação da mandibulotomia e suas complicações.

No capítulo III, são construídos os modelos numéricos, seguindo duas linhas de modelagem CAD: um modelo tridimensional simplificado, constituído de um bloco representando a região do mento com dimensões pré-estabelecidas de acordo com a literatura; e um modelo tridimensional de uma mandíbula, obtida pelo tomógrafo e com aproximações feitas em seu contorno com o objetivo de simplificar partes complexas da geometria original. Ambos os modelos foram separados, simulando os cortes feitos na mandibulotomia mediana e paramediana. Foram determinadas quatro configurações de fixação para cada tipo de corte. A escolha do tipo de elemento foi feita e as propriedades do osso e do titânio foram definidas em função da literatura, considerando ambos os materiais isotrópicos. A malha de cada volume foi gerada juntamente com os elementos de contato. E, finalmente, as condições de contorno foram impostas em cada modelo de elementos finitos. Este capítulo cria condições de avaliar, pelo campo de deslocamentos resultantes e pela distribuição das tensões nos modelos, qual configuração e qual tipo de corte promove melhor estabilidade e menores níveis de tensões.

O capítulo IV mostra o campo de tensões gerado por dois tipos de corte, mediano e paramediano, em um modelo fotoelástico simplificado de uma mandíbula humana considerando como solução reparadora a amarração através de fios.

O capítulo V apresenta todos os resultados obtidos nas duas técnicas utilizadas no trabalho.

As conclusões deste trabalho e sugestões para futuros trabalhos estão presentes no capítulo VI.

O conteúdo final desta dissertação traz a relação das referências bibliográficas utilizadas no trabalho e o apêndice.

CAPÍTULO II

A TÉCNICA DA MANDIBULOTOMIA

2.1. Câncer na Cavidade Oral e seu Tratamento

O câncer cabeça-pescoço não é uma doença moderna. Defeitos na base de crânios, que indicam câncer nasofaríngeo, foram encontrados em crânios egípcios datados de 3000 AC, e indícios de tumores foram encontrados em mandíbulas e crânios pré-históricos no Peru.

O câncer oral foi descrito somente no século 17, quando a doença foi percebida como uma condição incomum possivelmente causada pela curta expectativa de vida do paciente. O conhecimento médico deste século foi gradualmente iluminado por descobertas científicas como a do sistema linfático, descoberto por Descartes¹.

As opiniões de dois médicos importantes da época, Sennert e Zacutus Lusitanus, tiveram uma influência prejudicial no tratamento do câncer. Eles propuseram que o câncer seria uma doença contagiosa. Isto parece ser incompreensível hoje, mas deve ser visto no contexto do conhecimento médico da época.

Nos primeiros anos do século 18, a cauterização era o tratamento para a remoção do câncer de língua. No século 19, o bisturi substituiu a cauterização. A anestesia na forma de éter foi introduzida em 1847 e o clorofórmio em 1849. Antes disto, os assistentes do cirurgião seguravam o paciente ou o amarravam, utilizando o álcool, apesar de não haver registros de seu uso. Mesmo quando a anestesia era disponível, seu uso era evitado por causa da disputa que existia entre o anestesista e o cirurgião para o acesso às vias orais. Nos casos de uma severa hemorragia, alguns pacientes acordavam da anestesia.

As vias de acesso para a cavidade oral surgiram no século 19 (Fig. 2.1).

¹ René Descartes (1596-1650): Matemático, médico e filósofo francês.

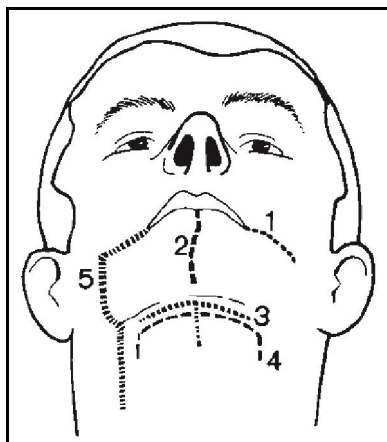


Figura 2.1 – Vias de acesso: 1) Jaeger, 1831; 2) Roux, 1836; 3) Regnoli, 1838; 4) Billroth, 1862; 5) Langenbeck, 1875. Fonte: (MCGURK; GOODGER, 2000).

No final do século 19, duas importantes descobertas foram realizadas: Wilhelm Konrad von Roentgen (1845-1923) anunciou a descoberta dos raios X, em 30 de novembro de 1895; e no mesmo ano, Antoine Henri Becquerel (1852-1908) relatou o fenômeno da radioatividade. Marie (1867-1934) e Pierre Curie (1859-1906) descobriram o rádio em 1898.

A radioterapia se dividiu em quatro fases. A primeira (1900-1920) era governada pelo conceito de que a efetividade da radiação se verificava pela ação cáustica na pele. Este tratamento envolvia uma cauterização brutal ou cirurgia de efeito visual similar (Fig. 2.2).



Figura 2.2 – Efeito cáustico da irradiação na pele. Fonte: (MCGURK; GOODGER, 2000).

Na segunda fase, a ênfase estava na seleção destrutiva do tumor com a tentativa de preservar a pele local, principalmente influenciada pela escola francesa no Instituto Curie. O efeito das variáveis como o tempo, o tamanho do tumor e o comprimento de onda foram reconhecidos. A terceira fase reflete na ênfase de um planejamento mais preciso do

tratamento com respeito ao campo anatômico e a dosagem, no qual foi conduzida pela escola inglesa. Hoje, a radiação tornou-se uma ciência mais exata com o conhecimento de sua ampla gama de propriedades (MCGURK; GOODGER, 2000).

2.2. Fatores de Risco para o Câncer Bucal

No Brasil, excluindo o câncer de pele, o câncer oral e faríngeo representa a quinta incidência entre homens e a sétima entre mulheres (FILHO, 2002).

Alguns tipos específicos de câncer são relacionados diretamente com alguns fatores como dieta e tabaco, que representam fatores de risco e uma nova oportunidade de prevenção (TOMINAGA, 1999).

De acordo com o Instituto Nacional do Câncer – INCA (2002), os principais fatores de risco para o câncer de boca são:

- Idade superior a 40 anos,
- Sexo masculino,
- Tabagistas e etilistas crônicos,
- Má higiene bucal,
- Desnutridos e imunodeprimidos,
- Portadores de próteses mal-ajustadas,
- Dieta pobre em proteínas, vitaminas e minerais,
- Dieta rica em gorduras e álcool,
- Agentes biológicos como viroses,
- Susceptibilidade genética.

O álcool e o tabaco são reconhecidos mundialmente como os maiores fatores de risco associados com o desenvolvimento de carcinomas na cavidade oral e faringe (FILHO, 2002).

O tabaco foi amplamente utilizado pela corte francesa em 1562, costume este que não foi aceito por todos. O rei *James I* fez restrições na produção e venda do tabaco, impondo pesadas taxas para o seu uso. Mesmo assim, em 1614, havia em torno de 7000 estabelecimentos que vendiam tabaco em Londres. Na Rússia, sua utilização era punida pela amputação do nariz. E no distrito suíço de Berne era uma ofensa situada próxima ao do adultério.

A primeira afirmação de que o tabaco era uma das causas de câncer foi em 1761, por John Hill.

Alegou-se também que o tabaco levava ao consumo de álcool. Cerveja, vinho e outras bebidas alcoólicas eram consumidos antes mesmo do tabaco chegar à Europa. O álcool já fazia parte da cultura de vários povos através dos tempos e, curiosamente, foram os árabes que aperfeiçoaram a arte da destilar em 800-900 DC (MCGURK; GOODGER, 2000).

Segundo Humphris e Rogers (2004), confirmaram-se um nível maior de ansiedade e depressão em fumantes do que em não fumantes. Em pacientes que tiveram câncer, o medo do retorno da doença se faz presente em ambos os grupos, mas sem diferenças significativas. Alguns com câncer de cabeça-pescoço, que pararam de fumar após o tratamento, tinham uma tendência a se culparem pelo câncer. Estes são fatores que podem atrasar e/ou prejudicar a recuperação do paciente.

2.3. Acessos Cirúrgicos à Cavidade Oral

Existem vários acessos cirúrgicos para ressecção de tumores primários da cavidade oral (Fig. 2.3). A escolha de um acesso em particular depende de fatores como tamanho e local do tumor primário, bem como sua profundidade de infiltração e proximidade da mandíbula ou da maxila (SHAH; KOWALSKI, 2000).

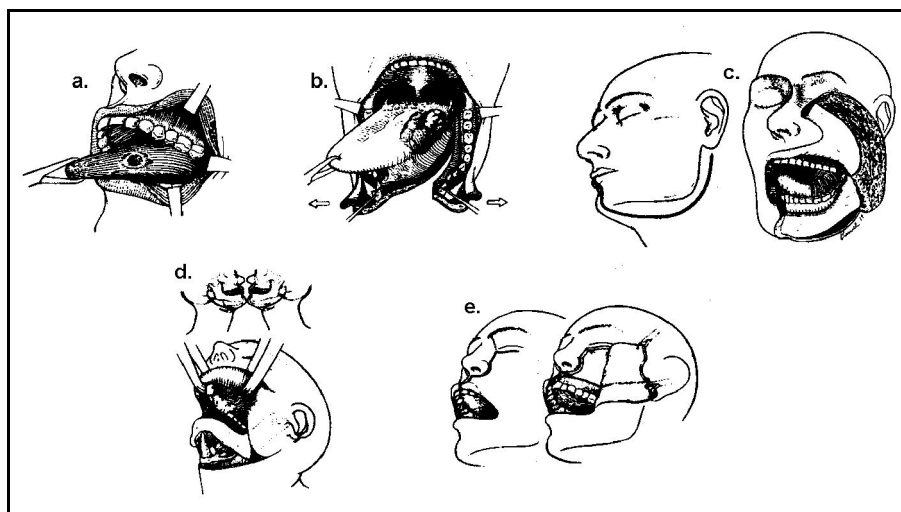


Figura 2.3 – Abordagens cirúrgicas variadas: a) Peroral; b) Mandibulotomia; c) Retalho facial inferior; d) Retalho em viseira; e) Retalho facial superior. Fonte: (SHAH; KOWALSKI, 2000).

A escolha do tratamento de pacientes com câncer na região cabeça e pescoço era um pouco controversa. Como poucos tumores eram acessíveis pela excisão peroral, alguns centros preferiam apenas a radioterapia (SPIRO et al., 1985).

2.4. Abordagens que Poupam a Mandíbula

Os conhecimentos sobre o mecanismo de invasão de tumores da mandíbula possibilitaram o desenvolvimento de abordagens que poupam a mandíbula. Estas incluem a mandibulectomia marginal e a mandibulotomia para adquirir acesso a tumores grandes ou posteriormente localizados na cavidade oral ou tumores da orofaringe

A mandibulotomia ou osteotomia mandibular (Fig. 2.4) é uma excelente abordagem cirúrgica destinada a ganhar acesso à cavidade oral ou orofaringe para ressecção de tumores primários, que, de outra forma, não seriam acessíveis através da boca aberta ou pelo acesso de retalho inferior da face. A mandibulotomia necessita de pouca medicação e resulta numa menor deficiência funcional pós-operatória (DUBNER; SPIRO, 1991).

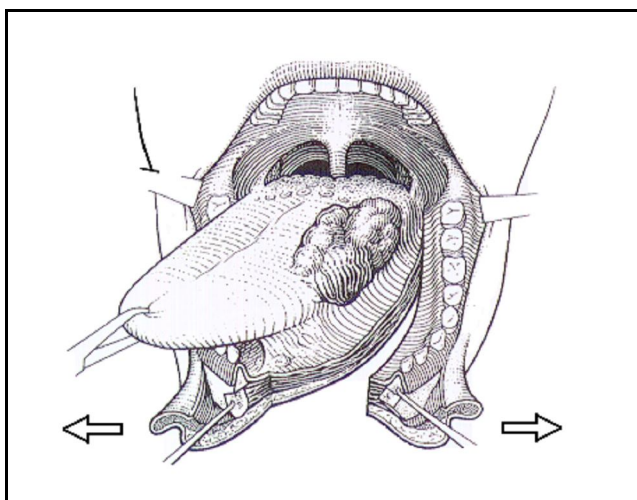


Figura 2.4 – Mandibulotomia ou osteotomia mandibular. Fonte: (SHAH; KOWALSKI, 2000).

A mandibulotomia pode ser realizada em uma das três localizações:

- 1) Lateral (através do corpo ou ângulo da mandíbula);
- 2) Linha média ou mediana;
- 3) Paramediana.

A mandibulotomia lateral tem várias desvantagens. A tração muscular sobre os dois segmentos da mandíbula é desigual, colocando o local da mandibulotomia sob tensão significativa, causando atraso na cicatrização. Assim, o paciente pode requerer fixação intermaxilar. A capacidade de ter acesso à linha de sutura para manter a limpeza após a cirurgia da cavidade oral é prejudicada pela fixação intermaxilar, levando à higiene oral insatisfatória e risco de sepse da linha de sutura. Além disto, a mandibulotomia lateral traz várias desvantagens anatômicas, levando à desnervação dos dentes distais e da pele do mento, devido à transecção do nervo alveolar inferior. Também causa desvascularização dos

dentes distais. A exposição proporcionada pela mandibulotomia lateral é limitada e, se o paciente precisar de radioterapia pós-operatória, o ponto de mandibulotomia estará diretamente dentro do campo lateral de radioterapia, levando ao atraso da cicatrização e complicações no local de mandibulotomia. Por estas razões, não se recomenda a mandibulotomia lateral e, portanto, foi desconsiderada neste trabalho.

As desvantagens da mandibulotomia lateral são evitadas com a mandibulotomia na linha média anterior (mandibulotomia mediana). Alguns autores como Dubner e Spiro (1991) e Shah e Kowalski (2000) afirmam que a separação da mandíbula na linha média requer a extração de um dente incisivo central para evitar a exposição das raízes de ambos os incisivos centrais, ocorrendo o risco de extrusão que alteraria o aspecto estético da dentição inferior. Porém, outros autores como Amin et al (1999) e Pan et al (2003) relataram o uso de uma serra fina, fazendo uma osteotomia entre os dois incisivos centrais sem complicações. O fechamento do tecido da gengiva sobre a área do orifício é difícil e resulta na exposição do osso da mandíbula, na qual é imersa em saliva, e conseqüentemente leva a necrose do osso (ou osteoradionecrose) após a radioterapia. No caso da mandibulotomia paramediana, o cirurgião poderá danificar o canino que, sendo um dente mais forte e que deve ser preservado mais que o incisivo médio. A perda de osso também é maior se comparada com a mediana (SULLIVAN et al, 1992).

A mandibulotomia da linha média requer secção de músculos geniioíde e o genioglosso, levando a um retardo da recuperação da função da mastigação e da deglutição. Por esta razão, alguns autores não recomendam a mandibulotomia mediana. Apesar destas desvantagens, a execução desta é simples e fornece vantagens em termos de preservação do suprimento de sangue, dentição e oclusão (AMIN et al, 1999).

De acordo com Dubner e Spiro (1991), a mandibulotomia paramediana parece oferecer uma vantagem teórica sobre a mediana, apesar de não se verificar diferença clara na estabilidade e cicatrização. Atualmente, não existem informações que demonstrem diferenças entre as duas aproximações que sejam estatisticamente significantes. Há diversas publicações que, de acordo com sua experiência institucional, defendem um tipo particular de mandibulotomia sem compará-la com outra de maneira apropriada.

2.5. Fixação da Mandibulotomia

O uso de uma fixação rígida para estabilização permite uma adequada restauração das relações da oclusão antes da operação (AMIN et al, 1999) e previne subsequente não-união dos segmentos (PAN et al, 2003).

Existem dois tipos de fixação da osteotomia mandibular: fios de aço (Fig. 2.5) e miniplacas fixados com parafusos de titânio (Fig. 2.6). Estes são freqüentemente removidos quando uma infecção se desenvolve no local da mandibulotomia (DUBNER; SPIRO, 1991).

Existem ainda as miniplacas absorvíveis que são absorvidas pelo organismo sem a necessidade de retirada da mesma, apesar de possuir rigidez inferior (DOLANMAZ et al, 2004).

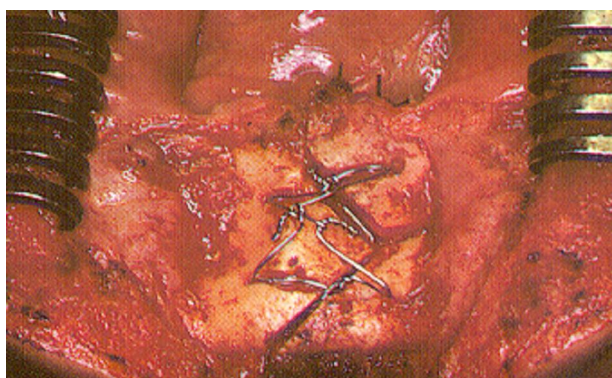


Figura 2.5 – Fixação por fios de aço. Fonte: (SHAH; KOWALSKI, 2000).

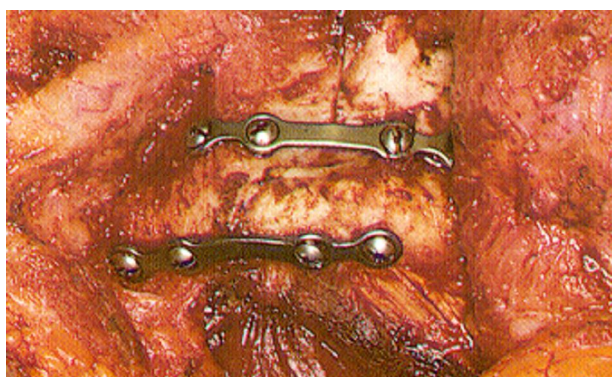


Figura 2.6 – Fixação por miniplacas e parafusos de titânio. Fonte: (SHAH; KOWALSKI, 2000).

De acordo com a literatura, as miniplacas oferecem uma fixação melhor que os tradicionais fios de aço (DUBNER; SPIRO, 1991); mas não há estudo sobre qual a melhor configuração de miniplacas para garantir a osteossíntese.

A metodologia para a fixação da mandibulotomia por miniplacas se resume nos seguintes passos:

- (1) Escolher e adaptar a placa ao contorno abaixo do nível das raízes dos dentes;
- (2) Posicionar os furos;
- (3) Uma serra é usada para a osteotomia, evitando ambas as raízes dos dentes;

(4) Após a extirpação do tumor, a placa e os parafusos são fixados rigidamente na mandíbula com oclusão apropriada.

Existem controvérsias quanto à quantidade de miniplacas para a fixação. Dubner e Spiro (1991) afirmam que duas miniplacas garantem uma fixação rígida, enquanto Amin et al. (1999) afirmam que uma simples miniplaca é suficiente para a fixação preservando-se, desta forma, as raízes dos dentes.

2.6. Complicações da Mandibulotomia

A mandibulotomia apresenta várias complicações quando a execução da mesma é feita incorretamente e/ou quando as condições do pós-operatório são desfavoráveis para a síntese óssea (SHAH et al., 1985).

As complicações pós-operatórias mais graves são infecções (formação de fístula, abscesso e inflamação), não-união e exposição da placa. A ocorrência de uma complicação contribui para o desenvolvimento de outra. Estas complicações são conseqüências de diversos fatores como dosagem de radiação desapropriada, posicionamento e fixação inadequada dos segmentos e potenciais traumas em estruturas adjacentes, como, por exemplo, no nervo alveolar inferior e raízes dos dentes, além da má higiene bucal (SMEELE et al., 1999).

Outros fatores que podem contribuir para complicações são: tipos de fixação, tipo de osteotomia, a experiência dos cirurgiões, fixação intermaxilar (PAN et al., 2003). A irradiação também pode interferir na osteossíntese e pode resultar numa crônica não-cicatrização, não-união ou osteoradionecrose (DAI et al., 2003). Se a primeira forma de tratamento for radioterapia, deve-se evitar, sempre que possível, a execução da mandibulotomia (ALTMAN; BAILEY, 1996).

Danos térmicos ao osso durante o corte com a serra, cobertura de tecidos moles incompleta na região da osteotomia, e excessiva mobilidade dos segmentos da mandíbula devem ser minimizados para favorecer a cicatrização (SPIRO et al., 1985). Para ocorrer a osteossíntese, é de suma importância que ocorra uma fixação rígida.

O principal benefício da técnica de fixação rígida é que ela fornece um meio para uma imobilização estável da osteotomia sem requerer uma fixação intermaxilar pós-operatória e permite ao paciente retornar à função da mandíbula.

A cicatrização do osso ocorre quando há estabilidade no local da osteotomia. A falha na placa é uma ocorrência incomum associada com o uso de técnicas de fixação rígida.

Muitos dos materiais utilizados hoje são fabricados com titânio, pois este é dotado de características tanto de rigidez quanto de biocompatibilidade (MCCANN et al., 1994).

O sucesso da recuperação do paciente depende de duas questões:

- fechamento metódico dos tecidos para evitar a exposição óssea;
- uma fixação rígida das partes para reduzir micro-traumas e prevenir subsequente não-união.

Esta última questão determina a velocidade na união dos ossos. Por exemplo, no caso do uso de miniplacas, se uma fixação não for rígida o suficiente, os segmentos da mandíbula se movimentarão, ocorrendo o colapso do tecido ósseo em formação.

Na modelagem numérica apresentada no capítulo seguinte, propõe-se uma comparação entre os dois tipos de mandibulotomia como um problema estrutural. Utilizaram-se quatro configurações de fixação pré-estabelecidas nas mandibulotomias mediana e paramediana, com intuito de identificar qual destas fornece menores deslocamentos e tensões no modelo.

No caso de fios de aço, o grande problema de se obter uma fixação rígida é a ocorrência do fenômeno da reabsorção, que é a perda óssea do osso quando o mesmo sofre compressão. Quando o fio é amarrado, este apresenta uma tensão de compressão localizada no contato fio/osso que, com a reabsorção, perde a tensão inicial, favorecendo a mobilidade aos segmentos e, conseqüentemente, prejudicando a união dos mesmos. Uma avaliação do gradiente das tensões provenientes da amarração por fios utilizando a técnica da fotoelasticidade de transmissão plana é apresentada no Capítulo IV.

CAPÍTULO III

MODELAGEM POR ELEMENTOS FINITOS

3.1. O Método de Elementos Finitos

O Método de Elementos Finitos (MEF) é uma técnica de análise numérica para a obtenção de soluções aproximadas para vários problemas na engenharia. Graças à sua diversidade e flexibilidade como ferramenta de análise, este método se destaca no meio acadêmico, na indústria e, recentemente, em outras áreas como a Biomecânica.

Nos problemas formulados em domínios contínuos (sólido, líquido, gás ou simplesmente uma região do espaço na qual um fenômeno particular acontece) de qualquer dimensão, as variáveis de campo (seja temperatura, pressão, deslocamentos, tensões, etc) podem assumir valores independentes em cada ponto genérico do domínio. Conseqüentemente, o problema apresenta infinitas incógnitas. O processo de discretização por elementos finitos reduz essas incógnitas para um número finito pela divisão desta região em elementos que, por sua vez, são conectados por nós ou pontos nodais.

Definidos os elementos e seus respectivos nós, no interior de cada elemento são admitidas soluções aproximadas para as variáveis de campo, expressas como funções arbitrárias dos valores nos nós. Estas funções de aproximação são chamadas de funções de interpolação ou funções de forma. Também são impostas condições que garantem a continuidade da solução nos nós compartilhados pelos elementos. As incógnitas do problema, denominadas graus de liberdade, passam a ser os valores das variáveis de campo nos pontos nodais, sendo o número destas incógnitas denominado número de graus de liberdade do modelo.

A precisão da solução depende essencialmente do número de elementos e do tipo de funções de forma empregadas na discretização. Sendo satisfeitas algumas condições,

admite-se que a solução do problema convirja para a solução exata do problema contínuo à medida que se aumenta o número de incógnitas nodais (HUEBNER; THORNTON, 1982).

No método de elementos finitos é possível representar, de forma aproximada, deformações e distribuição de tensões nos corpos que estão sob esforços. Então, durante a última década, o MEF tem sido amplamente utilizado, nas ciências médica e odontológica, na análise de efeitos biomecânicos de várias modalidades de tratamento. Contudo, o MEF apresenta algumas desvantagens. Por exemplo, as propriedades mecânicas dos materiais são complicadas de se obter e não é possível incluir propriedades ideais no modelo. Por esta razão, algumas hipóteses precisam ser feitas para que o MEF simplifique situações reais. A primeira idealização sobre o material é considerá-lo como linear, homogêneo e isotrópico. No entanto, o material não é realmente linearmente elástico, e cada modelo possui propriedades e geometria diferentes, tornando sua análise complexa, na medida em que não se incluam estas idealizações.

Na anatomia craniofacial de humanos, a mandíbula é conectada ao crânio por vários ligamentos e músculos na região do côndilo, e esta conexão limita movimentos da mandíbula de diversas maneiras. Infelizmente, a modelagem destas estruturas é extremamente difícil por causa de anatomia complexa e falta de conhecimento sobre o comportamento mecânico e, portanto, a geração de modelos mais sofisticados é laboriosa (BASCIFTCI et al, 2004).

Existem vários trabalhos numéricos que simulam fixações de fraturas em regiões diversas da mandíbula, com o intuito de se obter respostas estruturais. Nos trabalhos de Maurer et al. (2002) e Erkmen et al. (2005), fraturas no ramo da mandíbula foram modeladas utilizando o método de elementos finitos. Em ambos, a fixação desta fratura foi executada por parafusos e miniplacas. O restante dos trabalhos visa determinar a interação dentes/mandíbula.

Atualmente existem poucos trabalhos científicos com abordagem por elementos finitos na mandibulotomia e seus efeitos estruturais. Basicamente, estes são na maioria experimentais e se concentram em procedimentos clínicos e as consequências de uma fixação mal realizada. A fixação por placas tem sido utilizada para o tratamento de fraturas mandibulares, mas não existe estudo disponível que compare os diferentes tipos de fixação da mandibulotomia. Estes estudos não conseguiram identificar qual o melhor tipo de fixação (ENGROFF et al., 2003).

As melhores análises qualitativas podem ser obtidas a partir de um modelo bidimensional, enquanto que resultados quantitativos que representam o fenômeno requerem uma modelagem tridimensional (LAS CASAS; PAMPLONA, 2003).

3.2. Modelo Tridimensional Simplificado

Neste trabalho, o principal objetivo foi verificar o que ocorre na região da mandibulotomia nas superfícies em contato e comparar com as diferentes configurações de fixação com miniplacas. A análise por elementos finitos foi feita utilizando o programa Ansys.

O comportamento mecânico da mandíbula está longe de ser compreendido completamente. Então, um primeiro modelo simplificado foi feito aproximando a região do mento como um bloco (80x30x10mm), onde a osteotomia mediana e paramediana são feitas com posterior fixação com miniplacas e parafusos, simulando a união das partes. Em recente trabalho, Choi et al. (2005) apresentou trabalho similar, mas de forma experimental. As dimensões do modelo e os dois cortes são mostrados na Figura 3.1 (PAN et al, 2003). O osso trabecular foi desconsiderado, portanto, neste estudo, todos os modelos serão considerados homogêneos, isotrópicos e com as propriedades do osso cortical. Foi considerada uma abertura de 0,5mm na região dos cortes simulando uma espessura da serra de 0,5 mm adotada para a osteotomia.

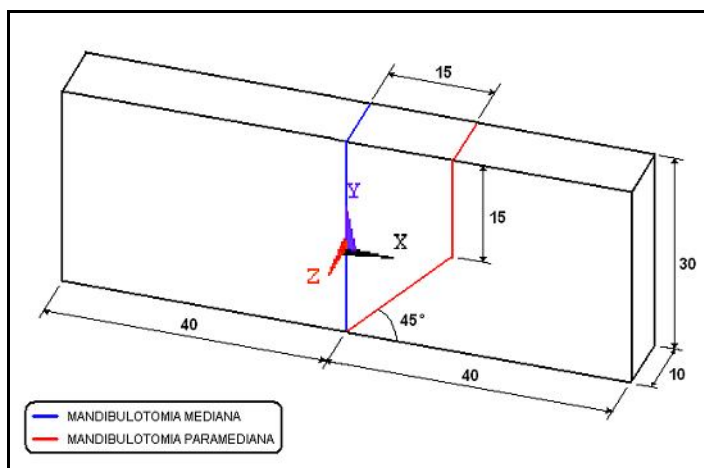


Figura 3.1 – Dimensões do modelo simplificado.

Os cirurgiões utilizam uma ou duas miniplacas para assegurar a união dos segmentos da mandíbula. Neste estudo os parafusos foram aproximados a parafusos lisos porque os elementos de contato nos filetes do parafuso causam problemas neste tipo de modelagem, devido a sua superfície complexa (MAURER et al., 2002). Paralelamente, adotou-se um coeficiente de atrito de 0,3 (RANCOURT et al, 1990) com intuito de simular uma possibilidade de movimentação entre parafusos e osso, ou seja, desprezando uma osseointegração perfeita. O mesmo coeficiente foi utilizado nas superfícies resultantes da osteotomia. A miniplaca de 1mm de espessura e os parafusos de diâmetro 2,2mm e comprimento de 6mm são considerados unidos, considerando o titânio como material da

miniplaca e dos parafusos. A Figura 3.2 mostra o modelo de elementos finitos da miniplaca e dos parafusos.

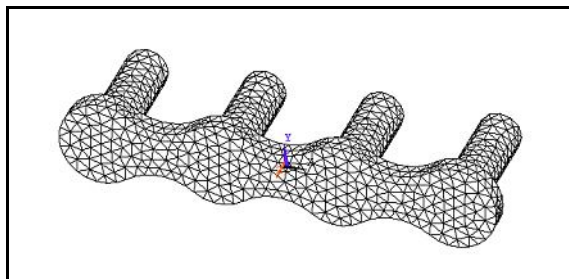


Figura 3.2 – Modelo de elementos finitos da miniplaca e parafusos.

As propriedades do titânio e do osso devem ser inseridas também para a determinação do estado de deformações/tensões em todo domínio do modelo e seus valores diferem em trabalhos distintos. Apesar dos tecidos humanos apresentarem características anisotrópicas, adotou-se a condição de isotropia devido à dificuldade de estabelecer as direções principais da anisotropia. As propriedades do titânio (MENICUCCI et al, 2002) e do osso cortical (LAS CASAS; PAMPLONA, 2003) adotados no modelo são mostrados na tabela 3.1.

Tabela 3.1. Propriedades do material isotrópico.

Material	E (MPa)	ν
Osso Cortical	13700	0,30
Titânio	103400	0,35

Foram feitas várias simulações no intuito de avaliar o melhor elemento sólido aplicado ao modelo, bem como as melhores condições de refinamento da malha. Os tipos de elementos escolhidos no programa Ansys foram:

1. SOLID92: Utilizado na modelagem 3D de estruturas sólidas de malhas irregulares. É definido por 10 nós onde cada nó possui 3 graus de liberdade com translações nas direções x, y e z, como mostrado na Figura 3.3.
2. TARGE170: Utilizado na representação de várias superfícies “alvo” para a associação de elementos de contato em modelos tridimensionais. Os elementos de contato, que descrevem o contorno de um corpo deformável, entrarão em contato com o elemento TARGE170. Este é discretizado como uma configuração de elementos segmentados associados com uma superfície de contato de constantes reais iguais. A Figura 3.4 mostra o elemento TARGE170 do programa Ansys.

3. CONTA174 (Fig. 3.5): Utilizado na representação de contato e atrito entre as superfícies. Este elemento é aplicável na análise estrutural de contatos tridimensionais, mostrado na Figura 3.5. Os elementos de contato foram aplicados entre os parafusos e osso e na região da osteotomia. Os problemas de contato podem ser analisados em casos particulares. Por exemplo, grandes estruturas com pequenas regiões de contato podem ser analisadas separadamente, não sendo necessário analisar o problema como um todo. Um outro estudo poderia ser feito variando o coeficiente de atrito, apesar de não ser escopo deste trabalho.

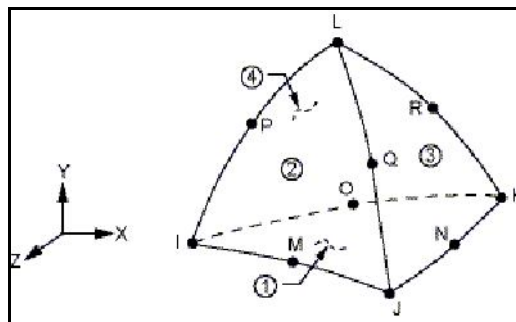


Figura 3.3 – Elemento SOLID92 do programa Ansys.

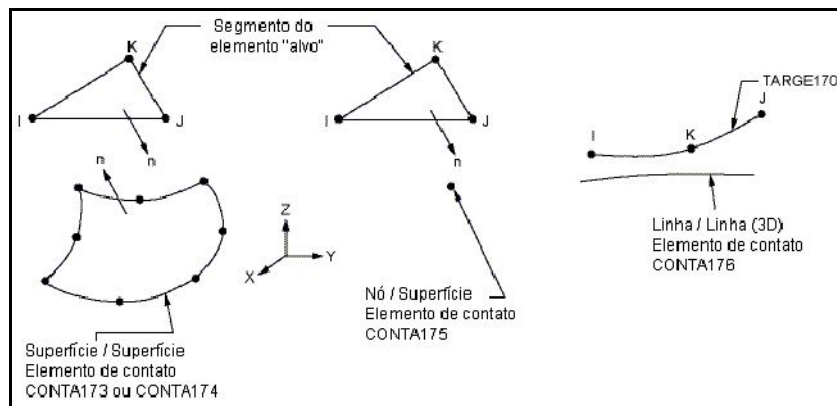


Figura 3.4 – Elemento TARGE170 do programa Ansys.

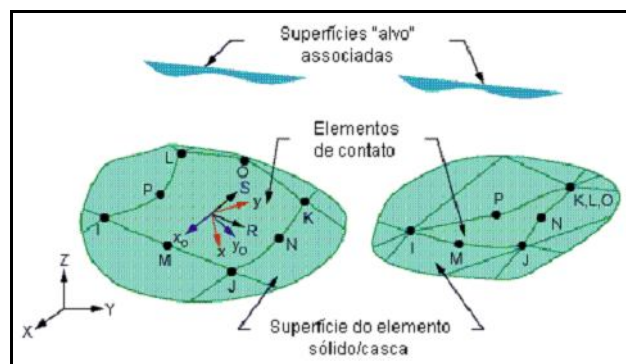
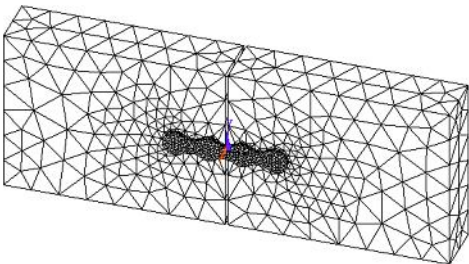
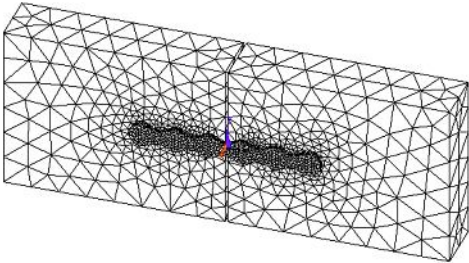
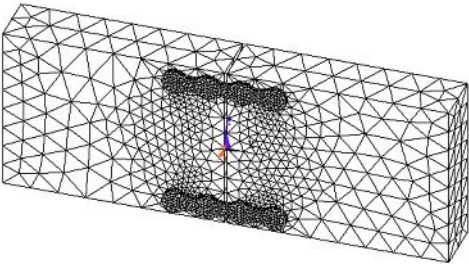
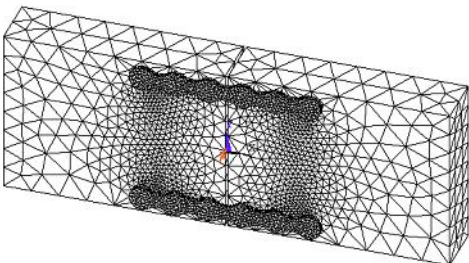


Figura 3.5 – Elemento CONTA174 do programa Ansys.

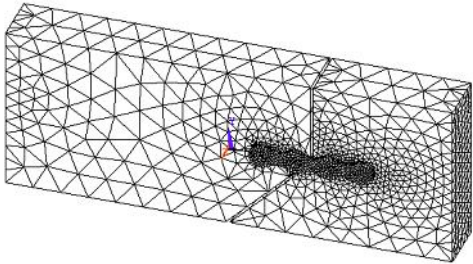
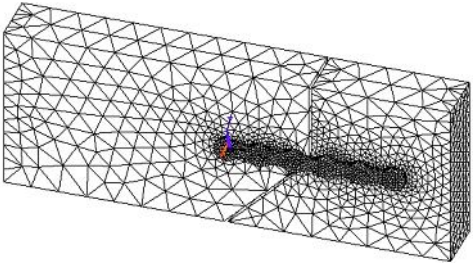
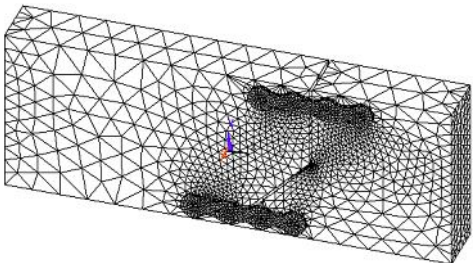
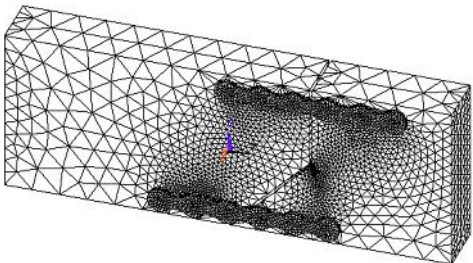
Nesta primeira abordagem foram analisadas a distribuição de tensão e os deslocamentos dos pontos pertencentes às linhas da osteotomia, considerando uma união com uma e duas miniplacas sendo fixados com quatro e seis parafusos, respectivamente. As tabelas 3.3 e 3.4 mostram os modelos de elementos finitos analisados.

Tabela 3.3. Grupos dos modelos de elementos finitos da mandibulotomia mediana.

Modelos	Número de elementos / nós
 Modelo M1: 1 miniplaca e 4 parafusos	29.196 elementos 41.334 nós
 Modelo M2: 1 miniplaca e 6 parafusos	54.677 elementos 76.669 nós
 Modelo M3: 2 miniplacas e 8 parafusos	60.329 elementos 84.838 nós
 Modelo M4: 2 miniplacas e 12 parafusos	118.749 elementos 165.886 nós

A Tabela 3.3 mostra os quatro modelos analisados considerando um corte mediano e fixado com um e duas miniplacas com 4 e 6 parafusos, respectivamente.

Tabela 3.4. Grupos dos modelos de elementos finitos da mandibulotomia paramediana.

Modelos	Número de elementos / nós
 Modelo P1: 1 miniplaca e 4 parafusos	66.221 elementos 92.035 nós
 Modelo P2: 1 miniplaca e 6 parafusos	102.398 elementos 141.383 nós
 Modelo P3: 2 miniplacas e 8 parafusos	117.024 elementos 161.713 nós
 Modelo P4: 2 miniplacas e 12 parafusos	237.545 elementos 326.437 nós

A tabela 3.4 mostra os quatro modelos analisados considerando um corte paramediano. Utilizando duas miniplacas a fixação foi feita na parte superior e inferior do mento. Esta

condição foi considerada como uma condição extrema de fixação com o objetivo de avaliar as condições de máxima estabilidade. Na prática, a fixação da miniplaca superior deve ser feita abaixo da linha das raízes dos dentes. Esta condição, bem como um ótimo posicionamento da miniplaca não foram analisados neste trabalho. Uma otimização da técnica será desenvolvida em trabalhos futuros.

Deve-se destacar que, como mostrado no capítulo II, a técnica de mandibulotomia tradicional, utiliza fios de aço para pacientes edêntulos ou miniplacas para pacientes com dentes. Para a fixação com duas miniplacas, geralmente uma é fixada na linha média do mento e a outra na parte inferior da mandíbula. Esta condição não foi avaliada neste trabalho.

Os elementos de contato utilizados nos modelos de elementos finitos são mostrados na Figura 3.6.

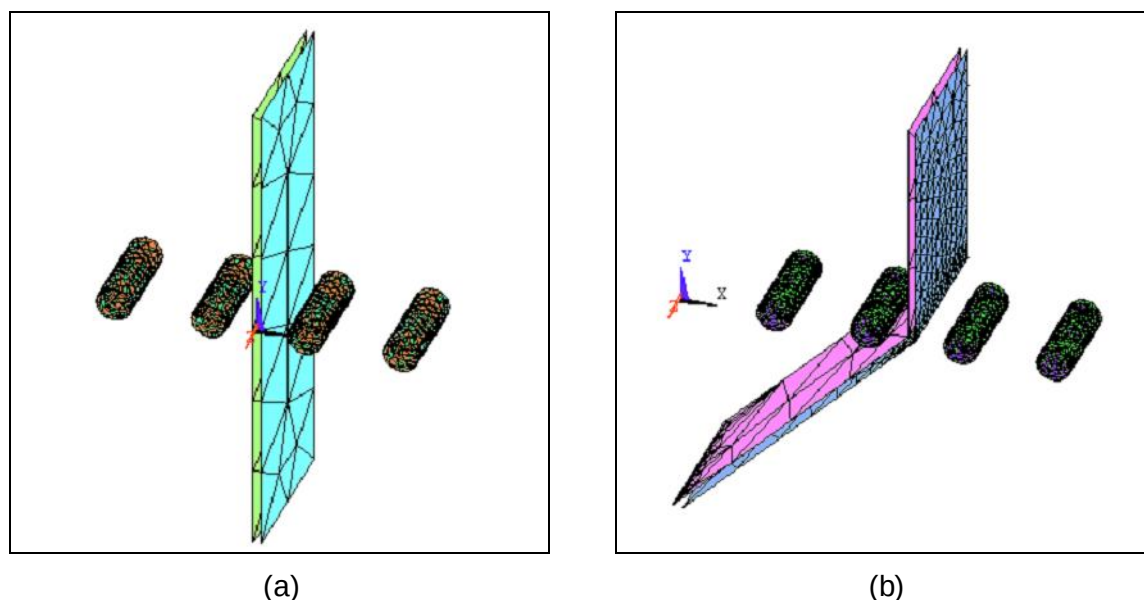


Figura 3.6 – Elementos de contato: (a) Mandibulotomia mediana; (b) Mandibulotomia paramediana.

A Figura 3.7 mostra a linha de osteotomia mediana em uma mandíbula e a fixação com a miniplaca. Neste trabalho foi considerada uma carga distribuída na superfície superior simulando uma carga de mastigação de 80N (KOOLSTRA; VAN EIJDEN, 2005). A carga distribuída corresponde a uma pressão de 0,1 MPa aplicada na superfície superior.

A Figura 3.8 mostra as condições de contorno utilizados nos modelos considerando a área lateral esquerda completamente fixada e a área lateral direita fixada nas direções y e z. Neste caso, os carregamentos permitem uma translação na direção x visando simular o efeito de pequenos deslocamentos da união da mandíbula na região do côndilo.

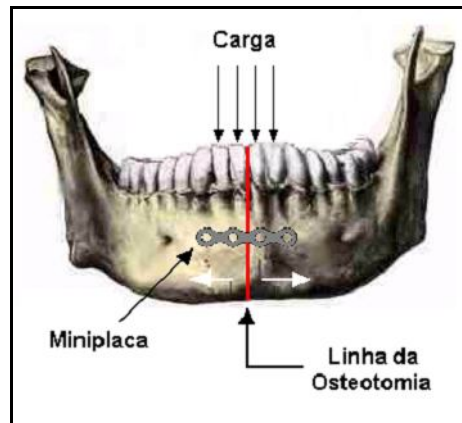


Figura 3.7 – Oclusão nos incisivos centrais com osteotomia mediana mandibular.

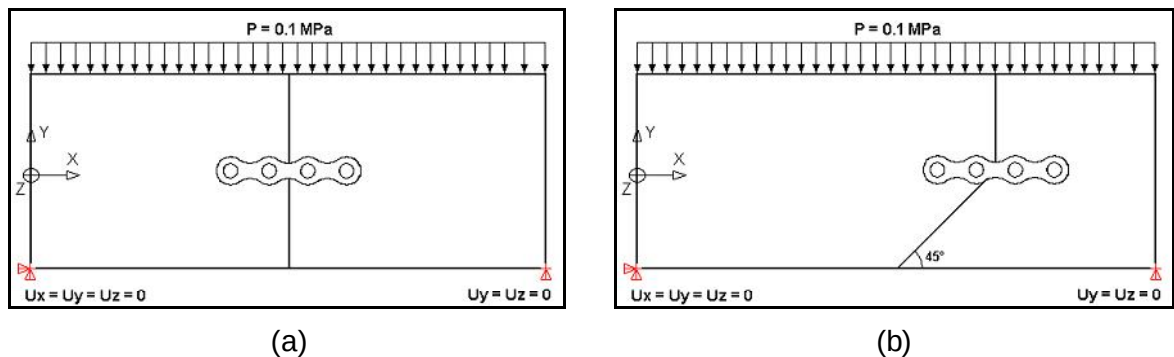


Figura 3.8 – Condições de contorno: (a) Mandibulotomia mediana; (b) Mandibulotomia paramediana.

3.3. Modelo Tridimensional da Mandíbula

A geometria de partes e órgãos humanos tende a seguir padrões gerais e são geralmente associados com suas respectivas funções. Apesar de órgãos de formas similares serem encontrados em indivíduos de espécies e raças diferentes, cada pessoa tem seu próprio formato. Ou seja, dois indivíduos possuem o mesmo padrão geométrico de mandíbula, porém não possuem as mesmas dimensões.

A modelagem de tais estruturas deve ser baseada na geometria individual de um paciente, levando a uma análise caso a caso e obtendo uma resposta diferenciada para cada paciente. Por esta razão, o intuito de futuros trabalhos nesta linha é utilizar imagens de tomografia de um paciente para adquirir suas dimensões e, com recursos CAD, gerar a mandíbula para a posterior Análise de Elementos Finitos. Apesar de não ser o objetivo deste

trabalho foi desenvolvida a metodologia de obtenção de modelos tridimensionais de elementos finitos de mandíbulas humanas reais utilizando imagens de tomografia.

A Tomografia Computadorizada (TC) captura imagens internas das estruturas do corpo e órgãos através de cortes transversais que, posteriormente, são “empilhadas” para a formação do volume. Este método não-invasivo obtém imagens que fornecem os constituintes categorizados basicamente por parte mole (tecidos) e parte dura (ossos). No caso deste trabalho, a parte de interesse é a mandíbula.

O padrão de arquivamento digital de imagens, chamado DICOM, foi criado com o objetivo de normalizar a aquisição das mesmas. Essas imagens são formadas por pixels que possuem tons de cinza (Fig. 3.9a), ou melhor, cada pixel assume valores de luminosidade que variam do branco total ao preto total (0 a 255). Neste trabalho uma imagem de tomografia completa da mandíbula foi obtida por um voluntário¹. A imagem no formato DICOM foi adquirida e tratada no programa Matlab. Neste programa foi desenvolvida toda a metodologia para obter as estruturas de “wireframe” da mandíbula. O primeiro passo para a obtenção do contorno da mandíbula é efetuar a segmentação da imagem, ou seja, isolar a parte da imagem relacionada ao osso. Conhecido o padrão de intensidade luminosa do osso, atribui-se o valor zero (preto total) aos pixels que possuem luminosidade inferior a este padrão e valor um (branco total) àqueles que possuem luminosidade igual e superior. Então é formada uma nova imagem binária com pixels de valores zero e um (Fig. 3.9b). Após isto, utilizou-se a função “edge” do Matlab para a determinação dos contornos (Fig. 3.9c) e, dentro desta função, o filtro utilizado foi o “sobel”. Depois, o contorno que constitui a parte da mandíbula foi selecionado (Fig. 3.9d). A Figura 3.10 mostra um fluxograma esquemático sobre os passos a serem realizados para a obtenção do modelo “wireframe” da estrutura da mandíbula. O apêndice 8.1 apresenta a listagem do programa desenvolvido em ambiente Matlab.

As coordenadas dos pixels são encontradas com a função “find” do Matlab, porém não é possível dispô-los na sequência correta para a construção do contorno no CAD. Assim, implementou-se um programa para determinar a conectividade destes pontos e, desta maneira, formou-se as fatias da mandíbula que são dispostas em camadas a uma distância pré-definida pelo tomógrafo. Neste modelo a distância entre as fatias empilhadas foi de 0,3mm (Fig. 3.10a).

¹ A imagem de TC foi obtida no Hospital das Clínicas UFU de um voluntário sem restaurações dentárias, mediante sua prévia aprovação.

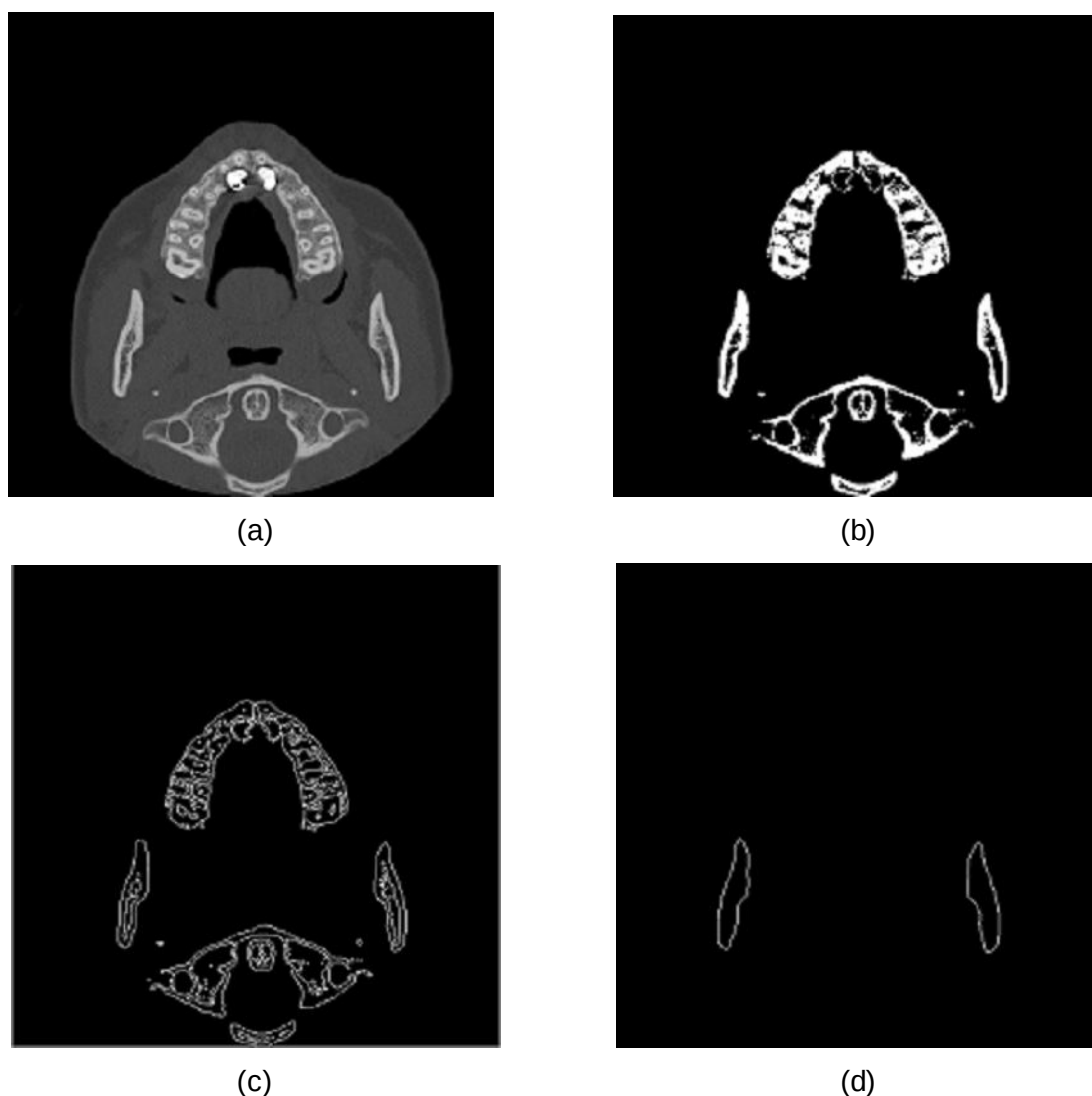


Figura 3.9 – (a) Imagem tomográfica DICOM; (b) Imagem segmentada; (c) Contornos dos ossos; (d) Contorno da mandíbula.

A Figura 3.10c mostra a geração da superfície do arco da mandíbula e a Figura 3.10d mostra a geração do modelo de elementos finitos.

No mercado, existem softwares que geram o modelo completo da mandíbula para a prototipagem rápida. Estes arquivos possuem extensão STL (Stereolithography) e são facilmente adquiridos por softwares especializados na geração de sólidos a partir de imagens de tomografia. Porém, devido ao grande nível de detalhes apresentado neste modelo STL como, por exemplo, a grande quantidade de pequenas áreas, evitou-se a utilização do mesmo para análise em elementos finitos. Preferiu-se, desta maneira, gerar uma mandíbula simplificada, baseada nas dimensões principais, a partir de uma metodologia desenvolvida neste trabalho. A Figura 3.11 mostra um modelo CAD gerado em STL de uma mandíbula real.

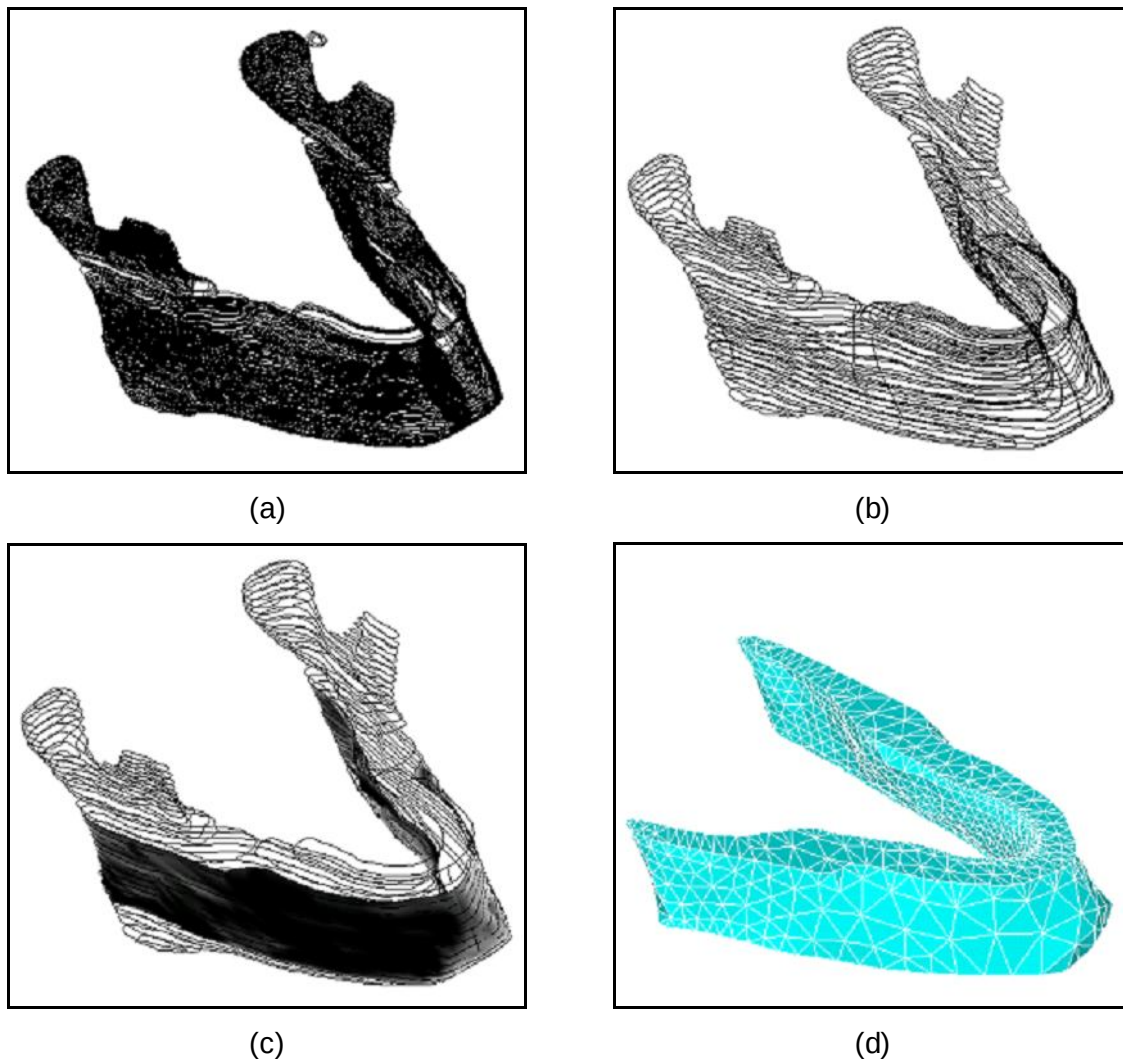


Figura 3.10 – (a) Todas camadas formadas; (b) Camadas selecionadas; (c) Formação do volume de interesse; (d) Modelo em Elementos Finitos.

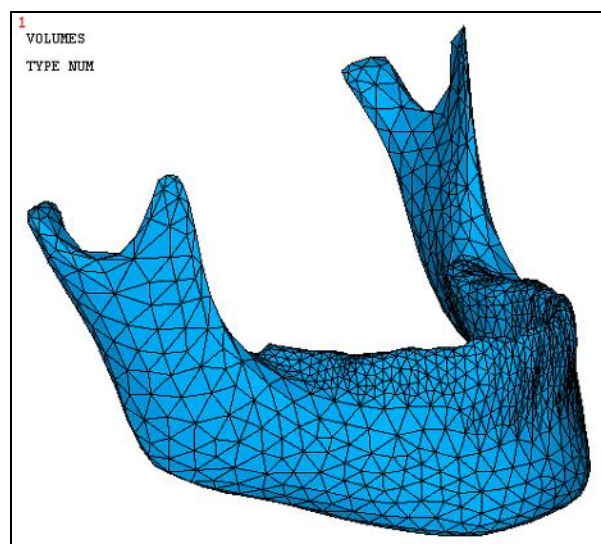


Figura 3.11 – Mandíbula completa em STL.

3.3.1. Modelo Tridimensional Aproximado da Mandíbula

Mesmo com este modelo da mandíbula real (Fig. 3.11), é onerosa a discretização em elementos finitos e a adequação da miniplaca à superfície do mento é inviável. Portanto, baseada na geometria da mandíbula real, simplificou-se a mandíbula (Fig. 3.12) visando uma resposta mais rápida. Nota-se que as características geométricas e dimensionais foram preservadas.

Em função da dificuldade em gerar um modelo CAD da miniplaca que se adapte à superfície da região do mento, planificou-se esta região da mandíbula. A Figura 3.13 mostra o modelo adotado para análise.

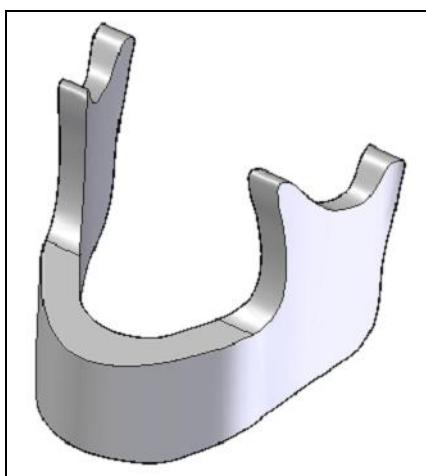


Figura 3.12 – Modelo simplificado de uma mandíbula.

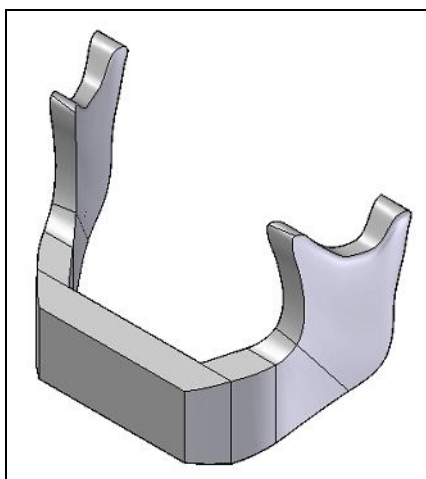


Figura 3.13 – Modelo adotado para análise.

Após a obtenção da representação geométrica apropriada do domínio, deve-se efetuar a discretização do mesmo. A divisão do domínio contínuo em um número finito de elementos é uma condição para a utilização de métodos numéricos. Desta maneira, pode-se

tratar o problema mecânico como uma fonte de respostas em um número finito de localizações (nós) ao invés do domínio inteiro.

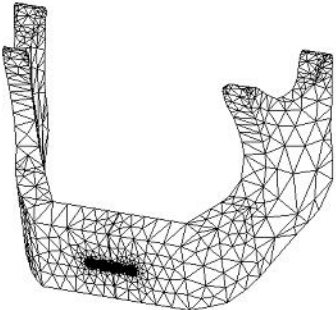
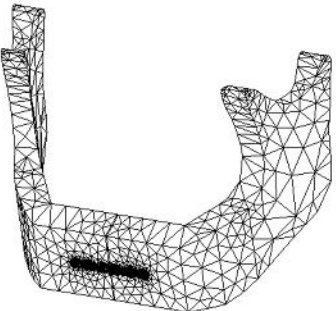
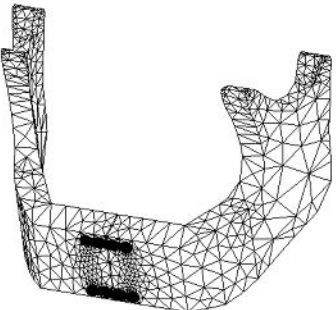
As duas decisões principais a serem tomadas após a construção do modelo CAD são:

1) Modelo matemático: a escolha do tipo de elemento; 2) Posicionamento de cada elemento: número de nós e suas coordenadas.

Os elementos adotados foram os mesmos utilizados no modelo simplificado (vide Figuras 3.3 a 3.5). As características dos materiais (considerados aqui como isotrópicos) também foram mantidas (vide Tabela 3.1).

A malha foi gerada automaticamente utilizando o Ansys.

Tabela 3.5. Grupos dos modelos de elementos finitos da mandibulotomia mediana.

Modelos	Número de elementos / nós
 Modelo MC1: 1 miniplaca e 4 parafusos	31.303 elementos 45.149 nós
 Modelo MC2: 1 miniplaca e 6 parafusos	51.478 elementos 72.921 nós
 Modelo MC3: 2 miniplacas e 8 parafusos	60.108 elementos 85.334 nós

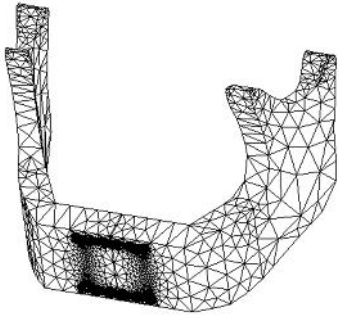
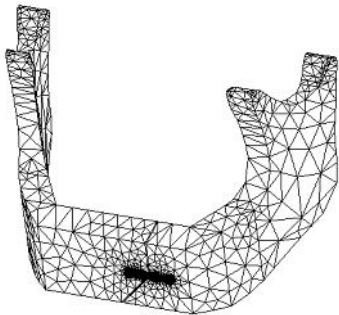
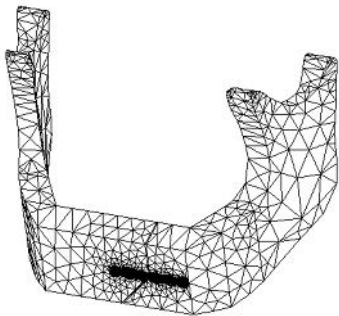
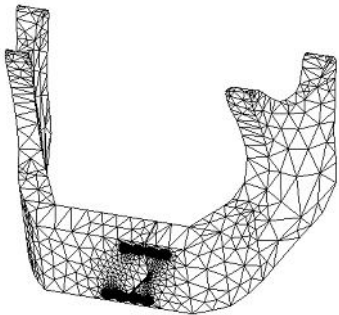
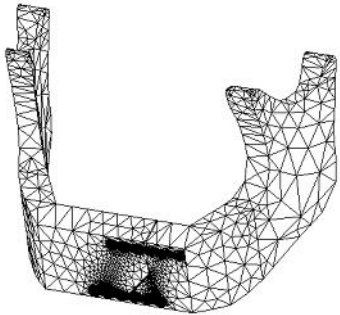
Modelos	Número de elementos / nós
 Modelo MC4: 2 miniplacas e 12 parafusos	116.045 elementos 162.624 nós

Tabela 3.6. Grupos dos modelos de elementos finitos da mandibulotomia paramediana.

Modelos	Número de elementos / nós
 Modelo PC1: 1 miniplaca e 4 parafusos	32.823 elementos 47.154 nós
 Modelo PC2: 1 miniplaca e 6 parafusos	50.967 elementos 72.019 nós
 Modelo PC3: 2 miniplacas e 8 parafusos	65.583 elementos 92.583 nós

Modelos	Número de elementos / nós
 Modelo PC4: 2 miniplacas e 12 parafusos	118.283 elementos 165.432 nós

Após as malhas geradas, definiram-se as superfícies “alvo” e “contato” para posterior geração dos elementos de contato. Adotou-se o mesmo coeficiente de atrito do modelo simplificado (0,3) entre as superfícies resultantes da osteotomia e entre as superfícies dos parafusos e da mandíbula. Os elementos de contato são mostrados na Figura 3.14.

3.3.2. Condições de Contorno

Com o intuito de manter o mesmo padrão entre os modelos (simplificado e mandíbula tridimensional), foi distribuída a mesma carga de 80N na parte superior do mento. Foram escolhidos três pontos na região do côndilo para imposição dos deslocamentos. As condições de contorno são mostradas na Figura 3.15.

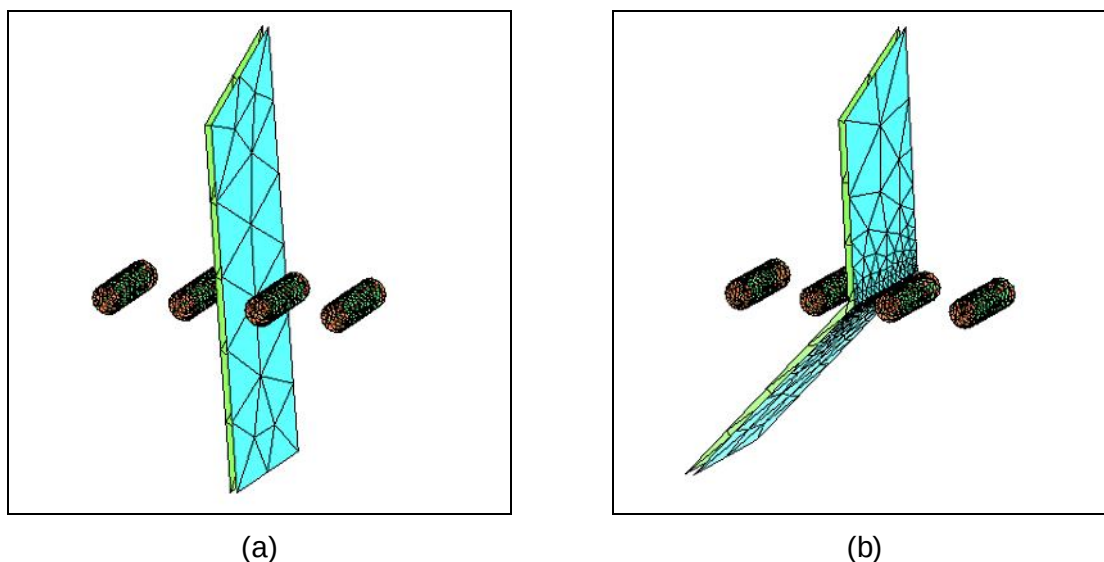


Figura 3.14 – Elementos de contato do modelo da mandíbula: Mandibulotomia: (a) Mediana; (b) Paramediana.

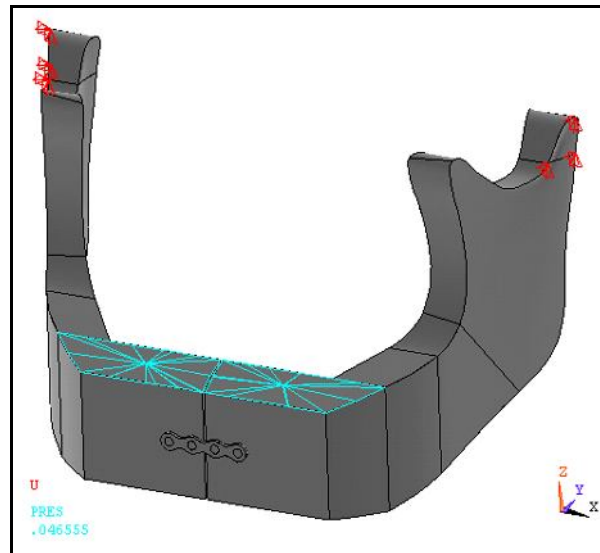


Figura 3.15 – Condições de Contorno.

Os deslocamentos nos pontos do cômulo são:

- 1) Cômulo direito: $U_x = U_y = U_z = 0$;
- 2) Cômulo esquerdo: $U_y = U_z = 0$;
- 3) Carga de 80N distribuída na parte superior do mento: 0,09311 MPa .

CAPÍTULO IV

MODELAGEM EXPERIMENTAL

4.1. Introdução

Neste capítulo são mostrados os procedimentos realizados para avaliar a distribuição de tensões gerada em modelos fotoelásticos considerando um corte mediano e um corte paramediano, ambos fixados por fios.

O objetivo desta análise não foi verificar a estabilidade ou comparar com a análise numérica e sim avaliar o comportamento dos modelos com relação ao campo de tensões ao longo dos cortes a partir de uma fixação imposta. Neste caso, a análise foi feita utilizando um modelo fotoelástico de uma mandíbula planificada na região do mento. Os modelos fotoelásticos possuem um baixo módulo de elasticidade, da ordem de 300 MPa. Portanto, para simular a fixação por fios dos modelos, foram utilizados fios ortodônticos. Os fios ortodônticos também foram utilizados devido à possibilidade de controlar a intensidade da fixação aplicada nos furos entre os modelos fotoelásticos cortados.

Neste trabalho utilizou-se um material fotoelástico que tem como característica principal uma boa resposta ótica, mesmo sob cargas reduzidas. Porém, as deformações admitidas pelo mesmo são pequenas, resultando em faixas operacionais de aplicação de cargas com baixos valores. Um inconveniente deste material é que ele deve ser trabalhado em um prazo máximo de 48 horas, sob risco de ocorrerem tensões residuais devido ao “efeito de borda” (DALLY; RILLEY, 1980).

Foram confeccionados três modelos fotoelásticos de uma mandíbula humana a partir de um gabarito fundido em resina acrílica que serviu de referência para a confecção do molde em borracha de silicone.

A parte frontal destes modelos foi devidamente nivelada, a fim de tornar as faces planas com uma espessura uniforme, com o intuito de aplicar a metodologia da

fotoelasticidade de transmissão plana. Esta simplificação não invalida a análise, uma vez que foi observada a distribuição de tensões nas diferentes configurações de amarração mantendo-se em todos os modelos sempre a mesma referência, ou seja, as faces planas. O primeiro modelo fundido serviu como referência para a definição de um projeto piloto, a fim de avaliar e solucionar todos os pontos críticos da análise, que foram feitas de acordo com as seguintes etapas:

- Fundição de um modelo tridimensional de mandíbula em resina fotoelástica;
- Corte do modelo fotoelástico, seguindo procedimentos padronizados da técnica, gerando tensões residuais mínimas ou nulas;
- Furação do modelo fotoelástico, seguindo procedimentos padronizados da técnica, gerando tensões residuais mínimas ou nulas;
- Amarração dos cortes, seguindo procedimentos padronizados de um processo de fixação aplicado na prática clínica;
- Projeto e ajuste do dispositivo de carga;
- Leitura dos parâmetros fotoelásticos.

Através do projeto piloto, fez-se a otimização dos passos delineados anteriormente, com intuito de organizar e facilitar as análises finais efetuadas nos dois modelos resultantes.

Um modelo fotoelástico submetido a forças externas e atravessado por um feixe de luz polarizada apresenta padrões de franjas que permitem a análise qualitativa e quantitativa da distribuição de tensões no modelo. Após a fixação dos cortes através dos fios, os modelos foram posicionados no dispositivo de carga projetado. Três tipos de carga, simulando a mastigação foram utilizados através do posicionamento de uma borracha de silicone de pequena espessura, entre a maxila e o modelo fotoelástico da mandíbula (parte frontal e distal esquerda e direita, respectivamente). Em todos os modelos observou-se não só a distribuição das tensões mediante uma carga aplicada, bem como os deslocamentos físicos relativos. Neste caso, esta avaliação foi feita apenas através de inspeção visual.

Toda a metodologia experimental e análise dos resultados foram feitas no Laboratório de Projetos Mecânicos (LPM) da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia.

4.2. Obtenção dos Moldes

Inicialmente, selecionou-se um voluntário¹ que possuía uma mordida de boa oclusão,

¹ Este molde foi obtido de um voluntário participante do projeto sua mediante prévia aprovação.

com o objetivo de se obter um modelo fotoelástico onde se pudesse simular uma mordida uniforme.

A seguir, foi confeccionado um modelo de gesso a partir da moldagem da mandíbula e maxila deste voluntário utilizando moldeiras apropriadas para dentado superior e inferior (I2 e S2). A fim de obter uma região plana com espessura uniforme na parte frontal da mandíbula efetuou-se o desgaste do modelo de gesso na região de sínfise da mandíbula localizado entre os caninos 33 a 43. Para isto, utilizou-se um motor elétrico de suspensão acoplado a uma peça reta de uso protético. Nesta peça foi conectada uma broca maxicut de 8 mm de ponta ativa de uso odontológico visando um desgaste inicial. O acabamento final foi realizado utilizando lixas d'água de granulação 150, 250, 400 e 600, respectivamente. A Figura 4.1 mostra o sistema utilizado para efetuar o desgaste do modelo de gesso.

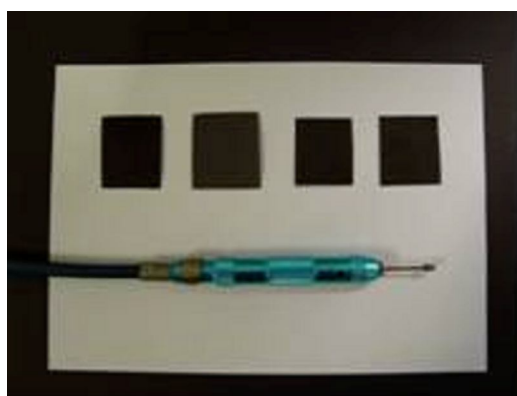


Figura 4.1 – Materiais utilizados para desgastar o modelo de gesso.

Com o objetivo de melhorar o acabamento superficial final foi confeccionado um modelo em resina acrílica (Dencrilon®) a partir do modelo de gesso. Para isto foi gerado um molde de alginato utilizando como referência o modelo de gesso posicionado em uma caixa moldeira de madeira com dimensões (10.5 x 8 x 6) cm³. Neste caso, utilizaram-se três porções de alginato para três porções de água sendo devidamente espatulado e misturado na água.

Para obter o molde, a mistura foi vertida na caixa moldeira e logo em seguida inseriu-se o modelo de gesso. Após a cura do alginato, o modelo de gesso foi retirado e a caixa moldeira foi envolvida por um pano úmido a fim de preservar a umidade do molde, evitando-se uma diminuição significativa nas dimensões do molde. A Figura 4.2 mostra a caixa moldeira utilizada como sede para obtenção do modelo em resina acrílica.

A seguir, a resina acrílica foi vertida no molde de alginato. Neste caso, utilizou-se 30 ml de resina auto polimerizante com 30 gramas de acrílico auto polimerizante, ambas da Dencrilon. A Figura 4.3 mostra o modelo de resina.



Figura 4.2 – Caixa moldeira para obtenção do modelo em resina acrílica.



(a)



(b)

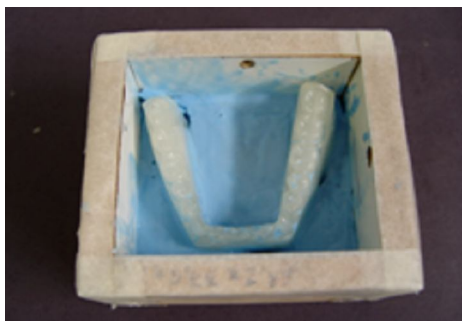
Figura 4.3 – Modelo de Dencrilon.

Na seqüência foi obtido o molde de silicone. Neste caso, utilizou-se um recipiente plástico de 500 ml preparando-se uma mistura com 95% em volume de silicone azul industrial (componente A) e 5% em volume de catalisador para silicone azul industrial (componente B). Na Figura 4.4 são mostrados os componentes A e B. Em seguida a mistura foi adequadamente homogeneizada. Após isto, despejou-se a mistura na caixa de molde onde já estava contido o modelo de resina acrílica com a base colada apoiada no fundo da caixa. Visando evitar que bolhas de ar se aprisionassem no molde, a mistura foi vertida lentamente. O tempo de cura foi de 24 horas.



Figura 4.4 – Silicone Azul Industrial e catalisador de silicone azul.

Na Figura 4.5 mostra a caixa de molde com modelo de Dencrilom imerso no silicone e molde de silicone azul pronto.



(a)



(b)

Figura 4.5 – (a) Caixa de molde com modelo de Demcrlom; (b) molde da mandíbula de silicone azul.

4.3. Obtenção do Modelo Fotoelástico

Para a obtenção do modelo fotoelástico foi determinado o volume da mandíbula (45cm^3). O modelo fotoelástico da mandíbula foi feita em resina semi-rígida com uma proporção de 2 partes em volume da resina (Comp. A) para 1 parte do catalisador (Comp. B), ambos da marca Polipox, como mostrado na Fig. 4.6. Portanto o volume necessário de resina e catalisador são:

- Resina fotoelástica semi-rígida: 30 ml
- Catalisador para resina fotoelástica semi -rígida: 15 ml

Dentro do molde de silicone foi vazada a resina fotoelástica conforme mostra a Figura 4.7. Após a preparação da resina e vazamento no molde, foram aguardadas 48 horas à temperatura ambiente e em local fechado para a completa polimerização da resina.



Figura 4.6 – Resina fotoelástica semi-rígida (à esquerda) e catalisador (à direita).



Figura 4.7 – Preenchimento do molde de silicone com a resina fotoelástica misturada.

Após a cura da resina (48 horas), o modelo foi levado em um polariscópio construído no LPM da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia a fim de se verificar a possível presença de tensões residuais decorrentes de um eventual processo denominado “efeito de borda” (DALLY e RILEY, 1978). A Figura 4.8 mostra um desses modelos posicionados no polariscópio, onde se pode observar que não houve surgimento de franjas, indicando não haver tensões residuais.



Figura 4.8 – Modelo de resina fotoelástica visualizado no Polariscópio.

4.4. Preparação do Modelo Fotoelástico para a Análise Experimental

O modelo fotoelástico foi preparado para ser analisado em três etapas consecutivas: Furação corte e amarração. Estes processos são detalhados abaixo.

4.4.1. Processo de Furação

Para realização do processo de furação foram utilizados os seguintes materiais:

- Broca de aço rápido com diâmetro de 1.5mm.
- Furadeira de bancada, composta por guia do tipo rabo de andorinha e motor elétrico de suspensão com peça de mão reta (Figura 4.9).

- Recipiente com bico dosador contendo água, para refrigeração.
- Dispositivo de fixação da mandíbula (Figura 4.10).

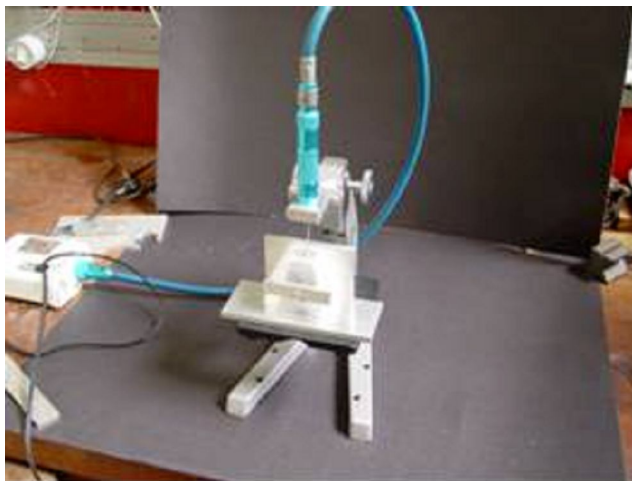


Figura 4.9 – Furadeira de bancada desenvolvida no Laboratório.

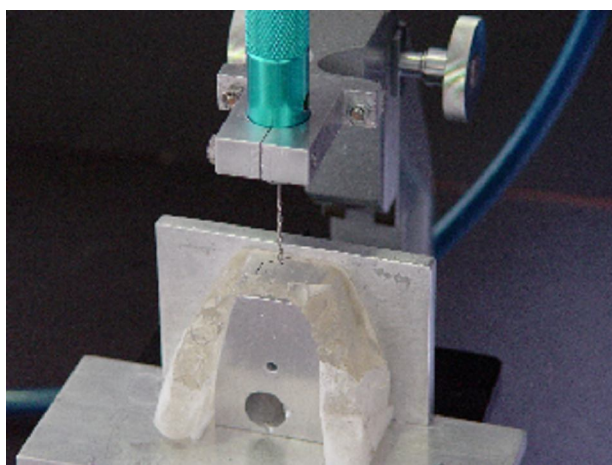


Figura 4.10 – Processo de marcação e furação dos modelos mediano e paramediano.

Para fazer a furação do modelo fotoelástico, inicialmente determinam-se os pontos em função do processo usual definido por uma cirurgia convencional de mandibulotomia. Neste caso, os furos foram feitos a 3mm de distância a partir da linha dos cortes medianos e paramedianos, conforme mostrado nas Figuras 4.11 e 4.12. Para realizar a marcação dos pontos, mediu-se o comprimento dos cortes verticais e inclinados à 45°, no caso do corte paramediano e o comprimento vertical no caso do corte mediano.

Para o corte mediano, dividiu-se o comprimento total em 5 pontos equidistantes. A partir dos pontos 4 e 5 marcou-se um ponto distante 3mm em uma linha perpendicular à linha do corte para a esquerda e outro ponto distante 3mm para a direita.

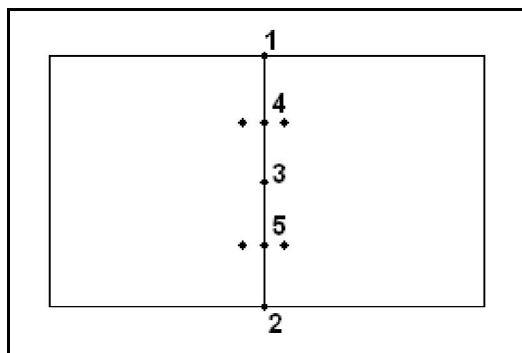


Figura 4.11 – Pontos a serem furados no corte mediano.

No caso do corte paramediano determina-se o ponto médio do comprimento vertical (ponto 1) e a partir deste, novamente marca-se um ponto distante 3mm em uma linha perpendicular à linha do corte para a esquerda e outro ponto distante 3mm para a direita. O mesmo é feito para o corte inclinado. O esquema da marcação pode ser visto abaixo na Figura 4.12.

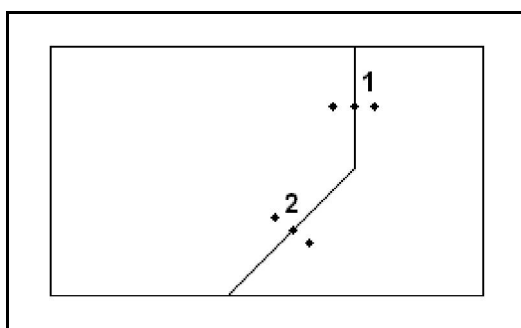


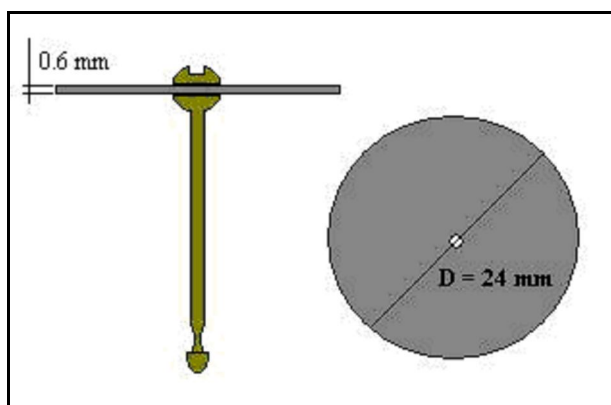
Figura 4.12 – Pontos a serem furados no corte mediano.

Depois de marcados os pontos a serem furados, fixou-se a mandíbula em um adaptador que impede o deslocamento da mandíbula devido as solicitações do processo de furação. Foi utilizado um avanço manual rápido da broca, juntamente com o fluido refrigerante (água) visando minimizar os efeitos de tensões residuais devido ao aquecimento do material. Este procedimento pode ser visto esquematicamente na Figura 4.10.

4.4.2. Cortes nos Modelos

Para efetuar os cortes no modelo fotoelástico da mandíbula, utilizou-se um disco de carborundum (Figura 4.13a) com 0.6 mm de espessura e 24 mm de diâmetro. Este disco foi fixado em um adaptador, mostrado na Figura 4.13b, e em seguida fixado em um micro motor de baixa rotação.

Depois de preparado o dispositivo, o corte foi iniciado com baixa velocidade de avanço, utilizando a água para evitar o aquecimento excessivo e o aparecimento de tensões residuais. O procedimento pode ser visualizado na Figura 4.13b.



(a)



(b)

Figura 4.13 – (a) Representação do adaptador e do disco de carborundum; (b) Modelo sendo cortado.

4.4.3. Processo de Fixação dos Cortes

A fixação dos cortes foi feita através de um processo de amarração dos modelos utilizando elásticos ortodônticos, mostrados na Figura 4.14. Os elásticos foram escolhidos como elementos de fixação por causa da necessidade de uma padronização da intensidade da amarração obtida pela definição de um número padrão de elos. Além disso, a resina utilizada possui uma baixa rigidez que impede a reutilização de fios de aço. Para garantir que o fio não se soltasse, utilizou-se fios de nylon com diâmetro 0,7mm para travamento dos elos.

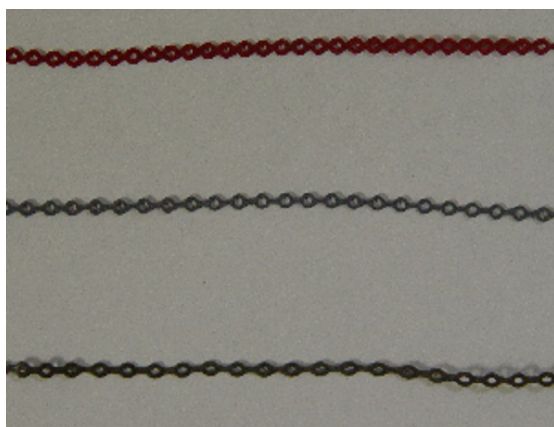


Figura 4.14 – Elásticos utilizados para amarrar o modelo fotoelástico.

Para padronizar as análises dos modelos paramedianos e medianos procurou-se padronizar a força de fixação através da quantidade de elos dos fios ortodônticos. O processo de fixação foi conduzido de forma a aproximar-se com a metodologia utilizada nas cirurgias convencionais. Para realizar a amarração cruzada foram utilizados seis elos do elástico para o corte mediano e sete elos para o corte paramediano. No caso da amarração paralela, foram utilizados três elos do elástico, tanto para o corte mediano como para o corte paramediano. A Figura 4.16 mostra os modelos fixados com os elásticos.

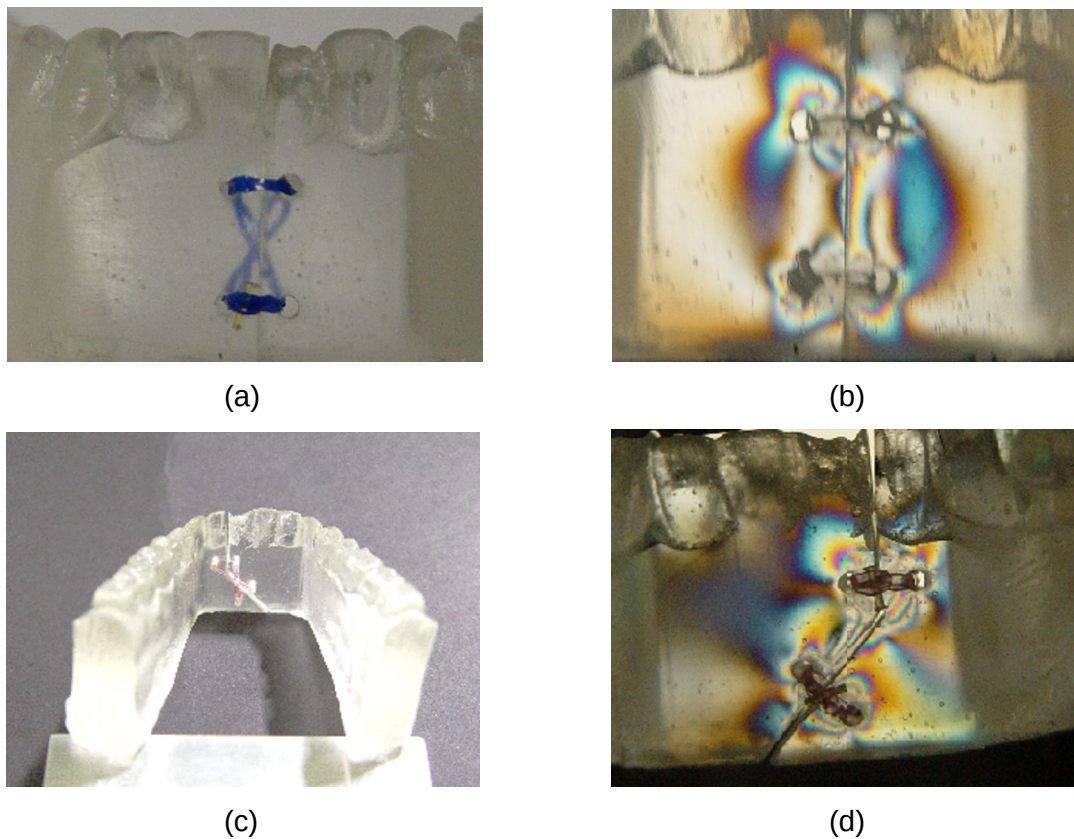


Figura 4.16 – Corte mediano: (a) Amarração cruzada; (b) Amarração paralela; Corte paramediano: (c) Amarração cruzada (d) Amarração paralela.

4.5. Montagem do Aparato Experimental

Para a análise dos modelos fotoelásticos foi implementado um aparato experimental, conforme mostrado no desenho esquemático da Figura 4.17. O aparato é constituído por um sistema de aplicação de carga, que reproduz a oclusão da boca, adaptado a um polariscópio de transmissão.

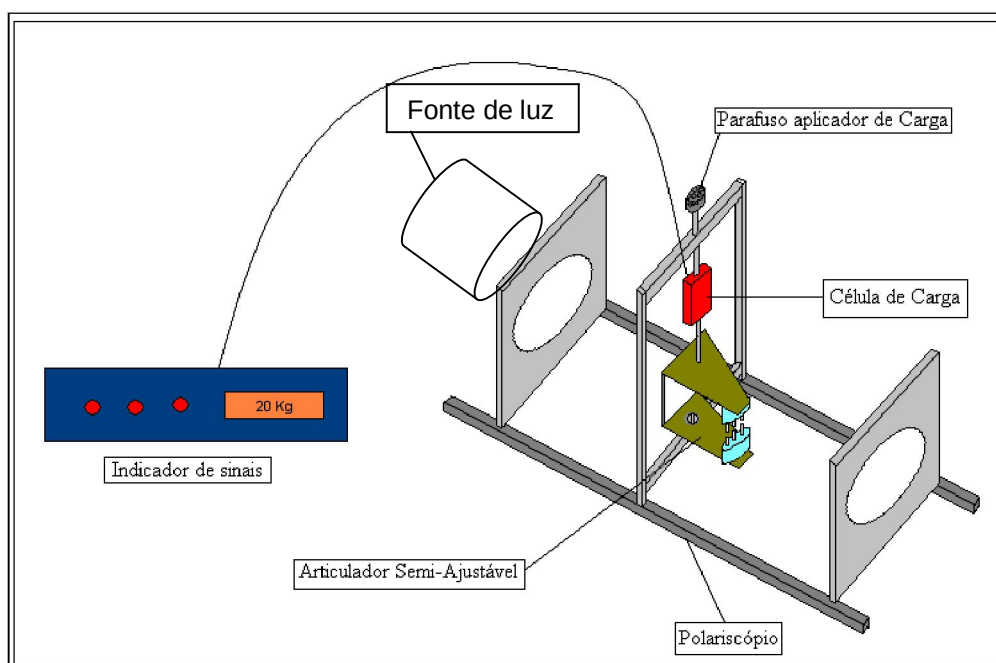


Figura 4.17 – Esquema do Aparato Experimental.

4.5.1. Sistema de Aplicação de Carga

O sistema de aplicação de carga é composto por um articulador semi-ajustável, modelo 4000 da Bio Art, mostrado na Figura 4.18, utilizado para simular as solicitações de uma oclusão. O movimento de oclusão é feito na parte superior do dispositivo através de um parafuso de carga mostrado na Figura 4.19a. Os sinais de força são captados por uma célula de carga Kratos 50 Kgf adaptada a este parafuso juntamente com um indicador de sinais, mostrado na Figura 4.19b.

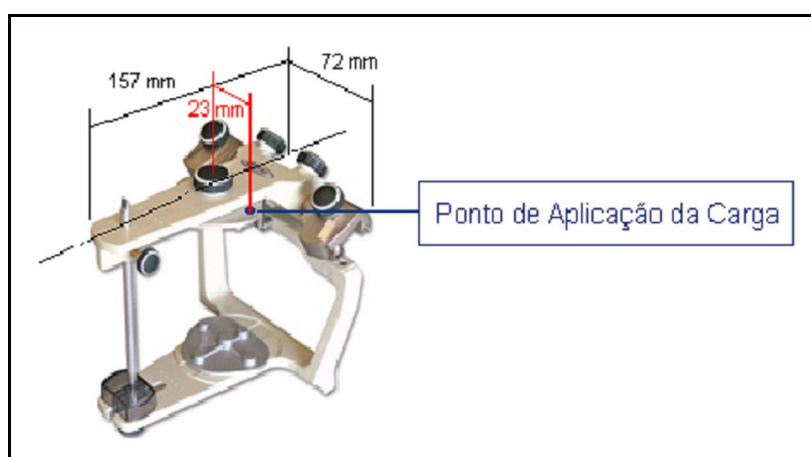
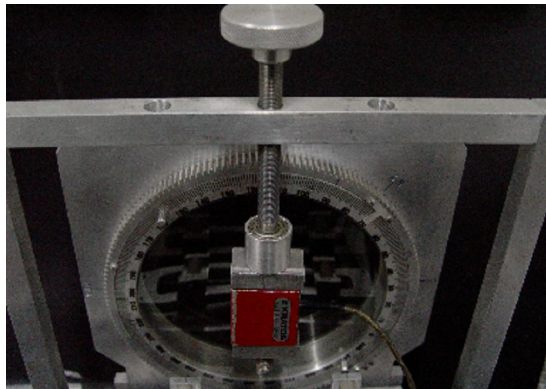


Figura 4.18 – Articulador semi-ajustável 4000 da Bio-Art com dimensões e local onde a carga é aplicada.



(a)



(b)

Figura 4.19 – (a) Parafuso aplicador de carga; (b) Célula de carga e indicador de sinais.

4.5.2. Polariscópio

Para realizar a análise fotoelástica, foi utilizado um polariscópio de transmissão, mostrado na Figura 4.20, desenvolvido no laboratório de Projetos Mecânicos.

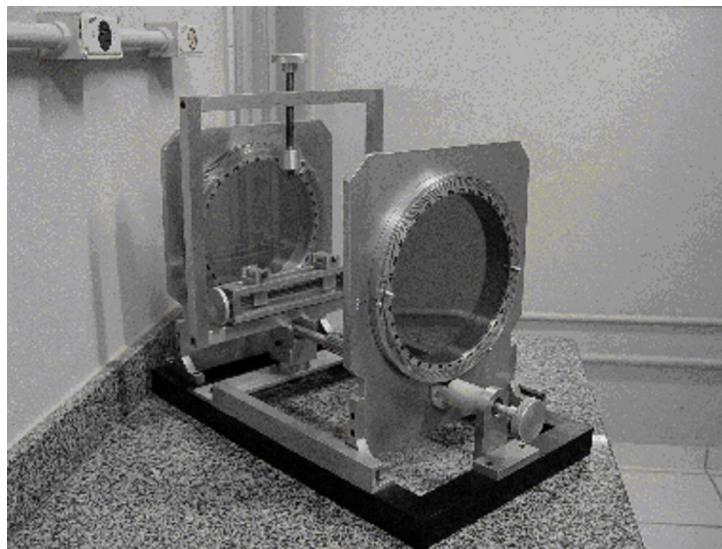


Figura 4.20 – Polariscópio de transmissão plana.

O aparato experimental completo pode ser visualizado na Figura 4.21.

A análise dos modelos foi feita para as amarrações paralela e cruzada. Para cada amarração, mudou-se o local onde a carga era transmitida para o modelo, visando simular o modo que a carga é aplicada na mandíbula, supondo o efeito de mastigação, utilizando uma borracha de silicone colocada no local onde a carga era transmitida. Foram realizadas três séries distintas para obtenção de resultados. A primeira série com o pedaço de silicone posicionado na parte direita da mandíbula, a segunda com o pedaço de silicone posicionado no lado esquerdo da mandíbula e a terceira com o silicone posicionado no centro da

mandíbula. Este procedimento pode ser visto na Figura 4.22. Para simular adequadamente as condições de contorno da mandíbula, deixando a parte frontal livre, foi fixada uma barra de alumínio no articulador que serve de apoio para o modelo fotoelástico.

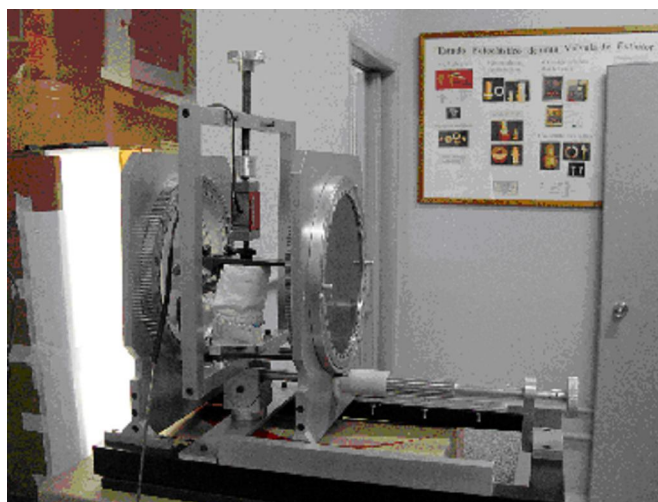


Figura 4.21 – Aparato experimental montado adaptado no polariscópio de transmissão.

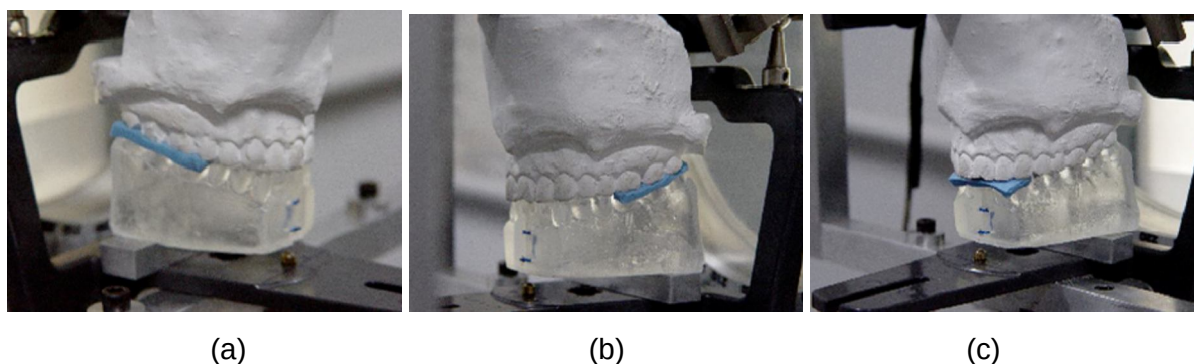


Figura 4.22 – Disposição do silicone na mandíbula: (a) Molar direita; (b) Molar esquerda e (c) Parte central.

A determinação dos parâmetros fotoelásticos foi feita utilizando uma oclusão da ordem de 10 N. Foi utilizada uma câmera digital para registrar o padrão das franjas observadas nos modelos.

CAPÍTULO V

RESULTADOS

5.1. Introdução

Os capítulos III e IV mostraram, respectivamente, detalhes dos modelos numéricos e experimentais.

Inicialmente, os modelos numéricos de elementos finitos foram planejados com quatro configurações diferentes, através de miniplacas, com quatro e seis parafusos de fixação dispostos em blocos prismáticos bipartidos.

Visando aproximar as condições de contorno do modelo real da mandíbula, as quatro configurações de fixação com as miniplacas foram utilizadas em um modelo simplificado de uma mandíbula.

A validação da malha foi feita em todos os modelos numéricos deste trabalho.

Modelos experimentais utilizando o método de fotoelasticidade de transmissão plana foram utilizados para avaliar o gradiente de tensões ao longo de cortes, mediano e paramediano com fixação por fios.

Neste capítulo são apresentados os resultados para as várias análises efetuadas, numérica e experimental. O objetivo é avaliar o nível de estabilidade nos vários modelos, bem como, a distribuição de tensões na região próxima aos cortes, mediano e paramediano.

5.2. Estabilidade das Fixações e Distribuição de Tensões

Para que ocorra o sucesso do processo de osteossíntese é fundamental que a movimentação ou estabilidade entre os cortes seja pequena, menor do que 200 μm (NACAO, 2002).

Neste trabalho a estabilidade foi definida em termos dos deslocamentos nodais resultantes de translação (U), em nós definidos no contorno externo dos cortes, definida por:

$$U = \sqrt{U_x^2 + U_y^2 + U_z^2} \quad (5.1)$$

Os valores de U_x , U_y , U_z são os deslocamentos nodais de translação nas direções x , y e z , respectivamente.

As seqüências dos nós utilizadas para determinar os deslocamentos de translação, para cada tipo de corte, mediano e paramediano, nos modelos tridimensionais analisados são mostradas nas Figuras 5.1, 5.2, 5.3 e 5.4.

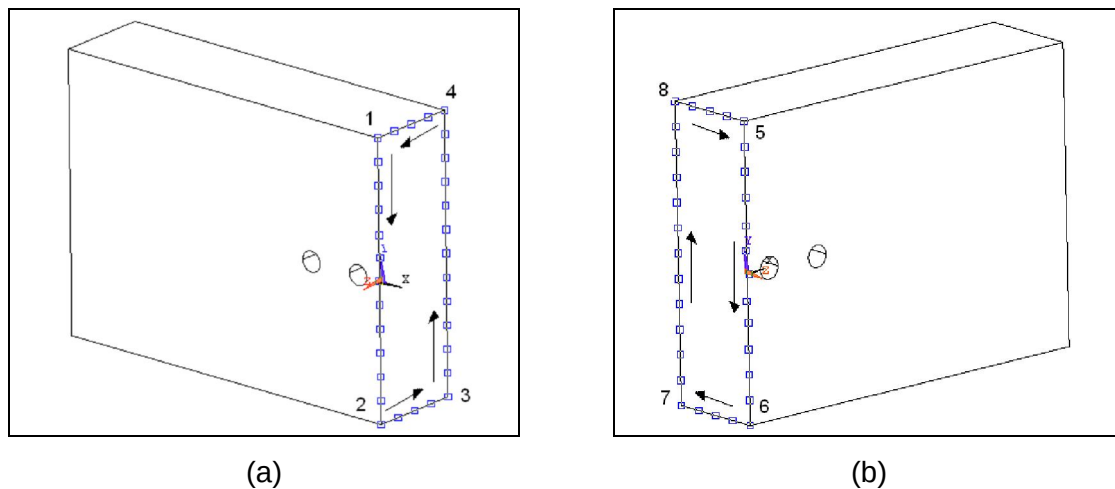


Figura 5.1 – Seqüência de pontos do modelo tridimensional simplificado do corte mediano na seção direita (a) e seção esquerda (b).

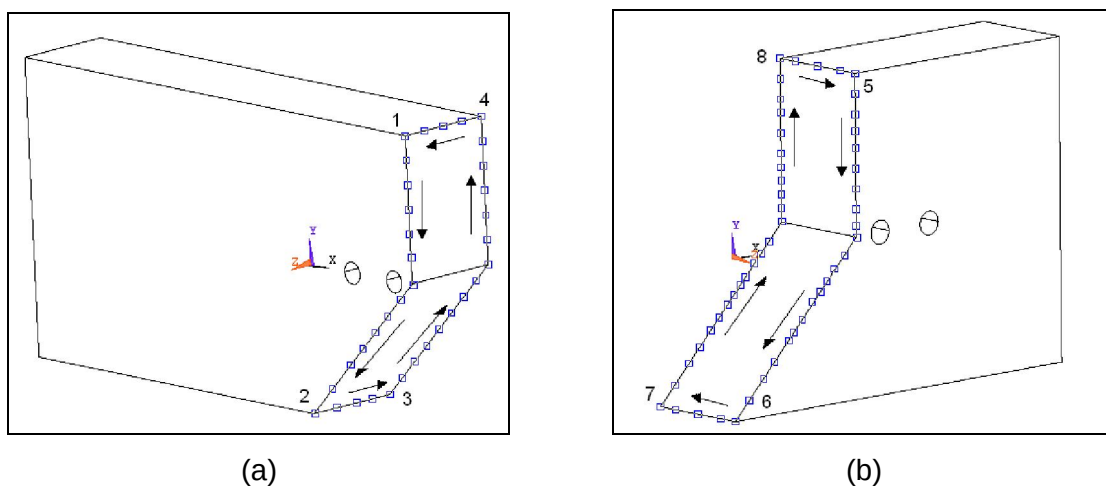


Figura 5.2 – Seqüência de pontos do modelo tridimensional simplificado do corte paramediano na seção direita (a) e seção esquerda (b).

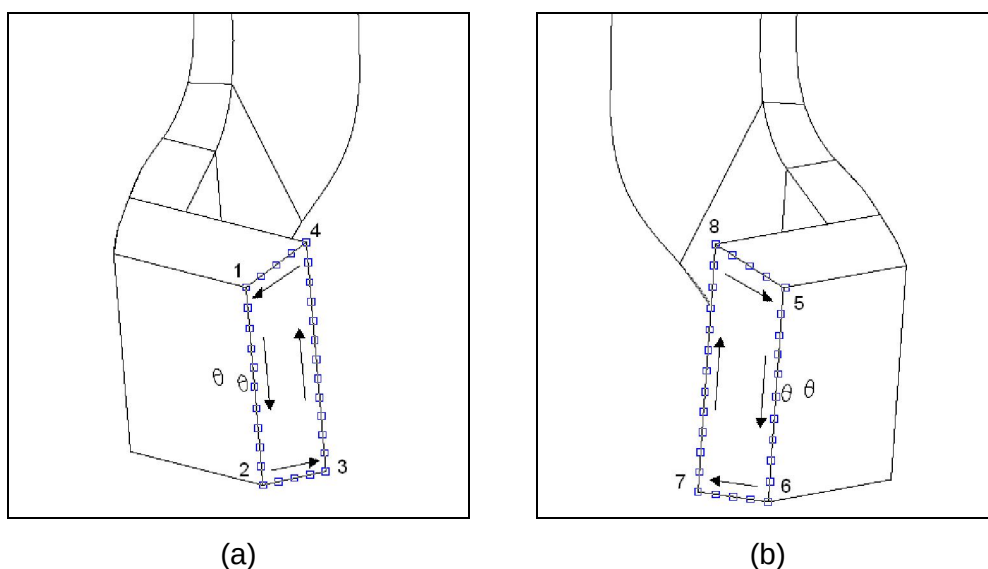


Figura 5.3 – Seqüência de pontos do modelo tridimensional da mandíbula simplificada do corte mediano na seção direita (a) e seção esquerda (b).

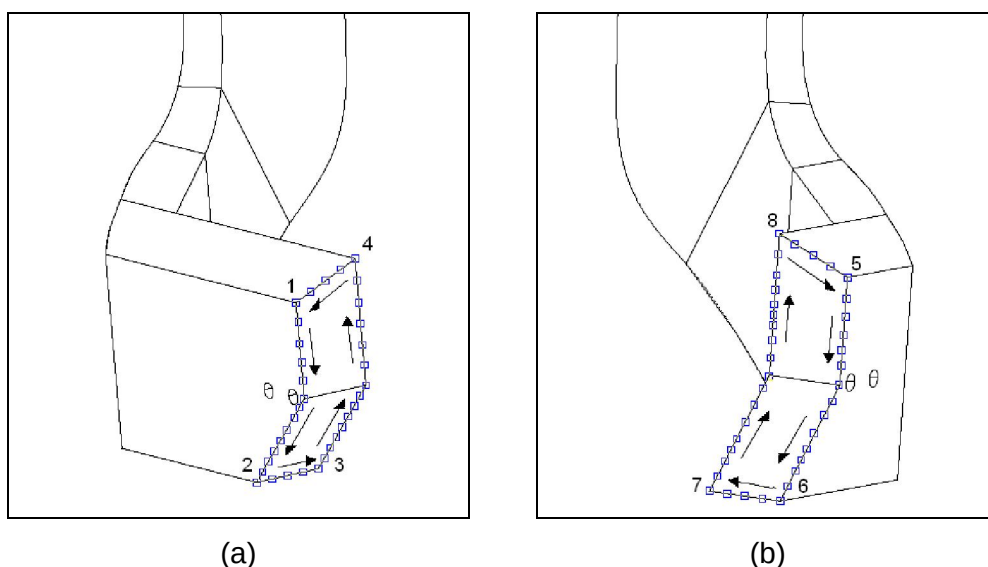


Figura 5.4 – Seqüência de pontos do modelo tridimensional da mandíbula simplificada do corte paramediano na seção direita (a) e seção esquerda (b).

Foram definidos todos os nós das linhas que formam as superfícies resultantes dos cortes mediano e paramediano no modelo tridimensional simplificado e do modelo tridimensional da mandíbula simplificada. Utilizando o comando PATH do programa ANSYS é possível interpolar os resultados de deslocamento na seqüência pré-definida do caminho estabelecido. Portanto, a estabilidade dos modelos foi analisada nestes pontos pré-definidos. O gradiente de tensões foi avaliado de forma qualitativa e quantitativa na região do mento. Além disso, pontos críticos foram determinados e uma inspeção visual foi feita nos vários modelos analisados.

Logo, de acordo com a nomenclatura definida, sempre que se mencionar uma linha resultante da osteotomia será dito, por exemplo, “linha 1-2” a sequência de nós pertencentes ao caminho formado pelos pontos 1 e 2. Isto será feito para facilitar na localização de pontos durante a análise.

Os comprimentos de cada intervalo analisado são mostrados nas tabelas 5.1 e 5.2.

Tabela 5.1 – Comprimento dos intervalos do modelo tridimensional simplificado.

	Comprimento do Intervalo [mm]							
Mandibulotomia	1-2	2-3	3-4	4-1	5-6	6-7	7-8	8-5
Mediana	30,000	10,000	30,000	10,000	30,000	10,000	30,000	10,000
Paramediana	36,272	10,000	36,272	10,000	36,192	10,000	36,192	10,000

Tabela 5.2 – Comprimento dos intervalos do modelo simplificado da mandíbula.

	Comprimento do Intervalo [mm]							
Mandibulotomia	1-2	2-3	3-4	4-1	5-6	6-7	7-8	8-5
Mediana	27,277	10,000	31,541	10,871	27,277	10,000	31,541	10,871
Paramediana	32,974	10,000	37,238	10,871	32,888	10,000	37,152	10,871

Para avaliar os deslocamentos relativos dos nós, foram adotadas as seguintes equações:

$$\Delta U_x = U_{x(D)} - U_{x(E)} \quad (5.2)$$

$$\Delta U_y = U_{y(D)} - U_{y(E)} \quad (5.3)$$

$$\Delta U_z = U_{z(D)} - U_{z(E)} \quad (5.4)$$

Onde:

$U_{x(D)}$: deslocamentos na direção x dos nós compreendidos no intervalo 1-2-3-4-1.

$U_{x(E)}$: deslocamentos na direção x dos nós compreendidos no intervalo 5-6-7-8-5.

$U_{y(D)}$: deslocamentos na direção y dos nós compreendidos no intervalo 1-2-3-4-1.

$U_{y(E)}$: deslocamentos na direção y dos nós compreendidos no intervalo 5-6-7-8-5.

$U_{z(D)}$: deslocamentos na direção z dos nós compreendidos no intervalo 1-2-3-4-1.

$U_{z(E)}$: deslocamentos na direção z dos nós compreendidos no intervalo 5-6-7-8-5.

ΔU_x : deslocamentos relativos na direção x.

ΔU_y : deslocamentos relativos na direção y.

ΔU_z : deslocamentos relativos na direção z.

Para facilitar a análise dos deslocamentos relativos, foram definidos os seguintes intervalos:

1. Intervalo A: novo intervalo que compara os nós dos intervalos paralelos 1-2 e 5-6.
2. Intervalo B: novo intervalo que compara os nós dos intervalos paralelos 2-3 e 6-7.
3. Intervalo C: novo intervalo que compara os nós dos intervalos paralelos 3-4 e 7-8.
4. Intervalo D: novo intervalo que compara os nós dos intervalos paralelos 4-1 e 8-1.

Deve-se ressaltar que os eixos de referência permanecem os mesmos em todos os modelos numéricos (vide Figura 3.1).

5.3. Modelo Tridimensional Simplificado

As Figuras 5.5 e 5.6 mostram o formato deformado de todos os modelos analisados com o corte mediano e paramediano, respectivamente, utilizando o método de elementos finitos nos modelos tridimensionais simplificados.

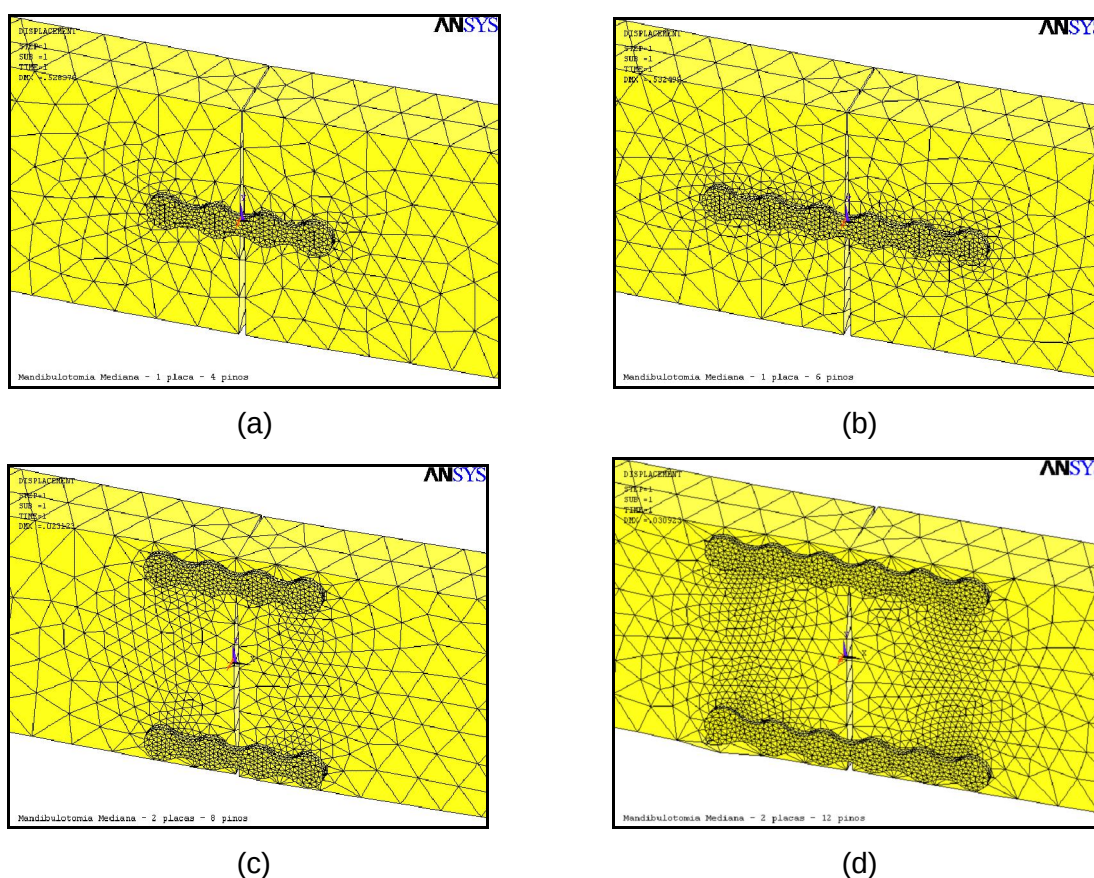


Figura 5.5 – Modelo deformado do corte mediano: (a) modelo M1; (b) modelo M2; (c) modelo M3; (d) modelo M4.

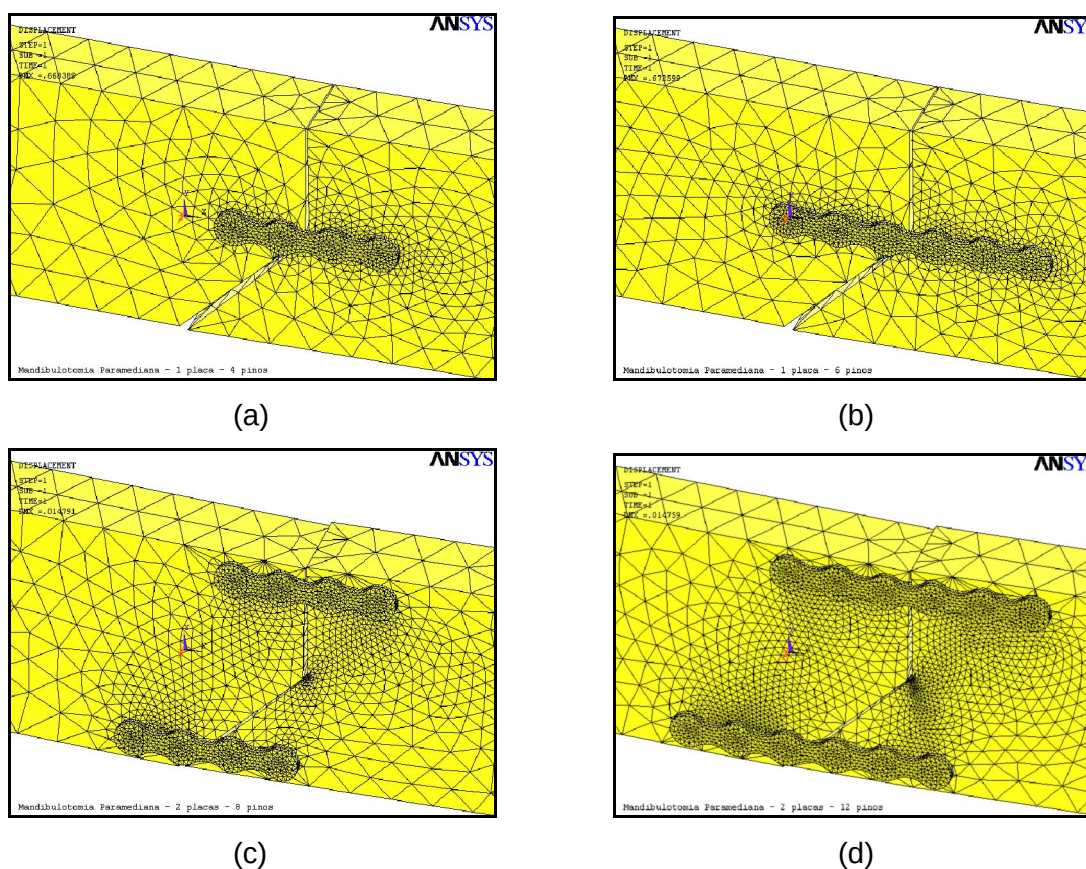
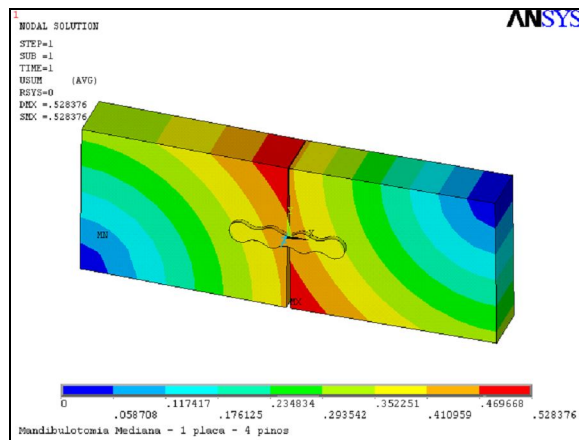


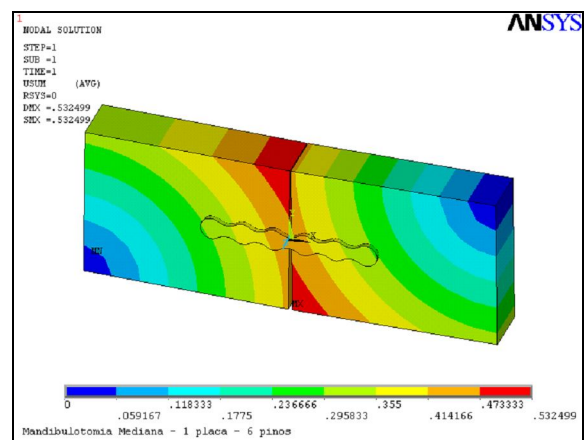
Figura 5.6 – Modelo deformado do corte paramediano: (a) modelo P1; (b) modelo P2; (c) modelo P3; (d) modelo P4.

Nos modelos simplificados com o corte mediano apresentados na Figura 5.5, observa-se uma maior abertura na região do mento devido aos carregamentos impostos (simulação crítica do efeito de mastigação) e as condições de contorno impostas. Visualmente observa-se um maior deslocamento nos modelos com uma miniplaca, comparativamente aos modelos com duas miniplacas. Não são observadas diferenças significativas entre os modelos com quatro e seis parafusos.

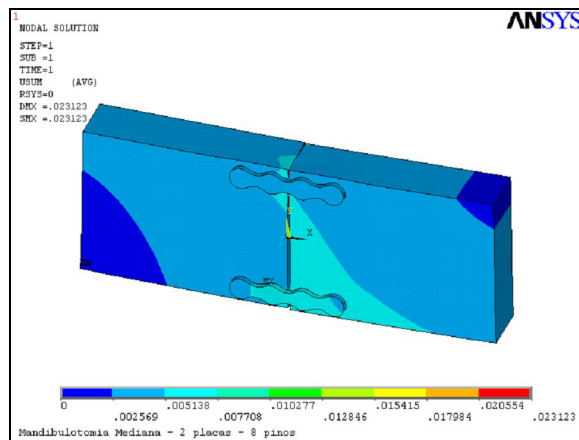
Quanto aos modelos simplificados com o corte paramediano mostrados na Figura 5.6, nota-se uma maior abertura na região inferior do mento no modelo com fixação de apenas uma miniplaca. Se comparados os dois tipos de corte com apenas uma miniplaca, é possível observar a ocorrência de uma abertura maior no modelo paramediano. Porém, não se pode afirmar, visualmente, que utilizando apenas uma miniplaca, o corte mediano apresenta uma melhor estabilidade se comparado ao corte paramediano. Novamente não se percebe diferenças nos deslocamentos relativos entre os modelos com quatro e seis parafusos.



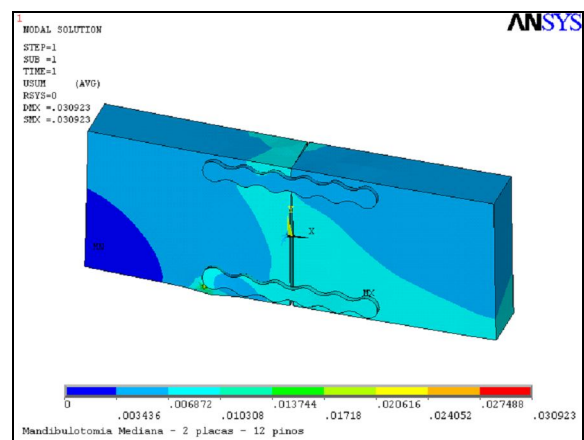
(a)



(b)

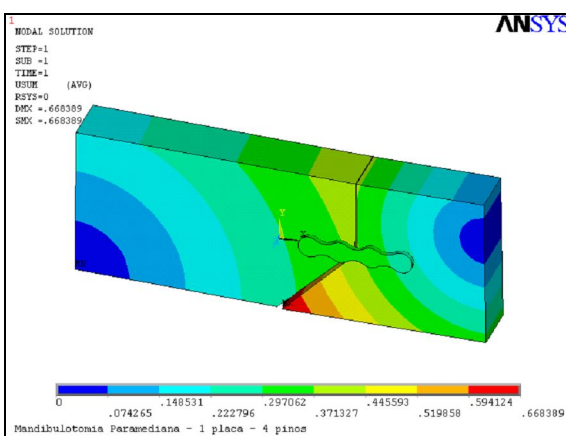


(c)

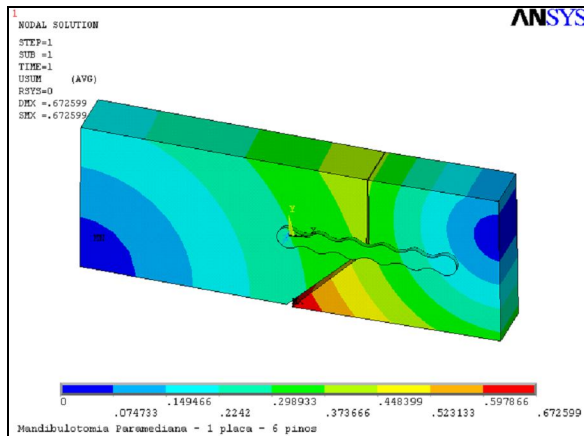


(d)

Figura 5.7 – Campo de deslocamentos resultantes do corte mediano: a) modelo M1; b) modelo M2; c) modelo M3; d) modelo M4.



(a)



(b)

Figura 5.8 – Campo de deslocamentos resultantes do corte paramediano: a) modelo P1; b) modelo P2.

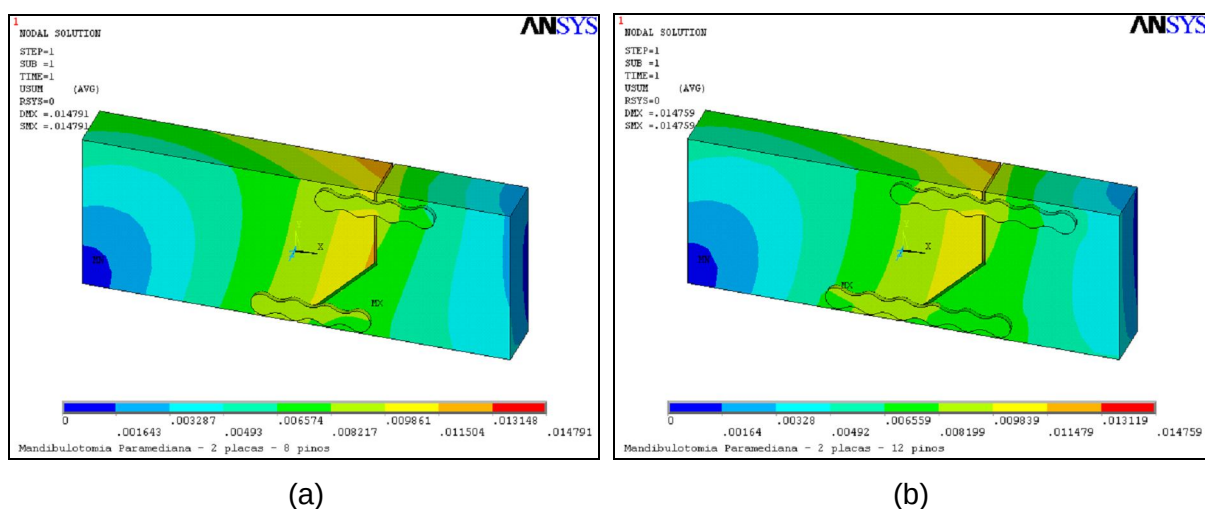


Figura 5.9 – Campo de deslocamentos resultantes do corte paramediano: a) modelo P3; b) modelo P4.

As Figuras 5.7, 5.8 e 5.9 mostram o campo de deslocamentos resultantes dos modelos analisados com o corte mediano e paramediano, respectivamente.

Nota-se que, quando utilizado uma miniplaca em ambos os tipos de mandibulotomia, os modelos apresentam campos de deslocamentos resultantes similares. Baseado nesta avaliação, dentro das limitações dos modelos analisados, verificou-se que o número de parafusos não influenciou nos níveis de deslocamento. Desta maneira, considerando as condições de contorno e de carregamentos impostos, recomenda-se executar apenas quatro furos com a finalidade de evitar a perda de material ósseo.

A fixação com duas miniplacas gera um campo de deslocamentos resultante mais homogêneo e de menor intensidade. Logo, qualitativamente, pode-se verificar que os modelos com duas miniplacas apresentam uma melhor estabilidade do conjunto. Os modelos com duas miniplacas em ambos os tipos de corte apresentam diferenças nos níveis de deslocamentos resultantes. Porém, estas diferenças não são significativas ao ponto de se aumentar o número de furos para melhorar a estabilidade da fixação.

O maior deslocamento resultante do modelo M1 foi 528,376 μm enquanto que o modelo M2 foi de 532,499 μm , ou seja, uma diferença relativa de 0,78%. Logo, os valores estão próximos e ambos os modelos apresentaram este deslocamento resultante máximo no nó situado na linha 6-7. Este ponto é considerado, portanto, um ponto crítico do modelo.

Os modelos M3 e M4 apresentaram deslocamentos resultantes máximos de 23,123 μm e 30,923 μm , respectivamente. Ambos os valores ocorrem próximo a um dos parafusos da extremidade direita da miniplaca inferior. Os resultados desta modelagem numérica parecem não coincidir com o paradigma estabelecido por muitos cirurgiões de que quanto maior o número de parafusos, melhor será a rigidez da fixação.

Os modelos P1, P2, P3 e P4 apresentaram deslocamentos resultantes máximos no valor de 668,389 μm , 672,599 μm , 14,791 μm e 14,759 μm , respectivamente. Nos modelos P1 e P2, este deslocamento máximo ocorreu no nó situado na linha 6-7. O deslocamento resultante máximo no modelo P3 ocorreu próximo ao parafuso da extremidade direita da miniplaca inferior, enquanto que, no modelo P4, o máximo ocorreu próximo ao parafuso da extremidade esquerda da miniplaca inferior. Nota-se que, quando se utiliza a mesma quantidade de miniplacas, os valores dos deslocamentos máximos ficam próximos, demonstrando que a quantidade de parafusos não influencia significativamente nos níveis de deslocamentos resultantes. Porém, em todos os modelos com duas miniplacas, o máximo valor do deslocamento resultante não ocorreu nas linhas pré-definidas para a análise.

Desta maneira, pode-se afirmar que a melhor fixação é realizada com duas miniplacas com quatro parafusos em ambos os cortes mediano e paramediano.

As Figuras 5.10 e 5.11 mostram os deslocamentos resultantes dos pontos pré-definidos pelos caminhos mostrados na Figura 5.1 (mandibulotomia mediana). As Figuras 5.12 e 5.13 mostram os deslocamentos resultantes dos pontos pré-definidos pelos caminhos mostrados na Figura 5.2 (mandibulotomia paramediana).

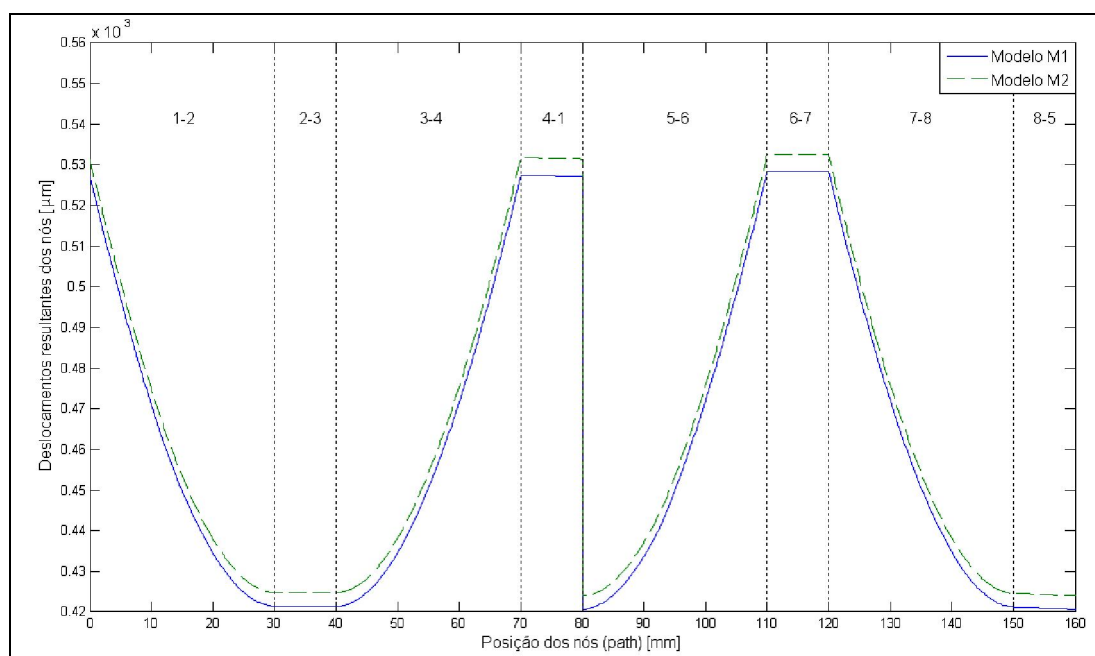


Figura 5.10 – Deslocamentos resultantes dos modelos medianos com uma miniplaca (Modelos M1 e M2).

Na Figura 5.10, observam-se maiores deslocamentos resultantes nas linhas 4-1 e 6-7 e menores deslocamentos nas linhas 2-3 e 8-5. Para o carregamento aplicado nas linhas 4-

1 e 6-7 não haveria estabilidade necessária para ocorrência da osteossíntese, enquanto que, a estabilidade é maior nas linhas 2-3 e 8-5. Portanto, os pontos críticos dos modelos M1 e M2 estão compreendidos nos intervalos 4-1 e 6-7. Também é possível constatar que o número de parafusos utilizados não influenciou nos resultados. Nota-se também uma simetria entre as curvas de alguns intervalos como, por exemplo, 1-2 e 5-6. Isto comprova que as linhas paralelas do modelo com apenas uma miniplaca possuem comportamento similares.

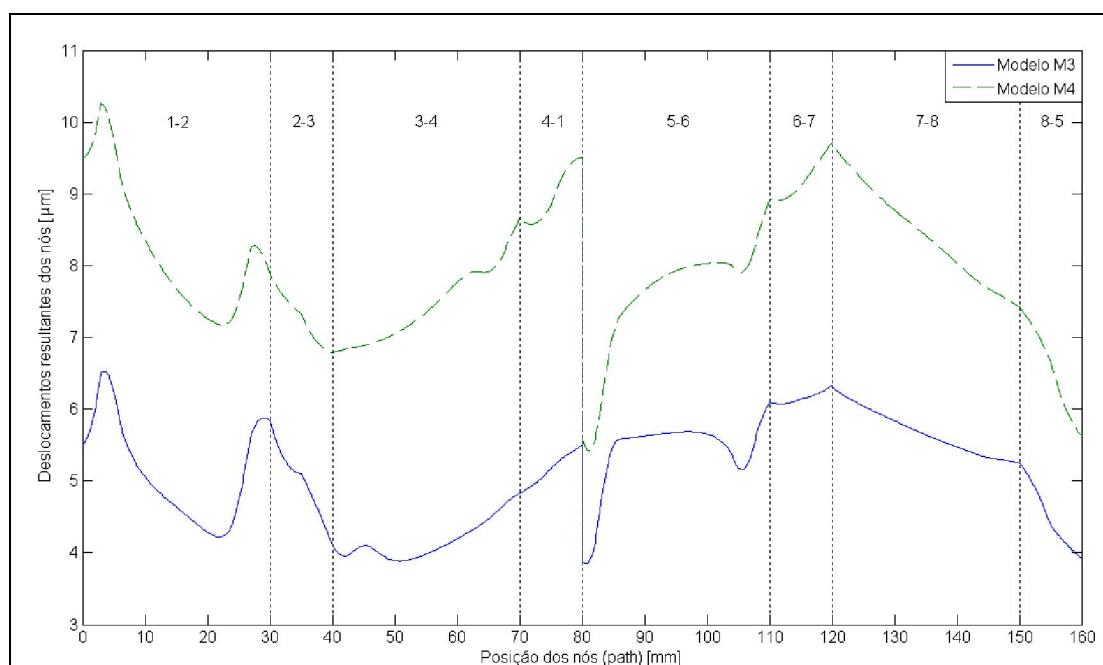


Figura 5.11 – Deslocamentos resultantes dos modelos medianos com duas miniplacas (Modelos M3 e M4).

Nota-se na Figura 5.11 que os valores máximos e mínimos dos deslocamentos resultantes não se encontram distanciados como nos modelos com uma miniplaca. Os maiores deslocamentos resultantes ocorrem nos intervalos 1-2, 4-1 e 6-7 e os menores nos intervalos 5-6 e 8-5. Percebe-se que o comportamento dos deslocamentos resultantes é similar em ambos os modelos M3 e M4, porém os deslocamentos resultantes são menores no modelo M4. Neste caso, o número de miniplacas influenciou nos resultados. Apesar disto, os deslocamentos resultantes dos modelos M3 e M4 são muito pequenos quando comparados com os modelos M1 e M2 e, por esta razão, recomenda-se a execução de apenas quatro furos, evitando perda desnecessária de osso. Não é possível identificar simetria entre as curvas apresentadas na Figura 5.11.

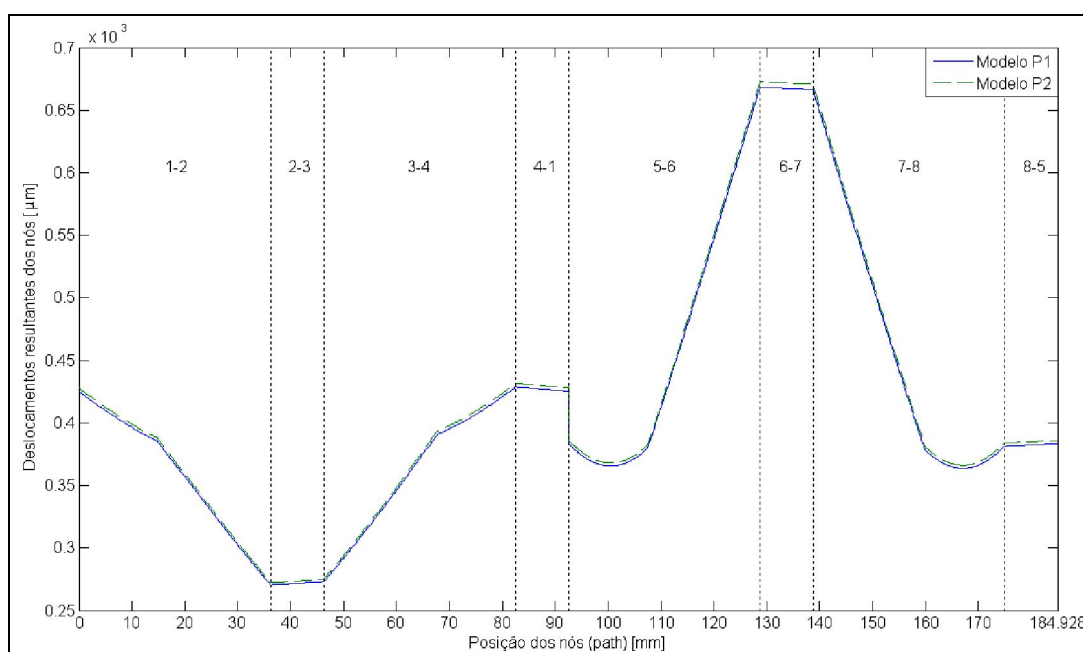


Figura 5.12 – Deslocamentos resultantes dos modelos paramedianos com uma miniplaca (Modelos P1 e P2).

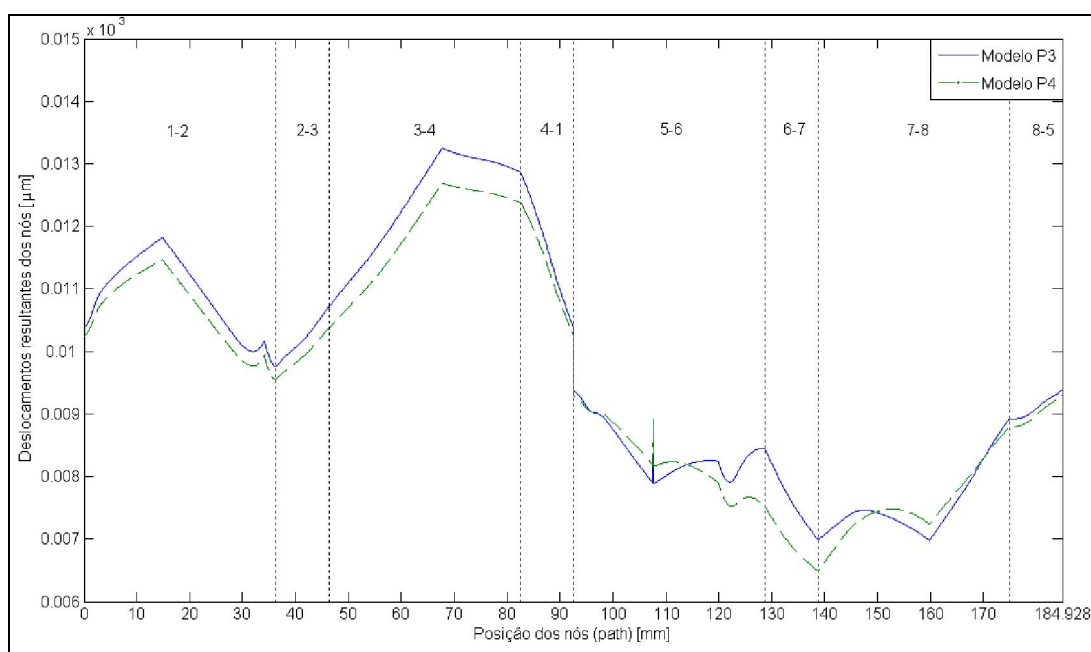


Figura 5.13 – Deslocamentos resultantes dos modelos paramedianos com duas miniplacas (Modelos P3 e P4).

Na Figura 5.12, percebe-se uma proximidade no comportamento dos deslocamentos resultantes dos modelos P1 e P2. Nestes modelos, os maiores deslocamentos resultantes se encontram na linha 6-7 e os menores na linha 2-3. Logo, os pontos que apresentam a menor estabilidade nos modelos se encontram no intervalo 6-7, sendo responsáveis por

prejudicar a união dos segmentos da mandíbula. Observa-se que existem pontos de inflexão compreendidos nas curvas dos intervalos 1-2, 3-4, 5-6 e 7-8. Este ponto é justamente onde ocorre a mudança do plano de corte da mandibulotomia paramediana, possibilitando a análise do comportamento dos deslocamentos resultantes de todas as linhas que formam as superfícies geradas pela osteotomia mandibular. Observa-se uma simetria entre as curvas (intervalos 1-2 e 3-4; intervalos 5-6 e 7-8) e, desta forma, pode-se afirmar que as linhas geradas pela mandibulotomia possuem o mesmo comportamento de deslocamentos.

Na Figura 5.13 nota-se que os menores deslocamentos resultantes acontecem nas linhas 5-6 e 7-8 e os maiores no intervalo 3-4. É possível observar também que o número de parafusos não influencia de maneira significativa os resultados. Não há simetria no comportamento das curvas.

As Figuras 5.10 e 5.11, 5.12 e 5.13 mostram que os valores dos deslocamentos resultantes são maiores quando é usada uma miniplaca. Em todos os grupos, as configurações que apresentam menores deslocamentos resultantes estão presentes nos modelos M3, M4, P3 e P4. A adoção de duas miniplacas com oito parafusos (Modelos M3 e P3) se apresenta ser o melhor caminho de se obter uma fixação rígida, contribuindo para poupar o osso do paciente. Isto se deve ao comportamento similar e os valores dos deslocamentos resultantes serem próximos. Então, pode-se sugerir que as configurações M3 e P3 garantem uma cicatrização mais rápida com menor perda do tecido ósseo.

Apesar de considerar estas configurações como as melhores neste trabalho, esta conduta não é adotada universalmente em pacientes com dentes devido aos danos causados nas raízes dentárias. Geralmente os cirurgiões posicionam uma miniplaca na posição inferior e outra na base do mento quando se adota duas miniplacas.

Com o objetivo de comparar qual tipo de mandibulotomia (mediana ou paramediana) poderia ser adotada pelo cirurgião, foram dispostos no mesmo gráfico os deslocamentos resultantes dos modelos que possuem a mesma configuração de fixação.

A Figura 5.14a mostra o comportamento dos deslocamentos resultantes com a configuração de uma miniplaca com quatro parafusos. Nota-se que o modelo M1 apresenta valores maiores de deslocamento que o modelo P1 nos pontos posicionados até aproximadamente 120 milímetros. Em contrapartida, no restante dos pontos, o modelo P1 possui deslocamentos maiores que o modelo M1. Porém, a situação crítica ocorre no modelo P1, já que o mesmo apresenta os valores máximos de deslocamentos resultantes, condição na qual desfavorece a osteossíntese. A mesma análise se adequa entre os modelos M2 e P2, mostrados na Figura 5.14b.

Analisando as Figuras 5.14c e 5.14d, é possível observar que os modelos P3 e P4 apresentam deslocamentos resultantes maiores que nos modelos M3 e M4. Desta maneira, os modelos M3 e M4 possuem uma estabilidade maior que os modelos P3 e P4.

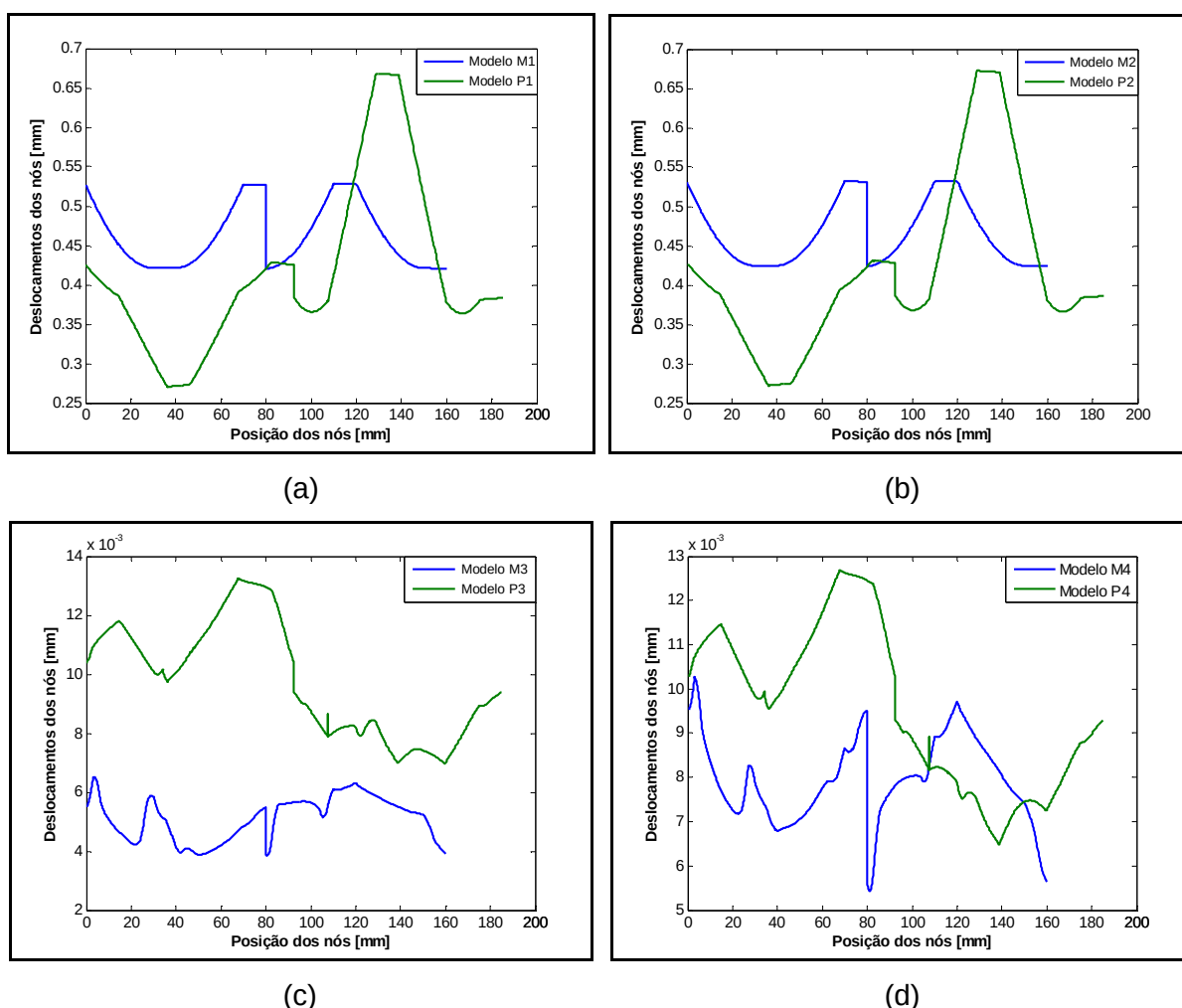


Figura 5.14 – Deslocamentos resultantes dos modelos: a) Modelos M1 e P1; b) Modelos M2 e P2; c) Modelos M3 e P3; d) Modelos M4 e P4.

Então, pode-se considerar que a mandibulotomia mediana, quanto aos deslocamentos analisados neste modelo, é a mais recomendada, pois a união ao longo da linha de osteotomia é mais favorável que a mandibulotomia paramediana, ou seja, os modelos medianos apresentam melhor estabilidade.

Para quantificar a estabilidade neste trabalho, considerou-se que esta é o inverso do valor da área calculada sob a curva de deslocamentos resultantes. Estes valores estão apresentados na Tabela 5.3.

Tabela 5.3 – Estabilidade dos modelos tridimensionais simplificados.

Modelos	Área	Estabilidade
M1	743,9885	0,0135
M2	74,5828	0,0134
M3	0,8198	1,2198
M4	1,2715	0,7865
P1	76,7852	0,0130
P2	77,2946	0,0129
P3	1,8072	0,5533
P4	1,7626	0,5673

De acordo com os valores mostrados na tabela 5.3, conclui-se que o modelo M3 (osteotomia mandibular mediana fixada por duas miniplacas com 4 parafusos) apresenta a melhor estabilidade entre todos os modelos analisados.

As Figuras de 5.15 a 5.20 mostram os deslocamentos relativos na direção x, y e z nos modelos medianos e paramedianos.

Analisando os deslocamentos relativos na direção x dos nós, pode-se notar que:

1. Se o valor de ΔU_x é positivo, ocorre uma aproximação dos nós;
2. Se o valor de ΔU_x é negativo, ocorre um afastamento dos nós;
3. Se o valor de ΔU_x é zero, ocorre um deslocamento relativo nulo.

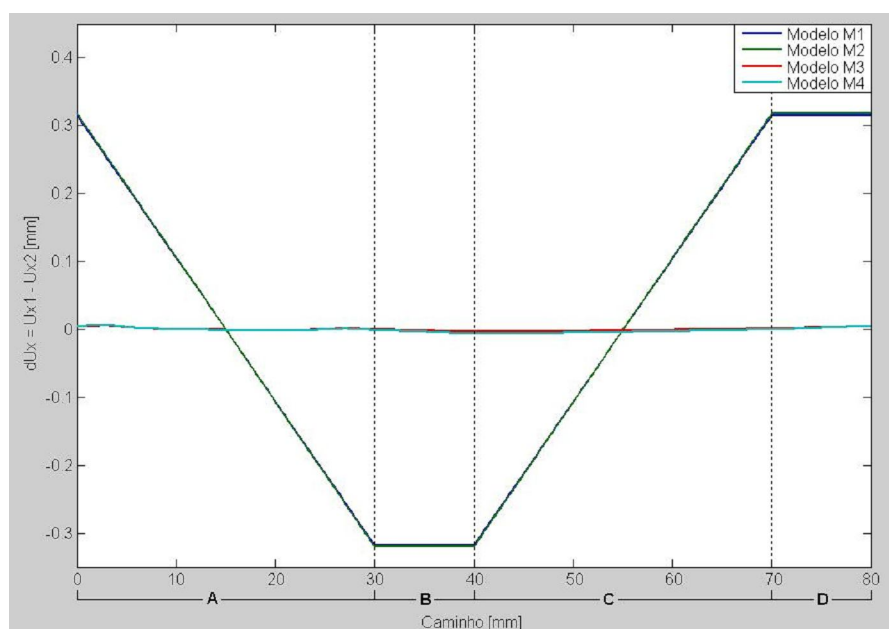


Figura 5.15 – Deslocamento relativo na direção X nos modelos M1, M2, M3 e M4.

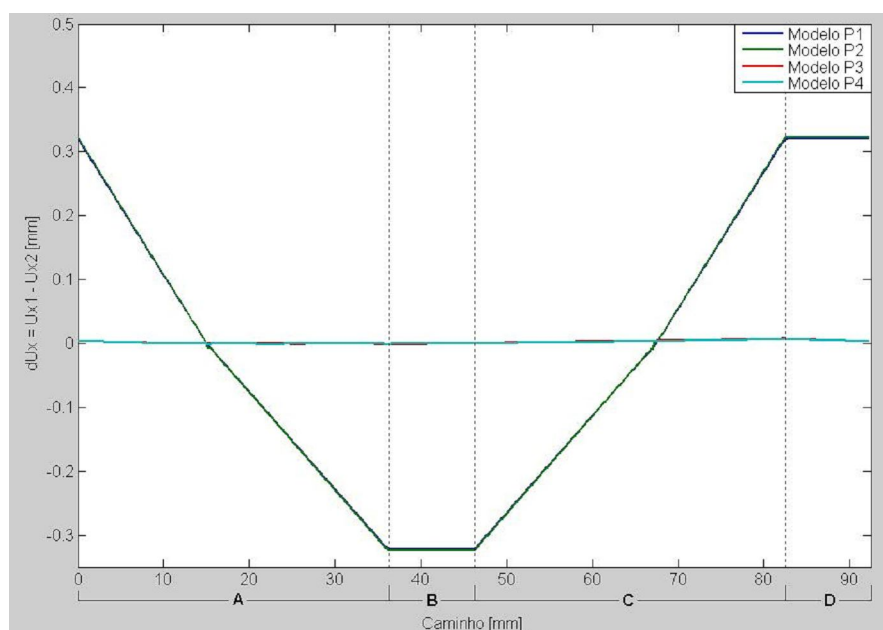


Figura 5.16 – Deslocamento relativo na direção X nos modelos P1, P2, P3 e P4.

Logo, pode-se verificar que a condição $\Delta U_x \geq 0$ favorece a realização da osteossíntese.

Desta maneira, na Figura 5.15, os modelos M1 e M2 apresentam esta condição favorável a osteossíntese somente na metade inicial do intervalo A, na metade final do intervalo C e no intervalo D. Nos modelos M3 e M4, os valores dos deslocamentos relativos se situam muito próximos de zero, provindo, desta maneira, estabilidade e conseqüente união dos segmentos.

Na Figura 5.16, os modelos P1, P2, P3 e P4 apresentam o mesmo comportamento dos modelos M1, M2, M3 e M4 da Figura 5.15. A diferença aparece nos modelos P1 e P2 onde ambos apresentam dois pontos de inflexão nos intervalos A e C. Os modelos P3 e P4 demonstram mais estabilidade que os modelos P1 e P2.

Nota-se também nas Figuras 5.15 e 5.16 que os valores não ultrapassaram o valor de 0,5 (espessura adotada no corte), indicando que não houve contato entre os nós.

Analisando os deslocamentos relativos na direção y e z dos nós, pode-se notar que:

1. Se o valor de ΔU_y ou ΔU_z é zero, os deslocamentos relativos nas direções y e z são nulos. Portanto, os deslocamentos dos nós não prejudicarão a união dos segmentos.

Nas Figuras 5.17 e 5.18, comparando os modelos medianos, é possível verificar que os modelos M1 e M2 apresentam deslocamentos relativos nas direções y e z mais próximos de zero do que os modelos M3 e M4. Desta forma, conclui-se que os modelos M1 e M2 possuem condições mais favoráveis a osteossíntese.

Constata-se também que o modelo M4 apresenta deslocamentos relativos absolutos nas direções y e z maiores que o modelo M3.

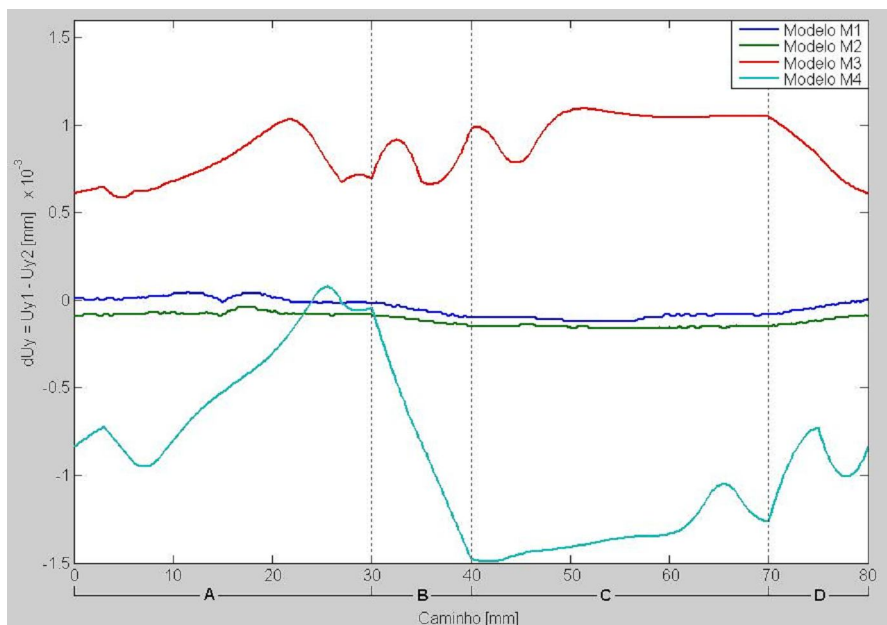


Figura 5.17 – Deslocamento relativo na direção Y nos modelos M1, M2, M3 e M4.

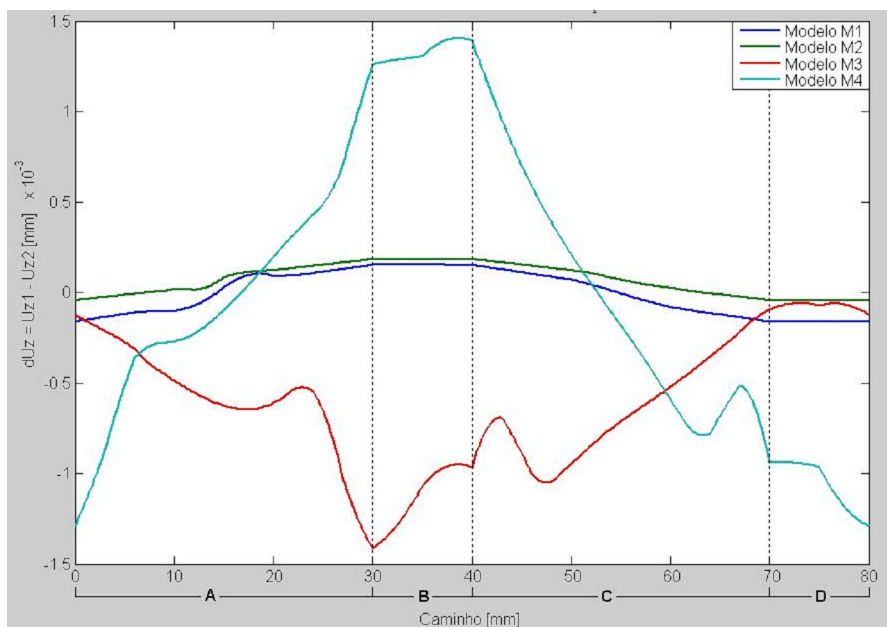


Figura 5.18 – Deslocamento relativo na direção Z nos modelos M1, M2, M3 e M4.

Comparando os deslocamentos relativos nas direções y e z dos modelos P1, P2, P3 e P4 apresentados nas Figuras 5.19 e 5.20, é possível afirmar que os menores valores ocorrem para os modelos fixados com duas miniplacas, ou seja, P3 e P4.

Na Figura 5.19, os modelos P1 e P2 apresentam deslocamentos relativos máximos no intervalo B. Nesta figura, também é possível visualizar que os nós localizados nas regiões acima da única miniplaca fixada (modelos P1 e P2), apresentam deslocamentos relativos na direção y quase nulos.

Os deslocamentos relativos na direção z, representados na Figura 5.20, possuem comportamentos bem distintos entre os modelos com uma (P1 e P2) e duas miniplacas (P3 e P4). Os modelos P3 e P4 apresentam maior estabilidade na direção z.

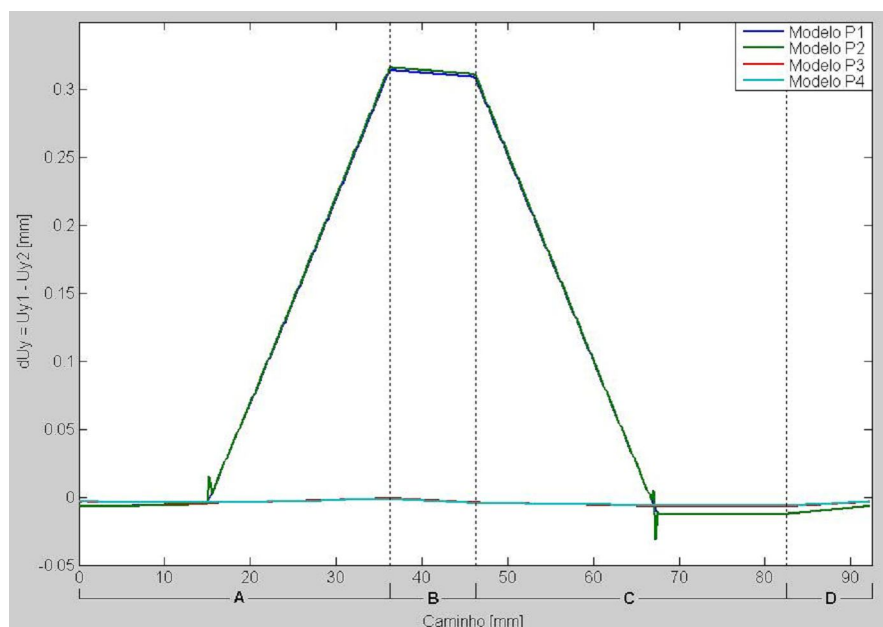


Figura 5.19 – Deslocamento relativo na direção Y nos modelos P1, P2, P3 e P4.

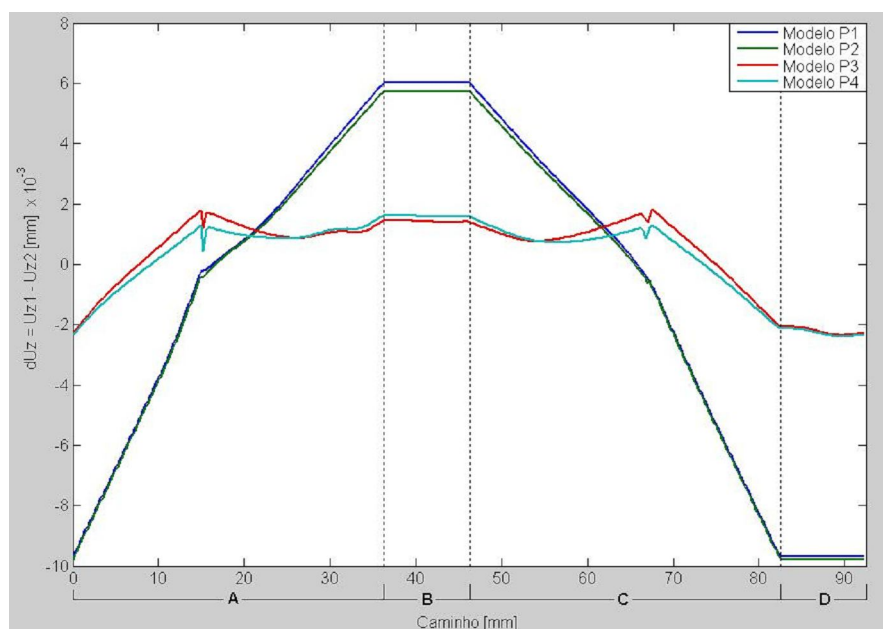
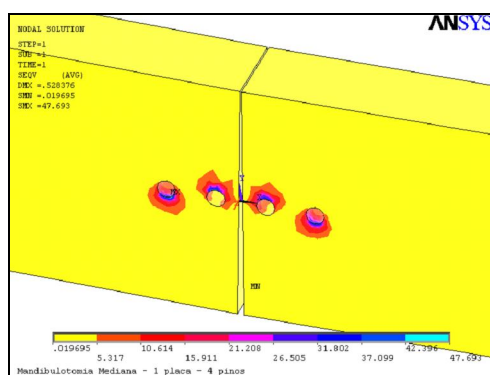


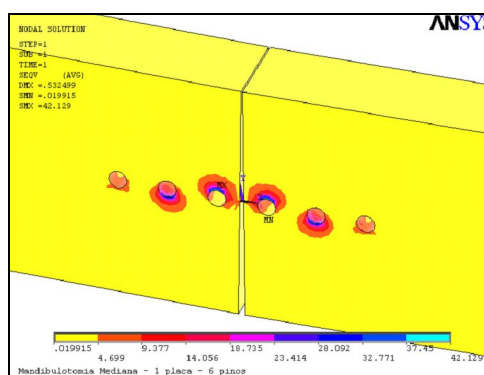
Figura 5.20 – Deslocamento relativo na direção Z nos modelos P1, P2, P3 e P4.

As tensões de Von Mises são mostradas nas Figuras 5.21 e 5.22. Nas Figuras 5.21a e 5.21b, os modelos M1 e M2 apresentam, respectivamente, as seguintes tensões de Von Mises máximas: 47,693 MPa e 42,129 MPa. A menor tensão do modelo M2 é menor do que no modelo M1, provavelmente por haver mais parafusos na fixação e, portanto, uma melhor distribuição dos esforços entre o modelo do osso e a miniplaca. Se ocorrer grandes níveis de tensões no osso, este apresenta um comportamento biológico chamado remodelagem óssea, que é a capacidade do osso reabsorver sob compressão ou neoformar osso dependendo da magnitude e tipo das tensões.

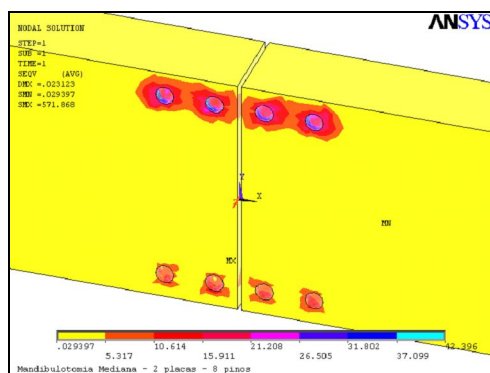
A distribuição de tensões dos modelos M3 e M4 é apresentada nas Figuras 5.21c e 5.21d. Os máximos valores de tensões nestes modelos são 571,868 MPa e 626,029 MPa, respectivamente. Este alto nível de tensões ocorreu devido à interação entre a extremidade de um dos parafusos com o modelo do osso. Para facilitar a comparação entre os modelos, foi disposta a mesma escala de tensões em ambos os modelos. É possível verificar uma semelhança na distribuição de tensões entre os modelos. Nota-se que a miniplaca posicionada na parte superior do mento é sujeita a um esforço superior à miniplaca da parte inferior do mento.



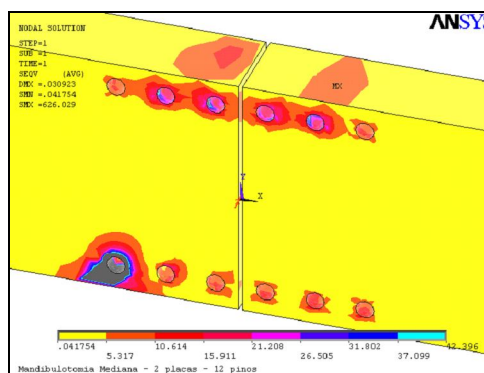
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 5.21 – Tensões de Von Mises do modelo mediano: a) modelo M1; b) modelo M2; c) modelo M3; d) modelo M4.

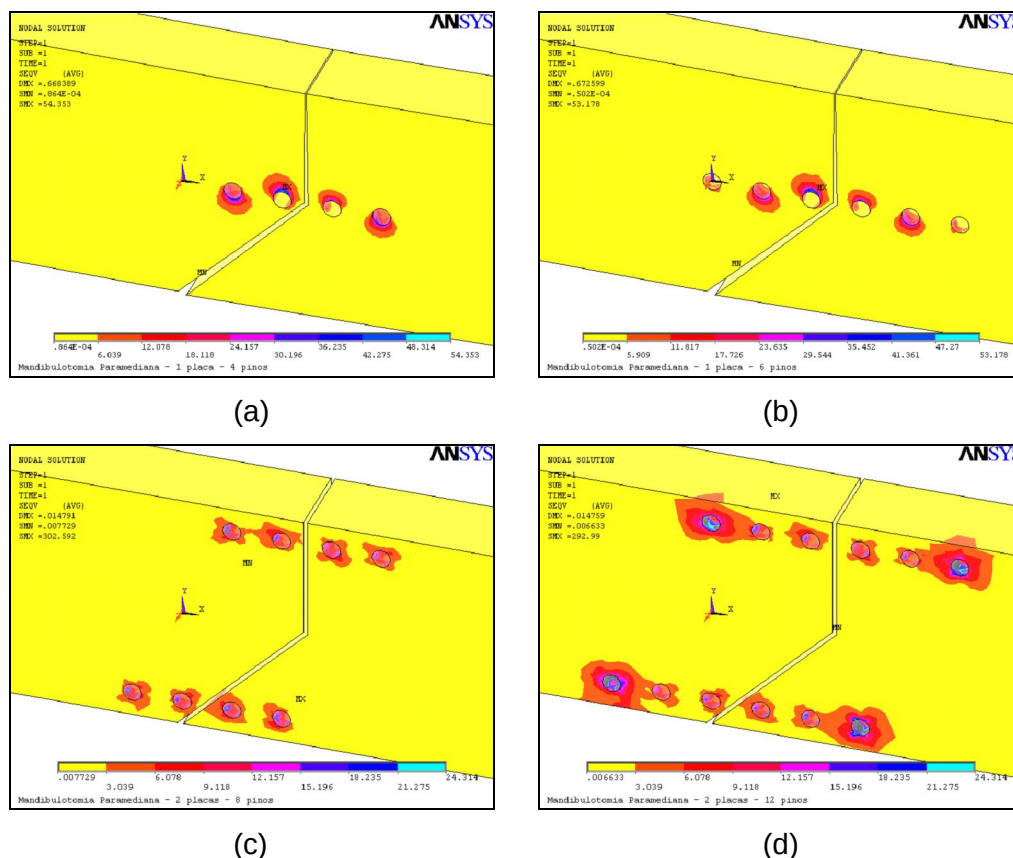


Figura 5.22 – Tensões de Von Mises do modelo paramediano: a) modelo P1; b) modelo P2; c) modelo P3; d) modelo P4.

Nota-se, na Figura 5.22, que os modelos com corte paramediano possuem distribuições de tensões similares aos modelos com corte mediano. Porém, os modelos P1 e P2 apresentam tensões máximas (54,353 MPa e 53,178 MPa, respectivamente) maiores que os modelos M1 e M2 sob as mesmas condições de contorno. Levando em consideração que o osso pode reagir sob tensões mais altas, pode-se concluir que os modelos M1 e M2 são recomendados por possuir tensões máximas menores. As tensões máximas nos modelos P3 e P4 são 320,592 MPa e 292,990 MPa, respectivamente. Se comparados com os modelos M3 e M4, aqueles apresentam menores tensões. Percebe-se também que as duas miniplacas resultam em esforços parecidos no modelo do osso, ou seja, ambas as miniplacas (na parte inferior e superior) estão sujeitas a esforços similares.

As Figuras 5.21 e 5.22 mostram a importância estrutural do uso de duas miniplacas. Quando duas miniplacas são utilizadas, pode-se notar que existe uma melhor distribuição das tensões na região dos furos.

Todos os modelos gerados apresentam pequenos valores de deslocamentos resultantes. Então, o objetivo de uma fixação rígida foi atingido. Apesar disto, estes

deslocamentos podem danificar a união do osso, já que a mordida possui caráter dinâmico ao invés de estático, como o aplicado neste trabalho.

As complicações associadas com o uso de técnicas de fixação rígida, após a mandibulotomia, estão diretamente relacionadas às posições de cada miniplaca. Este estudo mostra apenas um tipo de miniplaca e quatro configurações diferentes para cada mandibulotomia. Existem vários tipos de miniplacas e sua escolha depende das condições específicas de cada paciente. Os problemas tais como posicionamento incorreto, fixação inadequada e trauma de estruturas adjacentes são as principais causas que prejudicam a eficiência da osteossíntese.

Nota-se que, neste modelo simplificado, que não foram encontradas grandes diferenças entre as mandibulotomias mediana e paramediana. Mas é importante ressaltar que utilizou-se apenas uma condição de contorno. Além disto, apenas um modelo de miniplaca e de parafusos foi utilizado. Apesar destas restrições, o trabalho fornece uma concepção deste problema estrutural devido a sua característica comparativa entre o posicionamento das miniplacas e o uso de diferentes quantidades de parafusos de fixação.

5.4. Modelo Tridimensional da Mandíbula

As Figuras 5.23 e 5.24 mostram o campo de deslocamentos resultantes de todos os modelos analisados com o corte mediano e paramediano, respectivamente, utilizando o método de elementos finitos nos modelos tridimensionais da mandíbula.

Nota-se que os resultados dos modelos da mandíbula apresentam um comportamento similar quando a mesma quantidade de miniplacas é utilizada. Pode-se afirmar qualitativamente que um número maior de parafusos não reduz, de forma representativa, os deslocamentos resultantes gerados.

As Figuras 5.23a e 5.23b mostram o campo de deslocamentos resultantes dos modelos MC1 e MC2. Analisando visualmente, verifica-se que os maiores deslocamentos ocorrem na parte inferior do mento e não há diferenças significativas nos resultados quando se utilizam quatro ou seis parafusos. Os máximos deslocamentos são 796,129 μm e 749,118 μm nos modelos MC1 e MC2, respectivamente. Conforme dito anteriormente, o ponto crítico do modelo é aquele que possui um maior deslocamento resultante, pois, quanto maior o deslocamento, menor é a estabilidade do modelo, prejudicando a osteossíntese.

Avaliando as Figuras 5.23c e 5.23d, é possível perceber também que não existem diferenças nos modelos MC3 e MC4. Estes possuem, respectivamente, valores máximos de

deslocamento de 639,895 μm e 617,569 μm . Nota-se que este valor reduz com o aumento do número de parafusos utilizados, porém, não representa grande diferença que justifique o uso de seis parafusos.

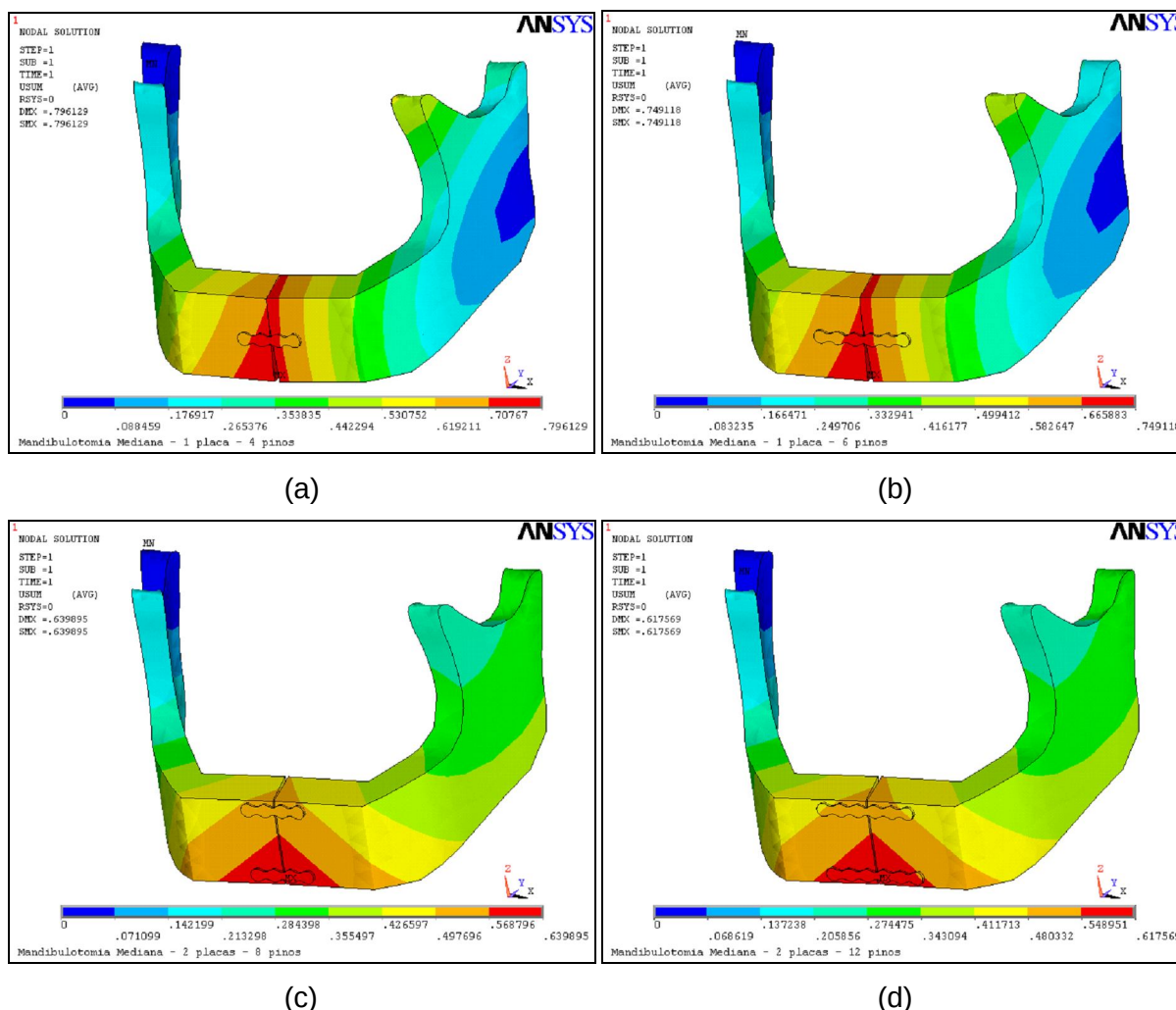


Figura 5.23 – Campo de deslocamentos resultantes dos modelos da mandibulotomia mediana: a) modelo MC1; b) modelo MC2; c) modelo MC3; d) modelo MC4.

Na Figura 5.24, pode-se notar que o mesmo comportamento ocorre nos modelos de corte paramediano. Não há diferenças no campo de deslocamentos entre os modelos com a mesma quantidade de miniplacas. Os máximos valores de deslocamentos ocorridos nos modelos PC1, PC2, PC3 e PC4 são, respectivamente, 991,689 μm , 956,954 μm , 658,125 μm e 650,028 μm . Assim, pode-se afirmar que estes valores de deslocamentos resultantes reduzem significativamente com o aumento de miniplacas. Mas, avaliando os modelos com uma quantidade de parafusos maior (modelos PC2 e PC4), verifica-se que estes valores de deslocamento resultante não variam muito em relação aos modelos com menos parafusos.

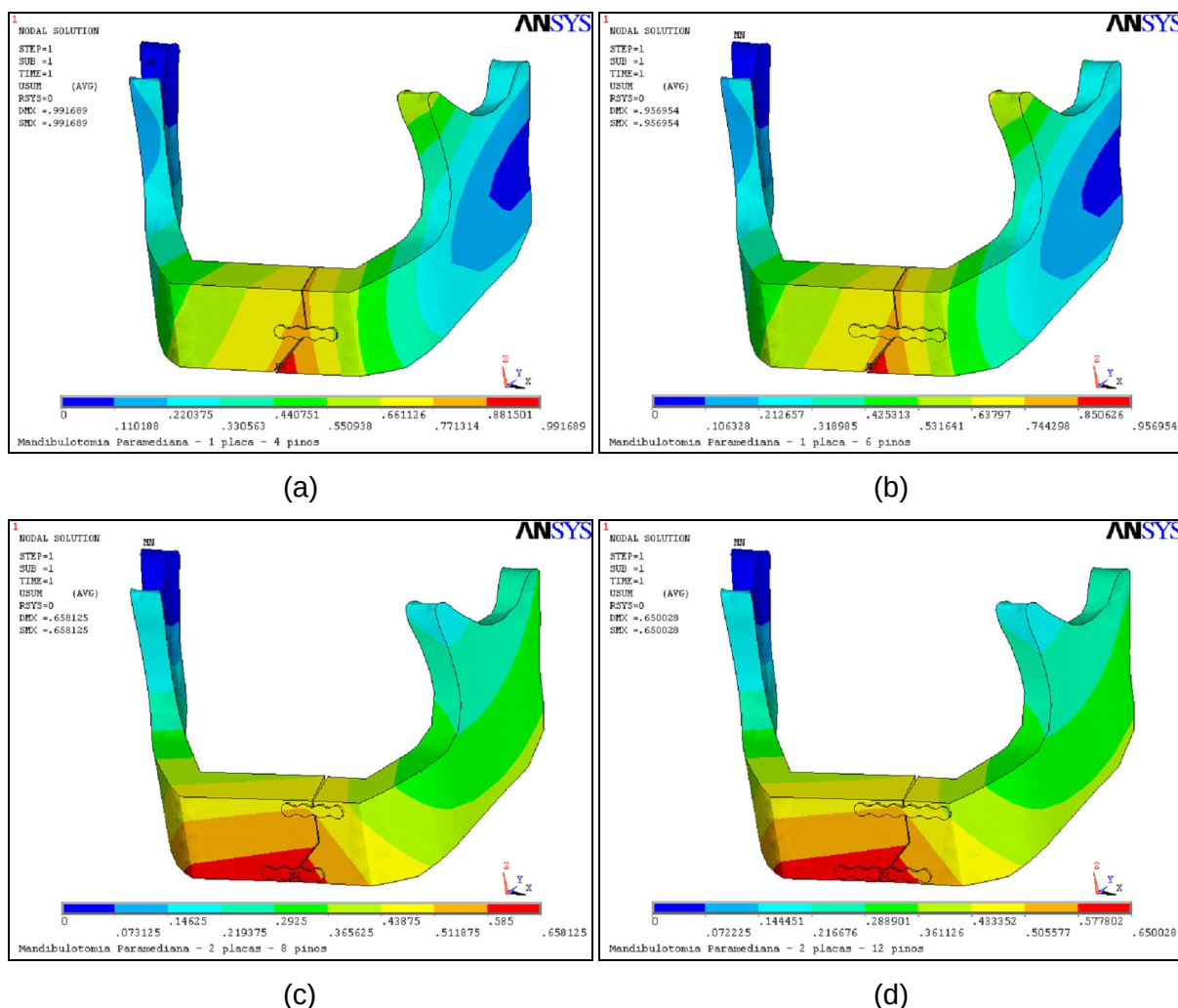


Figura 5.24 – Campo de deslocamentos resultantes dos modelos da mandibulotomia paramediana: a) modelo PC1; b) modelo PC2; c) modelo PC3; d) modelo PC4.

Comparando os máximos deslocamentos resultantes entre os tipos de osteotomias com a mesma fixação, pode-se afirmar que, utilizando apenas uma miniplaca, o corte mediano apresenta uma maior estabilidade do que o paramediano. Porém, quando utilizadas duas miniplacas para a fixação, os valores ficam próximos nos dois tipos de mandibulotomia. Mas o corte mediano ainda apresenta deslocamento resultante máximo menor que o corte paramediano.

Percebe-se também que, quando utilizado apenas uma miniplaca para a fixação, os maiores valores de deslocamentos ocorrem com maior incidência nos pontos localizados no segmento esquerdo da mandíbula; enquanto nos modelos com duas miniplacas, isto ocorre no lado direito da mandíbula.

Os deslocamentos resultantes dos nós (seqüência de nós das Figuras 5.3 e 5.4) são mostrados nas Figuras 5.25 e 5.26 para mandibulotomia mediana, e 5.27 e 5.28 para

mandibulotomia paramediana. Estes gráficos representam os deslocamentos resultantes destes pontos com cada tipo de mandibulotomia e suas quatro configurações de fixação pré-estabelecidas.

Analisando o comportamento dos deslocamentos resultantes dos modelos MC1 e MC2 (vide Figura 5.25), é possível verificar que os maiores deslocamentos acontecem nos pontos compreendidos no intervalo 2-3 (linha inferior do mento do lado direito da mandíbula). Os menores deslocamentos ocorrem nos pontos situados no intervalo 4-1.

Nota-se que não há grandes variações dos deslocamentos nos pontos escolhidos do segmento esquerdo da mandíbula, se comparados com o restante dos intervalos pertencentes ao segmento direito. Ao contrário dos modelos M1 e M2, não existe nenhuma simetria entre as curvas.

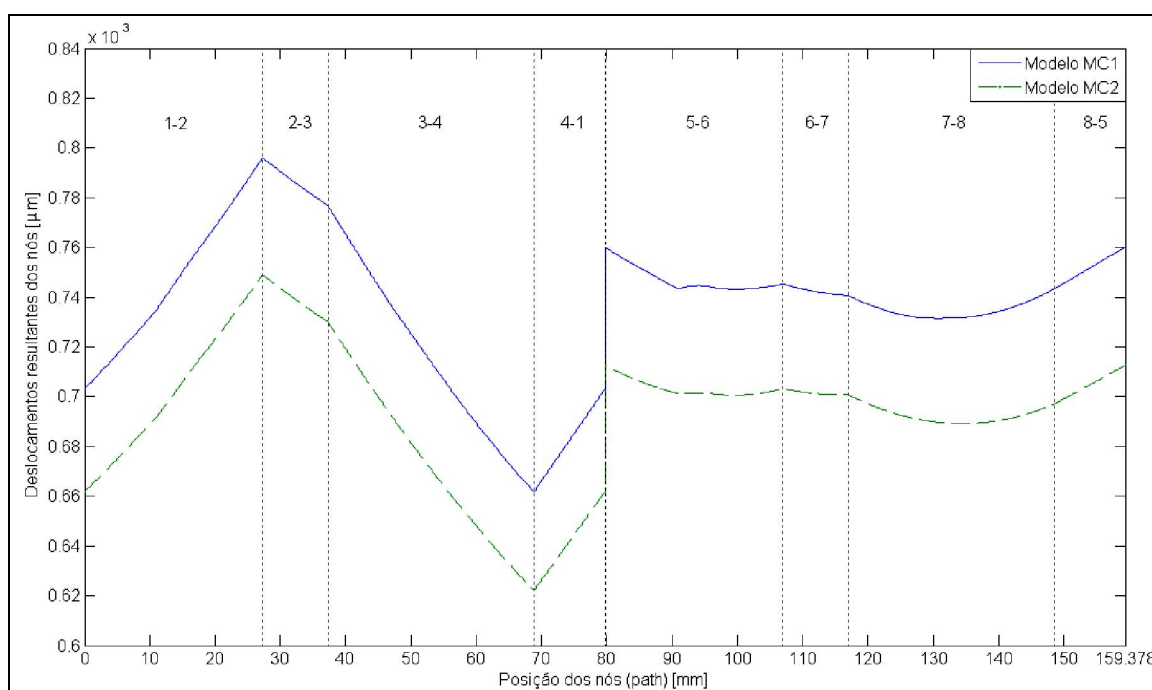


Figura 5.25 – Deslocamentos resultantes dos modelos medianos com uma miniplaca (Modelos MC1 e MC2).

A Figura 5.26 mostra o comportamento dos deslocamentos resultantes dos modelos MC3 e MC4. Com a análise das curvas, é possível verificar, nos dois modelos, que os maiores deslocamentos resultantes acontecem nos pontos compreendidos nos intervalos 2-3 e 6-7. Conseqüentemente, estes deslocamentos podem ser responsáveis por prejudicar a síntese óssea e, por este motivo, os pontos deste intervalo devem ser considerados críticos. Os menores deslocamentos estão nos pontos localizados nos intervalos 4-1 e 8-5. Verifica-

se também que o número de parafusos utilizados não gera grandes diferenças entre modelos com a mesma quantidade de miniplacas.

Comparando as curvas compreendidas nos intervalos 1-2, 2-3, 3-4 e 4-1 das Figuras 5.25 e 5.26, pode-se verificar que as mesmas possuem comportamentos similares. Isto não acontece com o restante dos pontos.

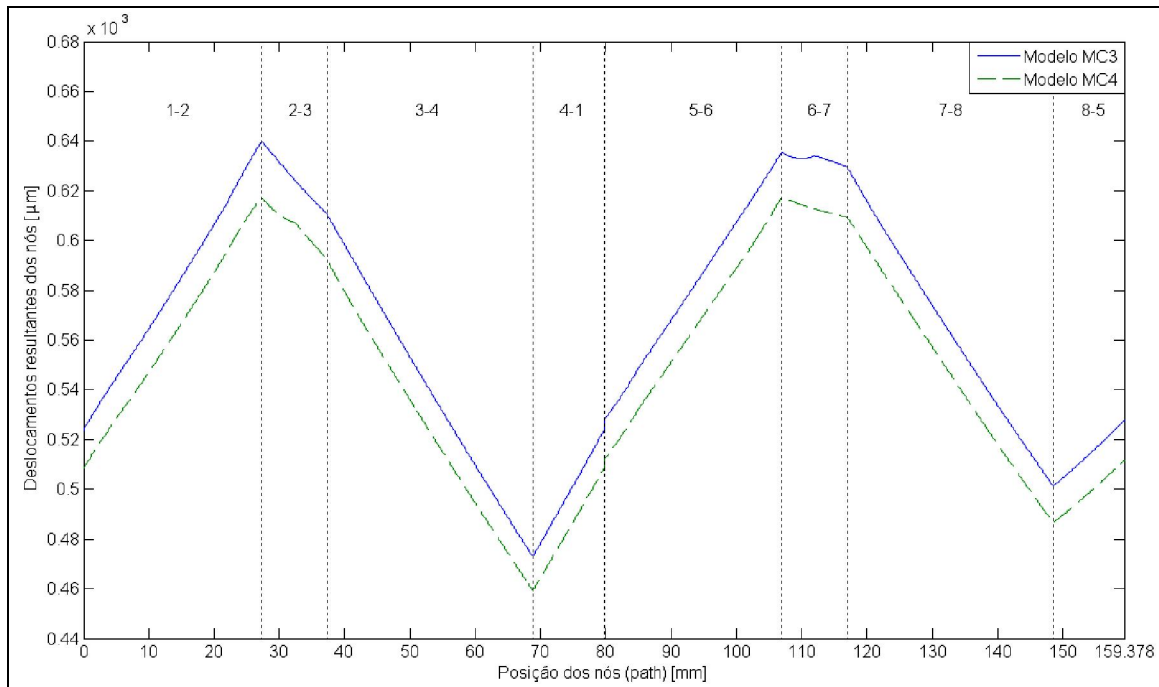


Figura 5.26 – Deslocamentos resultantes dos modelos medianos com uma miniplaca (Modelos MC3 e MC4).

Na Figura 5.27, verifica-se que o comportamento dos deslocamentos resultantes dos modelos PC1 e PC2 são similares. Não há variações significativas dos resultados com relação ao número de parafusos utilizado para a fixação. Nota-se que os maiores deslocamentos resultantes ocorrem nos pontos do intervalo 6-7, sendo estes os pontos críticos dos modelos. Percebe-se uma semelhança entre o comportamento dos deslocamentos nos modelos PC1 e PC2 com o comportamento dos modelos tridimensionais simplificados P1 e P2. Os menores deslocamentos ocorrem nos pontos posicionados no intervalo 4-1.

A Figura 5.28 apresenta os deslocamentos resultantes dos pontos do caminho mostrado na Figura 5.4. Observa-se que, praticamente, não há diferenças significativas entre os resultados dos modelos PC3 e PC4. Ou seja, o número de parafusos não influenciou o resultado de maneira significativa. Os pontos críticos destes modelos se concentram nos intervalos 1-2, 2-3 e 6-7. Isto se deve ao fato que estes pontos possuem os

maiores deslocamentos resultantes dos modelos, prejudicando a união dos segmentos da mandíbula. Os menores deslocamentos pertencem aos pontos localizados nos intervalos 4-1 e 8-5.

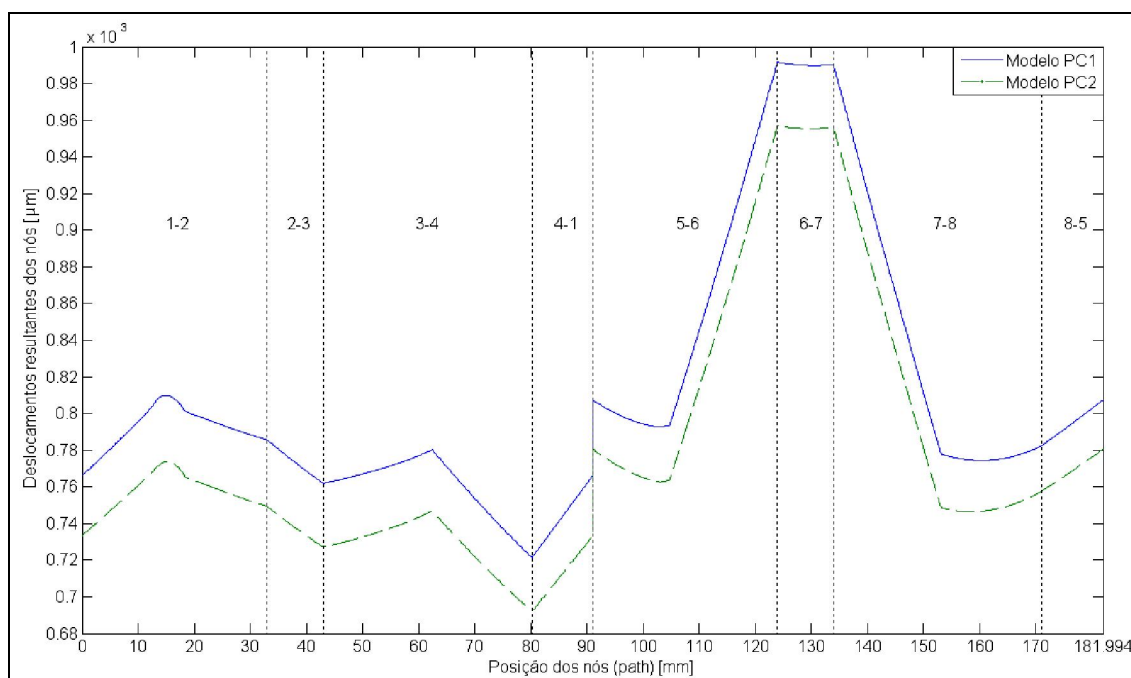


Figura 5.27 – Deslocamentos resultantes dos modelos paramedianos com uma miniplaca (Modelos PC1 e PC2).

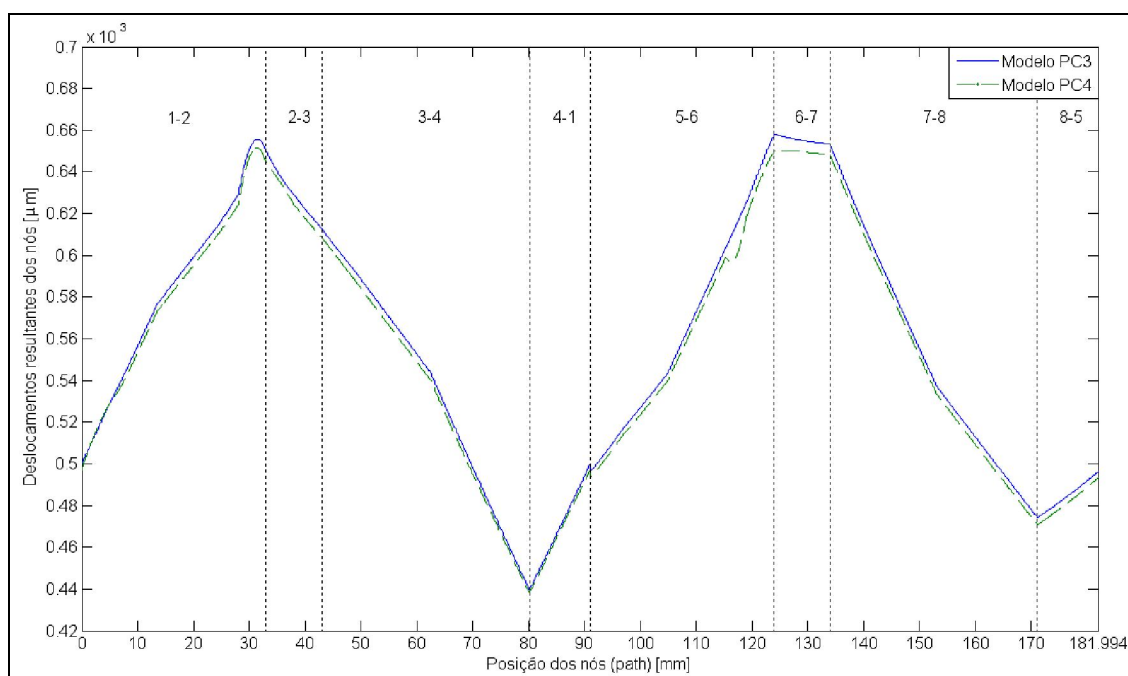


Figura 5.28 – Deslocamentos resultantes dos modelos paramedianos com uma miniplaca (Modelos PC3 e PC4).

As curvas dos deslocamentos resultantes de cada configuração com os dois tipos de mandibulotomias (mediana ou paramediana) foram dispostas juntas com o intuito de comparar qual mandibulotomia é a mais recomendada (vide Fig. 5.29).

Estabeleceu-se um valor de estabilidade de cada modelo, considerando como o inverso do valor da área calculada sob a curva de deslocamentos resultantes. Estes valores estão apresentados na Tabela 5.4.

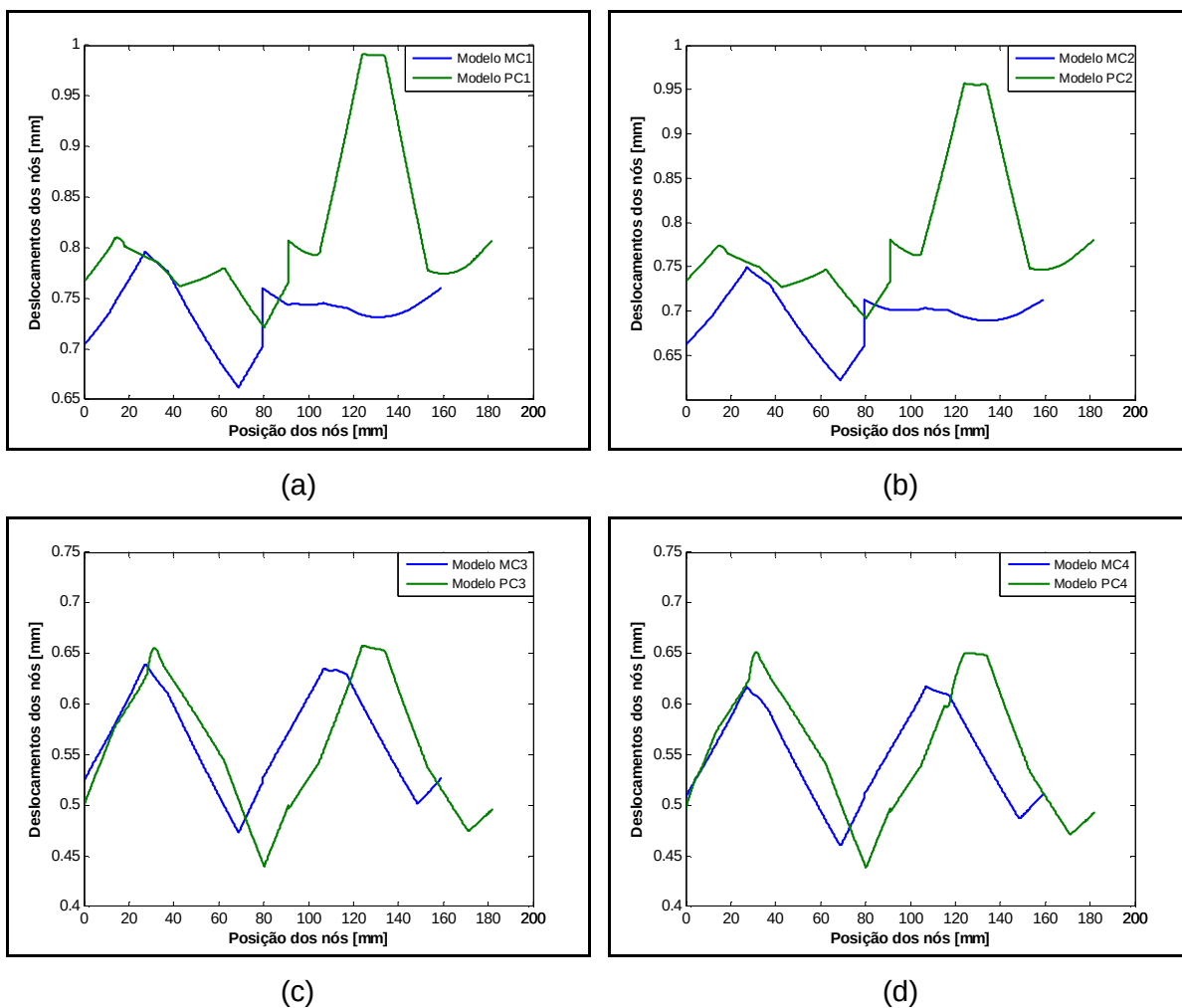


Figura 5.29 – Deslocamentos resultantes dos modelos: a) Modelos MC1 e PC1; b) Modelos MC2 e PC2; c) Modelos MC3 e PC3; d) Modelos MC4 e PC4.

A Figura 5.29a mostra o comportamento dos deslocamentos resultantes com a configuração de uma miniplaca com quatro parafusos. Nota-se que o modelo MC1 apresenta valores menores de deslocamento em relação ao modelo PC1 na maioria dos pontos. A situação crítica ocorre no modelo PC1, já que o mesmo apresenta os valores máximos de deslocamentos resultantes. A mesma análise pode ser feita para os modelos MC2 e PC2, mostrados na Figura 5.29b.

Analisando as Figuras 5.29c e 5.29d, é possível observar que, entre os modelos, não ocorre diferenças significativas no comportamento dos deslocamentos resultantes. Nota-se também que o número de parafusos utilizados não influencia os resultados obtidos destes modelos.

Tabela 5.4 – Estabilidade dos modelos tridimensionais.

Modelos	Área	Estabilidade [$\times 10^3$]
MC1	117,3789	8,5
MC2	110,4631	9,1
MC3	90,0880	11,1
MC4	87,3567	11,4
PC1	147,7017	6,8
PC2	141,8920	7,0
PC3	101,5283	9,8
PC4	100,8352	9,9

Analisando os valores mostrados na tabela 5.4, conclui-se que o modelo MC4 (osteotomia mandibular mediana fixada por duas miniplacas com 6 parafusos) apresenta a melhor estabilidade entre todos os modelos. Em contrapartida, o modelo MC3 possui um valor de estabilidade bastante próximo ao modelo MC4 e, levando em consideração a preservação da integridade do osso, recomenda-se a utilização de duas miniplacas com 4 parafusos para fixação, conforme o modelo MC3.

Como mencionado anteriormente, pode-se verificar que a condição $\Delta U_x \geq 0$ favorece a realização da osteossíntese, já que indica a aproximação dos nós.

Na Figura 5.30, os modelos MC1 e MC2 apresentam esta condição favorável a osteossíntese somente na metade inicial do intervalo A, na metade final do intervalo C e no intervalo D. Os nós localizados no restante dos intervalos se afastam, prejudicando a união dos segmentos. Este comportamento similar pode ser visto nos modelos M1 e M2, porém, os valores são diferentes, justificando, desta maneira, a modelagem tridimensional da mandíbula.

Nos modelos MC3 e MC4 da Figura 5.30, os valores dos deslocamentos relativos no intervalo A se situam próximos de zero, ao contrário dos intervalos B, C e D. Ainda assim, a melhor condição de estabilidade é obtida nestes modelos.

Na Figura 5.31, os modelos PC1, PC2, PC3 e PC4 apresentam o mesmo comportamento dos modelos MC1, MC2, MC3 e MC4 da Figura 5.30. Os modelos com corte paramediano com uma miniplaca apresentam deslocamentos relativos ligeiramente maiores

que os modelos medianos com uma miniplaca. Os modelos PC3 e PC4 demonstram mais estabilidade que os modelos PC1 e PC2.

Constata-se também que os valores não ultrapassaram o valor de 0,5 (espessura do corte da mandibulotomia), indicando que não houve contato entre os nós dos modelos tridimensionais da mandíbula.

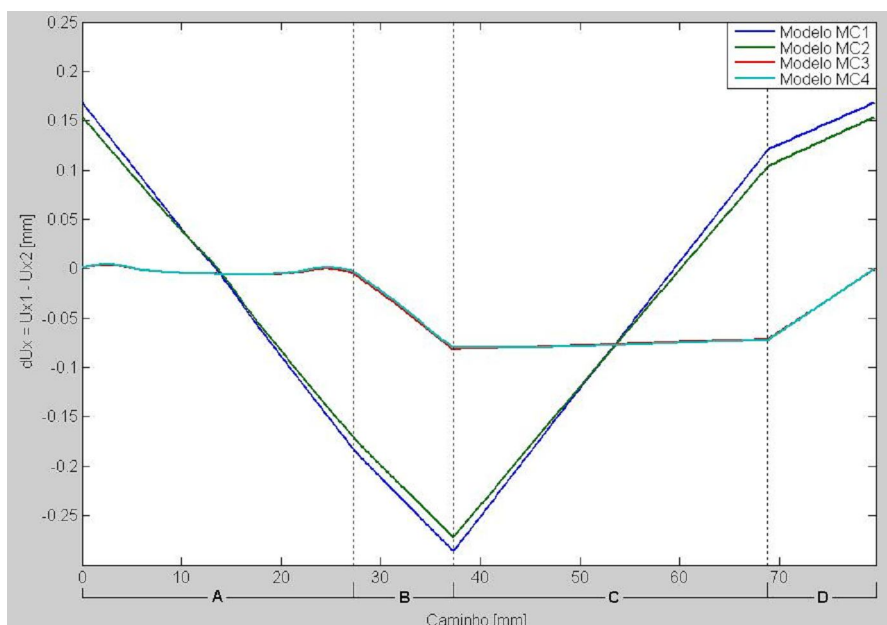


Figura 5.30 – Deslocamento relativo na direção X nos modelos MC1, MC2, MC3 e MC4.

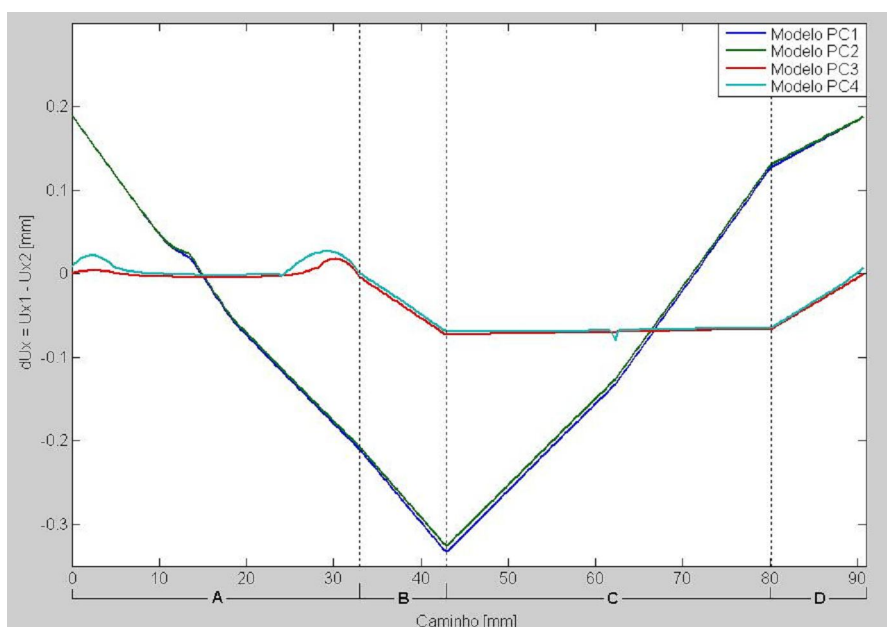


Figura 5.31 – Deslocamento relativo na direção X nos modelos PC1, PC2, PC3 e PC4.

Se os valores de ΔU_y e ΔU_z são nulos, os deslocamentos relativos dos nós nas direções y e z não prejudicarão a união dos segmentos. Portanto, nas Figuras 5.32 e 5.33, comparando os modelos medianos, é possível verificar que os modelos MC3 e MC4 apresentam deslocamentos relativos nas direções y e z mais próximos de zero do que os modelos MC1 e MC2. Desta forma, conclui-se que os modelos MC3 e MC4 possuem condições mais favoráveis à osteossíntese, quando avaliado os deslocamentos relativos nas direções y e z.

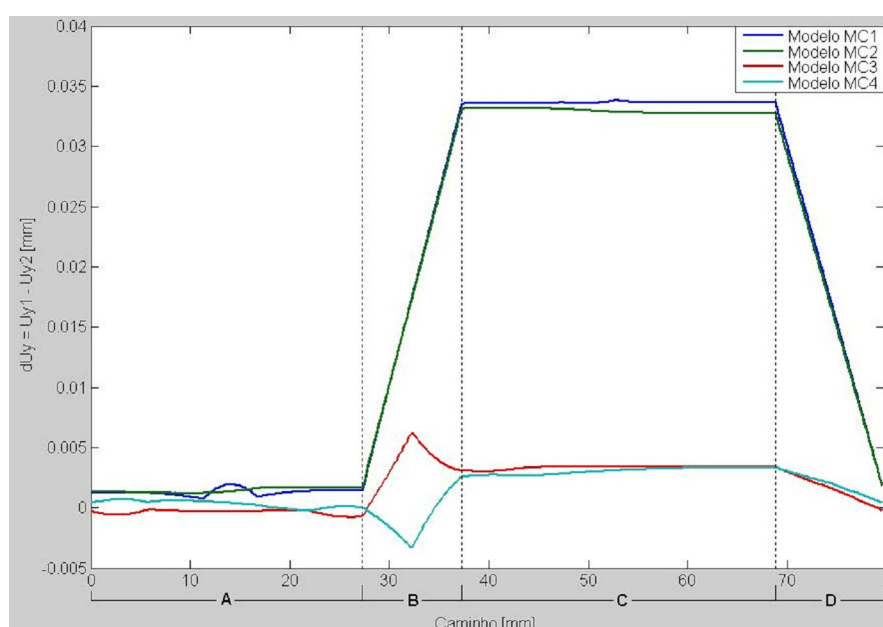


Figura 5.32 – Deslocamento relativo na direção Y nos modelos MC1, MC2, MC3 e MC4.

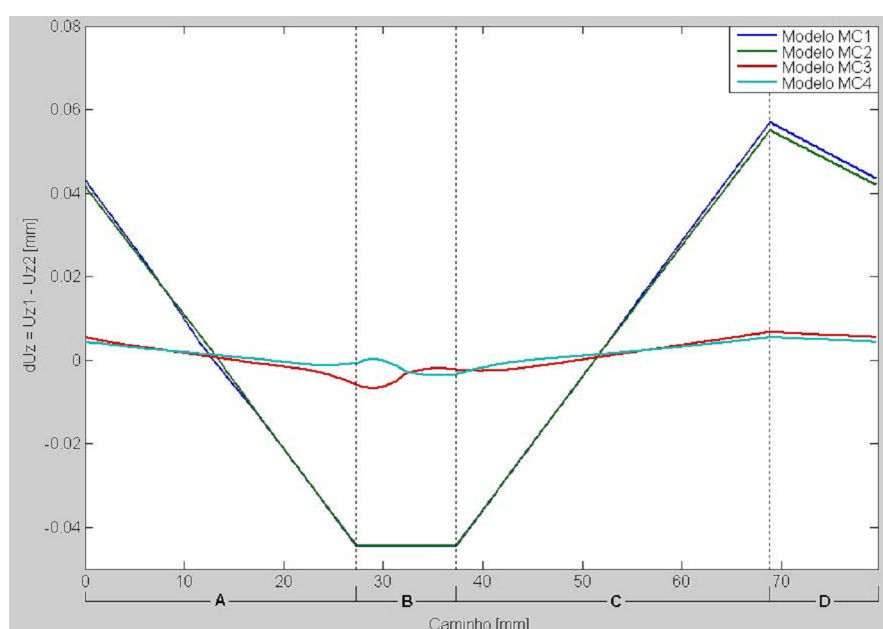


Figura 5.33 – Deslocamento relativo na direção Z nos modelos MC1, MC2, MC3 e MC4.

Analisando os deslocamentos relativos nas direções y e z dos modelos PC1, PC2, PC3 e PC4 apresentados nas Figuras 5.34 e 5.35, é possível afirmar que os menores valores ocorrem para os modelos fixados com duas miniplacas, ou seja, PC3 e PC4.

Nas Figuras 5.34 e 5.35, os modelos PC1 e PC2 apresentam deslocamentos relativos nas direções y e z máximos no intervalo B, ou seja, os nós pertencentes a este intervalo são considerados críticos.

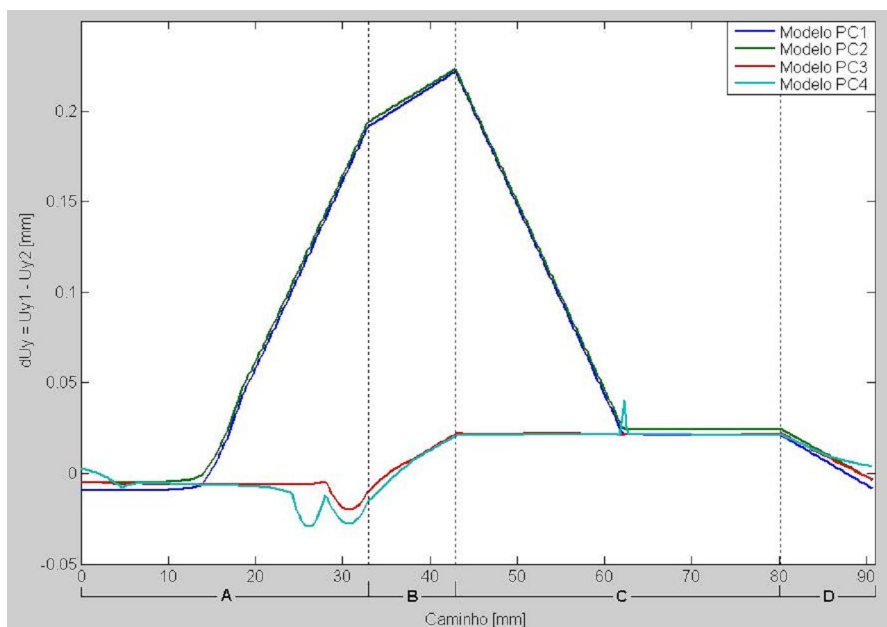


Figura 5.34 – Deslocamento relativo na direção Y nos modelos PC1, PC2, PC3 e PC4.

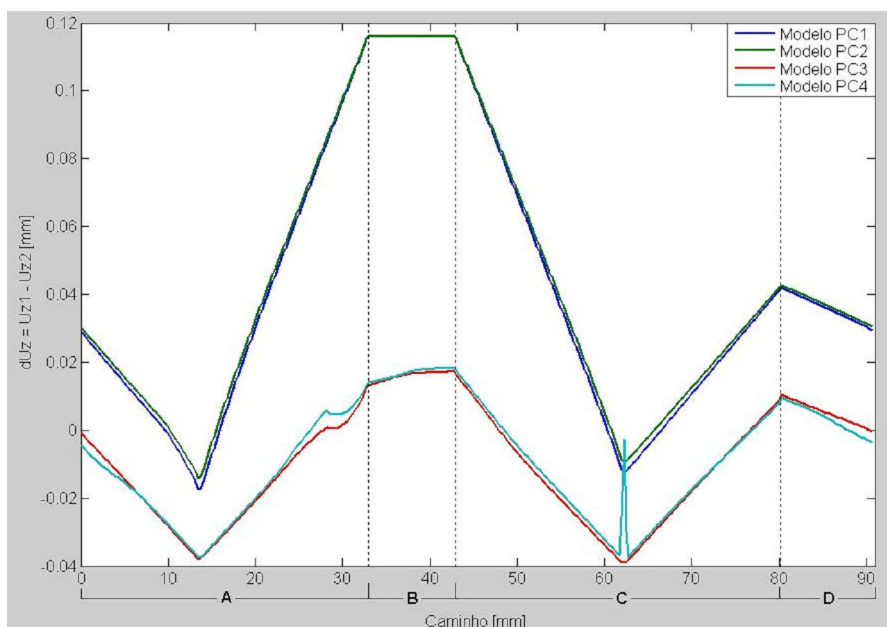


Figura 5.35 – Deslocamento relativo na direção Z nos modelos PC1, PC2, PC3 e PC4.

Os deslocamentos relativos na direção z, representados na Figura 5.35, possuem comportamentos parecidos entre os modelos paramedianos. Os modelos PC3 e PC4 apresentam maior estabilidade na direção z.

Comparando o comportamento dos deslocamentos resultantes e relativos apresentados em todos os modelos tridimensionais simplificados e da mandíbula, não é possível verificar semelhanças qualitativas e quantitativas. Isto justifica o desenvolvimento de um modelo mais elaborado (mais próximo do real) e, dentro dos modelos deste trabalho, considerar os modelos tridimensionais da mandíbula.

As Figuras 5.36 e 5.37 mostram a distribuição de tensões nos modelos tridimensionais da mandíbula. Em todos os modelos, foi ajustada a escala de tensões para facilitar na visualização das mesmas.

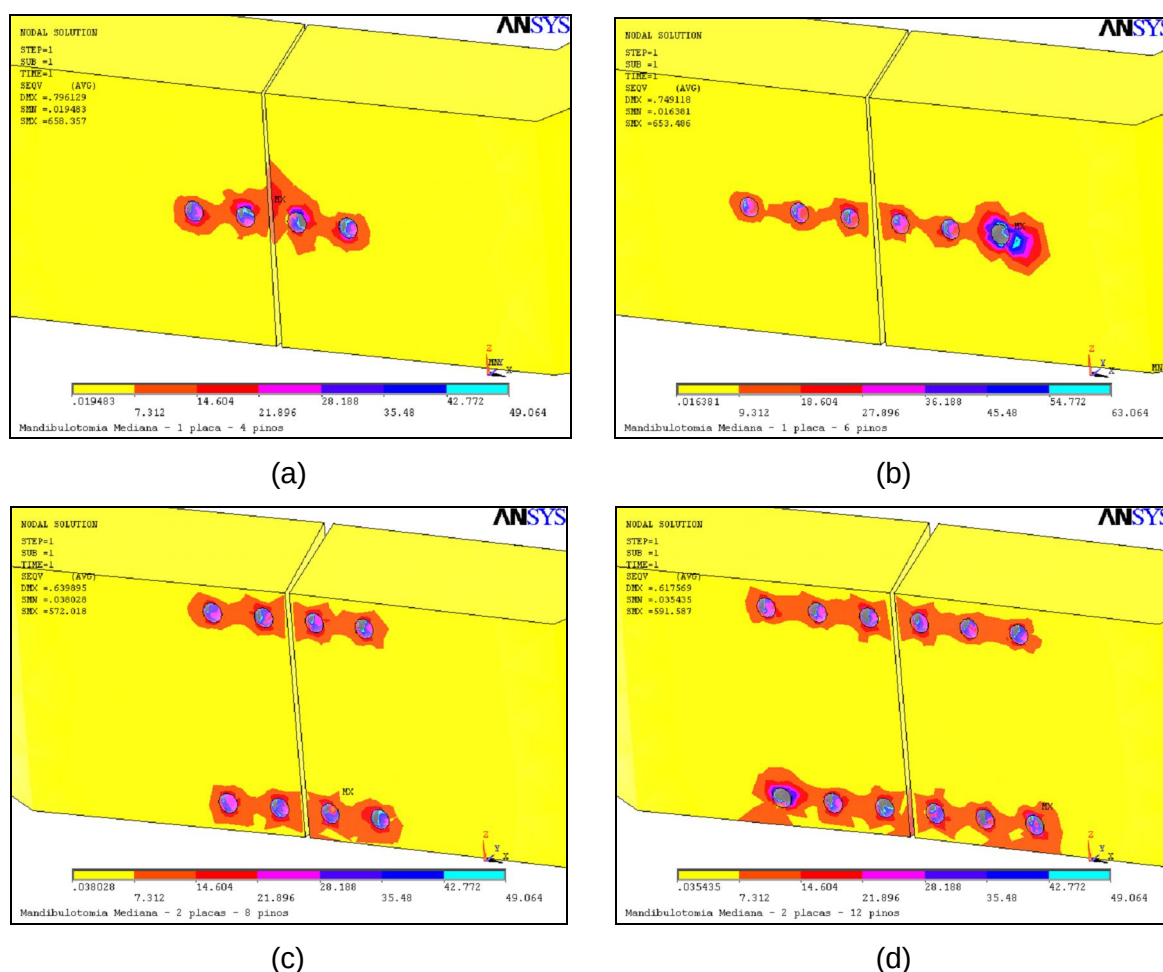


Figura 5.36 – Tensões de Von Mises do modelo mediano: a) modelo MC1; b) modelo MC2; c) modelo MC3; d) modelo MC4.

Nas figuras 5.36a e 5.36b, é mostrada a distribuição de tensões de Von Mises nos modelos MC1 e MC2. Observa-se que as tensões se concentram em torno dos parafusos da

miniplaca, revelando a importância estrutural da miniplaca. Nota-se tensões maiores nos dois parafusos centrais. As máximas tensões nestes modelos MC1 e MC2 são, respectivamente, 658,357 MPa e 653,486 MPa. Já nas figuras 5.36c e 5.36d, analisando a distribuição de tensões nos modelos MC3 e MC4, verifica-se que ambas as miniplacas superior e inferior são solicitadas de forma similar. Os máximos valores de tensão nos modelos MC3 e MC4 foram 572,018 MPa e 591,587 MPa, respectivamente.

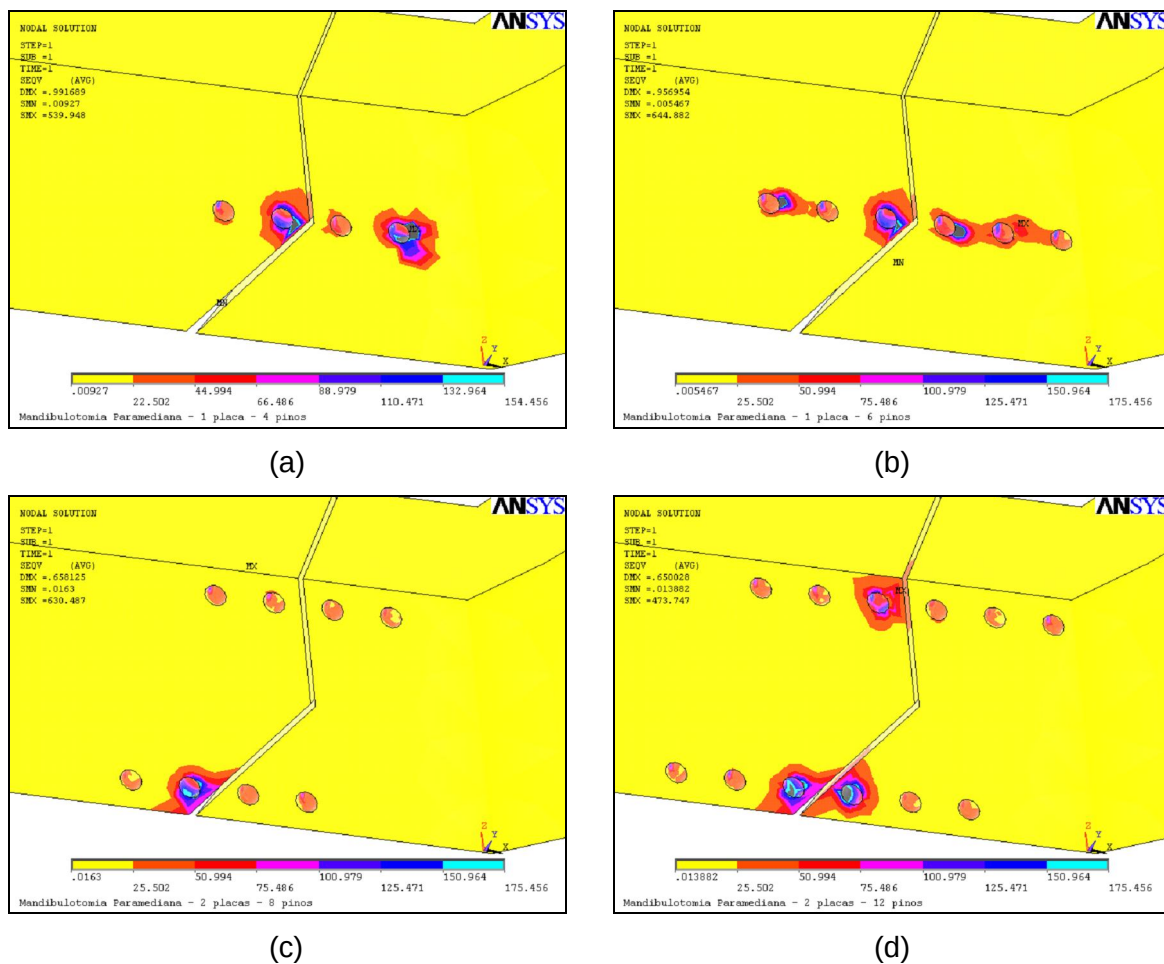


Figura 5.37 – Tensões de Von Mises do modelo paramediano: a) modelo PC1; b) modelo PC2; c) modelo PC3; d) modelo PC4.

5.5. Análise Experimental: Fixação por Fios

Neste trabalho foi feita uma análise experimental utilizando a técnica da fotoelasticidade de transmissão plana através de modelos fotoelásticos de uma mandíbula. Esta aproximação foi feita devido a inerentes dificuldades na aplicação da fotoelasticidade tridimensional através do método de congelamento de tensões (DALLY; RILLEY, 1980) e

também a eventuais dificuldades experimentais para a aplicação de uma técnica fotoelástica tridimensional a tais modelos de mandíbula com posterior simulação dos cortes e fixações. Por isso, a parte frontal da mandíbula foi planejada visando manter uma espessura uniforme. Paralelamente, o objetivo principal de se utilizar um modelo tridimensional foi simular um carregamento devido ao efeito da mastigação. Neste caso, utilizou-se um articulador semi-ajustável acoplado a um dispositivo de carga.

Deve-se ressaltar também que neste estudo utilizou-se apenas uma das formas de fixação dos cortes, normalmente utilizadas na técnica de mandibulotomia, ou seja, através de fios de aço. Normalmente, este tipo de fixação é feito em pacientes sem dentes, uma vez que, não há preocupação com a perda de dentes oriunda do processo de corte da mandíbula. Neste trabalho utilizou-se um modelo fotoelástico da mandíbula com dentes, e neste caso, normalmente a fixação dos cortes em pacientes que possuem dentes seria feita através de placas de titânio. Porém, utilizando um procedimento de análise, via fotoelasticidade de transmissão plana, existiriam restrições para a passagem da luz, impedindo que as franjas fossem analisadas. Este procedimento poderia ser feito utilizando a técnica de fotoelasticidade de reflexão e será proposto como uma continuidade deste trabalho.

Portanto, nesta etapa, o objetivo principal foi verificar visualmente a estabilidade da fixação dos cortes, mediano e paramediano, com dois tipos de amarração em cada um deles, paralela e cruzada. As amarrações (fixações) foram simuladas utilizando elásticos ortodônticos com dois objetivos:

- Padronizar a intensidade da amarração através do controle do número de elos fixados;
- Substituir os fios de aço, uma vez que, os fios ortodônticos são mais compatíveis com o menor módulo de elasticidade do material fotoelástico, evitando-se um eventual corte do modelo, devido ao aperto feito pela utilização de um fio de aço.

Foram avaliadas as configurações das distribuições das tensões nos vários modelos, sendo abordados, principalmente, os aspectos qualitativos indicando as diferenças nas ordens de franja ao longo dos cortes e na região próxima aos furos. Neste trabalho não foi feita uma leitura detalhada das ordens de franja fracionárias utilizando, por exemplo, o método de compensação de Tardy (DALLY; RILLEY, 1980) devido a uma dificuldade de leitura das ordens de franja na região dos furos. Neste caso, os elásticos impedem a passagem da luz dificultando a visualização da continuidade das ordens de franja.

A análise comparativa das fixações foi feita utilizando as tensões cisalhantes, que podem ser obtidas da “Lei Ótica das Tensões”, ou seja:

$$\tau = \frac{\sigma_1 - \sigma_2}{2} = \frac{N \times f_r}{2h} \quad (5.5)$$

Visando padronizar os pontos de leitura das ordens de franja, evitando-se a região próxima aos furos, convencionou-se um padrão de pontos de análise, conforme mostrado na Figura 5.38. Na Figura 5.38a, os pontos 2, 3, 7 e 8 são eqüidistantes com relação aos respectivos furos na direção da linha tracejada. Os pontos 1, 4, 6 e 10 são eqüidistantes com relação aos furos e as respectivas bordas na direção da linha tracejada.

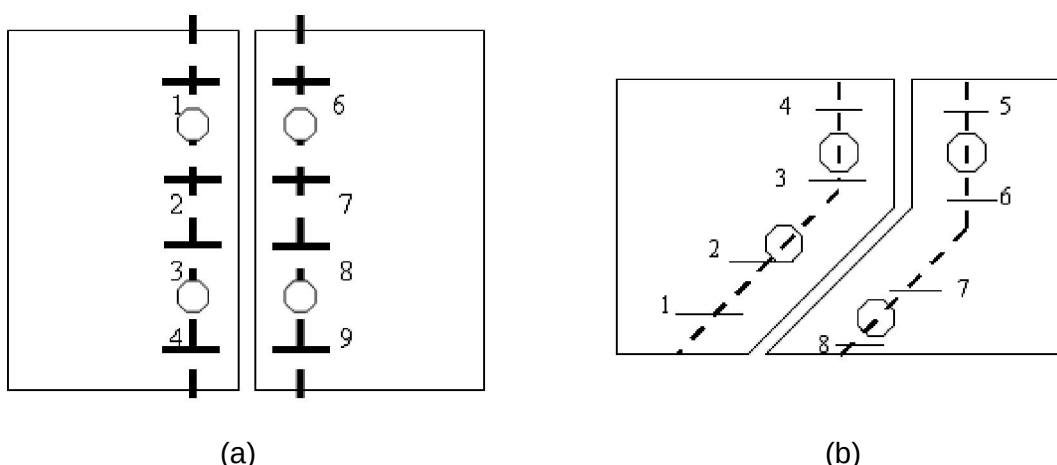


Figura 5.38 – a) Convenção de análise considerando 10 pontos para o corte mediano; b) Convenção de análise considerando 08 pontos para o corte paramediano.

A Figura 5.39 mostra o modelo cortado após o processo de furação. Mesmo fazendo a furação sob refrigeração foi observada uma pequena tensão residual em um dos furos. Neste material, em particular, as tensões residuais podem ser eliminadas deixando o modelo na estufa a 30 °C por aproximadamente uma hora.

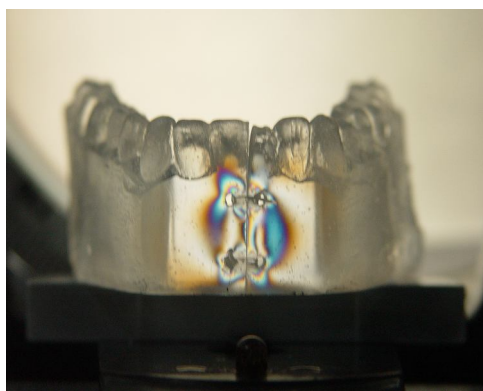


Figura 5.39 – Modelo com corte mediano e furos.

A Figura 5.39 mostra o modelo com corte mediano após o processo de amarração paralela sem aplicação de carga e a Figura 5.40 mostra o mesmo modelo sob amarração cruzada sem aplicação de carga.



Figura 5.40 – Modelo com corte mediano e amarração cruzada sem aplicação de carga.

Observam-se em ambos os tipos de amarração mostrados nas Figuras 5.39 e 5.40 que as tensões não são uniformes ao longo do corte sendo mais intensas nas direções dos fios tencionados. Neste aspecto, é provável que a osteossíntese seja diferente ao longo do corte, porém, sabe-se que a variável mais significativa é a estabilidade da união, ou seja, a fixação deve ser suficiente para travar a união evitando um deslocamento relativo. Este processo poderia levar a uma perda da osteossíntese. Observa-se que a distribuição de tensão foi mais uniforme na amarração cruzada, que, normalmente apresenta uma maior estabilidade de movimentação do que a amarração paralela, considerando a medida da estabilidade como sendo o deslocamento relativo entre os cortes na direção vertical. Na Figura 5.41, pode ser visualizado o modelo com corte mediano e amarração paralela sob a aplicação de carga. Foram analisadas três posições diferentes para simular o carregamento utilizando para isto um pedaço de silicone visando simular um caso de mastigação frontal e lateral.



Figura 5.41 – Modelo com corte mediano e amarração paralela e carga sendo aplicada no centro, no lado direito e no lado esquerdo da mandíbula.

Observa-se nos modelos com corte mediano e amarração paralela que a distribuição de tensões modifica-se em função da posição do carregamento, porém com pouca alteração na direção dos fios próximos aos furos. Observam-se valores máximos de ordem de franja acima de 4.



Figura 5.42 – Modelo com corte mediano e amarração cruzada e carga sendo aplicada no centro, no lado direito e no lado esquerdo da mandíbula.

De forma análoga nos modelos com corte mediano e amarração cruzada a distribuição das tensões modifica-se em função da posição do carregamento (vide Figura 5.42). Neste caso, porém ocorre uma alteração mais significativa na direção dos fios próximos aos furos. Observam-se valores máximos de ordem de franja acima de 4.

As Figuras 5.43, 5.44 e 5.45 mostram os gráficos para as ordens de franja aproximadas dos modelos com corte mediano, sem aplicação de carga, com carga e amarração paralela e com carga e amarração cruzada, respectivamente. Deve-se destacar que estes valores são aproximados, uma vez que, não se utilizou nenhuma metodologia para determinação de franjas fracionárias, como o método de compensação de Tardy, por exemplo.

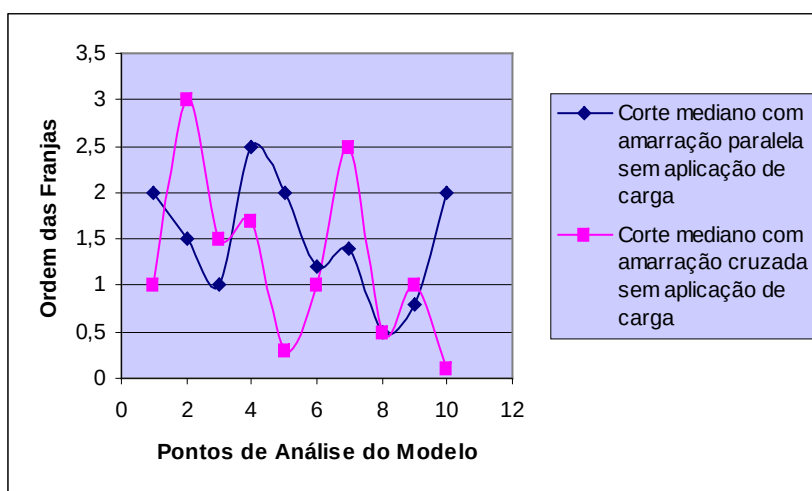


Figura 5.43 – Ordens de franja para o corte mediano para os dois tipos de amarração sem carregamentos.

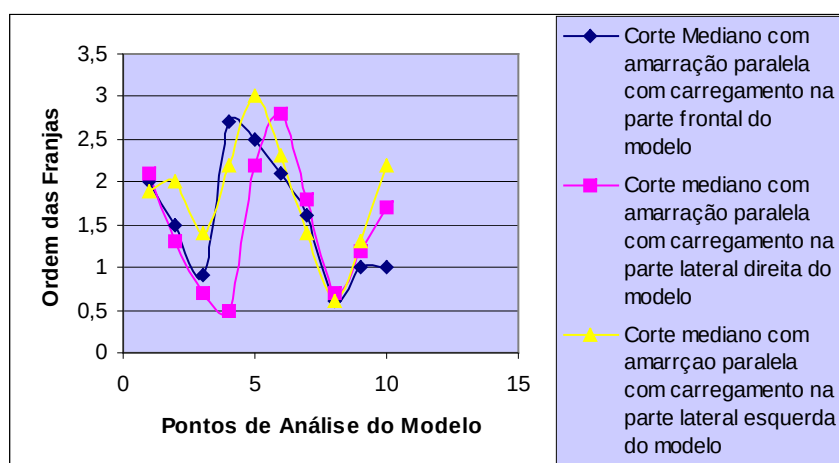


Figura 5.44 – Ordens de franja para o corte mediano com amarração paralela e diferentes carregamentos.

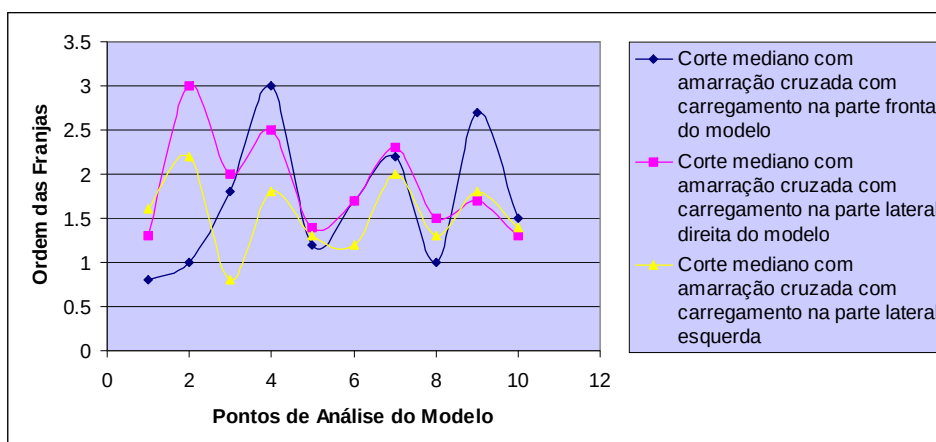


Figura 5.45 – Ordens de franjas para o corte mediano com amarração cruzada e diferentes carregamentos.

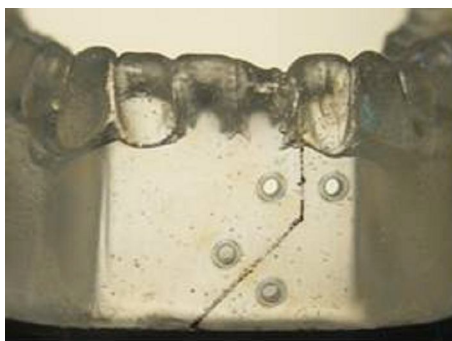


Figura 5.46 – Modelo com corte paramediano e furos.

A Figura 5.46 mostra o modelo cortado após o processo de furação. Mesmo fazendo a furação sob refrigeração, mais uma vez foi observada uma pequena tensão residual em

volta dos furos. Desta forma, novamente se faz necessário a realização de um tratamento térmico no material repetindo o procedimento adotado anteriormente.

A Figura 5.47 mostra o modelo com corte paramediano após o processo de amarração paralela sem aplicação de carga e a Figura 5.48 mostra o mesmo modelo sob amarração cruzada sem aplicação de carga.

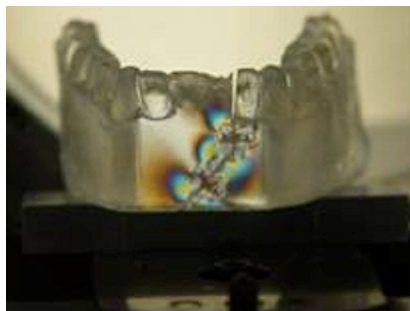


Figura 5.47 – Modelo com corte mediano e amarração paralela sem aplicação de carga.

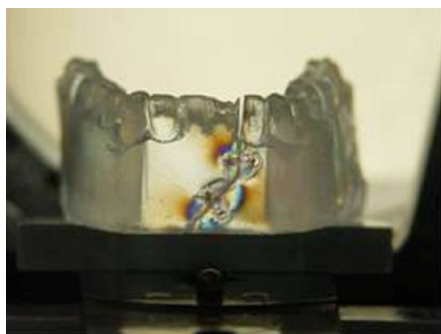


Figura 5.48 – Modelo com corte mediano e amarração cruzada sem aplicação de carga.

Novamente, observam-se em ambos os tipos de amarração mostrados nas Figuras 5.47 e 5.48 que as tensões não são uniformes ao longo do corte sendo mais intensas nas direções dos fios tencionados. Observa-se que na direção do corte a tensão é distribuída mais uniformemente do que no corte mediano.

Na Figura 5.49 pode ser visualizado o processo de aplicação de carga em três pontos distintos do modelo com corte paramediano e amarração paralela, utilizando para isto o mesmo procedimento adotado anteriormente.

Neste caso, observa-se a carga frontal tende a amplificar os níveis de tensão de maneira geral, com exceção na direção dos fios que tende a manter um padrão similar. Deve-se destacar que, de maneira geral, os carregamentos não influenciaram significativamente o padrão de tensão próximo aos furos na direção dos fios. Isto é fundamental, pois o nível de travamento é mantido.



Figura 5.49 – Modelo com corte paramediano e amarração paralela e carga sendo aplicada no centro, no lado direito e no lado esquerdo da mandíbula.

O processo de aplicação de carga se repete para a amarração cruzada. A Figura 5.50 mostra o modelo sendo tensionado nos três pontos e que, para o caso de amarração cruzada com corte paramediano, a distribuição de tensão se concentra na região que sofre a amarração e ao longo dos fios.

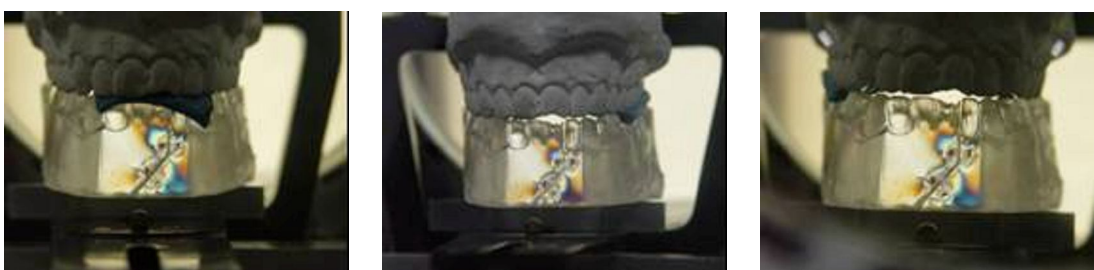


Figura 5.50 – Modelo com corte paramediano e amarração cruzada e carga sendo aplicada no centro, no lado direito e no lado esquerdo da mandíbula.

As Figuras 5.51, 5.52 e 5.53 mostram os gráficos para as ordens de franja aproximadas para o corte paramediano considerando as situações de análise descritas.

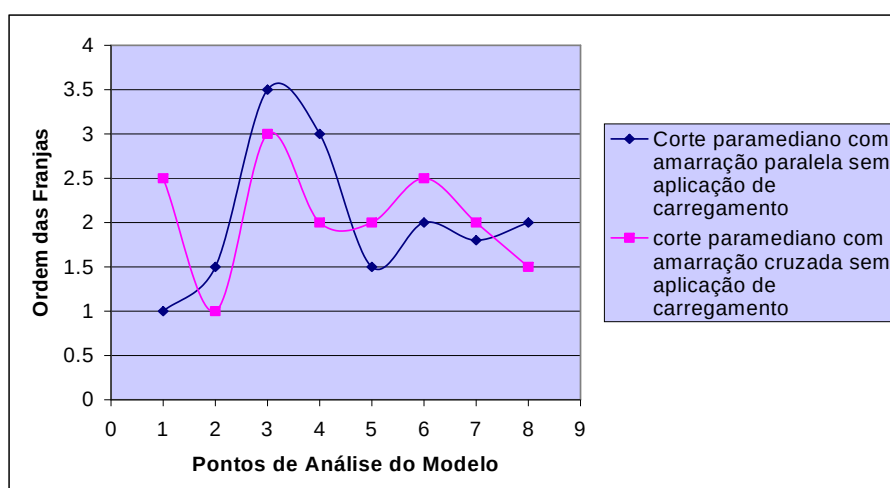


Figura 5.51 – Ordens de franja para o corte paramediano para os dois tipos de amarração sem carregamentos.

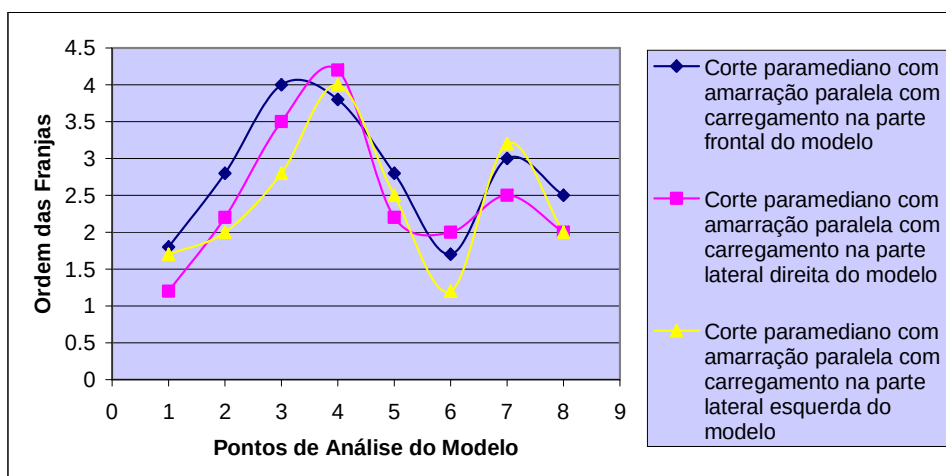


Figura 5.52 – Ordens de franja para o corte paramediano com amarração paralela e diferentes carregamentos.

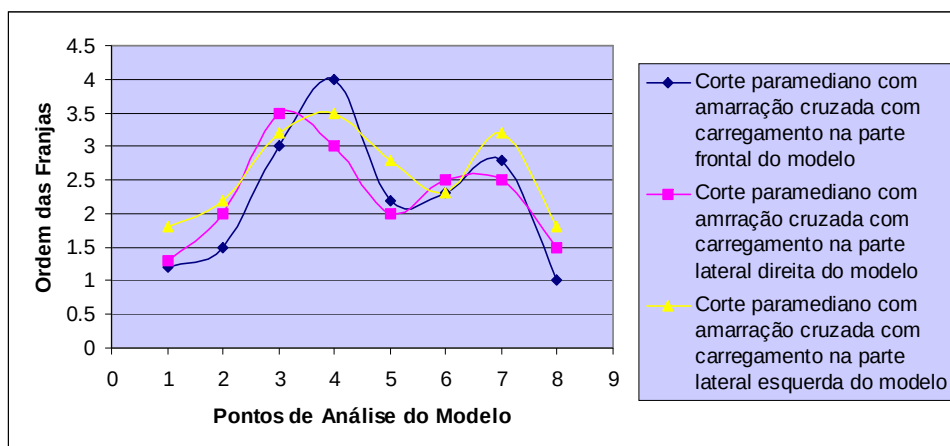


Figura 5.53 – Ordens de franja para o corte paramediano com amarração cruzada e diferentes carregamentos.

CAPÍTULO VI

CONCLUSÃO

O trabalho avaliou a técnica de mandibulotomia utilizada no acesso cirúrgico para tumores da cavidade oral através da comparação dos níveis de estabilidade em dois tipos de corte: mediano e paramediano. Foram utilizadas configurações diferentes com uma e duas miniplacas, com quatro e seis furos posicionados em diferentes localizações ao longo da mandíbula. Foram utilizados dois modelos base de elementos finitos. Inicialmente, utilizam-se modelos 3D simplificados, simulando a região próxima aos cortes através de blocos prismáticos. Na sequência desenvolveu-se modelos 3D da mandíbula, mais complexos, onde foram impostas condições de contorno mais próximas da realidade. Nestes últimos modelos, a região dos cortes também foi planificada visando simular adequadamente a fixação das miniplacas. Esta aproximação foi feita neste trabalho, visando simplificar a modelagem, uma vez que, o objetivo principal era conhecer o comportamento físico do sistema e avaliar comparativamente as diferentes configurações de fixação quanto ao nível de estabilidade.

Paralelamente, desenvolveu-se uma análise do gradiente de tensões ao longo dos cortes mediano e paramediano utilizando o método da fotoelasticidade de transmissão plana em modelos fotoelásticos fixados por fios.

A modelagem por elementos finitos utiliza uma formulação matemática de um objeto ou fenômeno real. Consequentemente, é impossível reproduzir todos os detalhes de um comportamento natural. Por outro lado, o modelo de elementos finitos possui vantagens sobre testes *in vivo*, principalmente porque o modelo é virtual e controlável. O pesquisador pode modificar facilmente suas condições de teste, parâmetros e geometria; sendo possível simular alguma resposta desejável e repetir a simulação várias vezes.

Modelos numéricos simplificados de um problema complexo foram obtidos e utilizados para avaliar o grau de estabilidade e níveis de tensão para as diferentes configurações de

fixação com as miniplacas. Com isto, foi possível fazer comparações e verificar qual possui a melhor condição de fixação para uma adequada osteotomia. Nos modelos analisados, a influência da curvatura da mandíbula não foi avaliada, uma vez que, o principal objetivo foi a avaliação do comportamento físico em diferentes configurações de fixação.

Para a comprovação de todos os resultados obtidos neste trabalho é importante a avaliação das fixações considerando as curvaturas da mandíbula e remodelação da miniplaca ao seu contorno.

Para a utilização da técnica de fotoelasticidade bidimensional, o material fotoelástico deve possuir comportamento linear de deformação e ser homogêneo em sua composição. Portanto, esta técnica não simula o comportamento do osso que é heterogêneo e não-linear. Além disso, o modelo apresentado neste trabalho foi aproximado a um problema no estado plano, devido a dificuldades da modelagem tridimensional deste problema utilizando a técnica da fotoelasticidade de transmissão. A grande vantagem da técnica bidimensional é a obtenção qualitativa da distribuição de tensões. Desta forma, é possível verificar experimentalmente os pontos de concentração de tensão no domínio do modelo.

As forças mastigatórias ainda não são bem definidas e, portanto, foram feitas aproximações nas aplicações das condições de contorno. Quanto menor a mobilidade entre os segmentos, melhor e mais rápida será a osteossíntese. Porém não se determinou ainda a extensão na qual esta mobilidade é favorável ou não no surgimento do calo ósseo.

A modelagem experimental utilizando a técnica da fotoelasticidade de transmissão plana avaliou de uma forma qualitativa o comportamento de dois tipos de corte diferentes com fixação por fios, similares aos casos reais de aplicação clínica. Paralelamente, aplicou-se um carregamento externo com o objetivo de avaliar a interferência no gradiente de tensões nos diferentes tipos de corte. Apesar da utilização de modelos simplificados, pode-se observar, qualitativamente, que os tipos de corte analisados possuem gradientes de tensões diferentes e que podem comprometer o processo de osteossíntese, com ou sem carregamento externo.

Evidentemente, para que se possa avaliar de forma precisa os diferentes tipos de cortes, indicando aquele que seria mais adequado e também propondo otimizações do processo, é necessário que modelos mais bem elaborados sejam construídos e analisados, de forma numérica e experimental.

Diante das limitações das modelagens numérica e experimental realizadas pode-se concluir que:

- Neste estudo não foram identificadas diferenças entre fixação por fios aço e miniplacas de titânio. Para pacientes com dentes prefere-se o uso de miniplacas, pois o mesmo pode efetuar oclusão dos dentes no primeiro dia

pós-operatório. Já no paciente edentado isto não é possível, assim opta-se pela amarração por fios.

- O número de parafusos não influencia na estabilidade quando for utilizada a mesma quantidade de miniplacas. Com isto, conclui-se que não se justifica o paradigma de que quanto maior o número de parafusos, melhor será a fixação.
- Utilizando apenas uma miniplaca, o corte mediano apresenta melhor estabilidade que o corte paramediano.
- Utilizando duas miniplacas na fixação, apesar da pequena diferença, há uma indicação de que o paramediano apresenta estabilidade um pouco melhor. Como a estabilidade foi quantificada como a área sob a curva dos deslocamentos resultantes, chega-se a conclusão de que a melhor fixação é realizada com duas miniplacas com 4 parafusos no corte mediano.
- A maior estabilidade ocorre no modelo mediano com duas miniplacas com 6 parafusos cada. Porém, deve-se levar em consideração a execução de furos desnecessários na mandíbula, causando a perda de tecido ósseo. Por esta razão, o modelo com duas miniplacas com 4 parafusos cada é a melhor escolha para a restauração da forma e função mastigatória da mandíbula e, conseqüentemente, rapidez na união dos segmentos da mandíbula. Percebe-se também que há uma perda maior de tecido ósseo na mandibulotomia paramediana e, como o volume retirado da mandíbula é maior, o mecanismo da osteossíntese pode ser desfavorecido.
- Analisando a distribuição de tensões, tanto no modelo tridimensional simplificado quanto no modelo tridimensional da mandíbula, pode-se notar um aumento significativo das tensões nos modelos com fixação com duas miniplacas e seis parafusos. Portanto, quanto maior o número de miniplacas e parafusos, maior serão os níveis de tensões gerados na interação entre os parafusos e o osso.
- Na modelagem experimental, observa-se, qualitativamente, que os tipos de corte analisados possuem diferentes gradientes de tensões, podendo comprometer o processo da osteossíntese. Apesar dos experimentos não terem sido realizados com este objetivo observou-se uma estabilidade superior da fixação por fios de aço no modelo paramediano.

SUGESTÕES PARA FUTUROS TRABALHOS

- Avaliar o grau de estabilidade e gradiente de tensões em um modelo numérico mais elaborado da mandíbula fixada com miniplacas. Neste caso, a sugestão é utilizar tomografia computadorizada para os modelos. Utilizar o programa SolidEdge para obter os modelos geométricos e exportar para o programa Ansys a geometria para posterior análises;

- Avaliar os modelos em novas posições de fixação abaixo da linha das raízes dos dentes e na parte inferior da mandíbula;

- Aplicar técnicas de otimização para avaliar as melhores posições de fixação nos diferentes tipos de cortes;

- Aplicar técnicas de otimização no formato das miniplacas;

- Utilizar modelagem experimental, melhorando a geometria do modelo fotoelástico, para avaliar a estabilidade das fixações para diferentes tipos de corte.

CAPÍTULO VII

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALTMAN, K.; BAILEY, B.M. Non-union of Mandibulotomy Sites Following Irradiation for Squamous Cell Carcinoma of the Oral Cavity, **British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**. v. 34, p. 62-65, 1996.

AMIN, M.R.; DESCHLER, D.G.; HAYDEN, R.E. Straight Midline Mandibulotomy Revisited, **Laryngoscope**, v. 109, p. 1402-1405, 1999.

BASCIFTCI, F.A.; KORKMAZ, H.H.; ISERI, H.; MALKOC, S. Biomechanical Evaluation of Mandibular Midline Distraction Osteogenesis by Using Finite Element Method. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**. v. 125, p. 706-715, 2004.

CHOI, B.H.; HUH, J.Y.; SUH, C.H.; KIM, K.N. An in Vitro Evaluation of Miniplate Fixation Techniques for Fractures of the Atrophic Edentulous Mandible. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**. v. 34, p. 174-177, 2005.

DAI, T.S.; HAO, S.P.; CHANG, K.P.; PAN, W.L.; YEH, H.C.; TSANG, N.M. Complications of Mandibulotomy: Midline Versus Paramidline. **Otolaryngol Head Neck Surgery**. v. 128, p. 137-141, 2003.

DALLY, J. W.; RILEY, W. F. **Experimental Stress Analysis**. 2.ed. N.Y., McGraw-Hill Ltda, 1980.

DOLANMAZ, D.; UCKAN, S.; ISIK, K.; SAGLAM, H. Comparison of Stability of Absorbable and Titanium Plate and Screw Fixation for Sagittal Split Ramus Osteotomy. **British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**. v. 42, p. 127-132, 2004.

DUBNER, S.; SPIRO, R.H. Median Mandibulotomy: A Critical Assessment. **Head and Neck**. v. 13, p. 389-393, 1991.

ENGROFF, S.L.; BLANCHART, R.H.; VON FRAUNHOFER, J.A. Mandibulotomy Fixation: A Laboratory Analysis. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**. v. 61, p. 1297-1301, 2003.

ERKMEN, E.; ŞİMŞEK, B.; YÜCEL, E.; KURT, A. Three-dimensional Finite Element Analysis Used to Compare Methods of Fixation After Sagittal Split Ramus Osteotomy: Setback Surgery-Posterior Loading. **British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**. v. 43, p. 97-104, 2005.

HUEBNER, K; THORNTON, E. **The Finite Element Method for Engineers**. 2.ed. John Wiley & Sons, 1982.

HUMPHRIS, G.M.; ROGERS, S.N. The Association of Cigarette Smoking and Anxiety, Depression and Fears of Recurrence in Patients Following Treatment of Oral and Oropharyngeal Malignancy. **European Journal of Cancer**. v. 13, p. 328-335, 2004.

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. **Falando Sobre Câncer da Boca**. Brasília, 2002. 52p. Relatório.

KOOLSTRA, J.H.; VAN EIJDEN. Combined Finite-Element and Rigid-Body Analysis of Human Jaw Joint Dynamics. **Journal of Biomechanics**. v. 38(12), p. 2431-2439, 2005.

LAS CASAS, E.B.; PAMPLONA, D.C. **Computational Models in Biomechanics**. 1.ed. Barcelona: International Center for Numerical Methods in Engineering (CIMNE), 2003. p. 103-139.

MAURER, P.; HOLWEG, S.; KNOLL, W.D.; SCHUBERT, J. Study by Finite Element Method of the Mechanical Stress of Selected Biodegradable Osteosynthesis Screws in Sagittal

Ramus Osteotomy. **British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**. v. 40, p. 76-83, 2002.

MCCANN, K.J.; IRISH, J.C.; GULLANE, P.J.; HOLMES, H.; BROWN, D.H.; ROTSTEIN, L. Complications Associated With Rigid Fixation of Mandibulotomies. **The Journal of Otolaryngology**. v.23 (3), p. 210-215, 1994.

MCGURK, M.; GOODGER, N.M. Head and Neck Cancer and its Treatment: Historical Review. **British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**. v. 38, p. 209-220, 2000.

MENICUCCI, G.; MOSSOLOV, A.; MOZZATI, M.; LORENZETTI, M.; PRETI, G. Tooth-Implant Connection: Some Biomechanical Aspects Based on Finite Element Analyses. **Clinical Oral Implants Research**. v. 13, p. 334-341, 2002.

NACAO, M. Distração Osteogênica – Revisão da Literatura. **Dental Press Ortodon Ortop Facial**. v. 7, nº 3, p. 105-114.

PAN, W.L.; HAO, S.P.; LIN, Y.S.; CHANG, K.P.; SU, J.L. The Anatomical Basis for Mandibulotomy: Midline Versus Paramidline. **Laryngoscope**. v. 113, p. 377-380, 2003.

RANCOURT, D; SHIRAZI-ADL, A; DROUIN, G; PAIEMENT; G. Friction Properties of The Interface Between Porous-Surfaced Metals and Tibial Cancellous Bone. **Journal of Biomedical Materials Research**. v. 24(11), p. 1503-1519, 1990.

SHAH, J.P.; KUMARASWAMY, S.V.; KULKARNI, V. Comparative Evaluation of Fixation Methods After Mandibulotomy for Oropharyngeal Tumors. **The American Journal Of Surgery**. v. 166(4), p. 431-434, 1985.

SHAH, J.P.; KOWALSKI, L.P. **Cirurgia Cabeça e Pescoço**. 2.ed. Editora Revinter Ltda, 2000.

SMEELE, L.E.; SLOTMAN, B.J.; MENS, J.W.; TIWARI, R. Local Radiation Dose, Fixation and Non-Union of Mandibulotomies. **Head and Neck**. v. 21, p. 315-318, 1999.

SPIRO, R.H.; GEROLD, F.P.; SHAH, J.P.; SESSIONS, R.B.; STRONG, E.W. Mandibulotomy Approach to Oropharyngeal Tumors. **The American Journal of Surgery**. v. 150, p. 466-469, 1985.

SULLIVAN, P.K.; FABIAN, R.; DRISCOLL, D. Mandibular Osteotomies for Tumor Extirpation: the Advantages of Rigid Fixation. **Laryngoscope**. v. 102, p. 73-80, 1992.

TOMINAGA, S. Major Avoidable Risk Factors of Cancer. **Cancers Letters**. v. 143, p. 19-23, 1999.

WÜNSCH FILHO, V. The Epidemiology of Oral and Pharynx Cancer in Brazil. **Oral Oncology**. v. 38, p. 737-746, 2002.

CAPÍTULO VIII

APÊNDICE

8.1. Rotina do Matlab.

```
clear, close all, clc
```

```
% Determinação de um melhor contorno
```

```
BWs = edge(I2, 'sobel');
```

```
se90 = strel('line', 3, 90);
```

```
se0 = strel('line', 3, 0);
```

```
BWsdil = imdilate(BWs, [se90 se0]);
```

```
BWdfill = imfill(BWsdil, 'holes');
```

```
BWnobord = imclearborder(BWdfill, 4);
```

```
seD = strel('diamond',1);
```

```
BWfinal = imerode(BWnobord,seD);
```

```
BWfinal = imerode(BWfinal,seD);
```

```
BWoutline = bwperim(BWfinal);
```

```
[y x] = find(A); % Encontra as coordenadas dos pontos
```

```
n = length(x); % Número de pontos
```

```
d = zeros(n);
```

```
% Matriz de distâncias entre os pontos
```

```
for i = 1:n
```

```
    c = i+1;
```

II

```
for j = c:n
    d(i,j) = sqrt((x(i)-x(j))^2+(y(i)-y(j))^2);
end
end

% Preenchimento da matriz com valor maior que 512
% OBS: 512 é o tamanho da imagem
for i = 1:n
    d(i,i) = 600;
end

for i = 1:n
    c = i+1;
    for j = c:n
        d(j,i) = 600;
    end
end

% Matriz de conectividade
for i = 1:n
    [V,l(i,2)] = min(d(i,:));
    l(i,1) = i;
end
```
